

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İKİ FARKLI PRE-COATED BRAKETİN KLİNİK BAŞARISIZLIK
ORANLARININ İN-VİVO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dt. Meriç TÜMOĞLU

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Atılım AKKURT

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2018

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İKİ FARKLI PRE-COATED BRAKETİN KLİNİK BAŞARISIZLIK
ORANLARININ İN-VİVO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dt. Meriç TÜMOĞLU

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Atılım AKKURT

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2018

TEZ ONAY SAYFASI



TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında desteğini ve ilgisini eksik etmeyen, tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocam sayın Yrd. Doç. Dr. Atılım Akkurt'a,

Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde almış olduğum uzmanlık eğitimime olan katkılarından dolayı değerli hocalarım sayın Prof. Dr. Seher GÜNDÜZ ARSLAN'a, sayın Doç. Dr. Güvenç BAŞARAN'a, sayın Yrd. Doç. Dr. Mehmet Doğru'ya, sayın Dr. Kamile ORUÇ'a,

Birlikte çalıştığımız her anından zevk aldığım ortodonti bölüm asistanlarına ve tüm anabilim dalı çalışanlarına,

Tez çalışmamın istatistik kısmını yürüten Yrd. Doç. Dr. Ersin UYSAL'a,

Her zaman yanımda olduklarını hissettiren, en zor anlarımda sabır ve anlayış gösteren canım anneme, kardeşime, rahmetli babama ve sevgisini esirgemeyen sevgili Ali KARAKAŞ'a,

En içten ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım..

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK	
TEZ ONAYI	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER	iii
RESİMLER DİZİNİ.....	v
TABLolar DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ÖZET.....	x
ABSTRACT.....	xii
1. GİRİŞ VE AMAÇ:	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Sabit Ortodontik Tedavi:.....	3
2.1.1.Mine yüzeyinin temizlenmesi:	5
2.1.2. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi:.....	5
2.1.2.1.Asit ile pürüzlendirme:	6
2.1.2.2.Lazer ile Pürüzlendirme:	7
2.1.2.3.Alüminyum Oksit ile Pürüzlendirme:	8
2.1.3.Sealant-Primer Uygulaması:.....	8
2.1.3.1.Neme duyarlı olmayan primerler:	9
2.1.3.2.Self- etching primerler (SEP) :	9
2.1.4.Yapıştırma İşlemi:	10
2.1.4.1.Transfer:	11
2.1.4.2.Pozisyonlandırma:	11
2.1.4.3.Yerleştirme/Uyumlandırma:	11
2.1.4.4.Taşan adezivin temizlenmesi:.....	11
2.2. Yapıştırıcı Elemanlar:.....	11
2.2.1.Rezin Adezivler:.....	12
2.2.1.1.Kimyasal Olarak Sertleşen Resin Adezivler:	12
2.2.1.2.Işıklı Sertleşen Resin Adezivler:	13
2.2.2.Cam İyonomer Simanlar:	14
2.2.3.Poliast Modifiye Kompozit Resin Simanlar (Kompomerler):	14
2.2.4.Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS):	15
2.3. Işık Kaynakları:.....	16
2.3.1.Halojen Işık Kaynakları:.....	16

2.3.2.Argon lazerler:.....	17
2.3.3.Plazma Ark Işık Kaynakları:	18
2.3.4. Light Emitting Diode (LED) Işık Kaynakları:	18
2.4. Braket Materyalleri Ve Braket Kaideleri:	19
2.4.1.Metal braketler:	19
2.4.2.Plastik braketler:	20
2.4.3. Seramik Braketler:.....	20
2.4.3.1.Monokristalin Braketler:	21
2.4.3.2.Polikristalin Braketler:.....	21
2.4.3.3.Metal slotlu seramik braketler:	23
2.4.3.4.Seramik-Plastik kombinasyonlu braketler:.....	23
2.4.3.5.Seramik braketlerin klinik avantaj ve dezavantajları:	23
2.4.3.5.1.Sertlik, gerilme direnci, kırılma dayanımı:.....	24
2.4.3.5.2.Bonding ve Bonding dayanımı:	25
2.4.3.5.3.Sürtünme direnci:	27
2.4.3.5.4.Iatrojenik Mine Zararı:	28
2.4.3.5.5.Debonding:	29
2.5. Adeziv Precoated Braketler:	31
2.5.1.APC Braketlere İlişkin Literatür Bilgisi:.....	34
2.6. Sabit Ortodontik Tedavide Klinik Başarı:	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM	42
3.1. Bireyler ve Tedavi Yöntemi:.....	42
3.2. İstatistiksel Değerlendirme:.....	50
4. BULGULAR	51
5. TARTIŞMA	60
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması:	60
5.2. Bulguların Tartışılması:.....	66
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	75
6.1. Sonuçlar:	75
6.2. Öneriler:	75
7. KAYNAKÇA:	77
8. ÖZGEÇMİŞ	100

RESİMLER DİZİNİ

Resim 3.1.: Hastalardan alınan onam formu

Resim 3.2.: Bölünmüş ağız sisteminin çalışmamızda uygulanışı

Resim 3.3.: APC Plus ve APC Flash Free braket kutuları

Resim 3.4.: APC Plus braket kutusu

Resim 3.5.: APC Flash Free braket kutusu

Resim 3.6.: APC Plus braketlerin her birine ait küçük kutucuklar içindeki duruşu

Resim 3.7.: APC Plus braketlerin tabanındaki pembe renkli kompozit

Resim 3.8.: APC Flash Free braketlerin her birine ait kutucuklar içindeki duruşu

Resim 3.9.: APC Flash Free braketlerin tabanındaki kompozit

TABLolar DİZİNİ

Tablo 4.1.: Gruplar arası braketleme sürelerini içeren tanımlayıcı istatistik tablosu

Tablo 4.2.: Gruplar arası braketleme süreleri arası karşılaştırmalı Tukey (HSD) testi

Tablo 4.3.: Kopan braket sayısının dağılımı

Tablo 4.4.: Kopan braket sayılarının gruplar arası çoklu karşılaştırma test analiz tablosu

Tablo 4.5.: Kopan braketlerin alt ve üst çenede sağ ve sola göre dağılımı

Tablo 4.6.: Kopan braketlerin zamanlara göre dağılımı

Tablo 4.7.: Kopan braketlerin diş tipine göre dağılımı

Tablo 4.8.: Kopan APC Plus ve APC Flash Free braketlere ait ARI skorlaması

ŞEKİLLER

Şekil 4.1.: Kopan braket sayılarının gruplar arası farklılığını Kruskal-Wallis testine göre gösteren grafik



SİMGELER VE KISALTMALAR

APC :	Adeziv Pre-Coated
ARI:	Adhesive Remnant Index
BisEMA:	Bisfenol A bis(2-hidroksietil eter) dimetakrilat
BisGMA:	Bisfenol A diglisidil eter dimetakrilat
Ca:	Kalsiyum
CİS:	Cam İyonomer Siman
CT:	computed Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)
LED:	Light Emitting Diode
P:	Fosfor
QTH:	Quartz-Tungsten Halojen
RMCİS:	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
SEM:	Scanning Electron Microscope (Tarayıcı Elektron Mikroskobu)
SEP:	Self etch primer
SPSS:	Statistical Package for Social Sciences
UV:	Ultraviyole
ark:	Arkadaşları
n:	Hasta Sayısı
nm:	Nanometre
mA:	Miliamper
mm:	Milimetre

μm:	Mikrometre
Mpa:	Megapaskal
mW/ cm²:	Miliwatt/santimetre kare
min:	Minimum
max:	Maksimum
μ:	Mikrometre
>:	Büyüktür
<:	Küçüktür
%:	Yüzde
(°):	Derece
p:	Probabilitiy (İstatistiksel Anlamlılık)
***:	p<0,001

ÖZET

“İki Farklı Pre-Coated Braketin Klinik Başarısızlık Oranlarının İn-Vivo Olarak Değerlendirilmesi”

Bu çalışmanın amacı, iki farklı precoated braketin klinik başarısızlık oranlarının in vivo olarak değerlendirilmesidir.

Çalışmamıza daha önce ortodontik tedavi görmemiş, dişsel Sınıf I veya hafif Sınıf II anomaliye sahip, ortalama yaşları $17,2 \pm 3,6$ olan 33 hasta (26 kız ve 7 erkek) dahil edilmiştir. Altı yüz altmış braket (APC Flash Free ve APC Plus braketler) bölünmüş ağız yöntemiyle tek bir hekim tarafından, konvansiyonel asitleme yöntemiyle yapıştırılmış ve braket düşme oranları 6 ay boyunca gözlemlenmiş, her kadranda yapıştırma için hasta başında geçen zaman da değerlendirilmiştir. Braketlerin kopma oranları ki-kare ve Kruskal-Wallis testleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Her kadrana için gerekli yapıştırma süreleri ise tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD testleri ile değerlendirilmiştir.

Total, APC Flash Free ve APC Plus braketlerin düşme oranları sırasıyla %1.5, %1.2 ve %1.8'dir. Ki-kare testi braket kopma oranlarına göre gruplar arasında anlamlı derecede farklılık ortaya koymuştur (ki-kare = 24.783, $p=0.0008$). Kruskal-Wallis testi sonucunda üst sol APC Plus grubunun diğer tüm gruplarla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla braket kopma oranına sahip olduğu bulunmuştur (Kruskal-Wallis Test istatistiği 1,1077; $p=0,0008$). ARI skorlaması ki-kare testi ile değerlendirilmiş ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı belirlenmiştir (Ki-kare =1,667, $p=0.435$). Tek yönlü ANOVA testi yapıştırma için gerekli süre açısından gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık olduğunu göstermiştir ($F=17,167$; $p<0,001$). En kısa süre alt sol APC Flash Free grubunda (ortalama $4,84 \pm 0,53$ dakika), en uzun süre ise üst sol APC Plus grubunda ($6,36 \pm 0,45$ dakika) kaydedilmiştir. APC Flash Free braketlerin bondingi her kadranda istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az zaman gerektirmiştir.

Her iki APC braketin de düşme oranları klinik olarak kabul edilebilir düzeylerde olduğundan, klinik kullanım için tavsiye edilebilir. APC Flash Free braketlerin bondingi için daha az zaman ve daha az kopma oranı gözlemlendiği için klinik kullanım için daha faydalı olabileceği düşünülmektedir. Ancak, bu braketlerin mine ve oral mikrobiyal flora üzerindeki etkilerini değerlendirmek için daha fazla

örnek sayısına sahip, farklı mine pürüzlendirme yöntemlerini de içeren mikrobiyal çalışmaların da yapılmasına ihtiyaç vardır.

Anahtar sözcükler: Adeziv Precoated Braketler, klinik başarısızlık, APC Flash Free, APC Plus



ABSTRACT

“In-vivo Evaluation of Clinical Bracket Failure Rate of Two Different Pre-coated Brackets”

The aim of this in vivo study is to evaluate the clinical bracket failure rate of two different precoated brackets.

Thirty-three patients (7 males and 26 females) with a mean age of $17,2 \pm 3,6$ years with permanent dentition without any prior orthodontic treatment with dental Class I or mild Class II anomalies were included in the study. Six hundred and sixty brackets (APC Flash Free and APC Plus brackets) were bonded by one operator using a split-mouth design with using phosphoric acid and bracket failure rates were observed during 6 months. The chair time required for bonding of each quadrant was also evaluated. The survival rates of the brackets were evaluated by using the chi-square and Kruskal-Wallis test. Required chair time for each quadrant was evaluated by using One way ANOVA and Tukey HSD test.

The overall (10 brackets) and APC Flash Free (4 brackets) and APC Plus (6 brackets) bracket failure rates were 1.5, 1.2 and 1.8 per cent respectively. Chi-square test was revealed significant differences (Chi-square =24.783, $p=0.0008$) between groups related with the bracket failure rates. Upper left APC Plus group was showed statistically significant (Kruskal-Wallis test statistics: 1,1077 ; $p=0,0008$) more failure rate than the other groups according to Kruskal-Wallis test. Chi-square test was not revealed significant differences (Chi-square =1,667, $p=0.435$) between groups related with ARI scores. One way ANOVA test ($F=17,167$; $p<0,001$) was showed statistically significant differences between groups according to the required chair times for bonding the brackets. The shortest time was obtained from lower left APC Flash Free group ($4,84 \pm 0,53$ minutes), while the longest time required to bond the brackets ($6,36 \pm 0,45$ minutes) was seen in the upper left APC Plus group. Bonding the APC Flash Free brackets in all quadrants was required statistically significantly less chair time.

Since the failure rates of two different APC brackets were clinically acceptable, they are recommended for clinical application. However less chair time required for bonding and less failure rate results obtained from APC Flash Free brackets makes this

bracket more useful in clinical practice. On the other hand, more sample sized microbiological studies including different type of enamel conditioning methods are needed for evaluating the long term effects of these brackets on enamel and oral microbial flora.

Key words: Adhesive Precoated Brackets, clinical failure, APC Flash Free, APC Plus



1. GİRİŞ VE AMAÇ:

Ortodontik tedavide dişleri düzgün sıralayabilmek amacıyla tarih boyunca pek çok aparey kullanılmıştır. Hareketli apareyler ile bu hareketler elde edilmeye çalışılmış, sonraları bunun yerini dişlerin üzerine yapıştırılan bantlara lehimlenen braketler almıştır. 1970'li yıllarda ise direkt yapıştırma tekniği tanıtılmış ve diş yüzeyine braketler doğrudan yapıştırılarak diş hareketi sağlanmıştır (1).

Ortodontik tedavinin önemli bir oranını oluşturan sabit ortodontik tedavide kullanılan braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması, diş ve braket arasındaki bağlantının güçlü olması ortodontik tedavinin başarısını direkt olarak etkilemektedir. Mine yüzeyine bağlanmada başarısızlık görüldüğünde tedavi başarısı düşmekte, maliyet artmakta, hasta konforu azalmakta ve tedavi süresi uzamaktadır (2).

Sabit ortodontide materyallerin diş yüzeyine yapıştırılması; %37'lik ortofosforik asit, primer ve kompozit rezinin uygulanmasını içeren üç basamaklı sistemlerle başlamıştır (3). Teknolojinin gelişmesiyle beraber bonding aşamasının basamaklarını azaltmak ve hasta başında geçen zamandan tasarruf etmek amacıyla minenin asitlenmesi, yıkanması ve kurutulmasına gerek kalmayan tek aşamalı asit-primer sistemler (self-etching primer) geliştirilmiştir (4,5).

1992 yılında braket tabanında kendi adezivini bulandıran precoated braketler (APC braketler) üretilmiştir. Bu sistemde braket tabanına optimum miktarda adeziv yerleştirilmiş, böylece hasta başında brakete adeziv yerleştirme aşaması ortadan kalkmıştır (6,7). İlk APC braketlerin tabanındaki adeziv, Transbond XT adezivin daha visköz bir modifikasyonudur. Transbond XT'nin APC versiyonu, hekim tarafından braketin tabanına yerleştirilen Transbond XT'den daha fazla doldurucu içermektedir (8,9).

Zamanla APC braketler de kendi içinde gelişme göstermiştir. Yapılan çalışmaların yüksek viskoziteli APC I ile azalmış makaslama bağlanma dayanımı rapor etmesi (7) üzerine üreticiler daha yumuşak bir içeriğe sahip, dolayısıyla klinisyene braketi konumlandırma, bastırma ve diş yüzeyinde uyumlandırma aşamalarında kolaylık sağlayan APC II braketleri piyasaya sürmüştür (10). Daha sonra üretilen APC Plus braketler ise APC II'nin sahip olduğu özelliklere ek olarak tabanında hidrofilik ve flor salan özellikte pembe renkli adeziv taşımaktadır. Polimerizasyondan sonra şeffaf rengine kavuşan pembe renkli adeziv seramik

braketlerde taşan adezivin de temizlenmesi hususunda hekime görüş açısından avantaj sağlamaktadır (11, 12).

Taşan adezivin minimuma indirilmesine yönelik çalışmalar değişik bonding teknikleri ve sistemlerinin gelişmesini sağlamıştır. 3M Unitek firması (Monrovia, California) 2014 yılında taşan adezivin temizlenmesine gerek kalmayan APC Flash-Free Adeziv adında yeni bir sistem geliştirmiştir. Bu sistemde rezin, adezive doymuş fırınlanmamış yapıdadır, braket mine yüzeyine bastırıldığında transparan ve düşük viskoziteli rezin braketin köşelerine doğru yayılır. Taşan adezivin temizlenmesine ihtiyaç duyulmadan adeziv polimerize edilmektedir (13, 14).

APC ve konvansiyonel braketleri karşılaştıran pek çok çalışma olmasına rağmen, APC Plus ve APC Flash Free braketler sadece in vitro çalışmalarda braketleme zamanı, taşan adezivin SEM mikroskopta incelenmesi, mikrosızıntı, ARI (Adhesive Remnant Index) skorlaması, debonding süreleri ve makaslama bağlanma dayanımı değerleri açısından değerlendirilmiştir, ancak ulaşılabilir literatüre göre ağız içi performansları üzerinden bir çalışma yapılmamıştır (14-16).

Bu nedenle çalışmamızın amacı iki farklı precoated braketin (APC Plus ve APC Flash- Free) klinik başarısızlık oranlarının değerlendirilmesi ve braketleme sürelerinin kıyaslanmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Sabit Ortodontik Tedavi:

“Ortodonti” kelimesi, Yunanca iki kelimenin birleşiminden meydana gelmektedir. Orthos düz, odontos ise diş anlamına gelmektedir ve birleşimlerinden oluşan ortodonti kelimesi anormal şekilde sıralanmış dişlerin, düzgün şekilde sıralanmasını ifade etmektedir (17, 18). Tarih boyunca düzensiz dişler ve çeneler insanların ilgisini çekmiştir ve bunların düzeltilmesi için uğraşmıştır. Pierre Fauchard 1728’de yazdığı diş hekimliği ders kitabında maloklüzyonlardan bahsetmiştir. İlk kez sabit ortodontik apareylerin kullanımına bu kitapta yer verilmiştir. Kitapta bahsi geçen altın şeritler içeren aparey, dişlere metal teller veya ipek bağlar ile bağlanmış ve dişlerdeki düzensizlikler çözülmeye çalışılmıştır (19).

Ortodontinin en önemli amaçlarından biri, dişlerin buldukları çene içinde ve karşılıklı çeneler arası ideal ilişkilerini sağlamak, bununla beraber fonksiyonel ve estetik bir sonuç almaktır (20-23). Bunun için de braketlerin diş üzerinde doğru yerlere pozisyonlandırılmaları gerekmektedir. 1960’lı yıllarda sabit ortodontik tedaviler tüm dişlerin bantlandığı ve çeşitli mekaniklerin kullanıldığı zahmetli bir şekilde yapılmaktaydı. Apareylerin meydana getirdiği yumuşak doku irritasyonları, hastaların ağız hijyenlerini sağlamada güçlük yaşamaları, bantlama işlemi öncesinde seperasyon yapılması ihtiyacı, tedavi sonrası bant boşluklarını kapatma gereği gibi zorluklar yaşanmaktaydı. Oldukça zaman alıcı olan bu yöntem estetik değildi ve mine yüzeylerinde demineralizasyona sıkça rastlanmaktaydı (23).

Ortodonti tarihinde 1970’li yıllarda yaşanan iki önemli gelişme modern ortodontinin gelişmesinde önemli rol oynamıştır. Bunlardan ilki ark teli üzerinde büküm yapma ihtiyacını azaltarak hasta başında geçen zamanı azaltan ve tedavi sonuçlarını daha iyi hale getiren kendinden torklu ve açılı braketlerin üretilmesidir. Diğer gelişme ise bantların üzerine lehimle yerleştirilen braketler yerine direkt yapıştırma tekniğinin geliştirilmesidir (1).

Her bir dişe ait bandın simanla dişe yapıştırıldığı tekniğin yerini, 1955’te Buonocore (25) tarafından tanıtılan direkt yapıştırma tekniği almıştır. Bu teknikte mine yüzeyi asitle pürüzlendirilmekte ve rezin esaslı materyaller mineye bağlanabilmektedir. Böylece braketlerin doğrudan rezin esaslı yapıştırıcılarla dişe yerleştirilmesi sağlanmaktadır (24, 25). Buonocore (25) %85’lik fosforik asidi 30

saniye kullanmış ve akrilik rezinlerin bonding dayanımının belirgin şekilde arttığını rapor etmiştir. Newman (26) ise 1965 yılında %40'luk fosforik asit ile pürüzlendirdiği mine yüzeyine epoksi adeziv kullanarak braketleri doğrudan yerleştirmiştir. Mitchell (27) de 1967 yılında retantif tabanlı metal braketler kullanmıştır.

Gelişen teknoloji ile birlikte direkt yapıştırma tekniği için pek çok sayıda adeziv sistemi üretilmeye başlanmıştır. Silverman ve Cohen (28) 1972 yılında, Weisser (29) ise 1973 yılında asitle pürüzlendirme tekniğiyle beraber bis-GMA rezini kullanarak braketleri direkt olarak dişlere yapıştırmışlardır.

Direkt bonding ile ilgili ilk klinik değerlendirme 1977'de Zachrisson tarafından yayımlanmıştır. Geniş bir hasta grubunda gerçekleştirilen çalışmada tedavi sonuçları da paylaşılmış ve bu çalışma direkt yapıştırma tekniğinin popüler olmasını sağlamıştır (30).

Özellikle arka bölgelerde braketleri diş yüzeyine daha doğru pozisyonda yerleştirmeye olanak sağlayan indirekt bonding tekniği 1972 yılında Silverman ve Cohen (28, 31, 32) tarafından geliştirilmiştir. Pürüzlendirilmiş mine yüzeyine braketlerin doğrudan yapıştırıldığı direkt yapıştırma tekniğinden farklı olarak indirekt yapıştırma tekniği iki aşamalıdır. Laboratuvar aşamasında braketler hastadan alınan ölçülerden elde edilen alçı modelde uygun pozisyonda yapıştırılır. Alçı model üzerinde transfer kaşığı hazırlanır. Klinikte de bu kaşık vasıtasıyla braketler hasta ağızına yapıştırılır (28, 31-34).

Mine yüzeyinin asitlenmesinin ardından ortodontik ataşmanların direkt veya indirekt olarak mine yüzeyine yapıştırılması, 1970'li yıllardan günümüze kadar pek çok ortodontist tarafından tercih edilmektedir (21).

Ortodontide direkt yapıştırma işleminin avantaj ve dezavantajları şu şekilde belirtilmiştir:

Avantajları:

- Braket seviyelerinin daha doğru ayarlanabilmesi
- Bantlama öncesi seperasyon ihtiyacının olmaması
- Yarı sürmüş dişlere de uygulanabilmesi
- Uygulamanın kolay olması ve daha kısa sürmesi
- Daha hijyenik olması
- Bantlara oranla daha az irritasyona sebep olması ve hastalar tarafından daha kolay kabul edilmesi

- Daha estetik olması (21)

Dezavantajları:

- Tutuculuklarının bantlara kıyasla daha az olması
- Braket sökümü esnasında minede kırık ve çatlak oluşma riski
- Yapıştırıcıya bağlı olarak alerjik ve sitotoksik etki yapabilme ihtimali
- Diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıkları temizlenirken minenin flor açısından zengin tabakasının zarar görebilmesi (21)

Hem direkt hem de indirekt yapıştırmada braketleri dişlere yapıştırmadan önce mine yüzeyinin temizlenmesi, pürüzlendirilmesi, sealent-primer uygulaması yapılır, ardından braketler dişe yapıştırılır.

2.1.1.Mine yüzeyinin temizlenmesi:

Yapıştırma işlemine başlamadan önce, mine yüzeyinin üzerinde yer alan mekanik ve organik artıkların uzaklaştırılması işlemidir. Bu amaçla dişin kuron kısmı temizlenir. Sulandırılmış pomza, dental plak ve organik artıklar içeren film tabakasını uzaklaştırmak için mikromotor ucuna takılan plastik veya kıl fırça kullanılabilir. Fakat bu işlem sırasında dişetine zarar verip travma oluşturmamaya dikkat edilmelidir. Pomza işleminden sonra diş yüzeyi hava ve su spreyi ile iyice yıkanarak pomza artıkları ve debristen temizlenir (35-38). Fakat asitle pürüzlendirme işlemi öncesi diş yüzeyinin pomza kullanılarak temizlenmesinin yapışma dayanımını etkilemediğini gösteren çalışmalar da mevcuttur (39).

2.1.2. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi:

Mine yüzeyini pürüzlendirerek bonding işlemine hazırlamadan önce nem kontrolünün sağlanması gerekir. Bu amaçla tükürük emici, ekartör, pamuk peletler ve dil tutucular kullanılabilir (35). Nem kontrolü sağlandıktan sonra mine yüzeyinin pürüzlendirilmesine geçilebilir.

Mine yüzeyinde pürüzlendirme yapılmasının nedeni, yüzey alanını arttırmak, tutucu bölgeler oluşturmak ve yüzey enerjisi düşük hidrofobik mine yüzeyinin yüksek enerjiye sahip hidrofilik mine yüzeyine dönüşmesini sağlamaktır. Asit uygulayarak, alüminyumoksit tozlarını püskürterek ya da lazer uygulayarak mine pürüzlendirilmesi yapılabilir (40-45).

2.1.2.1. Asit ile pürüzlendirme:

Asitle pürüzlendirilecek olan dişler hava ile kurutulur ve genelde %35-50'lik tamponlanmış fosforik asit mine üzerine uygulanır (46). Asitleme ile diş yüzeyinden uzaklaşan mine kalınlığının 3-10 µm olduğu belirtilmiştir (47, 48). Yapılan çalışmalar asit uygulaması ile meydana gelen bu değişikliğin büyük ölçüde geri dönüşür olduğunu ve sağlıklı mineye zararlı bir etkisi olmadığını belirtmiştir (49, 50). Fakat asitleme prosedürü sonrasında minenin daimi kaybının, ortodontik tedavi boyunca ve sonrasında mine yüzeyini dekalsifikasyona daha açık hale getirebileceğini rapor eden çalışmalar da mevcuttur (51).

Mine yüzeyinden asidin uzaklaştırılması esnasında düşük basınçlı su spreyi ve güçlü bir tükürük emici kullanılmalıdır. Mine yüzeyi temizlendikten sonra nem ve su kaçağı bulunmayan bir hava spreyi ile hava sıkılarak yüzey iyice kurutulmalıdır. Kurutulmuş minenin tipik görüntüsü mat-opak beyazdır (4).

15-30 saniyelik asitleme mine pürüzlendirmesi için yeterli sayılmaktadır (52-54). Yaş arttıkça sürenin artabileceği belirtilmiştir (53-56). Uygulanan asit likit ya da jel şeklinde bulunabilmektedir. Şırınga içinde yer alan jel formu daha kolay kontrol edilebilmesi nedeniyle likit formuna göre daha çok tercih edilmektedir. Fakat pürüzlendirme açısından ikisi arasında bir fark olmadığı belirtilmiştir (52, 53).

Zachrisson (30) 1977 yılında direkt bonding yöntemi ile tedavi edilmiş farklı anomali gruplarından oluşan 46 çocuk üzerinde yaptığı geniş kapsamlı çalışmasında braketlerin düşme oranları, braketlerin söküm safhası, dişlerde görülen çürükler açısından değerlendirme yapmıştır. Bu çalışmanın klinik önemi asitle pürüzlendirme ve bondingin ortodontiye girişi ve dünya çapında tanıtılmasıdır.

Asitle pürüzlendirme tekniğinin tanıtılması klinik ortodonti pratiğine büyük değişiklikler katmıştır. Bunların arasında; tedavi sonrası oluşan bant boşluklarının olmaması, gevşek bantlar nedeniyle oluşan dekalsifikasyon riskinin düşmesi ve dental çürüklerin tanı ve tedavisinin kolaylaşması ve hasta için çok daha iyi bir estetik görüntünün sağlanması gibi artıları vardır (56).

Retief (57) fosforik asidin %50'lik konsantrasyonla kullanımını önerirken, Silverstone (58) ve Gorelick (46) %30-50 arası fosforik asidin ideal olduğunu belirtmiştir. Moin ve Dogan (59) ise mine yüzeyi üzerinde çeşitli fosforik asit konsantrasyonlarının etkilerini Scanning Electron Microscope (SEM) üzerinde incelemiş ve en uygun ve tutarlı pürüzlendirme paternlerini %30-40'luk fosforik asit

uygulamasıyla elde edildiğini rapor etmiştir. Belirgin mine kaybının potansiyel riskini azaltmak için pek çok araştırmacı bonding prosedürü öncesinde maleik asit ve poliakrilik asit kullanımı gibi alternatif asit uygulamalarını önermişlerdir (60, 61). Bishara ve ark. (62) farklı mine pürüzlendirme yöntemlerini karşılaştırmış ve fosforik asitle karşılaştırıldığında poliakrilik asit kullanımının makaslama bağlanma dayanımında %30'luk bir azalmaya neden olduğunu; fakat yine de Reynolds (63) tarafından klinik olarak yeterli olduğu belirtilen 6-8 MPa bonding dayanımının üzerinde olduğunu belirtmiştir. Barkmeir ve ark. (64) %10 maleik asit ve %37 fosforik asit kullanımını karşılaştırmış ve bağlanma dayanımları açısından benzer sonuçlar almıştır. Mine yüzeyini %10 maleik asit ve %37'lik fosforik asit kullanımından sonra SEM üzerinde inceleyen bir çalışma ise benzer morfolojik paternler bulurken; maleik asitle pürüzlendirilen yüzeylerin derinliğinin daha az olduğunu belirtmiştir (61). Yapılan çalışmalar sonucunda fosforik asidin jel veya solüsyon formu primer mine pürüzlendirici olarak kalmış, maleik asit ve poliakrilik asit gibi diğer pürüzlendiriciler ise çeşitli araştırmacılar tarafından alternatif pürüzlendiriciler olarak düşünülmüştür (60).

2.1.2.2.Lazer ile Pürüzlendirme:

Mine yüzeyine asit uygulaması minenin inorganik yapısını dekalsifiye ettiği için, bu uygulamaya alternatif olarak lazer ile pürüzlendirme uygulamaları geliştirilmiştir. Diş yüzeyinde temizlenmeyen plak varlığı asiditede artışa sebep olmakta, bu durum da minede çürük oluşum olasılığını artırmaktadır. Yapılan çalışmalar lazerle pürüzlendirilmiş minenin, asit ile pürüzlendirilen mine yüzeyine göre çürüğe karşı daha dirençli karakter gösterdiğini belirtmiştir (65, 66).

Mine yüzeyini pürüzlendirme amacıyla ilk kez 1992 yılında Roberts-Harry (67) Nd:YAG lazer kullanmıştır. 1997 yılında Corpas ve ark. (68) da Nd:YAG lazerin ve asitle yapılan pürüzlendirme yöntemlerinde braketlerin çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarını incelemiştir. Bu çalışmalar Nd:YAG lazerin mine yüzeyi pürüzlendirmede yeterince başarılı olmadığı neticesine varılmıştır.

Diş hekimliğinde su tarafından soğurulan ve hidroksiapatite afinitesi en fazla olması sebebiyle sıklıkla kullanılan ER:YAG lazerler, mine yüzeyindeki hidroksiapatit kristallerini selektif olarak kaldırmak suretiyle düzensiz bir yüzey oluşturmakta ve mekanik retansiyona imkan vermektedir (69). Lazer kullanımını sonucunda, kullanılan

lazerin tipine ve enerji miktarına göre minede 10-20 µm derinliğinde, asitle pürüzlendirmeye benzer bir düzensizlik gözlemlendiği belirtilmiştir (70).

Yapılan bir çalışmada Er,Cr:YSGG lazerlerin 1 watt ve 2 watt gücünde 15'er saniyelik uygulamalarının %37'lik ortofosforik asit ile bağlanma kuvveti yönünden farklı olmadığı belirtilmiştir (71).

İzolasyon sağlamakta güçlük çekilen hastalarda mine yüzeyini pürüzlendirmek için lazer kullanımını önemli bir avantaj sağlayabilmektedir. Diş sert dokularına uygulanan lazer Ca/P oranını değiştirerek, su ve organik bileşen miktarını azaltır ve aside karşı dirençli bir yapı oluşturarak, asitle pürüzlendirmeye karşı başka bir avantaj daha sağlayabilir (72, 73).

Bu avantajlarının yanısıra tüm lazer uygulamaları ekstra eğitim ve güvenlik kurallarına uyulmasını gerektirmektedir. Ayrıca tüm dental uygulamalarda kullanılacak tek bir lazer sistemi bulunmamaktadır. Lazerlerin kullanımının yaygınlaşması için fiyatlarının da daha uygun miktarlara çekilmesi gerekmektedir (74).

2.1.2.3.Alüminyum Oksit ile Pürüzlendirme:

Alüminyum oksit partiküllerinin diş yüzeyine yüksek hava basıncı yardımıyla püskürtülmesiyle mine yüzeyinde pürüzlendirmenin sağlandığı alternatif bir yöntemdir. Materyalin partiküllerinin büyüklüğü, şekli, abraziv sertliği, hava basıncının uygulanma hızı, kumlama süresi, açısı ve mesafesi ile pürüzlendirilecek yüzeyin mikroyapısı minede oluşacak düzensizliğin derecesini belirler (75).

Alüminyum oksit ile pürüzlendirme yapıldığında, mine yüzeyinde daha az kayıp ile tutuculuk sağlayacağı düşünülmüş ancak yapılan çalışmalarda bu yöntemle yapıştırılan braketlerin, asit ile pürüzlendirilerek yapıştırılan braketlerden daha düşük bağlanma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir (76-78). Alüminyum oksit ile pürüzlendirmenin dezavantajları klinik olarak pratik olmaması ve saçılacak partikülleri aspire etmek için güçlü bir aspiratöre ihtiyaç duyulmasıdır (79).

2.1.3.Sealant-Primer Uygulaması:

Mine yüzeyi pürüzlendirildikten sonra yüzeyinin kurutulup mat ve beyaz görüntü elde edildiği görülmeli ve ardından yüzeye ince bir katman halinde primer

uygulanmalıdır. Yüzey tamamen kaplandıktan sonra braketlerin yapıştırılmasına başlanmalıdır. Sealent veya primer uygulamasının sebepleri şunlardır:

- Mineyi olası bir demineralizasyondan korumak (80,81)
- Bağlanma direncini arttırmak (82)
- Pürüzlendirilmiş yüzeyin tutuculuğuna katkı sağlamak (83)
- Marjinal sızıntıyı minimize etmek (84)

Fakat literatürde bunlarla çelişen bazı çalışmalar da mevcuttur. Bazı araştırmacılar bağlanma direncinin sealent veya primer uygulaması ile azaldığını (85), kenar sızıntısının arttığını (86), beyaz nokta lezyonlarına sebep olduğunu (87,88) belirtmiştir. Yeterli bağlanma direnci için sealent veya primer kullanımının gereksiz olduğunu savunan çalışmalar (89) olduğu gibi gerekli olduğunu savunan çalışmalar da (90) mevcuttur.

2.1.3.1.Neme duyarlı olmayan primerler:

İçeriğinde bulunan hidrofilik yapılar sayesinde ıslak ortamlarda da bağlanabilen primerlerdir. Etanol veya aseton gibi çözücüler içerirler. Asit ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyindeki boşluklarda yer alan su ile yer değiştirerek rezinin yüzeye ulaşmasına ve bağ oluşturmaya olanak sağlar. Yapılan klinik bir çalışmada (91), geleneksel primerlere göre bağlanma problemlerine daha çok sebep olduğu gerekçesiyle rutin klinik kullanımı önerilmemiştir; fakat nem kontrolünün çok zor olduğu durumlarda kullanımı düşünülebilir.

2.1.3.2.Self- etching primerler (SEP) :

Sabit ortodontik aparatları mineye uygularken pek çok ortodontist pürüzlendirme ve primer uygulamasını birbirinden ayrı yapmayı tercih etmektedir. Başlangıçta mine yüzeyi pürüzlendirilir, ardından hidrofilik primer asitlenmiş yüzeye uygulanır. Ancak bu prosedür birtakım dezavantajlara sahiptir. Minenin asitle hazırlanmasının ardından hava veya su ile ya da tükürük ile kontaminasyonu problem olabilir veya bu multiprosedürel adımlar zaman alıcı olabilmektedir (92).

Ortodontik bondingi daha da kolaylaştırmak ve hasta başında geçen zamanı azaltmak için üreticiler iki veya daha fazla basamağı kombine eden materyaller üretmişlerdir. Minenin asitlenmesi, yıkanması ve kurutulmasına gerek kalmayan tek aşamalı asit-primer sistemlerinin aktif maddesi minedeki hidroksiapatitten kalsiyum

iyonunu uzaklaştıran metakrile fosforik asit esteridir. Ayrılan kalsiyum yıkılarak uzaklaştırılmaz, primerin polimerizasyonu ile karmaşık bir ağ içine katılır (4).

2000’li yılların sonlarında asitle pürüzlendirme, yıkama ve primer uygulama işlemlerini birleştiren Self-Etching Primer (SEP) adı verilen primerler üretilmiştir. SEP, tek kullanımlık alüminyum pakette gelmektedir, kullanmadan önce bastırılıp katlanır ve üç kabarcığın içeriklerinin karışması sağlanır. Bir kez aktive edildiğinde, materyal mine yüzeyine 3 saniye sürülür, 1-2 saniye hava sıkılır. Uygulamadan sonra yıkama gerekmemektedir ve diş braket pozisyonlandırılması için hazırdır (93).

SEP ile yapılan bonding işlemi konvansiyonel asitle pürüzlendirmeden anlamlı düzeyde daha hızlıdır (SEP ile braket başında geçen süre ortalama 75.5 saniye, konvansiyonalde ortalama 97.7 sn) (94, 95) ve son zamanlarda yapılan çalışmalar iki yöntem arasında braket düşme karakterleri ve makaslama bağlanma dayanımı değerleri açısından benzer sonuçlar görüldüğü yönündedir (94-96). Fakat SEP öncesinde pomzalama yapmanın şart olduğunu belirtmek gerekmektedir (37).

Konvansiyonel asit tekniği ise hala braket yapıştırma ‘altın standart’ olarak kabul edilmektedir ve klinik gözlemler SEP kullanımının bağlanma başarısızlık oranlarında artışa neden olduğu yönündedir (21).

2.1.4.Yapıştırma İşlemi:

Braketlerin dişlere yapıştırılması aşamasında direkt veya indirekt olmak üzere iki farklı metot kullanılmaktadır. Direkt bonding 1965 yılından beri uygulanmaktayken (26), indirekt bonding 1972 yılında tanıtılmıştır (28). İki yöntemde de mine yüzeyinin hazırlanması, mine yüzeyinin örtülmesi ve braketin diş yapıştırılması işlemleri uygulanır. Herhangi bir adeziv ile tavsiye edilen braket bonding prosedürü şu basamaklardan oluşur (30,97):

1. Transfer
2. Pozisyonlandırma
3. Yerleştirme/Uyumlandırma
4. Taşan adezivin temizlenmesi

2.1.4.1.Transfer:

Braket tutucu ile braket kavranır ve adeziv braket tabanına uygulandıktan sonra mümkün olan en kısa sürede diş üzerinde doğru pozisyonda yerleştirmek üzere konumlandırılır (30, 97).

2.1.4.2.Pozisyonlandırma:

Braket pozisyonlandırıcı bir scaler veya bir sond yardımıyla meziodistal ve insizogingival olarak uygun şekilde konumlandırılır ve dişin uzun eksenine göre angulasyonu ayarlanır. Uygun vertikal yükseklik haç şeklindeki ölçüm aleti ile belirlenir. Ağız aynası ile özellikle rotasyonlu premolarların horizontal pozisyonunun değerlendirilmesinde yardım alınır (30, 97).

2.1.4.3.Yerleştirme/Uyumlandırma:

Scaler veya sond brakete tek noktadan kontaktayken diş yüzeyine doğru uniform şekilde bastırılır (98). Sıkı bir yerleştirme, iyi makaslama bağlanma dayanımı, debondingte az materyalin temizlenmesi, optimal adeziv penetrasyonu ve taşan adeziv temizlenirken daha az kayma sağlar. Braket yerine yerleştirildikten sonra enstrümanlarla çok fazla pozisyonuna müdahale edilmemelidir, küçük bir oynama dahi adezivin yerleşimini bozabilmektedir. Yeterli makaslama bağlanma dayanımı için bozulmamış bir pozisyon gereklidir (97).

2.1.4.4.Taşan adezivin temizlenmesi:

Braket tabanında yeterli adezyonu sağlamak için bir miktar adeziv gereklidir. Taşan adeziv ise diş fırçalama ile aşınmayacağı için polimerizasyon öncesi scaler ile ya da daha sonra frez ile temizlenmelidir. Taşan adezivin temizlenmesi periodontal hasarı ve dekalsifikasyon ihtimalini azaltır. Gingivaya yakın taşmış adezivin bulunması gingival hiperplazi ve inflamasyonun hızlıca gelişmesine neden olur (30, 97). Ayrıca taşan adezivin temizlenmesi daha temiz bir görüntü sağlayarak ve oral çevrede gelişebilecek renklemenin önüne geçerek estetiği geliştirebilir (21).

2.2.Yapıştırıcı Elemanlar:

Ortodontik ataşmanlar diş yüzeyine dental simanlar veya rezin adeziv materyalleri kullanılarak yapıştırılır ve tedavinin başarısı bu yapıştırıcıların bağlanma

dayanımının fazla olması ile doğru orantılıdır (99). Mine yüzeyi ve braket arasındaki bağlantının yetersiz olması sebebiyle braketin kopması ve tedavinin başarısının olumsuz etkilenmemesi için adeziv sistemlerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar artmıştır (100). İdeal bir bağlayıcı materyalin sahip olması gereken kriterler şu şekilde sıralanabilir:

- Polimerizasyon sırasında büzülmemeli
- Yeterli akıcılığa sahip olmalı
- Diş yüzeyine penetre olabilmeli
- Yeterli bağlanma dayanımına sahip olmalı
- Klinik kullanımı kolay olmalı (100)

Braketlerin diş yapışmasını sağlayan adeziv materyalleri akrilik, epoksi akrilat ve florür salınımı yapan Cam İyonomer Siman (CİS) ve Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS) olarak gelişmişlerdir. Kompozit rezinler ya da rezin simanlar olarak adlandırılan adezivler ise organik matriks, inorganik doldurucular ve bu ikisini bağlayan kısımdan oluşur. Organik kısım bisfenol A ve iki molekül glisil metakrilat (GMA) reaksiyonundan, inorganik kısım ise baryum alüminyum silikat, baryum florid, erimiş silikattan oluşur. Rezin adezivler ışıkla, kimyasal olarak ya da hem ışık hem de kimyasal aktivasyonla (dual cure) polimerize olurlar (101,102).

2.2.1.Rezin Adezivler:

2.2.1.1.Kimyasal Olarak Sertleşen Rezin Adezivler:

Kimyasal yolla polimerize olan rezin adezivler iki çeşittir. Karıştırma gerektirmeyen ya da tek basamak adı verilen adezivler braket tabanına konan bir pat kısmı ve asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyi üzerine sürülen likit kısımdan oluşur. Braket diş yüzeyine yerleştirildiğinde likit ve pat kısım kimyasal reaksiyona girer, öncesinde karıştırma gerekmez. Diğer kimyasal yolla polimerize olan adezivler ise iki pattan oluşur, iki ayrı şişede iki pat bulunur, bunlar karıştırılıp braket tabanına sürülerek diş yüzeyine yapıştırılır (35, 103).

Bu materyallerin dezavantajları arasında çalışma zamanının kısıtlı olması, hızlı hareket etme gereği sayılabilir. Işıkla aktive olan rezinler ile bu zorluklar aşılmıştır (103).

2.2.1.2. Işıklı Sertleşen Rezin Adezivler:

Restoratif diş hekimliğinde ışık ile sertleşen kompozitlerin kullanılmaya başlanmasıyla ortodontide de braketlerin ışıkla sertleşen kompozitlerle diş yapıştırılabileceği fikri üzerinde durulmuştur (21).

Işıklı aktive olan rezin adezivler her zaman tek bir komponentten oluşur ve opak paketler içinde yer alırlar, karıştırma gerektirmezler (104). 1970'lerin sonunda braketlerin asit ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyine ışıkla polimerize olan kompozitler kullanılarak yapıştırılması gündeme gelmiştir (21). 1979'da Tavas ve Watts (105) görünür ışık kaynağı ile polimerize olan rezin materyalini tanıtmışlardır. O dönemde çok büyük kullanım alanı bulamasa da 1990'lardan sonra sıkça kullanılmaya başlanmıştır ve günümüzde en çok tercih edilen adeziv sistemidir (103).

Işıklı polimerize olan ilk sistemlerde ultraviyole ışık kullanılırken, günümüzdeki adeziv rezinler görünür mavi ışık ile aktive olmaktadır. Işık geçirmez şekilde paketlenen kompozitler, içeriğinde çoğunlukla kamforokinon gibi ışığa hassas bir bileşen ve bir amin başlatıcı içerir. Dalga boyu 468 nm (nanometre) olan mavi ışık uygulandığında etkileşim olur ve polimerizasyon başlar (101).

Işıklı aktive olarak polimerize olan adezivlerin kimyasal yolla polimerize olan adezivlere göre avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Çalışma süreleri hekime bağlıdır.
- Hızlı bir şekilde sertleşirler.
- İç yapıya ait kopmalar daha az görülür.
- Yüzey pörözitesi daha azdır.
- Taşan adeziv daha kolay temizlenebilir.
- Flor salma özelliği bulunan adezivler demineralizasyonu önleyebilir (90)

Görünür ışık ile aktive olarak polimerize olan yapıştırıcıların florid salma özelliğine sahip olan türleri de vardır (3,106-108). Beyaz nokta lezyonlarının oluşumuna engel olmak amacıyla florid salınımı yapabilen yapıştırıcı kullanımı önerilmiştir (107). Fakat flor salınımı yapan ve yapmayan yapıştırıcılar arasında dekalsifikasyon oluşumuna engel olma açısından çok büyük farklar görülmediğini belirten çalışmalar da mevcuttur (108).

2.2.2.Cam İyonomer Simanlar:

Wilson ve Kent (109) tarafından 1972 yılında dental siman olarak kullanıma sunulan cam iyonomer simanlar mine, dentin ve metale kimyasal olarak bağlanma gibi özelliklere sahiptir. Cam iyonomer siman tipleri başlangıçta restoratif materyal olarak sunulmuş; fakat diş dokusuna bağlanması ve çürük önleme özellikleri sayesinde yapıştırıcı ajanlar, ortodontik yapıştırıcılar, fissür örtücüler, linerler ve dolgu maddelerine kadar genişleyen bir kullanım alanı bulmuştur.

Birinci kuşak cam iyonomer simanlar alümina silikat cam tozu ve alkeonat asit likitten oluşur. İkinci kuşak cam iyonomer simanlar ise cam ile karıştırılmış kurutulmuş toz asit ve likit olarak da distile su ya da tartarik asit içeren sudan oluşur. Toz ve su karıştığında, toz şeklindeki asit suda çözünür ve likit asit haline gelir, ardından asit-baz reaksiyonu görülür (110).

Ortodontide cam iyonomer simanlar bantların yapıştırılmasında rutin olarak kullanılmaktadır. Avantajları arasında şunlar sayılabilir:

- Polikarboksilat ve çinko fosfat simana oranla dayanıklılığının yüksek olması
- Ağız sıvılarında az çözünmesi
- Diş dokusuna bağlanması
- Paslanmaz çelik ile iyonik bağ oluşturarak bağlanması (111-115)

Sertleşme reaksiyonu meydana gelirken oldukça neme duyarlı olan cam iyonomer simanlar, en yüksek dirence 24 saat sonra ulaşır (109).

2.2.3.Poliasit Modifiye Kompozit Rezin Simanlar (Kompomerler):

Rezinlere çürük önleme ve karboksil şelasyonu özelliği kazandırmak amacıyla geliştirilen kompomerler, kompozitlerdeki doldurucuların yerine iyonlarına ayrılabilen alüminasilika cam partikülleri konulmuş kompozit rezinlerdir (21). Işıkla sertleşen tekli bir sistemdir. Sertleşme sırasında metakrilat grupları ışıkla aktive olmuş olan serbest radikal polimerizasyonu oluşur, fakat cam iyonomer simanlardaki gibi asit-baz reaksiyonu görülmez. Bunun sebebi kompomerlerin içeriğindeki alkali cam ve asidik gruplarının varlığına rağmen ortamda su olmamasıdır. Fakat sertleşmiş polimer içerisine su alınır, flor ve remineralize edici diğer iyonların salınması sağlanır (104). Flor salma özellikleri geleneksel ve hibrid cam iyonomer simanlardan daha azdır (101). Kompomerler yüzeylere kimyasal olarak bağlanmaz, retansiyonları rezin

yapıştırıcılardaki gibi kuru yüzeylere fiziksel bağlanma yoluyla olur (116). Bu nedenle kompozitler kullanılırken öncesinde mine yüzeyini pürüzlendirme, yüzeyin örtülmesi işlemleri yapılmalı ve bağlanma yüzeyleri kuru olmalıdır (117).

2.2.4.Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS):

Geleneksel cam iyonomer simanların rezin, suda çözünebilen başlatıcılar ve aktivatörler ile birleştirilmesiyle üretilmişlerdir. Sadece asit-baz reaksiyonuyla değil aynı zamanda fotokimyasal polimerizasyonla da sertleşirler (118, 119). Yapısında yer alan rezin monomerlerin polimerizasyonu için, RMCİS başlangıç aşamasında ışık veya kimyasal aktivatörlere ihtiyaç duyar. Polialkenoik aside sınırlı miktarda rezin ilave edilmiş olsa da, rezin monomerlerin polimerizasyonu asit-baz reaksiyonunu, flor salınımını veya metale ve dişe bağlanmasını engellemeden RMCİS'in sertleşmesini hızlandırır (104). RMCİS, geleneksel cam iyonomer simanlarla karşılaştırıldığında yapı olarak daha güçlü olmaları ve dentine daha iyi bağlanmaları gibi avantajlara sahiptir (118). Bu avantajlarının yanısıra, bağlanmasını zayıflatan sertleşme reaksiyonu esnasında nem tolerasyonunun az olması ve kırılma olmaları gibi istenmeyen özellikleri de mevcuttur (120). Fakat Cacciafesta ve ark. (121) yaptıkları çalışmalarında tükürük kontaminasyonunun aslında bağlanma direncini arttırdığını rapor etmiştir. RMCİS ile yapılan laboratuvar çalışmalarında bağlanma direnci ve bu simanların ağızda kalma oranı geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha yüksek bulunsa da (122, 123), klinik çalışmalarda başarısızlık oranları üzerinden yapılan karşılaştırmalarda belirgin bir fark bulunmamıştır (116).

1999 yılında yapılan bir çalışmada RMCİS ve kompozit rezinle yapıştırılan braketler 12-14 ay boyunca klinik olarak gözlemlenmiştir. RMCİS başarısızlık oranı % 24,8 iken; kompozit rezinlerle yapıştırılan braketlerin başarısızlık oranı % 7,4 olarak belirtilmiştir. İki yapıştırıcının dekalsifikasyon oranları arasında ise belirgin bir fark olmadığı rapor edilmiştir (124). 2001 yılında yapılan başka bir çalışmada ise RMCİS ile yapıştırılan ve 18 ay boyunca klinik gözlemlenilen braketlerin başarısızlık oranı % 7 olarak bulunmuştur. Bu çalışmada en fazla başarısızlık üst kesici ve kanin dişlerde gözlemlenirken; en az düşme oranı alt premolar dişlerde bulunmuştur (125).

2.3. Işık Kaynakları:

Işık ile polimerizasyonu sağlayabilmek amacıyla ortodontide konvansiyonel halojen ışık kaynakları, argon lazerler, plazma ark ışık kaynakları ve light emitting diode (LED) ışık kaynakları kullanılmaktadır.

2.3.1. Halojen Işık Kaynakları:

Yakın zamana kadar mavi ışık elde etmek için en çok başvurulan yöntem halojen bazlı ışık sistemleri olmuştur. 1980'li yıllarda üretilen quartz-tungsten halojen (QTH) lambalar hem ultraviyole hem de beyaz ışık yayan tungsten filamentli bir quartz ampulden oluşur. 400-500 nm dalga boyuna sahip mavi-mor ışık hariç diğer dalga boylarını ve ısıyı elimine edecek şekilde filtre edilir. İnce tungsten filament elektrik enerjisi ile yüksek derecelere kadar ısıtıldığında ışık üretimi olur. Kullanımla beraber ampulün yoğunluğu azaldığı için, ışığın yoğunluğunu ölçmek amacıyla kalibrasyon ölçeği kullanılmalıdır (101). Halojen ışık kaynaklarında ışık yoğunluğu genelde yaklaşık 400 mW/cm², dalga boyu ise genelde 40-520 nm civarındadır. Işığa duyarlı bileşen olarak yapıştırıcı kompozitlerde sıklıkla kullanılan kamforokinon, 470 nm dalga boyundaki ışığa duyarlıdır (126).

Halojen ışık kaynaklarına dair avantajlar şu şekilde sıralanabilir:

- Uzun yıllardır güvenli ve istikrarlı olarak kullanılmaktadır.
- Halojen ampuller zamanla geliştirilmiş, daha yoğun ışık ve daha kısa zaman diliminde polimerizasyon elde edilmiştir.
- Uca doğru incelererek ışığı yönlendiren fiber optik uçlar sayesinde ışık toparlanarak daha küçük bir alana taşınmış ve güç artırılmıştır (127)

Dezavantajları ise şu şekildedir:

- Halojen ampülün çalışma ömrü oldukça kısadır (yaklaşık 40 ila 100 saat) (128)
- Işık filtresi ısınan halojen ampule yakın olması sebebiyle zaman içinde bozulabilir. Yıpranma sonucunda hasta veya hekim, istenmeyen dalga boylarında ışığa maruz kalabilir (127, 128)
- Ara kablo ihtiyacı vardır ve çalışma bölgesine yakın olacak şekilde ayrı bir güç kaynağı gerekebilir (128).

- Halojen sistemde ışığın yoğunluğu ve gücü mesafe ile azaldığından, en yüksek etki için ışık kaynağı, polimerizasyonu istenen bölgeye mümkün olduğu kadar yakın tutulmalıdır (128).
- Geleneksel halojenlerin etkinliği sınırlıdır, üretilen ışığın %98'i ısı olarak kaybedilir ve polimerizasyona bir katkıda bulunmaz (129), kamforokinonun absorpsiyon spektrumu oldukça dar olduğundan sadece halojen ışık spektrumunun bir parçası kullanılabilir (130).

Quartz-halojen ışığın ortodontik kompozit rezin için uygulama süresi 20 saniye olarak önerilmektedir; ama 40 saniyelik uygulamanın daha yüksek bağlanma değeri sağladığı da belirtilmiştir (23, 131). Quartz-halojen ışık kaynaklarının maliyeti düşüktür ve yaygın bir şekilde kullanılmaktadırlar, buna rağmen filtre tekniklerindeki kısıtlayıcılar ve ısıya sebebiyet vermeleri geliştirilmelerini engellemektedir.

2.3.2.Argon lazerler:

Işıkla polimerize olan adezivlerin polimerizasyon zamanını kısaltmak amacıyla 1980'li yıllarda geliştirilmişlerdir. Argon lazerin ışık yoğunluğu yaklaşık 800 mW/cm^2 iken, üretilen dalga boyunun aralığı görünür ışık spektrumunda 454-496 nm olarak belirtilmiştir (132).

Argon lazerler ile halojen ışık kaynaklarını karşılaştıran çalışmalarda, argon lazerle yapıştırılan metal braketlerde ışık uygulama süresinin % 75-87 oranında kısaldığı ve braketlerin kopması açısından aralarında belirgin bir fark olmadığı bulunmuştur (133, 134).

Argon lazer sisteminde ışık paralel olarak gelmektedir, mesafe artsa bile ışığın gücü değişmemektedir. Yapılan bir çalışmada dişlere önceden argon lazer uygulandığında mine pürüzlendirilmesi nedeniyle oluşan demineralizasyonun azaltılabileceği belirtilmiştir (135).

Argon lazerler yüksek maliyetlidir, bunun yanısıra yüksek akıma ve aktif soğutma sistemine ihtiyaç gösterirler ve bu nedenle kablosuz üretilemezler. Işık yaymayı sağlayan uç kısımları kırılğan yapıdadır. Bu özelliklerinden dolayı diğer ışık kaynaklarına nazaran daha az kullanım alanı bulmuşlardır (136).

2.3.3. Plazma Ark Işık Kaynakları:

Hızlı polimerizasyon sağlamak için yoğun ışık emisyonlarından faydalanma düşüncesiyle 1990'lı yıllarda piyasaya sürülmüştür. İçerisinde Xenon gazı mevcut olan quartz tüp içinde tungsten anot ve katot olmak üzere iki kutba sahiptir. İki elektrot arasında elektriğin yüksek akımlı geçişi sayesinde Xenon gazı iyonize olur. Halojen lambalardaki gibi bu cihazlarda da ışık emisyonunu kontrol edebilmek için filtrasyon ve soğutma yapılmaktadır. Oluşan beyaz ışık, dalga boyu genişliği 450-500 nm olana kadar filtre edilir, güç yoğunluğu ise 2000 mW/cm^2 'ye ulaşabilir. Xenon gazı düşük basınç altında mavi-beyaz ışık yayarken, artan basınç gün ışığına benzer spektrumunda bir ışık yayılımına neden olur (129, 137). Plazma ark ışık kaynakları kullanılarak yapılan çalışmalarda, metal braketler için 3-5 saniyelik ışınlamanın (138), seramik braketler için ise daha kısa süreyle ışınlamanın (139), halojen lambalarla yapılan 20 saniyelik uygulamayla eşdeğer başarı sağladığı gösterilmiştir. Gerek laboratuvar gerek klinik çalışmalarda, plazma ark ve halojen ışık karşılaştırıldığında braketlerin kopma tipi ve bağlanma dirençlerinde belirgin bir fark olmadığı belirtilmiştir (129, 130, 138, 140-142).

Plazma ark ışık kaynakları çalışırken ısı oluşumuna neden olmaktadır ve bu ısının pulpaya zarar verip vermeyeceği araştırılmıştır. Işık kaynağı ve braket arası mesafe kısaldığında oluşan ısının arttığı belirtilmiştir. Fakat LED, halojen ışık kaynağı ve plazma ark ışık kaynaklarının üçünün de pulpa sağlığını idame ettirmek için kritik değer olan $5,5^\circ\text{C}$ 'yi geçmediği belirtilmiştir (143). Bunların yanısıra pahalı cihazlar olmaları dezavantajı olarak sayılabilir (131, 138).

2.3.4. Light Emitting Diode (LED) Işık Kaynakları:

LED ışık kaynakları, 1995 yılında Mills (144) tarafından halojen ışık kaynaklarının eksikliklerini gidermek amacıyla, ışıkla polimerize olan dental materyallerin polimerizasyonunu sağlamak amacıyla kullanıma sunulmuştur. LED ışık kaynakları filtre gerektirmeden 440-480 nm dalga boyunda ışık yayar. Isı oluşumuna neden olmadığı için soğutucu fan gereksinimi yoktur ve sessiz çalışır. Ömürleri 10000 saatten fazladır. LED ışık kaynakları uzun ömürlü, ekonomik ve güvenilir özelliktedir (145).

Yapılan çalışmalarda LED ve halojen ışık kaynakları karşılaştırıldığında, 20-40 saniyelik uygulamaların braketlerin bağlanma direnci üzerinde belirgin bir farklılık

oluşturmadığını; fakat 10 saniyelik uygulamanın belirgin olarak bağlanma direncini düşürdüğü belirtilmiştir (146-149).

2.4.Braket Materyalleri Ve Braket Kaideleri:

Piyasada üç farklı tipte ortodontik braket mevcuttur: plastik, seramik ve metal (paslanmaz çelik, altınla kaplanmış, titanyum). Bunların içinde klinisyenler rutinde en çok metal braket uygulamayı tercih etmektedir (150).

2.4.1.Metal braketler:

Metal braketler mekanik retansiyon ile dişe tutunur, bu retansiyonu da konvansiyonel olarak ağ örgüsü tabanları ile sağlamaktadır (150). Paslanmaz çelik braketler estetik açıdan plastik ya da seramik braketler kadar iyi olmasa da distorsiyona dirençlidir ve stabilizasyonları iyidir. Mekanik bağlanmayı sağlayan braketlerin kaidesi gingival dokulara zarar vermeyecek şekilde girintili, gingiva konturuna uyumlu olmalıdır. Aynı zamanda metal braketlerin küçük yapılması gingival irritasyon riskini de azaltabilmektedir (21, 103).

Başlangıçta metal braketler çeşitli paslanmaz çelik alaşımlarından döküm veya işleme ile taban ve kanatları üretilip daha sonra farklı parçaların lehimlendiği yöntemle üretilmiştir. Üretim tekniklerinde yaşanan gelişmeler ile titanyum, krom-kobalt alaşımları ve altın alaşımlarıyla zenginleştirilmiş braketler ortodontik markette yer almaya başlamıştır (151).

İlk metal braketler soğuk çekilmiş metalden frezelenmiştir (152). Paslanmaz çelik braketler adeziv ile kimyasal bir bağlantı kurmaz, taban-adeziv arayüzünde mekanik kilitleme sağlarlar (153).

Metal braketlerin korozyonu ve bunun sonucunda siyah ve yeşil renklenmeleri problem olabilmektedir (47, 154, 155). Paslanmaz çelik braketlerin yapısında bulunan nikel karşı alerjisi bulunan hastalarda kullanılamaması ve estetik olmamaları bazı dezavantajlarındandır (103).

Paslanmaz çeliğin elektroliz yoluyla altın ile kaplanmasıyla üretilen altın braketler, diş rengine veya şeffaf braketlerin henüz olmadığı dönemde, paslanmaz çelik braketlere göre estetik olduklarından o dönem içinde popülerlik kazanmıştır. Altın kaplı braketler aynı zamanda seramik braketlere göre daha temiz ve hijyenik bir alternatif olarak değerlendirilebilir (21,103).

Son yıllarda titanyum da braket üretiminde yer almaya başlamıştır. Sadece titanyum içeren ya da vanadyum ve alüminyum içeren titanyum alaşımlarından üretilen braketler biouyumlu, alerjen olmayan, korozyona dirençli özelliktedir. Fakat sürtünme değerleri fazladır ve ağızda amalgam dolgu olduğunda galvanik akıma neden olabilmektedirler. Yumuşak yapıları nedeniyle, kalın ve yüksek tork içeren teller ile deformasyona uğrayabilmektedirler (156-158).

2.4.2. Plastik braketler:

Plastik braketler ilk olarak 1970'lerin başlarında piyasaya sürülmüştür. Başlangıçta akrilikten ve daha sonraları polikarbonattan üretilmiştir. Fakat ortodontistler tarafından estetik bir materyal olarak kabulleri kısa süreli olmuştur. Plastik braketlerin doğasında yer alan renklenme, koku ve daha önemlisi yeterli dayanım ve sağlamlığa sahip olmamaları, braket kanatlarında görülen kırılmalar ve daimi deformasyon gibi problemler kısa zamanda fark edilmiştir (159). Daimi deformasyon, polikarbonat rezinler gibi termoplastik materyaller için oldukça önemlidir ve uzun zaman periyotlarında üzerine sabit yük yüklendiğinde meydana gelir. Polikarbonat braket slotları, sabit fizyolojik stress altında bozulmakta ve uzun süren tedaviler veya yeterli torkun iletilmesi gibi konularda yetersiz kalmaktadır (160).

Harzer ve ark. (161) metal braketlerle karşılaştırıldığında polikarbonat braketlerin daha yüksek tork kaybına ve daha az tork momentlerine sahip olduğunu bildirmiştir. Polikarbonat braketlerle oluşması beklenen distorsiyonun üreticiler tarafından belirtilmesi ve gerekirse ek torkun eklenmesi gerekebileceğini tavsiye etmiştir.

Orijinal polikarbonat braketlerin sağlamlık ve rijidite konusundaki eksiklikleri, bu braketlerin seramik veya fiber cam doldurucular ve/veya metal slotlar ile güçlendirilmesine yol açmıştır. Metal slotlu polikarbonat braketler konvansiyonellere göre daha az deformasyon göstermekle beraber, tork problemleri devam etmiştir (162). Hem seramiklerle güçlendirilmiş hem de metal kaplı polikarbonat braketlerde 24 saat içinde yaklaşık olarak % 15 tork kaybı olduğu gözlemlenmiştir (163).

2.4.3. Seramik Braketler:

Bazı çalışmalarda (164-166) seramik braketlerin 1986 yılında tanıtıldığı yazılsa da 1982 yılında seramik braketlerin makaslama bağlanma dayanımını test

ettiğini rapor eden bir çalışma mevcuttur (167). Tüm mevcut seramik braketler alüminyum oksit içerir. Fakat üretim süreçleri arasındaki farklılıklardan ötürü polikristalin alumina ve monokristalin alumina olmak üzere iki tip seramik braket mevcuttur (168-172).

Seramikler metal oksit elementler ve değerli taşlar, cam, kil ve seramik bileşenlerini içeren non-metal elementlerden oluşan geniş bir materyal sınıfıdır (173). Özünde, seramikler ne metalik ne de polimeriktir. Modern seramik mühendisliği değişik atomik yapıların avantajlı yönlerini kullanarak yeni seramik materyallerini üretmiştir. Alumina modern seramiğin tipik bir üyesidir. Çelikte çözülmüş oksijeni çıkarmak için alüminyum eklenmektedir. Alumina tek kristalli veya polikristalin olarak kullanılabilir. Hem monokristalin hem de polikristalin alumina ortodontik seramik braketlerin üretiminde kullanılmaktadır (173-175).

2.4.3.1.Monokristalin Braketler:

Alüminyum oksidin 2100°C'nin üzerine ısıtılmasıyla üretilirler. Erimiş kütle yavaşça soğutulur ve elde edilen kristalden braket işlenir (169).

2.4.3.2.Polikristalin Braketler:

Alüminyum oksit partiküllerinin bir bağlayıcı madde ile karıştırılması, bu karışımın da braket şeklinde işlenmesiyle üretilirler (sinterleme süreci). Bağlayıcıyı yakmak ve eriyen karışımı tekrar kaynaştırmak için 1800°C'nin üzerinde dereceler kullanılır. Daha sonra kesme işlemi sırasında oluşan stresi rahatlatmak ve yüzey kusurlarını kaldırmak için ısı işlem uygulanır. Polikristalin braketler için optik özellikler ve dayanım birbirine zıttır. Seramik grenleri ne kadar büyükse, translüensi ve şeffaflık o kadar fazla görülür. Fakat gren boyutları 30 µm'nin üzerine çıktığında materyal daha zayıf olma eğilimindedir. Polikristalin braketler 0,3 µm alüminyum oksit partikülleri olarak başlarlar, 20-30 µm 'lik seramik grenlerini oluşturmak üzere kaynaşır. İşlenmeden sonra yapılan ısı işlemler, daha fazla gren kaynaşması ile fiziksel özelliklerin bozulmasına yol açmaması için kontrollü bir şekilde yapılmalıdır (169).

Polikristalin üretim sürecinin ana avantajı braketleri şekillendirme yeteneğidir; göreceli olarak geniş miktarda ürün veren pahalı olmayan bir süreçtir. Şekillendirme sürecinin dezavantajı ise gren sınırlarında oluşan yüzey kusurları veya bir miktar saf olmayan madde oluşumudur. %0,001 kadar küçük miktardaki saf olmayan maddeler

veya hafif kusurlar stres altında çatlak yayılımı için odak olarak görev yapabilmektedir (169).

Polikristalin braket yapımı için alternatif yol ise enjeksiyon ile şekillendirilmedir. Bu süreç braketlerin işlenmesini gerektirmez ve bu yüzden kesme süreci ile oluşturulan yüzey kusurlarını elimine eder. Şekillendirme süreci ve ısıl işlem sürecinde gren sınırlarında kaynaşan alüminyum oksit ışığı yansıtır ve belli derecede opasiteye neden olur. Polikristalin ve monokristalin braketler arasındaki en belirgin fark bu opaklık miktarlarıdır. Monokristalin seramik braketlerin üretimi ise tamamen farklıdır. Üreticiler bu geniş tek kristalleri satın alır ve ultrasonik kesim teknikleri, elmas kesimi veya bunların kombinasyonu şeklinde tekniklerle çeşitli braketlerin boyut ve şekillerinde öğütürler. Öğütmenin ardından safir kristalleri yüzey düzensizliklerini kaldırmak ve öğütme işleminin oluşturduğu stresi rahatlatmak için ısıl işleme tabii tutulurlar (168-172).

Monokristalin üretiminin primer avantajı olası strese yol açan saf olmayan maddeleri veya kusurları elimine etmesidir. Dezavantajı ise işlemlerin zorluğu ve bilinen en sert üçüncü maddeyi öğütmenin getirdiği ek masraftır. Bu yeni teknoloji beraberinde kendine has problemleri de getirmiştir. Polikristalin braketlerin üretiminin daha kolay olması nedeniyle mevcut durumda daha fazla ulaşımları mümkündür (169). Plastik braketlerin aksine hem monokristalin hem de polikristalin braketler lekelenme ve renklenmeye karşı dayanıklıdır (169, 176).

Mevcut alümina braketler için en büyük çekince tipping, torsiyon ve ark teli bağlama süresince meydana gelen kırılmalara yol açan düşük kırılma dayanımı ve kırılganlıklarıdır (168). Pek çok çalışma alümina seramik braketlerde meydana gelen kırılmanın torsiyonel streslerden kaynaklandığını belirtmiştir (168, 177-181). Tedavi esnasında görülen kırılmalara ek olarak debonding esnasında da kırılma eğilimi görülmektedir (167).

Polikristalin alümina braketlerin yüzey modifikasyonları için pek çok araştırma yapılmıştır; fakat bunlar henüz ortodontik braketler için ticarileşmemişlerdir (182). Yakın zamanda polikristalin zirkonia braketler piyasaya sürülmüştür. Araştırmacılar zirkonia içeren braketlerin klinik kullanımda daha az sürtünmeye sahip olacağını düşünmüşlerdir (183). Keith ve ark. (184) yaptıkları çalışmalarında zirkonia braketlerin sürtünme konusunda alümina braketlere belirgin bir üstünlük

göstermediğini bulmuşlardır. Zirkonia ve alümina braketlerin sürtünme karakterlerini karşılaştıran bir başka çalışmada krom-kobalt ark tellerine karşı zirkonia braketlerin daha fazla sürtünme oluşturduğu bulunmuştur (185). Bu çalışmada oral ortam olarak su kullanılmıştır, bu nedenle klinik ilişkisi tartışılabilir (186). Bunun yanında zirkonia braketlerin estetik anlamda renk ve opasiteyle ilgili sorunları vardır (183) ve kompozitin fotopolimerizasyonunu inhibe edebilirler (187).

2.4.3.3.Metal slotlu seramik braketler:

Seramik braketlerde görülen yüzey pürüzlülüğü, yüksek sürtünme katsayısına sahip olmalarına neden olur. Bu dezavantajı engelleyebilmek için seramik braketlerin slotlarının daha pürüzsüz yüzeye sahip paslanmaz çelikten yapılması düşünülmüştür (188). Cacciefesta ve ark. (189) yaptıkları çalışmada, metal slotlu braketleri geleneksel seramik braketler ile karşılaştırdığında daha az sürtünme, paslanmaz çelik braketlerle karşılaştırdığında ise daha fazla sürtünme bulunduğunu rapor etmiştir.

2.4.3.4.Seramik-Plastik kombinasyonlu braketler:

1990'lı yıllarda üretilen bu braket sisteminde seramik ve plastik braketlerin avantajlı özelliklerini birleştirmek amaçlanmıştır. Plastik braketlerde görülen kanatlarda kopma sorununun önüne geçebilmek amacıyla bu bölgelerde seramik yoğunluğu artırılmıştır. Plastik braketlerde görülen renk değiştirme ve lekelenme sorunu, beklenenin aksine bu braketlerde de devam etmiştir. Söküm işlemleri seramik braketlere göre daha kolaydır. En önemli dezavantajları ise ark slotunda görülen yüksek sürtünme katsayısıdır (190).

2.4.3.5.Seramik braketlerin klinik avantaj ve dezavantajları:

Seramik braketlerin metal braketlere olan estetik üstünlüklerinin yanında bazı dezavantajları da mevcuttur. Bunları şu başlıklar halinde inceleyebiliriz;

- Sertlik, gerilme direnci, kırılma dayanımı
- Bonding ve bonding dayanımı
- Sürtünme direnci
- Iatrojenik mine zararı
- Debonding (180)

2.4.3.5.1.Sertlik, gerilme direnci, kırılma dayanımı:

Seramik braketlerin çok önemli bir özelliği alüminyum oksidin yüksek sertlik derecesidir ve bu durum hem monokristalin hem polikristalin seramik braketlerin, paslanmaz çeliğe göre daha avantajlı olmasını sağlar (168). Seramik braketler paslanmaz çelik veya miseden dokuz kat daha sert olduğundan, seramik braketlerin karşıt mineye teması halinde mine abrazyonu hızlı bir şekilde olabilir (172).

Yüzeysel kırıklara direnç olarak ifade edilen gerilme direnci monokristalin alümina braketlerde polikristalin braketlere göre daha fazladır (168, 169, 191). Bu durum ikiz braketlerin sadece monokristalin alüminadan üretilmesinin nedenlerindedir (168). Gerilme direnci seramiklerin yüzey koşullarına göre değişmektedir. Seramik braket yüzeyindeki sığ bir çatlak başlangıcı, kırılma için gerekli yüklemeyi etkili bir şekilde azaltabilir. Kırılmada seramik için elongasyon %1'den azdır, paslanmaz çelikte ise bu durum yaklaşık %20 kadardır; bu durum seramik braketleri daha kırılğan yapmaktadır (169, 177, 192).

Kırılma dayanımı seramiklerde paslanmaz çelikten 20 ila 40 kat daha azdır (169, 192). Bu durum seramik braketlerde kırık oluşumunu kolaylaştırmaktadır. Seramik braketler arasında ise polikristalin alümina braketler, monokristalin alümina braketlerden daha yüksek kırılma dayanımı göstermektedir (193, 194).

Seramik braketlerin kırılğan doğası debonding boyunca da braketlerde kırılma insidansının yüksek olmasına sebebiyet vermektedir (169, 177, 193, 194). Seramik bileşenleri, metallerin aksine küçük kusurlar ya da materyalin saf olmayan bölümleri nedeniyle kırık yayılımına yol açmaya duyarlıdır. Yüksek dayanımlı seramiklerin, stresin yol açtığı lokal kusurlar nedeniyle oluşan çatlaklardan kırılma ihtimali daha fazladır. Minenin kırılma dayanımı seramikten daha azdır (177) ve seramik braketler stresi absorbe etme yeteneği kısıtlı olan rijit ve kırılğan olan mineye yapışıklırlar (169). Mine kırığı veya debonding boyunca kırık çizgilerinin görülmesi seramik braketlerin yüksek yapışma dayanımıyla ilişkilidir ve ani yükleme ile alakalı olduğu düşünülebilir (195, 196). Enjeksiyon ile şekillendirilen seramik braketler, makinede işlenen braketlere göre daha yumuşak bitişlere sahiptir, bu durum yüzey kusurlarının miktarını azaltmaktadır (180).

Çok sert ve kırılğan özellikler ile yüksek makaslama bağlanma dayanımı kombinasyonu iki belirgin probleme yol açmaktadır. Bunlardan birincisi özellikle debonding boyunca görülen braket kırığı ve ikincisi de fonksiyon sırasında veya çokça

bonding esnasında gözlemlenen mine kırıklarıdır (187, 195, 196). Bu durumda önemli noktalardan biri, seramiklerin radyolüsent olması sebebiyle yutulması veya inhale edilmeleri halinde radyograflarda görülemeyecek olmalarıdır (169).

2.4.3.5.2. Bonding ve Bonding dayanımı:

Seramik materyali kimyasal olarak adezivlere bağlanmadığı için, bağlanma dayanımları braketin tabanına uygulanan silan bağlayıcı ajandan sağlanmaktadır. Bunun dışında mekanik retansiyon veya hem mekanik bağlanma hem kimyasal bağlanmanın kombinasyonu şeklinde bağlanma dayanımları elde edilmektedir (169).

Mekanik retansiyonu belirleyen laboratuvar testleri seramik braketlerin adeziv braket arası makaslama bağlanma dayanımının, eşdeğer büyüklükteki folyo/örgü tabanlı metal braketlerden daha az olduğunu göstermiştir. Seramik braketlerin tabanlarındaki mekanik retansiyon alanları örgü taban dizaynındakilerden oldukça azdır, bu nedenle seramik braketlerin silan bağlayıcı ajan olmaksızın kullanımında çok daha fazla yapışma sorunu ile karşılaşılması beklenir (169).

Kimyasal yapışma sistemine göre, alüminyum oksit tabanına cam eklenir ve silan bağlayıcı ajan ile işlem görür. Silan cam ile yapışır ve moleküllerinden herhangi bir akrilik bonding materyali ile reaksiyona girecek serbest uçlar bırakır (169).

Mekanik ve kimyasal yapışma arasında değişik etkilerin olması, yapışan yüzeylerde oluşan stres konsantrasyonunu dağıtmalarındaki farklılıklardan kaynaklanır. Adeziv ile mekanik bir yapışma sağlayan seramik braketler 90°'lik köşe açıları olan retansiyon oluklarına sahiptir (197). Aynı zamanda braketlerin girinti ve oyuklar boyunca kaymasını önlemek için çaprazlamalar bulunmaktadır; keskin kenarlarda yüksek stres konsantrasyonu meydana gelerek adezivin kırılabilirliğine neden olmaktadır. Debonding için makaslama kuvveti uygulandığında, adezivin bir kısmı diş üzerinde bir kısmı ise braketin oyuklarında kalmaktadır (176).

Seramik braketlerin kimyasal bağlanma yapan parlak yüzeyleri, herhangi bir lokalize stres alanı yaratmadan bütün adeziv arayüzü boyunca stresin daha büyük bir alana dağılmasına izin vermektedir. Bu nedenle debonding sağlamak ve saf adezivde ayrılma için daha fazla kuvvet gerekmektedir (176). Kimyasal bağlanma ile sağlanan yüksek makaslama bağlanma dayanımı ve debonding sırasında adeziv ve mine arasında oluşan stres sonucu mine yüzeyinde dental restorasyon gerektiren geri dönüşsüz hasarlar, çatlaklar ve delaminasyonların olduğu görülmüştür. Bu durum debonding sırasında mine yüzeyine zarar vermeksizin seramik braket tabanı ile mine

yüzeyinin ayrılmasını sağlayacak, fakat klinik kullanım için yeterli dayanıma sahip olacak bir yapıştırma elde edilmesi gerekliliğini ortaya koymuştur. Günümüzde kullanılan seramik braketlerin büyük çoğunluğu yalnızca mekanik retansiyon sağlayacak şekilde üretilmektedir. Debonding karakterleri ve bağlanma dayanımlarının paslanmaz çelik örgü sistemi ile karşılaştırılabilir olduğu iddia edilen mikrokristalin, mekanik toprak, kırılma kuyruğu şeklinde, çukurlu kimyasal/mechanik, silan ile kaplı düğmecikler ve polimerik taban çeşitleri de piyasada mevcuttur (180). Seramik braketlerin metal braketlere en önemli üstünlüklerinden biri, ışığın braket tabanına daha fazla geçişine izin veren ve böylece daha yüksek polimerizasyon ve kesme bağlanma dayanımına neden olan yapısıdır (198).

Makaslama bağlanma dayanımı bunlar dışında bonding rezin tipi, asitleme süresi ve koşulları, dişlerin bonding hazırlanma şekli de etkilenir (195, 199).

Çeşitli seramik ve metalik braketler arasındaki kesme yapışma dayanımını araştıran pek çok çalışma, polikristalin seramik braketlerin ortalama kesme yapışma dayanımlarının paslanmaz çelik braketlerde gözlenenenden belirgin şekilde fazla olduğunu göstermiştir (176, 197, 199-201). Monokristalin seramik braketler ise en düşük ortalama kesme yapışma dayanımı değerlerini sergilemektedir (176). Gwinnet (170) farklı braket tipleri için değerlerin istatistiksel olarak belirgin bir farka sahip olmadığını belirtse de, bu sonuçlar pek çok çalışma ile çelişmektedir.

Farklı braket, adeziv ve mine pürüzlendirici kombinasyonlarına göre ortalama makaslama bağlanma dayanımı 3,9 MPa'dan maksimum 18,6 MPa'a kadar çeşitlilik göstermektedir (62). Klinik ortodontik kullanım için minimum makaslama bağlanma dayanımının 5,9 MPa ila 7,8 MPa arasında olması gerektiği belirtilmiştir (63). Piyasada bulunan pek çok adezivin makaslama bağlanma dayanımı 5,9 MPa ila 11,3 MPa arasındadır (62, 202), az sayıda çalışma ise maksimum 29,4 MPa makaslama bağlanma dayanımı rapor etmiştir (197, 203). Seramik braketlerin makaslama bağlanma direncinin paslanmaz çelik braketlerden daha fazla olduğu bulunmuştur (176, 197, 200, 204). Minenin ortalama doğrusal gerilme direnci 14,5 MPa'dır (205). Eğer mineden braketin ayırmak için kullanılan kuvvet minenin doğrusal gerilme direncini aşarsa mine yüzeyinde veya braketin kendisinde kırılma görülebilir. Fakat Retief (206) minenin doğrusal gerilme direnciyle kıyaslanabilecek kadar düşük değerlerde (13,5 MPa) de mine kırıklarının olabileceğini belirtmiştir, bu nedenle mine kırıklarını azaltmak amacıyla gerekli kuvveti azaltacak debond tekniklerinin geliştirilmesi üzerinde durulmaktadır.

2.4.3.5.3.Sürtünme direnci:

Sabit ortodontik apareylerde görülen yüksek sürtünme direnci klinisyenlerin büyük çoğunluğu tarafından istenmeyen bir özellik olarak değerlendirilir. Yapılan testler sonucunda paslanmaz çelik braketlerin seramik braketlerden daha az sürtünme kuvvetlerine neden oldukları bulunmuştur. Metal braketlerde görülen bu belirgin derecedeki az sürtünme direncinin, daha az yüzey pürüzlülüğüne sahip olmalarından kaynaklandığı düşünülmektedir (188). Polikristalin braketler sahip oldukları daha pürüzlü ve pöröz yüzey özelliklerinden dolayı, monokristalin braketlerden daha fazla sürtünme katsayısına sahiptir (180). Omana ve ark. (207) makinede işlenen seramik braketlerin, enjeksiyonla şekillendirilerek üretilen braketlere göre daha fazla sürtünme kuvveti oluşturduğunu göstermiştir. Aynı zamanda aynı materyalden yapılmış geniş braketlerin, daha dar braketlere göre daha az sürtünmeye neden olduğunu da belirtmiştir. Fakat daha dar metal braketlerin kullanıldığı bir çalışmada, metal ve seramik braketlerin sürtünmeleri arasında belirgin bir fark olmadığı tespit edilmiştir (208).

Farklı teller kullanılarak seramik ve paslanmaz çelik braketlerin oluşturduğu sürtünme kuvvetlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda pek çok kalınlıkta seramik braket içindeki tellerin daha fazla sürtünmeye uğradığı görülmüştür. Ayrıca, beta-titanyum ve nikel-titanyum tellerin, paslanmaz çelik veya krom-kobalt tellerden daha fazla sürtünmeyle ilişkili oldukları görülmüştür (188, 204, 208-212).

Ark teli ile braket slotu arasında boşluğun bulunmadığı durumlarda polikristalin braketler, 4,8°'den fazla ikinci düzen bükümlerde kaymaya karşı hızlı ve lineer olmayan bir direnç gösterir. Ark telinde çizikler olduğu, slot duvar köşelerinde paslanmaz çelik debrisinin kaldığı gözlemlenmiştir (212).

Sürtünme direncini azaltmak için, daha pürüzsüz slot yüzeylerine sahip, metal veya seramik/plastik slotlu seramik braketlerin geliştirilmesi düşünülmüş ve günümüzde başarılıdır (211). Böylece estetik görünümü sağlarken, rutin ortodontik tork kuvvetlerine dayanan, ek dayanıklılık ve daha pürüzsüz kayma mekanikleri kullanılabileceği düşünülmüştür. Sürtünme direnci açısından paslanmaz çeliklerden üstün özelliklere sahip olduğu iddia edilen 18 karat altın içeriği ile metal kaplı polikristalin braketler mevcuttur (213). Araştırmacılar paslanmaz çelik ile güçlendirilmiş braketlerin konvansiyonel paslanmaz çelik braketler ve self-ligating braketlerle

karşılaştırıldığında sürtünme kuvvetleri açısından umut verici sonuçlar verdiğini belirtmektedir (213, 214). Thorstenson ve Kusy (212) ise braket slot duvarları ile ark teli arasında boşluk bulunduğunda estetik braketler, paslanmaz içerikli ya da içeriksiz halleri arasında kaydırma mekanikleri arasında sürtünme direnci açısından anlamlı bir farklılık bulamamıştır. Fakat ark teli ve braket duvarları arasında boşluk bulunmadığında sürtünme dirençleri arasında braketler arasında ya paslanmaz çeliklere eşit ya da daha fazla değerler elde edildiği belirtilmiştir. Nishio ve ark. (215) yaptıkları çalışmalarında metal slotlu seramik braketlerin paslanmaz çeliklere göre daha yüksek sürtünme kuvvetine sahip olduğunu gözlemlemiştir. Aradaki farkın da seramik slotuna metali adapte etmedeki zorluk ve farklı ekspansiyon katsayısına sahip olmalarından kaynaklandığını düşünmüşlerdir. Cacciafesta ve ark. (189) ise metal içerikli seramik braketlerin konvansiyonel seramik braketlerden daha az, fakat paslanmaz çelik braketlerden daha fazla sürtünme kuvvetine neden olduğunu belirtmiştir.

Metal eklemenin dışında bazı üreticiler sürtünmeyi azaltmak için silika kaplı slotlar kullanmıştır (ör; Mystique™). Elmas biçimli kesilmiş braket slotunu pürüzlülükleri elimine etmek için silika ile glazelemiştir (180). Hem seramik hem de metal braketlerde son dönemlerde görülen başka bir modifikasyon ise, daha az sürtünme sağlamak için yuvanın tabanı boyunca yer alan tümseklerdir. Ne yazık ki, bu tümseklerin konvansiyonel dizaynla benzer oranda sürtünmeye neden olduğu görülmüştür (212).

2.4.3.5.4. Iatrojenik Mine Zararı:

Seramik bilinen en sert üçüncü materyaldir (169). Bu nedenle seramik braket ile temasta olan mine, seramiğe göre daha az sertlikte olduğu için hızla ve ciddi oranda aşınabilmektedir (51). Bu nedenle seramik braketlerin karşıt mine yüzeyleriyle temasından kaçınılması önemlidir. Minede aşınma seramik braketlerden kaynaklanan sorunlar arasında en yüksek orana sahiptir (216). En yüksek abrazyon skorları ise monokristalin seramik braketler kullanıldığında belirtilmiştir (172).

Seramik braketlerin karşıt dişle temasını önlemek için braketin oklüzal yüzeyini kaplayan elastomerik halkalar üretilmiştir. Fakat bu halkalar hacimli olmaları sebebiyle oral hijyen girişimlerini olumsuz etkilemektedirler (168, 216).

Eğer derin bir kapanış mevcutsa, alt arkta karşıt dişe aşındırıcı etkisi daha az olan polikarbonat braketlerin kullanımı tavsiye edilmektedir. Bu nedenle bazı üreticiler iatrojenik mine zararı riski nedeniyle alt premolarlar için seramik braket üretmemektedir ve mandibular ön segment dişler için de daha düşük profilli ve eğimli braketler geliştirmişlerdir (180).

Kırık çizgileri, hacimli restorasyonları olan ya da hipoplazi ve hipokalsifikasyon görülen dişlerde de seramik braketlerin kullanılmasından kaçınılmalıdır. Joseph ve Russouw (199) vital olmayan dişlerde seramik braket kullanımının debonding sırasında daha fazla mine kırığına yol açabileceğini iddia etmiştir. Ayrıca rezinden veya porselenden yapılan kuron restorasyonlarının seramik braketlerin debondu sırasında kırılabileceği konusunda da hastalar uyarılmalıdır (204).

2.4.3.5.5.Debonding:

Bükülebilir doğaları sebebiyle metal braketler, tabanlarının distorsiyona uğratılması ile diş yüzeyinden güvenli ve atravmatik şekilde uzaklaştırılabilmektedir. Fakat rijit yapıdaki seramik braketler debonding sırasında metal braketlere göre mineye zarar verme olasılığı ile zorluk oluşturmaktadırlar (217). Kimyasal olarak bağlanmış seramik braketlerin mekanik olarak ayrılmasını sağlamak için gerekli olan kuvvet miktarı, sıklıkla mine kırıkları ve delaminasyonlara sebep olmuş ya da braketlerin taban kısmı hala diş üzerinde kalacak şekilde parçalanmıştır. Kalan seramik parçaların yüksek hızlı bir el aleti ve elmas frez kullanılarak temizlenmesi hem zor hem de zaman alıcıdır. Seramik materyallerinin özellikle daha düşük hızlı aşındırıcılar ile soğutmasız şekilde kullanılarak aşındırılması, diş yüzeyinde ısı artışına, buna bağlı olarak pulpal zarara yol açabilmektedir (218). Geniş seramik parçaları radyolüsent bir materyal olan seramiğin aspirasyonu ve yarattıkları seramik tozu ile göz ve deri irritasyonu açısından risk oluşturur (219).

Günümüzde pek çok seramik braket mekanik olarak dişe bağlanmaktadır ve seramik braketlerin sökümü esnasında görülebilecek komplikasyonlarla ilgili olarak pek çok alternatif debonding yöntemi önerilmektedir. Braketlerin sökümü öncesinde, braket/mine arayüzündeki tüm taşan adezivin temizlenmesi tavsiye edilmektedir (181). Yapılan bir in vitro çalışmada ise braket yapıştırılmadan önce adezivde bir çentik oluşturulmasının ortalama ve maksimum debonding kuvvetini azalttığı

gösterilmiştir. Bu teknik seramik braketlerin sökümünde kolaylık sağlayabilecek olsa da klinik zaman ve tecrübe gerektirmektedir (220).

Pek çok üretici mevcut seramik braketlerin metal braketler kadar kolay ve güvenli şekilde sökülebildiğini iddia etmektedir. 3M Unitek Clarity braketlerinin tabanında stres konsantrasyonu sağlayan debonding slotun patentini almıştır. Debonding slot bu noktada stresi toplayarak How veya Weingart penslerinin verdiği hafif baskı altında kollapse olmasını ve debondingi kolaylaştırmayı sağlamaktadır. Böylece adezivin büyük çoğunluğunun mine yüzeyinde kaldığı metal braket sökümüne benzer bir yolla debonding yapımı mümkün olmaktadır (221). Braket-adeziv arayüzünde ayrılmanın olması mine zararı olasılığını azaltmaktadır; ancak debonding sonrası daha fazla rezidüel adezivin temizlenmesini gerektirir (222). MXi® ve In Vu braketler (TP Orthodontics) kristal örgü tabanlı patentli braketlerdir ve ligatür kesiciler ile sıkıldığında metal braketlere benzer şekilde dıştan ayrıldığı rapor edilmiştir (221). Kullanılan her marka braket için üreticilerin önerdiği şekilde debonding yapılması tavsiye edilmektedir (180).

Üreticiler kendi braketleri için özel seramik debonding pensleri üretmişlerdir, bunun yanında A-Company Starfire debonding pensleri tüm braket türleri için kullanılabilir bir pens de üretmiştir (168). Bu pensler hem braket tabanında deformasyona neden olur, hem de adeziv-braket arayüzünde bondun kırılmasına/ayrılmasına neden olur ya da kompozit rezinde koheziv kırılmayla ayrılma sağlar. Fakat bazen mine-adeziv arayüzünde de kırılmalar olabilmektedir (223). Mekanik bağlanmanın ayrılması için gerekli olan kuvvet miktarının fazla olması mine ve braketten kırıklar olmasının sebebidir. Swartz (169) seramik braketlerde, keskin köşeli enstrümanların (ligatür kesici gibi) mine-adeziv arayüzünde konumlandırılıp, yavaş yavaş olacak şekilde, braketin dıştan ayrılması sağlanana kadar kademeli bir sıkma kuvveti uygulanarak debonding yapılmasını tavsiye etmiştir.

Braket-adeziv arayüzündeki sıcaklığın 52°'ye çıkarılmasının debonding için gerekli mekanik kuvveti yarıya indirdiği gösterilmiştir (224). Termal ısıtmaya alternatif olarak da elektrotermal debonding tekniği önerilmiştir. Bu teknikte braketten gerilme kuvveti uygulanırken bir yandan da şarj edilebilir ısıtma tabancası ile ısıtılmaktadır (225, 226). Fakat bu tekniklerde de genel çekince ısı artışı nedeniyle pulpada meydana gelebilecek hasar, hatta nekroz riskidir (224). Son yıllarda lazerle seramik braketlerin sökülmesi de araştırılmıştır. Bu teknikle mine zararı riski ve braket

kırılma insidansı konvansiyonel metotlara göre azalmıştır. Hastalar için de daha az travmatiktir (227, 228).

2.5.Adeziv Precoated Braketler:

Pek çok ortodontist braketleri yerleştirirken iki bonding sisteminden birini kullanır:

1. Braketi yerleştirmeden önce braket tabanına ortodontik adezivin manuel uygulanması
2. Braket tabanına ortodontik adezivin üretici firma tarafından üretim aşamasında uygulandığı, kendi kompozitini barındıran precoated braketlerin kullanımı (13)

APC braketler, 3M firması tarafından 1991 yılında üretilen, açılımı Adeziv Pre-Coated braketler olan, tabanında kendi adezivini bulunduran, dolayısıyla braket tabanına adezivin uygulanması aşamasını ortadan kaldıran braketlerdir. Üretici firma tarafından optimum miktardaki adeziv, braket tabanını kaplayacak şekilde yerleştirilmiştir. Her braket kendine ait özel küçük kutu içinde yer alır ve özel bir köpük taban içinde, braket rotasyonunu engelleyecek şekilde bulunur. Prematür sertleşmeyi önlemek amacıyla aparey yerleştirmeye hazır olmadan özel kutusunun kapakçığı açılmamalıdır. Braketi kutusundan çıkartırken mezial ve distal taraflarından, braket tutucu enstrüman ile sıkılmalı ve hızlıca yukarı ve düz şekilde çekilmelidir. (229, 7)

1992 yılında Transcend 2000 serisi adıyla piyasaya sürülen APC braketlerin hem metal hem de seramik tipleri mevcuttur. Cooper ve ark. (230) APC braketlerin konvansiyonel sisteme göre avantajlarını şu şekilde sıralamıştır:

- Uygun kalite ve miktarda adeziv
- Adeziv materyalin boşa kullanımının azalması
- Bondingi takiben taşan adezivi daha kolay temizleme
- Artmış asepsis
- Braketlerin tekli paketlenmesi sayesinde braketlerin daha iyi orientasyonu (230)

Cooper ve ark. (230) tarafından daha hızlı bonding sağlanması ve hasta başında geçen zamanı azaltması gibi avantajları olduğu belirtilse de, Ash ve Hay (231) karıştırma gerektirmeyen kimyasal sertleşen adeziv ve APC braketleri karşılaştırdığı çalışmalarında, APC braketlerin yerleştirilmesi ve polimerizasyonu için daha fazla zaman gerektiğini belirtmiştir.

3M Unitek firmasına ait APC braketlerin yanısıra, TP Orthodontics Inc. (LaPorte, Indiana, USA) markası da InVu Read-Base adında kendi markalarına ait seramik APC braketlerini üretmiştir. Literatürde InVu Read-Base braketlerin makaslama bağlanma dayanımı ve klinik performansını değerlendiren çok az sayıda çalışma bulunmaktadır (10, 232) Elekdağ-Türk ve ark. (232) SEP ve konvansiyonel pürüzlendirme yöntemleri kullanarak yapıştırdıkları InVu Read-Base seramik braketlerin debonding karakterlerini değerlendirmiş ve iki yöntem arasında anlamlı bir fark bulamamıştır. Sibi ve ark. (10) ise InVu Read-Base APC seramik braketler ile InVu konvansiyonel seramik braketlerin makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. APC braketlerin konvansiyonel braketlerden anlamlı düzeyde daha az makaslama bağlanma dayanımına sahip olduğunu; fakat her iki adeziv sisteminin de klinik için yeterli bağlanma kuvveti gösterdiğini belirtmişlerdir.

APC braketlerin tabanındaki adeziv, Transbond XT adezivin daha visköz bir modifikasyonudur. Transbond XT'nin APC versiyonu, hekim tarafından braketin tabanına yerleştirilen Transbond XT'den daha fazla doldurucu içermektedir. Transbond XT % 14 Bis-GMA, % 9 Bis-EMA ve % 77 doldurucu içerirken; APC braketlerin tabanında yer alan adeziv % 12 Bis-GMA, % 8 Bis-EMA ve % 80 doldurucu içermektedir. Her ikisinin de polimerizasyonları 440-480 nm spektrumdaki görünür mavi ışıkla gerçekleşmektedir. (8, 9) Adezivlerin kompozisyonlarındaki bu yüzdelik değişimler viskoziteyi arttırarak braket pozisyonlandırmasının başlangıç aşamalarında braketin dişe daha iyi yapışmasına neden olması amacıyla yapılmıştır (9). Ayrıca braket yüzeyine adezivin sürülmesi esnasında oluşabilecek olası bir kontaminasyonun da önüne geçildiği için daha güvenli bir yapıştırma sağlayabileceği de öne sürülmüştür (233).

Fox ve ark. (234) bağlanma dayanım testlerinde standardizasyon sağlamanın önemini vurgulamıştır. APC braketlerin tabanında bulunan kompozit miktarı standart miktardadır (230). Hem metal hem de seramik braketlerde adezivle kaplanmış braket seçenekleri mevcuttur. Adezivle kaplanmış ve kaplanmamış metal ve seramik braketlerin bağlanma dirençleri değerlendirilmiştir. Adezivle kaplanmış seramik braketler, konvansiyonel (hekim tarafından adeziv uygulanan) braketlerle benzer bağlanma değerleri vermiştir. Fakat önceden kaplanmış metal braketler konvansiyonel metal braketlere göre düşük bağlanma değerleri göstermiştir (7, 8, 230, 235-237).

Yapılan klinik çalışmalarda ise adezivle kaplı ve kaplanmamış braketlerin klinik olarak kabul edilebilir bağlanma değerleri gösterdiği rapor edilmiştir (23, 238, 239).

APC I adıyla piyasada yer alan başlangıç braketleri yüksek viskoziteleri nedeniyle, braketi diş yüzeyine yerleştirme aşamasında zorluk yaratmıştır (10). Yapılan çalışmalar yüksek viskoziteli APC I ile azalmış makaslama bağlanma dayanımı rapor etmesi (7) üzerine üreticiler daha yumuşak bir içeriğe sahip, dolayısıyla klinisyene braketi konumlandırma, bastırma ve diş yüzeyinde uyumlandırma aşamalarında kolaylık sağlayan APC II braketleri piyasaya sürmüştür. Üretici firma, APC II braketlerin daha yüksek makaslama bağlanma dayanımına ve artmış klinik performansa sahip olduğunu belirtmiştir (10).

APC II braketlerin ardından piyasaya sürülen APC Plus braketler ise, APC II braketlerin tüm faydalarına ek olarak renk değiştiren ve flor salan bir adezive sahiptir. Özellikle seramik braketlerde temizlemeyi kolaylaştıran pembe renkli adeziv, polimerizasyondan sonra şeffaf görüntüsüne kavuşmaktadır. Fakat renk değişiminin polimerizasyonun kesin belirtisi olarak düşünülmemesi gerekmektedir. APC Plus braketlerin adezivinde bulunan doldurucu materyaller kuartz, isli silika ve camdır. Ayrıca adezivin içinde bulundurduğu hidrofilik monomerler nedeniyle neme dayanıklı olduğu belirtilmektedir (11,12)

Gorelick ve ark. (87) sabit apareylerle ortodontik tedavi gören hastalarda en az bir beyaz nokta lezyonu gözleendiğini, bondlama veya bantlama ile çalışmanın da bu insidanda bir farklılık oluşturmadığını belirtmiştir. Diğer yazarlar ise insidans aralığını % 2 ila % 96 arasında olduğunu belirtmişlerdir (240, 241). Beyaz nokta lezyonlarıyla ilgili kaygılanılması gereken en önemli durum bir ay kadar kısa bir süre zarfında dahi görülebilmeleridir (242). Taşan ve temizlenmeyen adezivin beyaz nokta lezyonlarına dönüşümü araştırılmıştır. Bakterilerin pürüzlü yüzeye kolonize olarak beyaz nokta lezyonu oluşma potansiyelini arttırdığı görülmüştür (30, 243). Konvansiyonel veya APC braketlerden hangisi kullanılırsa kullanılsın braket-diş arayüzünde taşan ve temizlenmesi gerekli olan bir miktar adeziv kalmaktadır. Tüm taşan adezivin temizlenmesi istense de, klinisyenler sıklıkla braketi yerleştirdikten sonra bir miktar adezivi temizleyemeyip bırakmaktadır (11). Kalan taşmış adezivin ise pürüzlü bir kompozit yüzeyi oluşturarak olgun plak akümülyasyonu için kritik bir alan oluşturduğu belirtilmektedir (244-246). Ortodontik apareylerin etrafında plak birikiminin uzun periyotlarda beyaz nokta lezyonlarının yanısıra mine

demineralizasyonuna ve gingival irritasyonlara neden olduğu, bu durumun da tedavi sonundaki estetik beklentiyi düşürdüğü bilinmektedir (247-249). Bu nedenle taşan adezivin tamamen temizlenmesi arzu edilmektedir.

Taşan adezivin minimuma indirilmesine yönelik çalışmalar değişik bonding teknikleri ve sistemlerinin gelişmesini sağlamıştır. 3M Unitek firması (Monrovia, California) 2014 yılında taşan adezivin temizlenmesine gerek kalmayan APC Flash-Free Adeziv Coated Appliance System adında yeni bir sistem geliştirmiştir. Bu sistemde rezin, adezive doymuş fırınlanmamış yapıda olup, fabrikasyon sürecinde herhangi bir ortodontik brakete uygulanabilir. Braket mine yüzeyine bastırıldığında transparan ve düşük viskoziteli rezin braketin köşelerine doğru yayılır (14). Bu sistemde braketler tabanlarında optimum miktarda adeziv olacak şekilde tek tek paketlenmiştir ve taşan adezivin temizlenmesine ihtiyaç duyulmadan adezivin polimerizasyonuna izin verilmektedir (13, 14). Üretici firma güvenilir makaslama bağlanma dayanımı, azalmış bonding zamanı ve % 2'den az braket düşme oranına sahip olması gibi avantajları olduğunu iddia etmektedir (250). Bu braketlerin tabanında yer alan fırınlanmamış polipropilen örgü yapıya uygulanan daha düşük viskoziteye sahip rezin, braket mine yüzeyine bastırıldığında yayılarak dış yüzeyinde uniform şekilde dağılır, dış yüzeyine uyumlu bir kontakt oluşturur ve sızdırmazlığı sağlar (15, 16). İn vitro çalışmalar bu braket sisteminin geleneksel bonding sistemleriyle karşılaştırıldığında yeterli makaslama bağlanma dayanımı sağladığını (13, 16), bonding zamanını ve mikrosızıntıyı azalttığını göstermiştir (13, 14). Kim ve ark. (15) ise APC Plus ve APC Flash Free seramik braketler arasındaki mikrosızıntıyı değerlendirmiş, ortalama mikrosızıntının APC Flash Free braketlerde daha fazla olduğunu ama iki grup arasında istatistiksel olarak belirgin bir fark olmadığını belirtmiştir.

2.5.1.APC Braketlere İlişkin Literatür Bilgisi:

Piyasaya sürüldüğü tarihten beri APC braketler pek çok farklı çalışmada kullanılmış, farklı braket ve yapıştırıcılar ile karşılaştırılmış ve klinik olarak kullanıma uygun olduklarına kanaat getirilmiştir. Bishara ve ark. (9) konvansiyonel ve precoated metal ve seramik braketlerin bağlanma dayanıklılıklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında 22 adet Victory serisinden precoated braket, 21 adet Victory serisinden konvansiyonel metal braket, 21 adet Transcend 6000 seramik precoated braket ve 21 adet Transcend 6000 seramik braket kullanmış ve yapışma dayanıklılıklarını

değerlendirmiştir. Seramik braketler arasından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken; precoated metal braketlerin bağlanma dayanıklılığının konvansiyonelden daha düşük olduğunu tespit etmiştir.

Bearn ve ark. (233) 1995 yılında yaptıkları in vitro çalışmalarında ise 120 çekilmiş premolar dişe metal Mini Uni-Twin precoated ve konvansiyonel braketler ile seramik Transcend 2000 serisi precoated ve konvansiyonel braketler kullanmıştır. Metal braketlerin makaslama bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Seramik precoated braketlerin ortalama bağlanma dayanımı metal precoated braketlerden daha yüksek bulunurken, konvansiyonel seramik braketlerin ortalama bağlanma dayanımının hem metal braketlerden hem de precoated seramik braketlerden daha fazla olduğunu tespit edilmiştir. APC braketlerin adezivinde artmış viskozitenin bağlanma dayanımını etkilemediği belirtilmiştir.

APC braketlere yönelik ilk klinik çalışma 1996 yılında Ash ve Hay (231) tarafından 38 hasta üzerinde yapılmıştır. 19 hasta APC braketle tedavi edilirken; 19 hasta karıştırma gerektirmeyen kimyasal adeziv kullanılarak tedavi edilmiştir. Her iki sistemin bondingi için gerekli zaman ölçülmüş ve hastalar 3 ay boyunca braket kopma açısından takip edilmiştir. Braketleme zamanları açısından karıştırma gerektirmeyen adeziv sistem braket başına 8 saniye daha az zaman gerektirmiştir; ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı belirtilmiştir. APC grubunda anlamlı düzeyde daha az braket düştüğü belirtilmiştir. Aynı zamanda premolar braketlerinin kanin ve kesici diş braketlerine göre daha fazla düşme eğilimi göstermiştir.

Sunna ve Rock (23), APC braketleri iki farklı yapıştırıcı ile yapıştırdıkları konvansiyonel braketlerle karşılaştırmıştır. 40 hastayı 1 yıl boyunca takip ettikleri klinik çalışmalarında braket düşme oranlarında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Buna ek olarak düşen braketlerin % 60'ının ilk 6 ay içinde görüldüğünü ve en çok premolar dişlerde en az da kesici dişlerdeki braketlerin düştüğünü rapor etmişlerdir. Aynı yazarlar tarafından, daha önce yapılan in vitro çalışmada (237) aynı braketler ve adezivler kullanılmış, APC braketlerin Transbond XT ile yapıştırılan konvansiyonel braketlere belirgin bir üstünlüğü olmadığı belirtilirken kimyasal yapıştırıcı ile yapıştırılan braketlerde daha yüksek bağlanma dayanımı olduğu belirtilmiştir.

Kula ve ark. (8) 2002 yılında yaptıkları çalışmalarında 29 hastayı bölünmüş ağız çalışma dizaynında Mini Twin metal APC ve konvansiyonel braket kullanarak braketlemiş ve 12 ay boyunca takip etmiştir. Braketlerin düşme oranları arasında

anlamli bir fark bulunamazken; braket kopmalarinin çoğunun ilk 90 gün içinde gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Premolar braketlerinin kesici ve kanin braketlerine göre daha çok düştüğünü belirtmişlerdir. Total braket düşme oranını ise % 7,5 olarak bulmuşlardır. Oliver ve Dama (251) tarafından yapılan çalışmada, bu çalışmada bulunanların aksine APC braketlerin konvansiyonele göre daha fazla düştüğü bulunmuştur.

Sfondrini ve ark. (6) 60 çekilmiş sıgır kesici dişi üzerinde yaptıkları in vitro çalışmada APC ve konvansiyonel metal braketleri halojen ışık ve xenon ışık ile polimerize ederek makaslama bağlanma dayanımlarını değerlendirmiştir. Konvansiyonel ve halojen ile yapıştırılanların en yüksek dayanım gösterdiğini, halojenle yapıştırılanların xenondan daha fazla dayanım gösterdiğini, xenonla yapıştırılan iki grubun arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Wong ve Power (252) 2003 yılında 33 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada APC ve konvansiyonel metal braketleri bölünmüş ağız çalışma düzeninde karşılaştırmıştır. İki braket arasında hem braket düşme oranları açısından hem de braketleme süreleri açısından anlamlı bir fark olmadığını bulmuşlardır. 6 aylık takip sonucunda APC braketlerde düşme oranı % 8,06, konvansiyonel braketlerde % 6,68 olarak belirtilmiştir.

Verstrynge ve ark. (238) 2004 yılında 20 hasta üzerinde APC Clarity seramik ve konvansiyonel Clarity seramik braketleri bölünmüş ağız yöntemiyle kullanmıştır. Tedavi süreleri boyunca hastalar takip edilmiştir. Tüm braketler de söküm sonrası x50 büyütmede SEM'de incelenip ARI skorlaması yapılmıştır. Takip boyunca APC braketlerden hiç düşen olmadığı, bir braketin kanadının kırıldığı belirtilmiştir. İki adeziv arasında ARI skorlaması açısından da anlamlı fark bulunamamıştır.

Cal-Neto ve ark. (236) 2006 yılında yaptıkları çalışmalarında konvansiyonel etching ve self etching primer yöntemlerini APC ve konvansiyonel braketler kullanarak, braketlerin bağlanma dayanımını değerlendirmiştir. 23 hastanın 4 premolar dişine bölünmüş ağız yöntemi ile braketler yapıştırılmış, 30 gün sonra dişler çekilmiş ve makaslama bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Bu çalışmada precoated metal APC II braketler kullanılmıştır. En yüksek bağlanma konvansiyonel etching+konvansiyonel braket grubunda görülürken, en düşük bağlanma konvansiyonel etching+precoated braketlerde görülmüştür. Precoated braketlerin bonding prosedürünü kolaylaştırmasına karşın bağlanma dayanımında azalmaya

neden olduğuna sebep olduğunu ancak değerlerin klinik kullanım için uygun olduğunu belirtmişlerdir.

Bishara ve ark. (7) 2002 yılında yaptıkları çalışmalarında konvansiyonel, APC ve APC II metal braketleri 60 çekilmiş molar diş üzerine yapıştırarak incelemiştir. Braketler yapıştırıldıktan 30 dakika sonra braket-diş arayüzüne kuvvet uygulayarak makaslama bağlanma değerleri değerlendirilmiştir. 3 grup arasında makaslama bağlanma dayanımları açısından bir fark bulunamamıştır. APC II'nin APC'den daha yumuşak bir adezive sahip olması için yapılan değişikliğin bağlanma dayanımını etkilemediği sonucuna varmışlardır.

Hirani ve Sherriff (235) 120 premolar diş üzerinde APC I, APC II ve konvansiyonel metal braketleri SEP kullanarak yapıştırmış ve 3 sistemin makaslama bağlanma dayanımı ve braket düşme alanlarını değerlendirmiştir. Bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını, 3 grupta da en çok adeziv-mine arayüzünde kopma görüldüğünü belirtmiştir.

Hassan (253) 2010 yılında 22 hasta üzerinde yaptığı çalışmada metal konvansiyonel braketleri Trasnbond XT bonding rezin ile, precoated braketleri ise SEP kullanarak bölünmüş ağız çalışma düzeninde yapıştırmıştır. Hastaları ikiye bölüp bir grubun braketlerini 1 saat sonra, diğer grubun braketlerini ise 2 hafta sonra sökmüştür. Makaslama bağlanma dayanımlarını ise in vivo debonding cihazı ile ölçüp kaydetmiştir. Çalışmanın sonucunda bağlanma dayanımı açısından iki braket arasında fark bulunamamıştır. Bir saatlik ve iki haftalık gruplar arasında da anlamlı bir fark çıkmamıştır. Fakat ön bölge grup dişlerinin tüm gruplarda arka bölge dişlerden daha fazla bağlanma değeri gösterdiği belirtilmiştir.

Guzman ve ark. (254) 2013 yılında self ligating metal konvansiyonel ve APC II braketleri 90 çekilmiş sığır dişine yapıştırarak karşılaştırmışlardır. Her braket sistemi üç farklı zamanda test edilmiş ve konvansiyonel sisteme göre APC braketlerin bondingten hemen sonra anlamlı derecede yüksek makaslama bağlanma değeri gösterdiğini belirtmişlerdir. Braketler yapıştırıldıktan 24 saat sonra ve termosiklusa girdikten sonra ise iki grup arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmiştir.

Özer ve ark. (255) ise 2014 yılında APC self ligating metal braketleri SEP ve konvansiyonel pürüzlendirme kullanarak 57 hastaya bölünmüş ağız çalışma düzeniyle yapıştırmış ve tedavi süresince takip etmiştir. Konvansiyonel asitlemede braketlerin % 2,97'sinin, SEP ile ise % 2,18'inin düştüğünü bulmuştur. Aradaki farkın ise anlamsız olduğunu gözlemlemiştir.

Öztürk Yıldırım (256) yaptığı in vitro tez çalışmasında Victory (3M Unitek, USA) metal, Clarity (3M Unitek, USA) seramik ve InVu (TP Orthodontics, USA) seramik braketlerin konvansiyonel ve precoated formlarını 180 çekilmiş diş yapıştırılmıştır. Braketler kendi içlerinde değerlendirildiğinde Victory ve InVu braketlerin yapışma değerleri arasında anlamlı farklılık bulunurken, Clarity braketler için istatistiksel anlamda anlamlı farklılık bulunmamıştır, fakat bütün braketlerin klinik kullanım için yeterli olduğu belirtilmiştir.

APC Plus braketlerin piyasaya sürülmesinin ardından bu braketlerle de çalışmalar yapılmıştır. İlk çalışma Vicente ve Bravo (257) tarafından 2007 yılında 40 premolar diş üzerinde APC Plus Victory Series metal braket ve aynı braketlerin konvansiyonel versiyonu ile SEP kullanılarak yapılmıştır. Makaslama bağlanma değerleri açısından iki grup arasında fark bulunamazken, debondigten sonra APC Plus braketlerin konvansiyonelden daha az adeziv bıraktığı not edilmiştir.

Armstrong ve ark. (11) sınıf I çapraşıklığa sahip tipodontlar üzerinde bölünmüş ağız yöntemiyle APC Plus ve konvansiyonel metal braketleri yapıştırarak karşılaştırmıştır. Artan adeziv miktarları açısından iki adeziv arasında anlamlı bir fark bulamamıştır. APC Plus braketlerin adezivine eklenen renk verici özelliğin temizlenen adeziv miktarını değiştirmediğini belirtmişlerdir.

APC Plus braketleri takiben 2014 yılında piyasaya çıkan APC Flash Free braketler de in vitro çalışmalarda incelenmiştir. İlk olarak Grunheid ve ark. (16) tarafından 2014 yılında 184 çekilmiş sığır dişi üzerinde çalışmışlardır. APC Flash Free seramik braketler APC II seramik braketler ile karşılaştırılmış ve mikro CT ile yapılan taramalarda APC Flash Free braketin adezivin daha pürüzsüz bir yüzeyle mineye yayıldığını görülmüştür. APC II braketlerde ise dalgalı bir yüzeyle daha düzensiz bir geçiş izlenmiştir. Her iki braketin adezivinde de mikrosızıntı minimal iken APC II'de biraz daha fazla penetrasyon gözlenmiştir. Fakat aradaki farkın anlamsız olduğu belirtilmiştir. APC Flash Free braketlerin sökümünden sonra diş yüzeyinde daha fazla adeziv kalmasına rağmen daha kısa sürede adezivin temizlenmesini, APC Flash Free braketin daha az doldurucu içeren adezivinden kaynaklanabileceğini düşünmüşlerdir.

Lee ve Kanavakis (13) 36 çekilmiş premolar diş üzerinde seramik braketler kullanarak 12 APC Flash Free, 12 APC Plus, 12 konvansiyonel Clarity Advanced braket yapıştırmış ve bonding zamanları, makaslama bağlanma dayanımları ve ARI skorlaması açısından karşılaştırmıştır. Çalışmalarının sonucunda APC Flash Free braketlerin diğerlerinden daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösterdiğini ancak her üç

metodun da klinik kullanım için yeterli bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmiştir. APC Flash Free braketler kullanıldığında total bondingte 3-4 dakikalık bir zamanın tasarruf edilebileceği belirtilmiştir.

Kim ve ark. (15) APC Flash Free ve APC Plus seramik braketleri mikrosızıntı açısından değerlendirmiştir. APC Flash Free braketlerin daha fazla mikrosızıntı gösterdiğini, ama aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmiştir.

Ansari ve ark. (258) APC Flash Free Clarity Advanced, Clarity Advanced mikrokristalin mekanik taban, InVu polimer mesh seramik braket, Inspire Ice boncuk toplu tabana sahip safirli monokristalin seramik braket, Gemini metal mesh tabanlı metal braketin her birinden 10'ar tane olacak şekilde 50 premolar dişe braket yapıştırılmıştır. Yaptıkları in vitro çalışma sonucunda en yüksek makaslama bağlanma dayanımına sahip braketin Clarity Advanced, en düşüğünün ise InVu seramik braket olduğunu bulmuşlardır. APC Clarity Advanced braketin makaslama bağlanma dayanımı konvansiyonelden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olarak gözlemlenmiştir.

Foersch ve ark. (14) 80 çekilmiş premolar dişten 40'ına APC Flash Free, 40'ına APC Plus Clarity Advanced braket yapıştırılmıştır. Braketleme süreleri, taşan adezivin stereomikroskopik incelemesi, renk değişimi ve ARI skorları üzerinden değerlendirme yapmıştır. Taşan adeziv braket tabanından itibaren ölçülerek karşılaştırıldığında APC Flash Free adezivin 0,16-0,08 mm'ye kadar uzanan dar ve düz bir yayılım gösterdiği gözlemlenmiştir. Bunun kenar bütünlüğünü iyileştirdiğini ve plak akümülyasyonunu azaltabileceğini belirtmiştir.

2.6.Sabit Ortodontik Tedavide Klinik Başarı:

Ortodontik tedavinin etkinliği ve tedavi süresi, braket kopmaları ile ilişkilendirilebilir (259-261). Bu nedenle bazı yazarlar sabit ortodontik tedavinin süresini belirleyen en önemli gösterge olarak braket kopmalarını saymaktadır (259, 260). Skidmore ve ark. (261) kırılan her braketin tedavi süresini 0,3 ay, 3 veya daha fazla kırık braketin ise tedavi süresini 1,5 ay ve üzerine kadar arttırabileceğini belirtmiştir.

Ortodontik braketlerin düşmesine sebep olabilecek pek çok neden vardır. Oral çevrenin sık pH dalgalanmasına neden olabilen multifaktöriyel doğası, çiğneme kuvvetlerinin kompleks siklik yüklemesi, alınan besinlerin sert olması bu nedenler

arasında sayılabilir ve tüm bunların varlığı gerçek nedeni belirlemeyi güçleştirmektedir (232, 262-265).

Sabit apareylerle ortodontik tedavinin başarılı olabilmesi ve tedavi süresi boyunca braketin dişe yapışık kalması için yüksek kalitede bir yapışma gerektiği tartışılmazdır. Bu sebeple yapıştırıcı maddenin adeziv tabakasında mümkün olduğunca az boşluk bulunmalıdır. Boşluk varlığı bağlanma dayanımını azaltabilen, braket düşmesine sebep olabilen ve/veya beyaz nokta lezyonlarının formasyonuna yol açabilen bir durumdur (266).

Türk ve ark. (267), O'Brien ve ark. (268), Sunna ve Rock (23) yaptıkları araştırmalarda, istenmeyen braket düşmelerinin görülme olasılığının % 0,6-% 6,6 arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Artun ve Bergland (269) ve Mavropoulos ve ark. (270) ise % 10'un altında yer alan braket düşme oranlarının klinik olarak kabul edilebilir düzeyde olduğunu belirtmiştir.

Sabit apareylerle maloklüzyonların etkili tedavisi, braket-adeziv sisteminde yeterli makaslama bağlanma dayanımının olmasına bağlıdır. Reynolds (63) klinik olarak yeterli bondingin 6-8 MPa ve üzerindeki makaslama bağlanma dayanımı ile mümkün olacağını belirtmiştir. Ayrıca, sabit apareyleri yerleştirmek için gerekli zaman da mümkün olduğunca az olmalıdır (186).

Ortodontik ataşmanların diş yüzeyine bağlanma kuvvetini pek çok durum etkilemektedir.

- Mine dokusunun fizyolojik özellikleri, kristal yapısı
- Bakteriyal plak varlığı ve dişeti sağlığı
- Tükürük miktarı ve izolasyonun sağlanabilirliği
- Kullanılan asidin tipi, süresi ve konsantrasyonu
- Uygulanan adezivin yapısı
- Braket materyali ve taban özellikleri
- Polimerizasyon için gerekli ışık cihazının dalga boyu ve uygulama süresi
- Polimerizasyon öncesi uygulanan profilaktik ajanlar (23, 271-275)

Yapılan çalışmalar premolar braketlerinin kesici braketlerine oranla daha fazla düştüğünü göstermiştir (9, 23, 30, 253, 254, 257, 258, 264, 268, 276). Posteriordaki braket kayıplarının sebebinin artmış oklüzal kuvvetler, izolasyonun daha zor olması

ile molar ve premolar diřlerde daha fazla miktarda bulunan aprizmatik mineye baęlı olabileceęi dūřnūlmūřtur (277).

APC braketler piyasaya sūrūldūęunden itibaren hekimlerin ilgisini çekmiştir. Yapılan in vitro çalışmalarda precoated braketler konvansiyonel braketlerle (6, 7, 9, 12, 232, 233, 254, 257, 258, 276) ya da iki farklı precoated braketle (14-16) karşılaştırılmıştır. In vivo çalışmalarda ise precoated ve konvansiyonel braketlerin karşılaştırıldığı gōrūlmektedir (8, 23, 231, 236, 238, 251-253). Bu çalışmalardan bazıları APC braketlerle konvansiyonel braketlerin benzer bağlanma dayanımı gōsterdięini (7, 8, 23, 233, 235, 238, 251-253, 254, 257, 258, 276), bazıları APC'nin daha az bağlanma dayanımına sahip olduğunu(6, 236, 251, 252, 258), bir kısmı da APC'nin daha başarılı olduğunu (13, 231) rapor etmiştir. Bugūne kadar ulaşılabilir literatūr incelendiğinde birbiriyle çatışan bu sonuçların yanında APC Plus ve APC Flash-Free braketlerin yalnızca in vitro çalışmalarda karşılaştırıldığı, yapışma dirençleri, braketeleme zamanı, taşan adezivin SEM mikroskopta incelenmesi, mikrosızıntı, ARI skorlaması, debonding sūreleri ve makaslama bağlanma dayanımı değerleri üzerinde yoğunlaştığı gōrūlmūřtur (14-16). APC Flash-Free braketleri konu alan herhangi bir in vivo çalışmaya ise rastlanmamıştır.

Bu nedenle çalışmamızın amacı iki farklı precoated braketin (APC Plus ve APC Flash- Free) klinik başarısızlık oranlarının in vivo olarak değerlendirilmesidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1.Bireyler ve Tedavi Yöntemi:

Çalışmamız için Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yerel Etik Kurul Başkanlığı'ndan 30.12.2015 tarihli 2015/32 sayı numaralı etik kurul raporu alındı. Hastalara "hasta onam formu" (Resim 3.1) hazırlandı, yapılacak işlemler anlatıldı, gerekli imzalar alındı, bir tez çalışmasına dahil oldukları ve istedikleri zaman tedaviden vazgeçebilecekleri bildirildi.



DİCLE ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ ORTODONTİ ANABİLİM DALI

KLİNİK ÇALIŞMAYA KATILMAK İÇİN BİLGİLENDİRİLMİŞ HASTA ONAM FORMU

Sizin/Çocuğumuzun Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından yürütülen bu çalışmaya katılmasına arzu ediyoruz. Aşağıda bu çalışma ile ilgili bazı bilgiler bulacaksınız. Bu bilgiler sizin/çocuğumuzun çalışmaya katılmasında kolaylık sağlanması ve tarafınızdan konunun öneminin açıkça anlaşılabilmesi için düzenlenmiştir. Bütün işlemler sadece deneysel amaçlar için yapılacak, bu araştırma sırasında kullanılacak materyallerin bedeli tüm ortodonti hastalarının ödemekle yükümlü olduğu malzeme ücretinden farklı olmayacak ve bulgular size iletilecektir.

Çalışmanın yürütücüsü Arş. Grv. Dt. Meriç Tümoğlu'dur. İlgili kişiye 0506 058 86 18 numaralı telefondan ulaşabilirsiniz.

Bu çalışmanın amacı ortodontik tedavi ihtiyacı gören hastalarda tellerin dış yüzeyine uygulanmasını sağlayan braket adı verilen metal parçaların, dış yapıştırılması esnasında uygulanan prosedürlerin daha kısa şekilde yapılmasını sağlayan iki farklı materyal ile dişlere uygulanması ve braketlerin tedavi esnasındaki dayanıklılıklarının, ağızda yeterli süre düşmeden/kırılmadan bulunma başarısının değerlendirilmesidir. Bu amaçla hastalar 6 ay boyunca çalışma sebebiyle takip edilecek ve her seansta durumları değerlendirilecektir.

Çalışma kapsamındaki bireylerin özel hayatını korumak amacıyla kod, güvenlik numarası gibi yöntemler uygulanacaktır. Bu kayıtlar Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti arşivinde saklanacaktır.

Bu araştırmaya katılmama ve araştırma sürerken bile araştırmadan çıkma hakkına sahipsiniz. Araştırmadan çekilme kararınız fakültemizin hizmetlerinden yararlanmanızı etkilemeyecek, tedavileriniz devam edecektir. Çalışmadan ayrılmanız herhangi bir risk oluşturmayacaktır. Çalışmaya dahil olan bireylerin çalışma ile ilgili soruları en kısa sürede yanıtlanacaktır.

Bu metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı. Araştırmaya katılmam/çocuğumuzun katılması konusunda bana baskı yapılmadı.

Bu koşullar altında 'İki Farklı Pre-coated Braketin Klinik Başarısızlık Oranlarının İn-vivo Olarak Değerlendirilmesi' isimli klinik araştırmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı/çocuğumuzun katılmasını kabul ediyorum.

.../.../201...

Gönüllünün Velisinin Adı Soyadı,
İmzası, Adresi ve Telefonu:

MERİÇ TÜMOĞLU
DİCLE ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ
FAKÜLTESİ ORTODONTİ A.D.
DİYARBAKIR
0506 058 86 18

Resim 3.1.: Hastalardan alınan onam formu

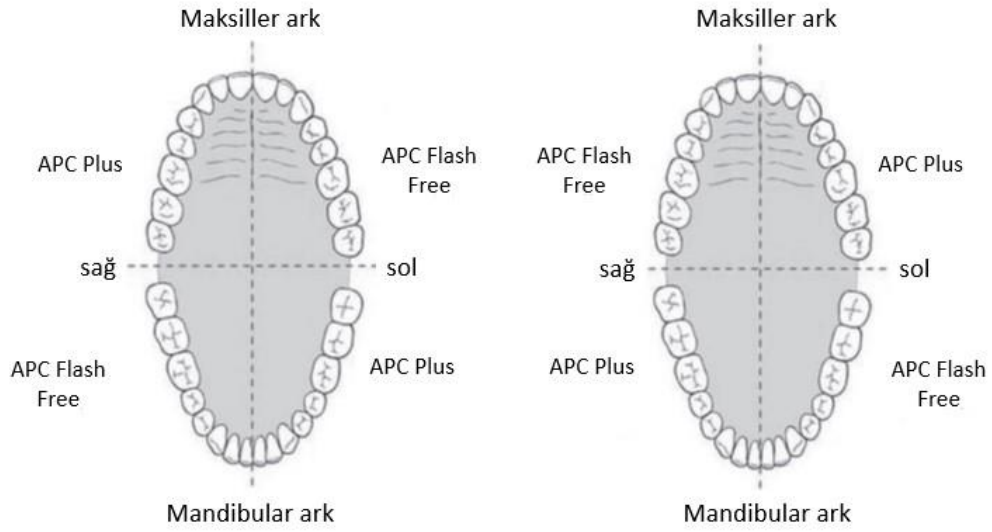
Çalışmamıza Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne ortodontik tedavi için başvuran ve ortalama yaşları $17,2 \pm 3,6$ olan 33 hasta dahil edilmiştir. Çalışmamıza katılan 26 kız hastanın yaş ortalaması $17,1 \pm 3,6$; 7 erkek hastanın ise $17,3 \pm 3,9$ 'dur.

Hasta seçim kriterleri şu şekilde belirlenmiştir:

- Tüm daimi dişlerin sürmüş olması,
- Maksiller ve mandibular sabit ortodontik tedavi ihtiyacı olması,
- Konjenital diş eksikliği olmaması,
- Daha önce ortodontik tedavi görmemiş olması,
- Ağızda kuron-köprü protezi bulunmaması,
- Ağız hijyeninin iyi olması, aktif çürüğün bulunmaması,
- Mine defekti, hipoplazi, florozis, bondlanacak yüzeyde kompozit veya amalgam dolgunun bulunmaması
- Dişsel sınıf I veya hafif sınıf II kapanışa sahip olması
- Çekim gerektirmeyen sabit ortodontik tedavi ihtiyacı olması
- Tüm dişlere aynı seansta braket yapıştırılabilecek durumda olması
- Sabit fonksiyonel aparey ihtiyacı olmaması.

Çalışmaya alınan tüm hastalara oral hijyen eğitimi verildi ve optimal ağız hijyenine kavuşmadan tedaviye başlanmadı.

Standart olarak her hastadan ağız içi ve dışı fotoğraflar, lateral sefalometrik ve panoramik radyograflar, ortodontik modeller ve anamnez alındı. APC Plus ve APC Flash Free braketler bölünmüş ağız (split-mouth) yöntemiyle yapıştırıldı (Resim 3.2). Maksiller sağ ve mandibular sol bölgelerinde APC Plus braketler kullanılan hastaların maksiller sol ve mandibular sağ bölgelerinde APC Flash Free braketler kullanıldı veya tam tersi olacak şekilde maksiller sağ ve mandibular sol bölgelerinde APC Flash Free braketler kullanılan hastaların, maksiller sol ve mandibular sağ bölgelerine APC Plus braketler yerleştirildi. Her kadranda hangi braket tipinin kullanıldığı hasta kartına yazılarak kaydedildi. Hastaların maksiller ve mandibular bondingi aynı seansta yapıldı.



Resim 3.2.: Bölünmüş ağız sisteminin çalışmamızda uygulaması

Standardizasyonun sağlanması için tüm hastalar aynı hekim tarafından tedavi edildi. İzolasyonun sağlanmasının ardından braketlerin yapıştırılması amacıyla diş yüzeyleri %37'lik ortofosforik asit (Pulpdent® Etch Royale™ Pulpdent Corporation Watertown, Massachusetts, ABD) ile 30 saniye asitlendi. Ardından yağsız su ile yıkayıp kurutuldu. Mine yüzeyinde opak beyaz tebeşirimsi görüntü elde edildikten sonra ışıkla sertleşen, yapısında %45-55 Bis EMA ve %45-55 Trietilen-GMA içeren Transbond XT Light Cure Adesive Primer (3M Unitek Orthodontic Products, Monrovia, California, ABD) uygulandı ve ardından hafifçe kurutuldu.

Asitle pürüzlendirme ve primer uygulama aşamalarından sonra tüp ve braketlerin yapıştırılması safhasına geçildi. Molar dişler için uygun tüp ya da bantlar hasta ağızına yerleştirildi. Daha sonra tabanlarındaki adeziv materyalinin içeriği dışında tüm özellikleri aynı olan .018 slot Roth Clarity™ ADVANCED APC Plus ve APC Flash Free seramik braketler kullanıldı (Resim 3-5). Bu braketlerden APC Plus braketlerin tabanında yer alan adeziv pembe renklidir (Resim 6,7) ve farklı rengi nedeniyle taşan adezivin temizlenmesini kolaylaştırmaktadır. APC Flash Free braketler ise tabanında şeffaf renkte viskozitesi daha düşük bir adeziv bulundurmaktadır (Resim 8,9). Braket yapıştırılmak üzere diş yüzeyine bastırıldığında optimum miktardaki mevcut adeziv uniform şekilde yüzeye yayılır ve taşan adezivin temizlenmesine gerek olmadığı belirtilmektedir. Bu durumun klinikte geçen zamana etkisini değerlendirebilmek için yalnızca braketlerin yapıştırılması esnasında

kronometre ile süre tutulmuştur, asit ve primer işlemleri her iki braket uygulamasında da aynı şekilde olduğu için bu kısım tutulan süreye dahil edilmemiştir.



Resim 3.3.: APC Plus ve APC Flash Free braket kutuları



Resim 3.4.: APC Plus braket kutusu



Resim 3.5.: APC Flash Free braket kutusu



Resim 3.6.: APC Plus braketlerin her birine ait küçük kutucuklar içindeki duruşu



Resim 3.7.: APC Plus braketlerin tabanındaki pembe renkli kompozit



Resim 3.8.: APC Flash Free braketlerin her birine ait kutucuklar içindeki duruşu



Resim 3.9.: APC Flash Free braketlerin tabanındaki kompozit

APC braketler, braket tabanında yer alan adezivin ışıktan korunabilmesi için tek tek paketlenmiştir. Kullanımdan hemen önce açılmaları tavsiye edilmektedir.

Her hasta için bir adet APC Flash Free ve bir adet APC Plus braket setinin yarısı kullanılarak tam bir braketleme yapıldı. Belirlenen kadranda kullanılacak ilk APC braketin özel kutusunun açılmasıyla kronometre başlatıldı. Bir kadrandaki ikinci premolar diştten santral dişe kadar braketler yapıştırıldığında kronometre durduruldu. Bu kadrandaki dişleri braketlemek için gerekli süre kaydedildi. Ardından diğer kadranda ikinci premolardan santral dişe yapıştırılacak olan APC braket ile değişim yapıldı ve yeni braket kutusu açıldıktan sonra aynı şekilde kronometrede süre tutuldu. Kronometre bir kadrandaki dişlerin braketlerinin polimerizasyonu tamamlanana dek duraklatılmadı.

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda yapıştırılacak dişin braketi kendi özel kutusundan koruyucu tabakası açılarak ve bir braket tutucu pens ile meziodistal yönde tutularak çıkarıldı. Braketler hafifçe diş yüzeyine bastırılarak yerleştirildi, braketlerin vertikal konumları haç yardımıyla belirlendi, meziodistal olarak ise dişin

uzun aksına paralel olacak şekilde pozisyonları ayarlandı. APC Plus braketlerin etrafına taşan pembe renkli adeziv bir sond yardımıyla temizlenirken, APC Flash Free braketler için taşan adezivle ilgili herhangi bir uygulama yapılmadı. Çalışmamızda kullanılan Clarity™ ADVANCED seramik braketlerin adezivin polimerizasyonu için, kullanım kılavuzunda belirtildiği gibi seramik braket yüzeyine dik olacak şekilde 2-3 mm yukarıdan ve 5 saniye sürecek şekilde ışık uygulandı.

Otuz üç hastanın toplamda altı yüz altmış adet dişine APC braketler yapıştırıldı (üçyüz otuz dişe APC Plus, üçyüz otuz dişe APC Flash Free braketler olacak şekilde). Çalışmamıza üst sağ bölgede APC Flash Free, üst sol bölgede APC Plus, alt sol bölgede APC Flash Free ve alt sağ bölgede APC Plus braketler kullanılarak bölünmüş ağız sistemine göre braketlenmiş 16 hasta dahil edilirken; üst sağ bölgede APC Plus, üst sol bölgede APC Flash Free, alt sol bölgede APC Plus ve alt sağ bölgede APC Flash Free braketler kullanılacak şekilde bölünmüş ağız sistemi uygulanan 17 hasta dahil edilmiştir. Her kadranda 5 adet diş (1 santral diş, 1 lateral diş, 1 kanin dişi ve 2 adet premolar diş olmak üzere) braketlendiği için 16 hastadan oluşan grupta her bir APC braket grubundan 80 braket ($16 \times 5 = 80$) yapıştırılırken, 17 kişilik hasta grubunda her bir APC braket grubundan 85 braket ($17 \times 5 = 85$) yapıştırılmıştır. Dişlerin seviyelenmesine 0,012 NiTi teller ile başlanmıştır. Daha sonra ağız içindeki gereksinimler de gözetilerek 0,014 NiTi, 0,016 NiTi, 0,016x0,016 NiTi, 0,016x0,022 NiTi teller ile seviyeleme tamamlanmıştır. Ardından 0,016x0,016 paslanmaz çelik ve 0,016x0,022 paslanmaz çelik ve 0,017x0,025 paslanmaz çelik teller kullanılacak şekilde ilerlenmiştir.

Hastalar 6 ay boyunca aynı hekim tarafından takip edilmiştir. Tedavileri kapsamında ortalama 4 haftalık periyotlarda kontrolleri yapılarak gerekli uygulamalar gerçekleştirilmiştir. Kopan braket varlığında hastanın derhal hekimine ulaşması belirtilmiş ve yerine yeni braket yapıştırılan dişler çalışma kapsamının dışına çıkarılmıştır. Hastaların her randevusunda molar dişlerin dışındaki dentisyonda braket veya braketlerde bir kırılma/kopma varlığı değerlendirilmiştir. Kopan bir braketin tespit edilmesi halinde;

- Düşen braket sayısı
- Hangi dişe ait braketin düştüğü,
- Braketin düştüğü tarih hasta kartına kaydedildi.

Braket düşmesi haricinde, kanatlarda ve/veya çengellerde görülen kırılma veya kopma gibi durumlar da her seans kontrol edilerek bir olumsuzluk görüldüğünde hasta kartına işlenmiştir.

Düşen braketler de diş ve/veya braket yüzeyinde kalan adezivin değerlendirilmesi açısından Artun ve Bergland (269) tarafından yapılan ARI skorlaması esas alınarak şu şekilde belirlenmiştir:

Skor 0: Diş üzerinde hiç adeziv kalmamıştır.

Skor 1: Adezivin yarısından azı diş yüzeyinde kalmıştır.

Skor 2: Adezivin yarısından fazlası diş yüzeyinde kalmıştır.

Skor 3: Bütün adeziv diş yüzeyinde kalmıştır.

3.2.İstatistiksel Değerlendirme:

Tüm istatistiksel değerlendirmeler bilgisayar ortamında SPSS 15.0 (Statistical Package for Social Science) programı yardımıyla yapıldı. Kopan braket sayısı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığı ki-kare testiyle belirlendi ($p<0.05$). Kopan braketlerin gruplar arası karşılaştırılması Kruskal-Wallis testi ile değerlendirildi. Kopan braketlerin ARI skorlarının karşılaştırması ki-kare testi ile yapıldı ($p<0.05$). Grupların aralarında süre açısından fark olup olmadığının belirlenmesi için tek yönlü ANOVA (one way ANOVA) testi uygulandı. Gruplar arası karşılaştırmada Tukey (HSD) testi kullanıldı ($p<0.05$).

4. BULGULAR

İki farklı APC braketin klinik başarısızlık oranlarının incelendiği çalışmamızda grupların braketleme sürelerini içeren tanımlayıcı istatistiksel veriler Tablo 4.1’de görülmektedir.

Gruplar	n	Ortalama	sd	se	min	Max
Üst sağ APC Flash Free	16	5,13	0,48	0,12	4,22	6,37
Üst sol APC Plus	16	6,36	0,45	0,11	5,51	7,20
Alt sol APC Flash Free	16	4,84	0,53	0,13	4,20	6,07
Alt sağ APC Plus	16	5,86	0,63	0,15	4,51	7,10
Üst sağ APC Plus	17	6,23	0,53	0,12	5,47	7,24
Üst sol APC Flash Free	17	5,03	0,55	0,13	4,10	6,20
Alt sol APC Plus	17	5,68	0,84	0,20	4,04	7,05
Alt sağ APC Flash Free	17	4,91	0,59	0,14	4,26	6,28

Tablo 4.1.: Gruplar arası braketleme sürelerini içeren tanımlayıcı istatistik tablosu (n: örnek sayısı, sd: standart deviasyon, se: standart hata, min: minimum, max: maksimum)

Bu bilgilere göre ilgili kadranda braket yapıştırmak için gereken en uzun süre $6,36 \pm 0,45$ dakika ile üst sol bölge APC Plus grubunda görülürken, en kısa süre $4,84 \pm 0,53$ dakika ile alt sol bölge APC Flash Free grubunda elde edilmiştir.

Gruplar arası braket yapıştırma sürelerinin karşılaştırıldığı tek yönlü ANOVA testi sonucunda gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık olduğu ($F=17,167$; $p<0,001$) tespit edilmiştir. Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek için yapılan Tukey HSD testinin sonuçları ise Tablo 4.2’de görülmektedir.

	Üst sağ FF		Üst sol P		Alt sol FF		Alt sağ P		Üst sağ P		Üst sol FF		Alt sol P		Alt sağ FF	
	p	anamlılık	p	Anamlılık	p	anamlılık	p	Anamlılık	p	anamlılık	P	anamlılık	p	anamlılık	p	anamlılık
Üst sağ FF			0,000	***	0,864	ns	0,017	*	0,000	***	1,000	ns	0,145	ns	0,958	ns
Üst sol P					0,000	***	0,257	ns	0,999	ns	0,000	***	0,029	*	0,000	***
Alt sol FF							0,000	***	0,000	***	0,984	ns	0,002	**	1,000	ns
Alt sağ P									0,611	ns	0,003	**	0,990	ns	0,000	***
Üst sağ P											0,000	***	0,131	ns	0,000	***
Üst sol FF													0,037	*	0,999	ns
Alt sol P															0,005	**
Alt sağ FF																

Tablo 4.2.: Gruplar arası braketleme süreleri arası karşılaştırmalı Tukey (HSD) testi

(P: APC Plus, FF: APC Flash Free, p: anlam derecesi, ***: p<0,001, **: p<0,001, *: p<0,05, ns: anlamlı farklılık yok (p>0,05))

Araştırmamızda incelenen braketleme süreleri arası farkın gruplar arası karşılaştırması şu şekildedir:

Üst sağ FF ile üst sol bölge P grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık tespit edilmiştir ($p=0,000$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 1,23 dakika olup APC Plus braketler için gereken süre daha fazladır.

Üst sağ FF ile alt sol FF grupları arasında istatistiksel olarak farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p= 0,864$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,29 dakika olup üst sağ FF grubu için gereken süre daha fazladır.

Üst sağ FF ile alt sağ P grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık tespit edilmiştir ($p=0,017$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,73 dakika olup APC Plus braketler için gereken süre daha fazladır.

Üst sağ FF ile üst sağ P grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($p=0,000$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 1,1 dakika olup APC Plus braketler için gereken süre daha fazladır.

Üst sağ FF ile üst sol FF grupları arasında istatistiksel olarak farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p= 1,000$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,29 dakika olup üst sağ FF grubu için gereken süre daha fazladır.

Üst sağ FF ile alt sol P grupları arasında istatistiksel olarak farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p=0,145$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,55 dakika olup APC Plus braketler için gereken süre daha fazladır.

Üst sağ FF ile alt sağ FF grupları arasında istatistiksel olarak farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p=0,958$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,22 dakika olup üst sağ FF grubu için gereken süre daha fazladır.

Üst sol P ile alt sol FF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p=0,000$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 1,52 dakika ile APC Plus braketler için gereken süre daha fazladır.

Üst sol P ve alt sağ P grupları arasında istatistiksel olarak farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p=0,257$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,5 dakika olup üst sol P grubu için gereken süre daha fazladır.

Üst sol P ile üst sağ P grupları arasında istatistiksel olarak farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p=0,999$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,13 dakika olup üst sol P grubu için gereken süre daha fazladır.

Üst sol P ile üst sol FF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p=0,000$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 1,33 dakika olup APC Plus braketler için gereken süre daha fazladır.

Üst sol P ile alt sol bölge P grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık tespit edilmiştir ($p=0,029$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,68 dakika olup üst sol APC Plus braketler için gereken süre daha fazladır.

Üst sol P ile alt sağ FF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık tespit edilmiştir ($p=0,000$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 1,45 dakika fark olup APC Plus braketler için gereken süre daha fazladır.

Alt sol FF ile alt sağ P grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık tespit edilmiştir ($p=0,000$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 1,02 dakika olup APC Plus braketler için gereken süre daha uzundur.

Alt sol FF ile üst sağ P grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı derecede farklılık tespit edilmiştir ($p=0,000$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 1,39 dakika olup APC Plus braketler için gereken süre daha fazladır.

Alt sol FF ile üst sol FF grupları arasında istatistiksel olarak farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p=0,984$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,19 dakika fark olup üst sol FF gruplar için gereken süre daha fazladır.

Alt sol FF ile alt sol P grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı derecede farklılık tespit edilmiştir ($p=0,002$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,84 dakika olup APC Plus braketleme süresi için gereken süre daha fazladır.

Alt sol FF ile alt sağ FF grupları arasında istatistiksel açıdan farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p=1,000$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,07 dakika olup alt sağ FF grubu için gereken süre daha fazladır.

Alt sağ P ile üst sağ P grupları arasında istatistiksel açıdan farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p=0,611$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,37 dakika olup üst sağ P grubu için gereken süre daha fazladır.

Alt sağ P ile üst sol FF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p=0,003$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,55 dakika olup APC Plus braketler için gereken süre daha uzundur.

Alt sağ P ile alt sol P grupları arasında istatistiksel olarak farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p=0,990$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,18 dakika olup alt sağ P grubu için gereken süre daha uzundur.

Alt sağ P ile alt sağ FF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p=0,000$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,95 dakika olup APC Plus braketler için gerekli süre daha uzundur.

Üst sağ P ve üst sol FF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık tespit edilmiştir ($p=0,000$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 1,2 dakika olup APC Plus braketler için gereken fazla süre daha uzundur.

Üst sağ P ve alt sol P grupları arasında istatistiksel olarak farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p=0,131$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,55 dakika olup üst sağ P grubu için gereken fazla süre daha uzundur.

Üst sağ P ve alt sağ FF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık tespit edilmiştir ($p=0,000$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 1,32 dakika olup APC Plus braketler için gereken süre daha uzundur.

Üst sol FF ile alt sol P grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık tespit edilmiştir ($p=0,037$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,65 dakika olup APC Plus braketler için gereken süre daha uzundur.

Üst sol FF ile alt sağ FF grupları arasında istatistiksel olarak farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p=0,999$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,12 dakika olup üst sol FF grubu için gereken süre daha uzundur.

Alt sol P ve alt sağ bölge FF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık tespit edilmiştir ($p=0,005$). Braketleme süreleri arasındaki fark ortalama 0,77 dakika olup APC Plus braketler için gereken süre daha uzundur.

Tüm ağzı APC Flash Free braket ile braketlemek için gereken süre, uygun kadrantlardaki ortalama sürelerin toplanmasıyla elde edilecek olursa ortalama 19,91 dakika olarak bulunurken, APC Plus braketler için aynı hesaplama yapıldığında ortalama 24,13 dakika olduğu görülmektedir. Aradaki fark ise ortalama 4,22 dakika klinik zamanının APC Plus braketler için fazladan harcanması gerektiğini göstermektedir.

Toplam ortalama braketleme süreleri 20'ye bölünerek diş başına geçen süre hesaplanırsa APC Flash Free braket başına harcanan ortalama zaman 59,73 saniye olurken, APC Plus braketler için braket başına geçen ortalama süre 72,39 saniyedir. Süre hesaplamasına braketin kutusunun açılması, braketin braket tutucu ile tutulup ağza yerleştirilmesi ve ışıkla sertleştirilmesi safhaları da dahil edilmiştir.

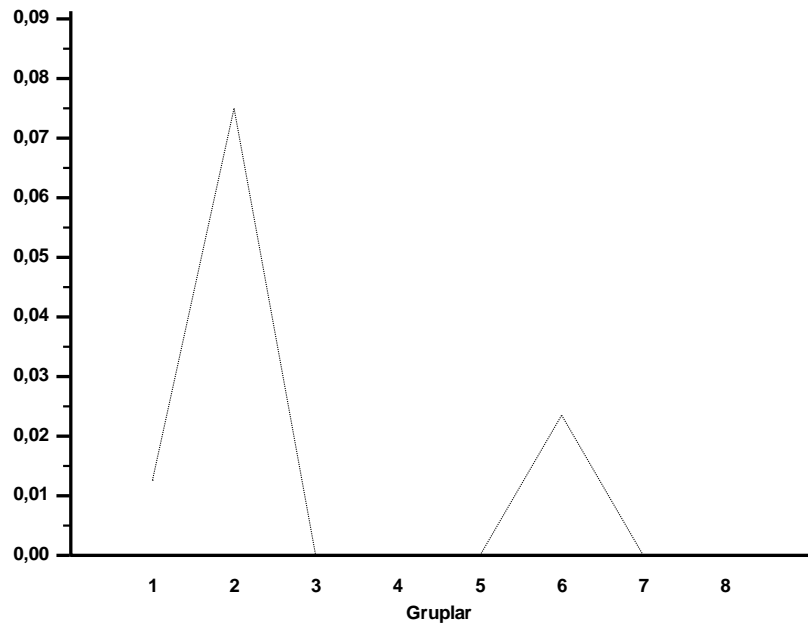
Gruplar arasında braket kopma sayıları açısından farklılık olup olmadığı ki-kare testi ile değerlendirilmiş ve istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (ki-kare=24.783, $p=0.0008$) ve bu testin sonuçları Tablo 4.3'te gösterilmiştir. Gruplar arasındaki farklılığı belirleyebilmek için Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır (Tablo 4.4, Şekil 4.1). Sonuçlara göre üst sol APC Plus grubunda kopan braket sayısının diğer bütün gruplara göre anlamlı düzeyde fazla olduğu, diğer gruplar arasında kopma sayıları açısından istatistiksel bir farkın bulunmadığı tespit edilmiştir (Kruskal-Wallis Test istatistiği 1,1077 ; $p=0,0008$).

	n	Kopan braket sayısı
Üst sağ APC Flash Free	80	1
Üst sol APC Plus	80	6
Alt sol APC Flash Free	80	0
Alt sağ APC Plus	80	0
Üst sağ APC Plus	85	0
Üst sol APC Flash Free	85	2
Alt sol APC Plus	85	0
Alt sağ APC Flash Free	85	1

Tablo 4.3.: Kopan braket sayısının dağılımı (n: örnek sayısı, ki-kare=24.783, $p=0.0008$)

	n	Ortalama	Ortalama Rank	Grupalara göre ikili karşılaştırmalar (p<0.05)
(1) 1	80	0,0125	329,63	(2)
(2) 2	80	0,0750	350,25	(1)(3)(4)(5)(6)(7)(8)
(3) 3	80	0,0000	325,50	(2)
(4) 4	80	0,0000	325,50	(2)
(5) 5	85	0,0000	325,50	(2)
(6) 6	85	0,02353	333,26	(2)
(7) 7	85	0,0000	325,50	(2)
(8) 8	85	0,01176	329,38	(2)

Tablo 4.4.: Kopan braket sayılarının gruplar arası çoklu karşılaştırma test analiz tablosu (Kruskal-Wallis Test istatistiği 1,1077 ; p=0,0008 ; n=660, n:örnek sayısı, 1: üst sağ APC Flash Free, 2: üst sol APC Plus, 3: alt sol APC Flash Free, 4: alt sağ Plus, 5: üst sağ APC Plus, 6:üst sol APC Flash Free, 7:alt sol APC Plus, 8: alt sağ APC Flash Free)



Şekil 4.1: Kopan braket sayılarının gruplar arası farklılığını Kruskal-Wallis testine göre gösteren grafik

Kopan braketlerin alt ve üst çenede sağ ve sol bölgelere göre dağılımı Tablo 4.5'te, zamana göre dağılımı Tablo 4.6'da ve diş tipine göre dağılımı Tablo 4.7'de gösterilmiştir.

	Üst Çene		Alt Çene	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol
APC Plus	0	6	0	0
APC Flash Free	1	2	1	0
Toplam	1	8	1	0

Tablo 4.5.: Kopan braketlerin alt ve üst çenede sağ ve sola göre dağılımı

Braket Tipi	İlk 3 aylık periyot	İkinci 3 aylık periyot
APC Plus	3	4
APC Flash Free	1	2
Toplam	4	6

Tablo 4.6.: Kopan braketlerin zamanlara göre dağılımı

Diş tipi	APC Plus	APC Flash Free	Toplam
Kesiciler	0	1	1
Kanin	0	0	0
Premolarlar	6	3	9

Tablo 4.7.: Kopan braketlerin diş tipine göre dağılımı

Braketlerin klinik başarısı açısından bir değerlendirme yapıldığında toplam altı yüz altmış braketin (üçyüz otuz APC Plus, üçyüz otuz APC Flash Free braket) yapıştırıldığı, bunların toplamda 10 tanesinin 6 aylık periyotta koptuğu görülmüştür. Oransal olarak üçyüz otuz APC Plus braketten % 1,8'i, üçyüz otuz APC Flash Free braketten % 1,2'si, totalde ise altı yüz altmış braketten % 1,5'inin düştüğü belirtilebilmektedir.

Bunların dışında hastalardan birinde alt sağ birinci premolar dışında çengelde, diğerinde ise alt sağ ikinci premolar dişe ait braketin kanadında kırılma tespit edilmiştir. Her iki braket de APC Flash Free grubuna aittir.

Kopan braketler ARI skorlamasına göre skorlanmış ve ki-kare testi ile değerlendirildiğinde iki braket arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı bulunmuştur. Testin sonuçları Tablo 4.8’de gösterilmiştir.

Braket Tipi	ARI skorlaması				
	n	Skor 0	Skor 1	Skor 2	Skor 3
APC Plus	6	1	4	1	0
APC Flash Free	4	2	2	0	0

Tablo 4.8.: Kopan APC Plus ve APC Flash Free braketlere ait ARI skorlaması (n: toplam örnek sayısı, ki-kare =1,667, p=0.435)

5. TARTIŞMA

5.1.Gereç ve Yöntemin Tartışılması:

İki farklı precoated braketin klinik performanslarını değerlendiren in vivo çalışmamıza 34 hasta dahil edilmiş; fakat hastalardan bir tanesi tedavisine başka bir ilde devam etmek üzere ayrıldığından 33 hasta ile devam edilmiştir. Literatüre bakıldığında klinik çalışmalar söz konusu olduğunda farklı sayıda hasta grupları üzerinde değerlendirilmeler yapıldığı görülmektedir. Ash ve Hay (231) 38, Sunna ve Rock (23) 40, Özer ve ark. (255) 57 hasta üzerinde çalışırken; Wong ve Power (252) 33, Kula ve ark. (8) 29, Verstrynge ve ark. (238) 20, Cal-Neto ve ark. (236) 23, Hassan (253) 22, Usta Selamet (278) 30 hasta üzerinde çalışmalarını yürütmüştür. Braket kopma oranlarını indirekt yapıştırma üzerinde değerlendiren iki tez çalışmasında da (74, 279) hasta sayısı 20 ile sınırlı tutulmuştur. Görüldüğü gibi literatürde hasta sayısı bizim çalışmamızdan fazla olan çalışmalar olduğu gibi, daha az sayıda hasta grupları üzerinde yürütülen çalışmalar da bulunmaktadır.

Çalışmamızda yaş ortalaması $17,2 \pm 3,6$ yıl olarak belirlenmiştir. Kula ve ark. (8) çalışmalarında 12-19 yaş arasındaki hastaları kabul etmiştir. Wong ve Power (252) 18 yaşından küçük hastalar üzerinde çalışmıştır. Özer ve ark. (255) hem 12 yaşından küçük hem de 18 yaşından büyük hastaları da dahil ettiği hasta grubunun yaş ortalamasını 16 yıl olarak belirtmiştir. Bherwani ve ark. (280) yaş aralığı belirtmemiş ancak ortalama yaşı 14 yıl 4 ay olarak vermiştir. Bunların yanında Ash ve Hay (231), Sunna ve Rock (23), Verstrynge ve ark. (238), Hassan (253) çalışmalarına dahil edilen hastaların yaşları ile ilgili bir paylaşım yapmamıştır, Cal-Neto ve ark. (236) ise hasta seçiminde yaşı bir kriter olarak almadıklarını belirtmiştir. Bizim çalışmamızda ise hastaların seçim kriterinden ötürü 12 yaşından küçük hastalar dahil edilmemiştir.

Çalışma materyalimiz 26 kız 7 erkek hastadan oluşmaktadır. Shammaa ve ark. (281) erkek hastaların kızlara göre daha fazla braket düşme oranına sahip olduğunu belirtmiştir. Rasool ve ark. (282) ise kızlarda daha fazla düşen braket görüldüğünü bulmuştur. Bazı çalışmalarda cinsiyetin braket kopması üzerinde etkisi olmadığı belirtilmiştir (94, 95, 125, 255, 264, 270, 280, 283-286). APC braketlerin kullanıldığı birçok çalışmada ise kız ve erkek hastalar için bir istatistiksel değerlendirmenin yapılmadığı görülmüştür (8, 23, 231, 238, 252, 253). İndirekt yapıştırma tekniği kullanarak kopan braket oranlarını değerlendirdikleri tez çalışmalarında Pamukçu (74)

ve Demir (287) de cinsiyete dair bir istatistik paylaşmamıştır. Görüldüğü gibi literatürde cinsiyet üzerine farklı bulgular olduğu gibi, cinsiyetin braket kopması üzerine bir etkisi olmadığını belirten ya da cinsiyet üzerine istatistik paylaşmayan çalışmalar da mevcuttur Bizim çalışma grubumuzda da cinsiyet dağılımı homojen olmadığı için cinsiyet ile ilgili bir istatistik çalışma yapılmamıştır.

Araştırmamıza tedavilerinde çekim gerekmeyen hastalar dahil edilmiştir. Özer ve ark. (255) ve Ireland ve ark. (288) hem çekimli hem de çekimsiz hastaları tedavi etmiştir. Çekimli hastaların kabulünde çekimlerin simetrik olması koşulunu koymuştur. Asimetrik çekim gerektiren hastaları çalışmaya almamıştır. Ash ve Hay (231), Sunna ve Rock (23), Verstrynge ve ark. (238), Hassan (253), Wong ve Power (252) çekim ile ilgili bir kriter belirtmemiştir. Kula ve ark. (8) da çekimli veya çekimsiz tedaviyi bir kriter olarak belirtmese de bazı hastaların bazı dişlerinin farklı seanslarda braketlendiğini, fakat braketlenmeyen dişlerin simetrikleri de braketlenmesi halinde çalışmaya dahil edildiklerini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda standardizasyonun sağlanması amacıyla çekimsiz ortodontik tedavi gereken hastalar dahil edilmiştir.

Farklı çalışmalarda Angle sınıflamasına göre farklı sınıflamaların temel alındığı görülmektedir. Pamukçu (74) ve Demir (287) yaptığı tez çalışmalarının klinik aşamasında bizim çalışmamıza benzer seçim kriterleri kullanmıştır. Usta Selamet (278) yalnızca dişsel ve iskeletsel Sınıf I hastaları dahil etmiştir. Bherwani ve ark. (280) braket kopma oranlarını araştırdıkları çalışmalarında Angle'a göre Sınıf I, Sınıf II divizyon I, Sınıf II divizyon II, Sınıf III olacak şekilde hastaları sınıflandırmıştır. En fazla başarısızlığın Sınıf II divizyon II hastalarda görüldüğünü gözlemlemiştir. Millet ve ark. (264) tarafından yapılan çalışmada Sınıf II divizyon II hastalarda daha fazla braket düştüğü fakat maloklüzyon tipleri açısından braket düşme oranları arasında istatistiksel anlamda bir farklılık olmadığı sonucuna varılmıştır. Bu tarz farklılıkları elimine etmek amacıyla vakaların zorluk derecelerinin benzer olmasına dikkat edilmiş ve çalışmamızda Angle Sınıf I veya hafif Sınıf II vakalar dahil edilmiştir.

Literatürde gözlem süreleri birbirinden farklı çalışmalar mevcuttur. Precoated braketlerle ilk klinik çalışmayı gerçekleştiren Ash ve Hay (231) gözlem süresini 3 ayla sınırlı tutmuştur. Sunna ve Rock (23) hastaları bir yıl takip etmiş ancak braketlerin %60'ının ilk 6 ay içinde düştüğünü belirtmiştir. Kula ve ark. (8) bir yıl boyunca takip ettikleri hastalarında braket kopmalarının çoğunun ilk doksan gün içinde

gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Pamukçu (74) da bir yıllık takip yapmış ancak en fazla braketin ilk 5 ay içinde koptuğunu belirtmiştir. Wong ve Power (252) ve Demir (287) 6 aylık takip yapmıştır. Yapılan çalışmalar braketlerde kopmanın en fazla ilk 3 ila 6 ay arasında görüldüğünü belirtmiştir (23, 268, 289, 290). O'Brien ve ark. (268) bunun için üç olası sebep sıralamıştır. Birincisi; bond dayanımı, braket/adeziv kombinasyonlarında görülebilecek herhangi bir yetersizliğin bu başlangıç periyodunda başarısızlıkla sonuçlanabilmesi, ikincisi; tedavinin başlangıç aşamalarında hastaların sabit ortodontik tedavi esnasında yiyecekleri gıdaları seçmekte ve buna alışmakta zorluk çekebilmesi, bu dönemin alışma ve deneyimleme dönemi olması, üçüncüsü ise tedavinin başlangıç zamanlarında oklüzal kontaklardaki farklılıklar ve yapıştırılan ataşmanlara gelen ağır oklüzal kuvvetlerin braketlerde düşmeye neden olabilmesidir. Literatürde de en fazla braketin ilk 6 ayda düşmüş olması sebebiyle çalışmamızda ilk 6 aylık başarısızlık değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda dişler %37'lik ortofosforik asit ile asitlenmiş ve Transbond™ XT primer (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) bond fırçası ile uygulanmıştır. Hasta başında geçen zamanı azaltan SEP tek basamakta minenin asitlenmesini ve primerlenmesini sağlayarak prosedürü basitleştiren hızlı bir tekniktir ve bizim uygulamamıza alternatif olarak düşünülebilir. SEP'in hasta başında geçen zamanı kısalttığı gibi, bağlanma işlemindeki basamak sayısını da azaldığından hassasiyet minimize edilmekte ve hata oranının düşmesini sağladığı belirtilmektedir (4,5). Fakat pek çok çalışma SEP kullanıldığında daha düşük bağlanma dayanımı görüldüğünü bildirmiştir. Bishara ve ark. (291) SEP kullanıldığında konvansiyonel asitlemeye oranla anlamlı derecede daha düşük mineye bağlanma görüldüğünü bildirmiştir. Aljubouri ve ark. (292) 2003 yılında yaptıkları in vitro çalışmalarında SEP ile yapıştırılan braketlerin konvansiyonel iki basamaklı sisteme göre daha az bağlanma dayanımı gösterdiğini bulmuştur. Bunların yanısıra konvansiyonel teknik ile SEP'i karşılaştıran bazı çalışmalar ise benzer bond dayanımına sahip olduklarına dair sonuçlar elde etmiştir (293-295). Büyükyılmaz ve ark. (296) ile Bishara ve ark. (297) ise Transbond™ SEP ile %35'lik ortofosforik asidi karşılaştırdığında SEP ile daha büyük makaslama bağlanma dayanımı elde ettiklerini belirtmiştir. Braket kopma oranları açısından değerlendirildiğinde Murfitt ve ark. (286) SEP ile daha fazla braket düşme oranı görüldüğünü belirtmiştir. SEP ile braket kopma oranını % 11,2 olarak bulmuştur ve bu oran klinik kullanım için uygun görülen % 10 sınırının üzerinde kaldığı için klinik kullanım için uygun olmadığı görüşü belirtilmiştir.

Literatürde precoated braketler ile SEP kullanan çalışmalar da bulunmaktadır. Ireland ve ark. (288) 20 hasta üzerinde precoated braketleri kullanarak konvansiyonel asitleme ve SEP'i karşılaştırmıştır ve SEP ile daha fazla braket düştüğünü belirtmiştir. Hirani ve Sherriff (235) APC I, APC II ve konvansiyonel Victory series metal braketleri SEP ile yapıştırılmış ve 3 sistemin makaslama bağlanma dayanımı ve braket düşme alanları değerlendirilmiştir. İn vitro çalışma sonucunda üç sistem arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık görülmemiştir. Cacciafesta ve ark. (5) ve Sfondrini ve ark. (298) precoated braketlerin SEP ile kullanımının klinik için uygun olduğunu belirtmiştir. Cal-Neto ve ark. (236) 23 hastanın 4 premolarına braketleme yapmış, 30 gün sonra dişleri çekerek makaslama bağlanma değerlerini değerlendirmiştir. Grup 1: %37 asit, primer, kompozit, konvansiyonel braket, grup 2: %37 asit, primer, precoated braket, grup 3: SEP, kompozit, konvansiyonel braket, grup 4: SEP, precoated braket olacak şekilde gruplara ayrılmış ve en yüksek makaslama bağlanma dayanımının grup 1'e, en düşüğünün ise grup 2'ye ait olduğunu bulmuştur. Precoated braketlerin bonding prosedürünü kolaylaştırırsa da yapışma dayanımı açısından azalmaya neden olduğunu; fakat yine de klinik kullanıma uygun olduklarını belirtmişlerdir. Vicente ve ark. (257) APC Plus ve konvansiyonel braketleri SEP kullanarak karşılaştırmış ve yaptıkları in vitro çalışma sonunda makaslama bağlanma dayanımları açısından bir fark bulamadıklarını ortaya koymuşlardır. Hassan (253) metal precoated ve konvansiyonel braketleri sırasıyla SEP ve Transbond XT ile yapıştırmış ve makaslama bağlanma dayanımlarını in vivo debonding cihazı ile ölçmüştür. Makaslama bağlanma dayanımı açısından iki braket arasında fark olmadığını belirtmiştir. Özer ve ark. (255) SEP ve konvansiyonel asitlemeyi precoated braketler kullanarak in vivo olarak değerlendirmiş ve braket kopma oranları arasında istatistiksel olarak anlamlılık bir farklılık olmadığını belirtmiştir. Literatürde SEP ve konvansiyonel asitle pürüzlendirme yöntemlerini karşılaştıran çalışmalarda birbiriyle farklı pek çok sonuç bulunmaktadır. Bizim çalışmamızda iki farklı precoated braketin braket kopma oranları değerlendirilmiştir. Daha önce bu braketlerin kullanıldığı başka bir ağız içi çalışma bulunmadığından ve asitle pürüzlendirme altın standart olarak kabul edildiğinden (21) bu yöntemin kullanımını uygun görülmüştür.

Çalışmamız için 0.018 slot APC Flash Free Clarity Advanced ve APC Plus Clarity Advanced seramik braketler kullanılmıştır. 1991 yılında 3M firması tarafından üretimine başlanan, hasta başında geçen zamanı azaltmak ve braket tabanında yer alan adezivin optimum miktarda hazırlanması ile uniform bir tabaka ile yapışmayı sağlayan

APC braketler yıllar içinde geliştirilmiştir (230). APC I braketlerin tabanında yer alan adezivin viskozitesi fazla olduğu için yaşanan zorlukları aşmak için (10), daha yumuşak içerikli, diş üzerinde uyumlandırması daha kolay APC II braketler piyasaya sürülmüştür. Bunları tabanındaki adezivi pembe renki olan ve polimerizasyon sonrası rengi şeffaf olan APC Plus braketler takip etmiştir. APC Plus braketlerin adeziv renginin pembe olması özellikle estetik braketlerin yapıştırılması aşamasında kolaylık sağlamaktadır. En son piyasaya sürülen APC Flash Free braketler ise taşan adezivi temizleme ihtiyacını ortadan kaldırmıştır. Bu nedenle tabanlarındaki adezive herhangi bir renklendirici özellik verilmemiştir. Doldurucu miktarı da APC Plus braketlerden daha az olan APC Flash Free braketlerin diş üzerinde daha kolay uyumlandırılması ve taşan adezivi temizleme aşamasını ortadan kaldırdığı için hasta başında geçen sürenin daha da azalmasına neden olacağı düşünülmüştür. Ulaşılabilir literatür incelendiğinde bugüne kadar APC Flash Free braketlerin kullanıldığı in vivo bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle çalışmamızda APC Flash Free braketler, üretici firma tarafından belirtilen avantajlarını değerlendirmek amacıyla kendilerinden bir önceki jenerasyon APC braketler olan APC Plus braketler ile karşılaştırılacak şekilde çalışmamızda yer almıştır.

Yıllar içerisinde hastaların estetik ortodontik tedavi isteklerinin artışı, tedavi boyunca estetik apareylerin kullanımına teşvik etmiştir. Yapılan bir çalışmada hastaların %97'sinin maloklüzyonlarının düzeltilmesini istediği; ancak görünür bir aparey ile yapılacak ise bunu reddettiklerini ortaya koymuştur (299). Sadece braketlerin görünüşüne göre bir değerlendirme yapıldığında ise yetişkin hastaların %33'ünün görünür braketleri istemediğini, ancak adolesan dönemlerinde aynı soru yöneltile muhtemelen veya kesinlikle görünür braketleri kabul edeceklerini belirtmiştir (300). Bu bilgiler ışığında her geçen gün daha estetik ve biyomekanik olarak etkili ortodontik apareylerin üretimi devam etmektedir.

Literatüre bakıldığında yapılan tedavilerde daha çok metal APC braketlerin kullanıldığı görülmektedir (6- 9, 11, 23, 231, 233, 235, 236, 252- 254, 255, 257, 276, 301). Verstrynge ve ark. (238) ise yaptıkları klinik çalışmada APC Clarity seramik ve konvansiyonel braketleri braket kopma oranları ve ARI skorlaması yaparak karşılaştırmıştır. Grunheid ve ark. (16) in vitro olarak 184 sığır dişinde APC Flash Free ve APC II braketleri karşılaştırırken seramik braketleri kullanmıştır. Cloud ve ark. metal ve seramik iki farklı APC braketini (APC II Victory metal braketler ve APC Plus Clarity seramik braketler) son kullanma tarihleri geçtikten sonra çekilmiş dişlere

yapıştırarak debonding kuvvetlerini karşılaştırmıştır. Tarihi geçmiş ve geçmemiş ürünler açısından düşme şekilleri ve debonding kuvvetleri açısından anlamlı fark bulunamamış, tarihi geçmiş ve geçmemiş seramik braketlerde çoğunlukla yapıştırıcıda koheziv bir ayrılma olurken; metallerde adeziv ve koheziv ayrılma karışık şekilde gözlenmiştir. Lee ve Kanavakis (13), Kim ve ark. (15) ve Foersch ve ark. (14) çekilmiş dişler üzerinde bizim çalışmamızda da kullandığımız APC Flash Free ve APC Plus Clarity Advanced braketleri karşılaştırmıştır. Literatürde seramik APC braketlerle yapılan çalışmaların az sayıda olması ve APC Flash Free ve APC Plus seramik braketlerin daha önce ağız içinde bir çalışma ile değerlendirilmemiş olması sebebiyle çalışmamızda bu braketler tercih edilmiştir.

Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla her iki braketin de hasta ağızında aynı anda bulunmasına imkan veren bölünmüş ağız sistemi kullanılmıştır. Bölünmüş ağız deney tasarımı, hasta içi ve hastalar arası görülebilecek varyasyonları azaltmaktadır. Hastalar kendilerinin kontrol grubu olmaktadır. Bu çalışma sisteminde çiğneme kuvvetleri tüm ağız içindeki apaceylere eşit dağılır. Ayrıca fırçalama alışkanlıkları gibi kişiye özel farklılıklar çalışmanın sonuçlarının minimum düzeyde etkilemiş olur (302, 303). Literatür incelendiğinde APC braketler ile çalışılan pek çok in vivo çalışmada da bölünmüş ağız sisteminin tercih edildiği görülmektedir (8, 236, 238, 252, 253, 255, 288, 301).

Ortodontik apaceylerin yapışma performanslarını araştırmak için in vitro ve in vivo çalışma şekilleri kullanılabilir. Fakat bu çalışma şekilleri arasında yalnızca insanlar üzerinde yapılan in vivo klinik çalışmalar günlük klinik pratik için direkt olarak tahmin edilebilir sonuçlar verebilir. Ortodontik braketlerin bağlanma dayanımlarının tespiti için pek çok laboratuvar çalışması yapılsa da, laboratuvar testleri hiçbir zaman gerçek oral koşulları birebir taklit edemez (125, 304). Bunun nedenleri arasında zaman içinde gelişebilen bond yorgunluğu (305), ısı değişiklikleri, enzimatik yıkım, tükürük salgısı, pH değişiklikleri nedeniyle materyallerde görülen yaşlanma, zamanla eskime (306) ve deneysel prosedürlerde dişlerin seçimi, test edilmesi ile ilgili metoda bağlı problemler (307), besin maddelerinin adezivi aşındırması, kan ve tükürük ile kontaminasyon ihtimali ve ağız içinde çalışma ve bazı bölgelere ulaşmanın zorluğu gibi faktörlerin ağız dışı ortamda tam taklit edilemez olması sayılabilir (308). Bu nedenle in vivo çalışmalar klinik performans değerlendirmesi açısından en iyi yöntem olarak değerlendirilir (309).

Sunna ve Rock (23), adeziv sistemlerde in vitro çalışmalardan elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin, in vivo çalışmalarda elde edilen değerleri yansıtamayacağını bildirmiştir. Andreasen ve Stieg (310)'in çalışmasına göre in vivo çalışmalarda elde edilen bond dayanımı sonuçları, in vitro çalışmalarla elde edilen sonuçlardan %48-52 oranında daha az dayanım rapor etmektedir. Fakat klinik kullanım öncesinde malzemeler hakkında fikir edinilmesi açısından in vitro çalışmaların yapılması oldukça önemlidir.

In vivo çalışmalarda sosyoekonomik ve dental durum, maloklüzyon ve uygulanan mekanoterapi sonuçları etkileyebilmektedir. Yüz tipine bağlı olarak değişen çiğneme kuvvetleri, kültürel olarak şekillenen yeme alışkanlıkları ve cinsiyet farklılıkları göz önünde bulundurulmalıdır (311). Buna ek olarak hekim sayısının farklı olabilmesi, bonding teknik ve materyalinde varyasyon görülmesi, braketlerin klinik başarısını değerlendirmeyi güçleştirmektedir (268). Bu nedenle çalışmamızda benzer maloklüzyona sahip hastalar bölünmüş ağız sistemi ile tedavi edilmiştir. Kula ve ark. (8) dört farklı operatör tarafından braketleme yaparak çalışmalarını yürütmüştür. Hekimler arasında oluşabilecek uygulama farklılıklarını gözardı edebilmek için çalışmamızda tüm hastalar tek bir hekim tarafından tedavi edilmiştir.

5.2.Bulguların Tartışılması:

Araştırmamızda bölünmüş ağız sistemine göre yapıştırılan APC Plus ve APC Flash Free braketlerin her kadradaki yapıştırma süreleri kronometre ile ölçülmüştür. Bu süreler arasında fark olup olmadığı benzer çalışmalarda olduğu gibi tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmiştir. Hangi gruplar arasında istatistiksel anlamda farklılık olduğu ise Tukey (HSD) testi ile değerlendirilmiştir (13, 23).

Çalışmamızdan elde edilen gruplar arası karşılaştırmalar, APC Flash Free braketler ile APC Plus braketleri yapıştırmak için gereken süreler arasında anlamlı farklılık olduğunu göstermiştir. Farklılık olduğu tespit edilen bölgeler arasında da daima APC Plus braketler için gereken sürenin daha uzun olduğu gözlemlenmiştir. Bölünmüş ağız sistemine göre yapılan çalışmamızda her bir hastada çapraz kadrarlarda aynı braketler olacak şekilde braketleme yapılmıştır ve her kadrın için braketleme süreleri braket tipine göre ayrı ayrı hesaplanarak birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Günümüze kadar olan ulaşılabilir literatür tarandığında bu şekilde bir karşılaştırmanın yapılmadığı görülmüştür.

Gruplar arası Tukey (HSD) testinin sonuçlarına göre en fazla fark ortalama 1,52 dakika ile üst sol APC Plus braketleme süresi ile alt sol APC Flash Free braketleme süreleri arasında görülmüştür ($p=0,000$). Aynı kadranslar için APC Plus ve APC Flash Free braketleme süreleri arası fark değerlendirildiğinde tüm bölgelerde APC Flash Free braketler kullanıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az sürede braketleme yapılabildiği görülmüştür (Tablo 4.2).

Tüm ağız APC Flash Free braket ile braketlemek için gereken süre, uygun kadranslardaki ortalama sürelerin toplanmasıyla elde edilecek olursa ortalama 19,91 dakika olarak bulunurken, APC Plus braketler için aynı hesaplama yapıldığında ortalama 24,13 dakika olduğu görülmektedir. APC Flash Free braketlerin APC Plus braketlere göre total braketlemede ortalama 4,22 dakika daha kısa sürdüğü sonucuna varılmıştır. Çalışmamızda diş başına geçen süre, total süre her kadranda 5 diş olması sebebiyle 5'e bölünerek hesaplandığında APC Flash Free braketlerde 59,73 saniye, APC Plus braketlerde 72,39 saniye olarak belirlenebilir.

Lee ve Kanavakis (13) 36 çekilmiş diş üzerinde APC Flash Free, APC Plus ve konvansiyonel Clarity ADVANCED braketleri yapıştırarak bonding zamanlarını değerlendirmiştir. Kronometre bizim çalışmamızda da olduğu gibi asitle pürüzlendirme ve primer-sealant uygulaması ile diş hazırlığı bittikten sonra başlatılmıştır. APC Flash Free braketlerin diğer braketlere oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha kısa sürede yapıştırıldığını belirtmiştir. Ortalama yapıştırma süreleri APC Flash Free, konvansiyonel ve APC Plus için sırasıyla $30,7\pm 3,3$, $39,2\pm 2,8$ ve $41,8\pm 4,0$ saniyedir. Tüm ağız braketlendiğinde APC Flash Free braketlerle hasta başında geçen zamandan 2,8-3,7 dakika tasarruf edilebileceğine, dikkat çekilmiştir. Bizim çalışmamızda braketleme işlemi ilk braketin kutusunun açılması ile başlamıştır. Bu süreye her braketin özel kutucuğunun açılması, braketin uygun braket tutucu ile tutulması, ağza transferi, diş üzerinde konumlandırılması, vertikal yerleşiminin haç yardımıyla kontrolü, Andrews'un (312) ilkelerine göre dişin uzun aksına göre braketin konumunun doğrulanması, APC Plus braketler için taşan adezivin temizlenmesi ve braketin LED ışık kaynağı ile ışınlanarak adezivin polimerize edilmesi de dahildir. Kronometre izole olarak braket konumlandırması için çalıştırılmamıştır. Bu nedenle çalışmamızın sonuçları ile Lee ve Kanavakis (13)'ün çalışması arasında diş başına geçen zamanlar kıyaslandığında farklılık gözlemlenmektedir. Fakat total braketleme süreleri arasındaki farka bakıldığında, Lee ve Kanavakis (14) 2,8-3,7 dakikalık bir fark bulmuştur ki bu bizim çalışmamızdaki 4,21 dakikayla benzer sonuca işaret etmektedir.

Aynı zamanda Lee ve Kanavakis'in çalışmasının çekilmiş dişler üzerinde olması nedeniyle, ağız ortamını tamamen yansıtmayacağı da düşünülmelidir.

2005 yılında Bishara ve ark. (313) tarafından konvansiyonel metal braketler, Clarity seramik braketler, APC Plus Clarity seramik braketler ve APC Plus metal braketler konvansiyonel ve self etching yöntemleri kullanılarak yapılan in vitro çalışmada APC braketlerin konvansiyonel braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bonding zamanını kısalttığı belirtilmiştir. Tukey testi sonuçları konvansiyonel metal ve seramik braketlerin (sırasıyla ortalama = 31.8 ± 6.13 s/diş ve 32.4 ± 6.45 s/diş) aynı özellikteki APC braketlere göre (sırasıyla ortalama = 21.7 ± 6.57 s/diş ve 20.6 ± 6.08 s/diş) daha uzun zamanda yapıştırıldığını göstermiştir ve aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu rapor edilmiştir. Metal ve seramik olarak ikiye ayırmadan gruplandırma yaparak APC braketler (ortalama= 21.2 ± 4.0 s/diş) konvansiyonel braketler ile (ortalama= 32.1 ± 3.3 s/diş) karşılaştırıldığında APC braketlerin istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde daha kısa sürede yapıştırıldığı belirtilmiştir. Bu süreler bizim çalışmamızdan ve Lee ve Kanavakis (13)'in çalışmasında bulunan sürelerden kısadır. Bu durumun araştırmacı ve tecrübe farklılıklarından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Foersch ve ark. (14) APC Flash Free ve APC Plus braketleri çekilmiş dişlerden oluşan tipodont üzerine yapıştırmış, braketleme süreleri, taşan adezivin stereomikroskopik incelemesi, renk değişimi ve ARI skorları üzerinden değerlendirmiştir. Braketleme zamanları arasında bizim çalışmamızda da olduğu gibi anlamlı derecede farklılık bulmuştur. Üst ve alt çene için diş başına geçen ortalama zamanlar ayrı hesaplanmıştır. Alt çenede APC Flash Free grubu için diş başına 14,3 saniye, APC Plus için 33,8 saniye harcanırken; üst çenede APC Flash Free için 19,5 saniye, APC Plus braketler için 40 saniye süre harcandığı belirtilmiştir. Bizim çalışmamıza göre diş başına harcanan sürenin daha az olmasının çalışmanın in vitro yürütülmesi, ağız içi dinamiklerden uzak olması, sadece dişi konumlandırma esnasında kronometre tutularak hesaplanmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Wong ve Power (252) bonding zamanını kronometreyle hesaplarken braketin diş üzerinde konumlandırılmasını, taşan adezivin temizlenmesini, polimerizasyon zamanını da süreye dahil etmiştir. İki kadranın braketlemesi için gereken süreyi hesaplamış ve APC braketler için ortalama zamanı 529 saniye (8,81 dakika), konvansiyonel braketler için ise 509 saniye (8,48 dakika) olarak hesaplamıştır. Bu süreler bizim sonuçlarımız ile benzerdir.

Gözlem periyodu boyunca iki farklı APC braketten kopan braketlerin oranı ise benzer çalışmalarda olduğu gibi ki-kare testi ile belirlenmiştir (8, 23, 233, 252). Ki-kare testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık bulunmuştur (ki-kare=24,783, $p=0,008$). Gruplar arası karşılaştırma ise Kruskal-Wallis testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Bu testin sonucuna göre tüm gruplar üst sol APC Plus grubuyla anlamlı düzeyde farklılık göstermiştir (Kruskal-Wallis Test istatistiği 1,1077 ; $p=0,0008$).

Geçmiş in vivo çalışmalara bakıldığında metal precoated ve konvansiyonel braketleri, braket kopması açısından değerlendiren Ash ve Hay (231) precoated grubunda daha az braket düştüğünü, Sunna ve Rock (23), Kula ve ark. (8), Wong ve Power (252) ikisi arasında istatistiksel anlamda bir farklılık olmadığını, Oliver ve Dama (251) ise APC braketlerin konvansiyonele göre daha fazla düştüğünü belirtmiştir. Verstrynge ve ark. (238) 2004 yılında 20 hasta üzerinde APC Clarity seramik ve konvansiyonel Clarity seramik braketleri bölünmüş ağız yöntemiyle kullanmıştır. Tedavi süreleri boyunca hastalar takip edilmiştir. Takip boyunca APC braketlerden hiç düşen olmadığı, bir braketin kanadının kırıldığı belirtilmiştir. APC Flash Free ve APC Plus braketlerin ise ulaşılabilir literatürde daha önce ağız içi bir çalışmada karşılaştırılmadığı görülmüştür. Dolayısıyla bu çalışmaları, bizim çalışmamızla doğrudan karşılaştırmak doğru olmayacaktır.

Çalışmamızda oran olarak üst çenede (%1,36) alt çeneden (%0,1) daha fazla braket koptuğu görülmüştür. Fakat literatürde alt ve üst çene değerlendirildiğinde birbirinden farklı sonuçların elde edildiği görülmüştür. Rasool ve ark. (282) sabit ortodontik tedavi gören 189 hastada braket kopma prevalansını değerlendirmiştir. Yaptıkları çalışma sonucunda bizim çalışmamızda olduğu gibi üst çenede alt çeneye göre daha fazla kopan braket olduğunu bulmuşlardır. Üst arka segmentlerde en fazla, alt anteriorda ise en az braket düştüğünü belirtmişlerdir. Bherwani ve ark. (280) 63 hasta üzerinde karıştırma gerekmeyen kimyasal adeziv sistemi kullanarak braket kopma oranlarını değerlendirmiş ve çalışmanın sonucunda in vivo olarak braket kayıpları değerlendirildiğinde düşen braketlerin tüm dental arkta homojen şekilde dağılmadığını belirtmişlerdir. Tüm dişler aynı hekim tarafından, standart bir protokol kullanılarak, aynı adeziv ile yapıştırılsa da ağızda bazı bölgelerde diğerlerine göre daha fazla braket düşmesi görülebileceği belirtilmiştir. Bu çalışmada alt ve üst çene arasında braket düşmesi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Fakat farklı bir adeziv sistemi kullanıldığı için doğrudan karşılaştırma yapmak doğru

olmayabilir. Özer ve ark. (255) APC braketleri SEP ve konvansiyonel asitleme yöntemleri ile yapıştırarak karşılaştırdığı çalışmada alt ve üst çene arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık bulamamıştır. Sunna ve Rock (23) alt çenede üst çeneye göre yaklaşık iki kat kadar fazla braket düştüğünü ancak istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç elde etmediklerini belirtmiştir. Kula ve ark. (8), Wong ve Power (252), Verstryng ve ark (238) alt ve üst çenede braket kopma oranları veya buna ilişkin bir istatistik paylaşmamıştır.

Çalışmamızda üst sol bölgede APC Plus braket grubunun kopan braket sayısının Kruskal-Wallis testi sonucunda diğer tüm bölgelerle istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık gösterdiği bulunmuştur (Kruskal-Wallis Test istatistiği 1,1077 ; p=0,0008). Sunna ve Rock (23) yaptıkları çalışmada sol bölgede sağa göre daha fazla braket düştüğünü belirtmiştir. Bunun sebebinin hekimin sağ elini kullanması nedeniyle sağda daha fazla nem kontrolü ve daha hatasız bonding yapmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Çalışmamızda da hekimin sağ elini kullanması ve solda görüş açısının sağa oranla daha daha kısıtlı olmasına ve hastaların çiğneme alışkanlıklarından kaynaklanan farklılıklara bağlı olarak bu sonucun elde edilmiş olabileceği düşünülmüştür. APC Plus braketlerin APC Flash Free braketlere göre daha fazla kopma göstermesinin sebebinin ise bu iki braketin adezivleri arasındaki farklılığın sebep olabileceğini düşünmekteyiz. APC Plus braketin adezivi daha fazla kuvvet uygulayarak diş uyumlama gerektirmektedir. Braketin diş üzerinde doğru pozisyonunu alabilmesi için yapılan uyumlamalar esnasında, yoğun bir adezivin üzerinde çalışmanın getirdiği bazı zorluklar olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca APC Flash Free braketler, taşan adezivin temizlenmesi safhasını elimine etmesi nedeniyle APC Plus braketlerle karşılaştırıldığında istatistiksel anlamda daha kısa sürede braket yapıştırma olanağı tanımaktadır. Hasta başında geçen zamanın azalması da kontaminasyon riskini azalttığı için braket kopma oranlarına olumlu bir etkisi olabilir.

Posterior bölge ve anterior bölge birbiriyle kıyaslandığında posteriorda anteriora oranla daha fazla braketin koptuğu görülmüştür. Geçmiş çalışmalar da premolar braketlerinin kesici braketlerine oranla daha fazla koptuğunu göstermiştir (9, 23, 30, 264, 268, 280, 314-316). Posteriordaki braket kayıplarının sebebinin artmış oklüzal kuvvetler, izolasyonun daha zor olması ile molar ve premolar dişlerde daha fazla miktarda bulunan aprizmatik mineye bağlı olabileceği düşünülmüştür (317). Ayrıca ortodontik tedavileri boyunca hastalara ön bölge dişleriyle ısırma yapmamaları

konusunda uyarılar verilmesi de ön bölgede yaşanan braket başarısızlıklarının daha az olmasının sebeplerinden olabileceği düşünülebilir.

Çalışmamızda 6 aylık gözlem süresi 3'er aylık periyotlara bölüldüğünde ilk 3 ayda 4 braketin, ikinci 3 aylık periyotta ise 6 braketin düştüğü görülmüştür. Kula ve ark. (8) braket kopmalarının çoğunun ilk 3 aylık sürede gerçekleştiğini belirtmiştir. Pamukçu (74) ise ilk 5 ayda en fazla braketin koptuğunu bildirmiştir. Braket kopma oranlarının zamana göre değişiklik göstermesinin hastaların yeme alışkanlıklarının değişkenlik göstermesine bağlı olabileceğini düşünmekteyiz.

Toplamda altı yüz altmış braket yapıştırılmış, bunlardan 10 tanesi düşmüştür. Düşen braketlerden 6 tanesi APC Plus, 4'ü APC Flash Free'dir. 10 braketten 2'si sağ bölgeden, 8'i sol bölgeden; 9'u üstten, 1'i alttan olacak şekilde düşmüştür. İlk üç ayda 4 braket düşerken ikinci üç aylık süreçte ise 6 braket düşmüştür. Totalde braketlerin kopma oranı %1,5'tir. Türk ve ark. (267), O'Brien ve ark. (268), Sunna ve Rock (23) yaptıkları araştırmalarda, istenmeyen braket düşmelerinin görülme olasılığının % 0,6- % 6,6 arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Bu bilgiler doğrultusunda braket kopma oranlarımız önceki çalışmalar ile uyumludur. Artun ve Bergland (269) ile Mavropoulos ve ark. (270) ise % 10'un altında yer alan braket düşme oranlarının klinik olarak kabul edilebilir düzeyde olduğunu belirtmiştir. Bu sonuçlara göre çalışmamızda kullanılan her iki braket de klinikte başarılıdır.

Sunna ve Rock (23) precoated ve iki farklı konvansiyonel braketi 40 hasta üzerinde değerlendirmiş ve braket kopma oranını %, 6,6 olarak bulmuştur. Kula ve ark. (8) total braket kopma oranını % 7,5 olarak belirtmiştir. Wong ve Power (252) braket düşme oranlarını APC'de % 8,06, konvansiyonel braketlerde ise % 6,68 olarak sunmuştur. Kullanılan braketler APC Plus veya APC Flash Free teknolojisiyle üretilmeyen precoated braketler olup metal braketlerdir. Bu nedenle birebir kıyaslamada farklılık gösterebileceği düşünülmektedir. Alt ve üst çene arasında braket kopma oranı açısından istatistiksel olarak farklılık bulunmamıştır. Bu sonuç O'Brien ve ark. (268) ve Özer ve ark. (255) tarafından yapılan çalışma sonuçlarıyla örtüşmektedir. Bizim çalışmamızda ise alt ve üst çene birbiriyle kadran ve braket tipi gözetilerek karşılaştırılmıştır. Bu kıyaslamada üst sol bölgede APC Plus braketlerin diğer gruplara göre daha fazla düştüğü görülmüştür. Literatür incelendiğinde benzer bir çalışmada benzer bir istatistik yapılmadığı, bölünmüş ağız sistemi de kullanılsa istatistiklerin braket tipi ve kadran gözetiminde yapılmadığı görülmüştür. Fakat farklı braket tiplerinin farklı ağız bölümlerine yapıştırılarak değerlendirildiği çalışmamızda

her bir alan ve braket tipi için gruplama yaparak sonuçların ortaya konulması uygun görülmüştür.

Çalışmamızda her iki braket tipine ait düşen braketler ARI skorlamasına göre skorlanmış ve iki braket arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür. Literatürde precoated braketlerle ARI skorlamasını değerlendiren in vitro çalışmalar (9, 13, 14, 16, 254, 257, 258) ve in vivo (238) çalışmalar mevcuttur. Lee ve Kanavakis (13) APC Flash Free, APC Plus ve konvansiyonel seramik braketlerin debondunun ardından mikroskop üzerinde x8 büyütmeyle incelemiş ve Bishara ve Trulove (318) tarafından belirlenen ARI skorlamasına göre skorlama yapmıştır (5: diş üzerinde hiç adeziv yok; 4: diş üzerinde %10'dan daha az yapıştırıcı kalmıştır; 3: diş üzerinde %10'dan daha fazla fakat %90'dan daha az yapıştırıcı kalmıştır; 2: diş üzerinde yapıştırıcının %90'ından daha fazlası kalmıştır; 1:bütün yapıştırıcı diş üzerinde kalmıştır). APC Flash Free'nin diğer gruplarla arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık gösterdiği belirtilmiştir. APC Flash Free braketler, konvansiyonel braketler ve APC Plus braketlerin ARI skorları sırasıyla 3.6, 1.7 ve 1.3'tür. Foersch ve ark. (14) yaptıkları in vitro çalışmada APC Plus ve APC Flash Free braketlerin debonding sonrası ARI skorlamasını değerlendirmiş ve Artun ve Bergland (269) tarafından belirlenen ARI skorlamasını kullanmıştır. Buna göre iki braket arasında ARI skorlaması açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık olmadığını rapor etmiştir. Grunheid ve ark. (16) yaptıkları in vitro çalışmada APC Flash Free ve APC II braketlerin debondingi sonrası x2.5 büyütme yapan dental looplar eşliğinde Artun ve Bergland (269) tarafından belirlenen ARI skorlamasını kullanarak skorlamıştır ve APC Flash Free braketlerin istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla ARI skoruna sahip olduğunu belirtmiştir. APC Flash Free braketlerin % 94'ünde adezivin tümü ya da çoğunluğu dişte kalırken (ARI skorlaması 2 veya 3), APC II braketlerde bu skorlama % 64 düzeyinde görülmüştür. Diş üzerinde kalan adeziv miktarının APC Flash Free braketlerde belirgin olarak daha fazla olduğu sonucuna varılmıştır. Verstryngge ve ark. (238) ise APC ve konvansiyonel seramik braketleri debonding seansında Artun ve Bergland (269) tarafından belirlenen ARI skorlamasına göre intraoral olarak değerlendirmiş ve iki braket arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olmadığını rapor etmiştir. Literatürde APC Plus ve APC Flash Free braketlerin ARI skorlamaları arasında farklı sonuçlar mevcuttur. Bizim çalışmamızda yalnızca düşen braketler intraoral olarak değerlendirilmiş ve benzer çalışmalarda olduğu gibi Artun ve Bergland (269) tarafından belirlenen ARI

skorlamasına göre skorlama yapılmıştır. Çalışmamızda elde edilen değerler adeziv in daha çok braket yüzeyinde kaldığı yönündedir. Bu durumun debond etkisiyle ayrılan braketler ile başarısızlık ile düşen braketler arasındaki farklılıklar nedeniyle oluştuğunu düşünmekteyiz. Ayrıca çıplak gözle yapılan gözlemler ile mikroskop altında büyütme ile yapılan gözlemler de bu farklılığın oluşmasına neden olmuş olabilir.

Braket kopma oranlarını araştıran çalışmalarda farklı sonuçlar alınmasının pek çok sebebi olabilir. Braket kopması rutin ortodontik tedavi boyunca sıklıkla karşılaşılan bir komplikasyondur (319). Başarı oranı uygulanan bonding ajanına, kullanılan yapıştırma tekniğine, asitleme süresine, kullanılan asidin konsantrasyonuna ve braket tabanının karakteristik özelliklerine bağlıdır (280). Hastaya ve hekime bağlı faktörler de braket kopma oranlarını etkilemektedir. Klinik teknikteki hassasiyet, bonding materyalinin seçimi, hatta tükürkle kontaminasyon ve uygun olmayan primer-kompozit uygulamaları da mine ve braket arasında daha zayıf bir yapışma dayanımına sebep olabilir. Bu faktörler hekim tarafından kontrol edilebilen faktörlerdir (280, 319). Cinsiyet, hastanın yaşı, mevcut maloklüzyon, tedavi süresince sert gıdalardan oluşan bir diyetle beslenme ve apareylerin bakımına verilen özen ise hastaya ait faktörler olarak değerlendirilebilir (280, 319). Bunlar dışında kalan sebepler arasında ise aşırı mekanik kuvvetler, oklüzal çatışmalar, kalın paslanmaz çelik tellerin kullanımına bağlı olarak oluşan artmış sürtünme kuvvetleri sayılabilir. Braket kopmalarının sık görülmesi tedavi zamanında uzama, mine zararı ve hasta kooperasyonunda azalmaya neden olabilmektedir (319).

Çalışmamızda kullanılan braketler 0.018 slot Roth Clarity™ Advanced seramik braketlerdir. Dış görünüş, materyal özellikleri ve braket taban karakteristikleri aynı olup braketlerin yalnızca tabanlarında yer alan adezivler farklılık göstermektedir. APC Plus braketlerin adezivinde bulunan doldurucu materyaller kuartz, isli silika ve camdır. Ayrıca adeziv in içinde bulundurduğu hidrofilik monomerler nedeniyle neme dayanıklı olduğu belirtilmektedir. Pembe renkli üretilen adeziv polimerizasyon sonrası şeffaf görünümüne ulaşmaktadır (11,12). Estetik braketleri yapıştırmada diş, braket ve yapıştırıcı kompozitin aynı renkte olması, yapıştırma sonrası taşan kompozitin temizlenmesi esnasında görüşü zorlaştırmaktadır. APC Plus braketlerin pembe rengi ile bu temizleme işi daha kolay hale getirilmeye çalışılmıştır. APC Flash Free braketlerin tabanında yer alan adeziv ise APC Plus braketlere oranla daha düşük viskoziteye ve doldurucu oranına sahip fırınlanmamış propilen örgü yapıda bir

rezindir. Daha az kuvvet uygulanarak dişe bastırıldığında rezin braket köşelerine ve diş yüzeyine yayılır, dişle uyumlu bir kontakt oluşturur. Optimum miktarda bulunan ve bastırıldığında ince bir tabaka halinde diş üzerine yayılan bu rezinin taşan miktarının da mine yüzeyinden temizlenmesine gerek olmadığı üretici firma tarafından belirtilmiştir (13-16). Üretici firma güvenilir makaslama bağlanma dayanımı, azalmış bonding zamanı ve %2'den az braket düşme oranına sahip olması gibi avantajları olduğunu da iddia edilmektedir (250). Bizim çalışmamızda bulunan APC Flash Free'ye ait % 1,2'lik braket düşme yüzdesi de bu sonuçla uyumludur. Ancak bu konuda bizim çalışmamız dışında herhangi bir in vivo çalışma bulunmamaktadır.

İn vivo çalışmalar sosyoekonomik durum, bireylerin dişsel problemlerindeki farklılıklar, uygulanan mekanoterapiler gibi pek çok faktörden etkilenebilmektedir (320). Çiğneme kuvvetleri yüz tipine, kültürel olarak etkilenen yeme-içme alışkanlıklarına göre farklılık gösterebilmektedir (311). Bu sebeple farklı çalışmalar arasında braket düşme oranlarını gözeterek direkt karşılaştırmalar yapmak oldukça zordur. Çalışmalarda hekim sayılarının farklılığı, bonding teknikleri, araştırma dizaynları ve gözlem periyotları değişkenlik gösterebilmektedir (268).

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1.Sonuçlar:

1. APC Flash Free ve APC Plus braketler bölünmüş ağız sistemine göre yapıştırılıp braketleme süreleri açısından Tukey (HSD) testi ile değerlendirildiğinde en fazla fark ortalama 1,52 dakika ile üst sol APC Plus braketleme süresi ile alt sol APC Flash Free braketleme süreleri arasında görülmüştür ($p=0,000$).
2. Aynı kadradaki APC braketler kendi aralarında değerlendirildiğinde her zaman APC Flash Free braketler için gereken sürenin APC Plus braketler için gereken süreden daha kısa olduğu görülmüştür.
3. Gruplar arasında braket kopma sayıları açısından istatistiksel anlamda farklılık olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasındaki farklılık değerlendirildiğinde üst sol APC Plus grubunun diğer tüm gruplarla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık gösterdiği, diğer gruplar arasında ise kopma sayıları açısından istatistiksel anlamda bir farklılık bulunmadığı belirlenmiştir.
4. 33 hastanın altı yüz altmış adet dişine APC braketler (üçyüz otuz adet APC Flash Free, üçyüz otuz adet APC Plus olmak üzere) yapıştırılmıştır. Total braket düşme oranı % 1,5'tir.
5. Üçyüz otuz APC Plus braketin % 1,8'i, üçyüz otuz APC Flash Free braketin ise % 1,2'si gözlem periyodu boyunca düşmüştür.
6. Çalışmamızın sonuçlarına göre her iki braket grubunda düşen braket sayısının literatürde normal olarak kabul edilen oranların altında olduğu tespit edilmiştir. Bu sebeple her iki braket de klinik kullanım açısından başarılı bulunmuştur. Hasta başında geçen zamanın APC Flash Free braketlerde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde kısa olması kontaminasyon açısından da olumlu sonuçlar elde edilmesine olanak tanıyacağından bu braketlerin kullanımını avantajlı kılmaktadır.

6.2.Öneriler:

Hasta başında geçirilen zamanın kısaltılması her zaman ortodontistlerin ilgisini çeken bir konu olmuştur. Bu durum zamandan tasarrufun yanı sıra sürenin kısaltılması ile kontaminasyon riskinin azalması ve tedaviden beklenen başarının artması ile de

ilgilidir. Precoated braketler hem zamandan tasarruf sağlamaları hem de klinisyen tarafından ayarlanan adeziv miktarı yerine, optimum olarak belirlenmiş adeziv ile paketlenmeleri sebebi ile oldukça pratiktirler. Bu durum aynı zamanda, olası kompozit israfına engel olabileceği için de avantajlıdır. Çalışmamızda kullanılan iki çeşit APC braketin de klinik kullanım için hem braketleme süreleri hem de braket kopma oranları açısından oldukça yeterli olduğu görülmüştür. Bu nedenle APC braketlerin klinik ortamında rutin kullanımı düşünülebilir. Ancak piyasadaki diğer braketlere göre daha pahalı olmaları bu braketlerin dezavantajları arasında sayılabilir. Bu braketlerin SEP ile beraber kullanımını pratikliğini arttırabilir, bu konuda da çalışma yapılmasının faydalı olabileceğini düşünmekteyiz.

Braketleme süreleri ve klinik kullanım kolaylığı açısından APC Flash Free braketlerin APC Plus braketlere kıyasla daha başarılı oldukları gözlemlenmiştir. Klinik gözlemler esnasında APC Flash Free braketlerin, APC Plus braketlere göre daha kolay bir debonding sağladığı gözlemlenmiştir. Bu durumun APC Flash Free braketlerin daha az doldurucu içeriyor olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür.

Çalışmamızın sonucu üretici firmanın beklediği oranlarla benzer çıkmıştır. APC braketlerle ilgili daha kapsamlı bilgi edinmek için daha fazla in vivo çalışmaya ve daha büyük çalışma gruplarına ihtiyaç olduğu görüşünderiz. APC Flash Free braketlerde taşan ve temizlenmeyen adezivin diş yüzeyinde plak birikimi ve beyaz nokta lezyonları oluşumu başka bir çalışma konusu olup mutlaka mikrobiyolojik bir çalışma ile değerlendirilmelidir.

7. KAYNAKÇA:

1. Sondhi A. Precise bracket placement: Effective and efficient indirect bonding. *Orthodontics Current Principles and Techniques*, 4th edition, Graber, Vanarsdall, Vig.; Chapter 15, St. Louis, Elsevier Mosby: 661-673, 2005.
2. Powers JM, Kim HB, Turner DS. Orthodontic adhesives and bond strength testing. *Semin Orthod.* 1997; 3: 147-156.
3. 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 Dentofac Orthop* 1992; 101:303-7.
4. Graber TM, Vanarsdall RL, Vig WLK. *Orthodontics: Current principles and techniques*. 4th ed, Elsevier Mosby, 2005.
5. Cacciafesta V, Sfondrini MF, De Angelis M, Scribante A, Klersy C. Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003; 123(6): 633-640.
6. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Klersy C. Halogen versus high-intensity light-curing of uncoated and pre-coated brackets: a shear bond strength study. *J Orthod.* 2002;29:45–50.
7. Bishara SE, Ajlouni R, Laffon J, Warren J. Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;72:464–467.
8. Kula K, Schreiner R, Brown J, Glaros A. Clinical bond failure of pre-coated and operator-coated orthodontic brackets. *Orthod Craniofac Res.* 2002;5:161-5.
9. Bishara SE, Olsen M, Von Wald L. Comparisons of shear bond strength of pre-coated and uncoated brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112:617-21.
10. Sibi AS, Kumar S, Sundareswaran S, Philip K, Pillai B. An in vitro evaluation of shear bond strength of adhesive pre-coated brackets. *The Journal of Indian Orthodontic Society.* 2014;48:93-99.
11. Armstrong D, Shen G, Petocz P, Darendeliler MA. Excess adhesive flash upon bracket placement. *Angle Orthod.* 2007;77:1101-08.
12. Brennan JV, James D, Soo PP, Tzou S. The APC Plus adhesive coated appliance system: features and technical review. *Orthod Perspect.* 2004:5–9.
13. Lee M, Kanavakis G. Comparison of shear bond strength and bonding time of a novel

- flash-free bonding system. *Angle Orthod.* 2016;86:265-70.
14. Foersch M, Schuster C, Rahimi RK, Wehrbein H, Jacobs C. A new flash-free orthodontic adhesive system: a first clinical and stereomicroscopic study. *Angle Orthod.* 2016;86:260–264.
 15. Kim J, Kanavakis G, Finkelman MD, Lee M. Microleakage under ceramic flash-free orthodontic brackets after thermal cycling. *Angle Orthod.* 2016;86:905-908.
 16. Grunheid T, Sudit GN, Larson BE. Debonding and adhesive remnant cleanup: an in vitro comparison of bond quality, adhesive remnant cleanup, and orthodontic acceptance of a flash-free product. *Eur J Orthod.* 2015;37:497–502.
 17. Aptullah Orhan. *Ortodonti Konferanslarım. Şirketi Mürettibiye Matbaası, İstanbul, 1933.*
 18. Perkün F. *Diş-Çene-Yüz Ortopedisi (Ortodonti). Ismail Akgün, İstanbul, 1964.*
 19. Ludwig B, Bister D, Baumgaertel S. *Self-ligating Brackets in Orthodontics: Current Concepts and techniques, New York: Thieme, 2012.*
 20. Nichols DA, Gardner G, Carballeyra AD. Reproducibility of bracket positioning in the indirect bonding technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 144: 770-776.
 21. Zachrisson BU, Büyükyılmaz T. Bonding in orthodontics. Graber TM, Vanarsdall RL Jr, Vig KW, eds. *Orthodontics, Current Principles and Techniques, 4th edn. St Louis, MO: Elsevier; 2005. p. 579-659.*
 22. Kalange JT. Ideal appliance placement with APC brackets and indirect bonding. *J Clin Orthod* 1999; 33: 516–526.
 23. Sunna S, Rock WP. Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: a randomized clinical trial. *Br J Orthod* 1998; 25: 283–287.
 24. Ülgen M. *Ortodontik Tedavi Prensipleri. Ankara 2005, Ankara Üniversitesi Basımevi, p.270-485.*
 25. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34: 849-853.
 26. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachment progress report. *Am J Orthod* 1965;51:900-12.
 27. Mitchell DL. Bandless orthodontic bracket. *J Am Dent Assoc.* 1967;74:103–110.
 28. Silverman E, Cohen M, Gianelly A, Dietz V. A universal direct bonding system for metal and plastic brackets. *Am J Orthod.* 1972;62:236–244.
 29. Weisser JI. A successful method for bonding stainless steel brackets and auxiliaries. *J Clin Orthod.*7: 637-645,1973.

30. Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod.* 1977;71:173.
31. Silverman E, Cohen M. Current adhesives for indirect bonding. *Am J Orthod.* 1974;65:76-84.
32. Silverman E, Cohen M. A report on a major improvement in the indirect bonding technique. *J Clin Orthod.* 1975; 9: 270-76.
33. Sondhi A. Efficient and effective indirect bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999; 115: 352-59.
34. Thomas RG. Indirect bonding. Simplicity in action. *J Clin Orthod.* 1979; 13: 93-105.
35. Gange PA. Orthodontic Bonding. In Needham Press, Inc. *Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* McNamara AJ and Brudon WL. 2001; 169-187.
36. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ, Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *Angle Orthod* 2006; 76:123-126.
37. Burgess AM, Sherriff M, Ireland AJ. Self-etching primers: is prophylactic pumicing necessary? A randomized clinical trial. *Angle Orthod* 2006; 76: 114-118.
38. Fitzgerald I, Bradley GT, Bosio JA, Hefti AF, Berzins DW. Bonding with selfetching primers--pumice or pre-etch? An in vitro study. *Eur J Orthod* 2011; 34:257-61.
39. Powers JM, Messersmith LM. Enamel etching and bond strength. In: Brantley WA, Eliades T, eds. *Orthodontic Materials. Scientific and Clinical Aspects.* New York, NY:Thieme; 2001:105–122.
40. Büyükyılmaz T, Zachrisson Y, Zachrisson BU. Improving orthodontic bonding to gold alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*1995; 108 : 510-518.
41. Zachrisson BU, Büyükyılmaz T, Zachrisson Y. Improving orthodontic bonding to silver amalgam . *Angle Orthod* 1995; 65 : 35-42.
42. Wigdor HA, Walsh JT, Featherstone JDB, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med.* 1995; 16 : 103-133.
43. Takeda FH, Harashima T, Eto JN, Kimura Y, Matsumoto K. Effect of Er:yag laser treatment on the root canal walls of human teeth: A sem study. *Endod Dent Traumatol.* 1998; 14 : 270 – 273.
44. Aoki A, Sakaki MK, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol.* 2000; 36:59-97.
45. Chung K, Hsu B, Berry T, Hsieh T. Effect of sandblasting on the bond strength of the bondable molar tube bracket. *J Oral Rehabil.* 2001; 28:418-424.
46. Gorelick L. Bonding metal brackets with a self-polymerizing sealant-composite: a 12-

- month assessment. *Am J Orthod* 1977;71:541–53.
47. Ceen RF, Gwinnett AJ. Indelible iatrogenic staining of enamel following debonding. *J Clin Orthod* 1980;14:713.
 48. Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am J Orthod* 1980; 77: 269.
 49. Diedrich P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding:a study with the electron microscopy. *Am J Orthod* 1981; 79: 500.
 50. Zachrisson BU, Mjör IA. Remodeling of teeth by grinding. *Am J Orthod* 1975; 68: 545.
 51. Sadowsky PL, Retief DH. A comparative study of some dental cements used in orthodontics. *Angle Orthod* 1976;46:171–181.
 52. Brannstorm M, Malmgren O, Nordenvall KJ. Etching of young permanent teeth with an acid gel. *Am J Orthod* 1982; 83: 379-383
 53. Brannstorm M, Nordenvall KJ, Malmgren O. The effect of various pretreatment measure of the enamel in bonding procedures. *Am J Orthod* 1978; 74: 522-530
 54. Nordenvall KJ, Brannstorm M, Malmgren O. Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth: a comparison between 15 and 60 seconds of etching. *Am J Orthod* 1980; 78: 99-108.
 55. Surmont P. Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992; 101: 414-419.
 56. Zachrisson BU. Cause and prevention of injuries to teeth and supporting structures during orthodontic treatment. *Am J Orthod* 1976;69(3):285–300.
 57. Retief DH. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 1973;52:333–41.
 58. Silverstone LM. Fissure sealants. *Caries Research* 1974;8: 2–26.
 59. Moin K, Dogan IL. An evaluation of shear strength measurements of unfilled and filled resin combinations. *Am J Orthod* 1978;74:531–6.
 60. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111:498–501.
 61. Triolo PT Jr, Swift EJ Jr, Mudgil A, Levine A. Effects of etching time on enamel bond strengths. *Am J Dent* 1993;6:302–4.
 62. Bishara SE, Fehr DE, Jakobsen JR. A comparative study of the debonding strength of

- different ceramic brackets, enamel conditioners and adhesives. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop* 1993;104:170–9.
63. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod* 1975; 2: 171-178.
64. Barkmeier WW, Los SA, Triolo PT. Bond strengths and SEM evaluation of Clearfil Liner Bond 2. *Am J Dent* 1995;8:289–93.
65. Vissuri SR, Gilbert JR, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT. Shear strength of composite bonded to Er:Yag laser-prepared dentin. *J Dent Res.* 1996; 75 : 599-605.
66. Klein ALL, Rodrigues LKA, Eduardo CP, Nobre Dos Santos M, Cury JA. Caries inhibition around composite restorations by pulsed carbon dioxide laser application. *J Oral Sci.* 2005;113:239-244.
67. Roberts-Harry DP. Laser etching of teeth for orthodontic bracket placement: a preliminary clinical study. *Lasers Surg Med.* 1992; 12: 467-70-86
68. Corpas-Pastor L, Moreno JV, Garrido JD, Muriel VP, Moore K, Elias A. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs. acid-etched enamel. *J Am Dent Assoc.* 1997; 128: 732–7.
69. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am.* 2004; 48: 751-70.
70. Von Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM. Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthod.* 1993; 63: 73-6.
71. Basaran G, Ozer T, Berk N, Hamamci O. Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. *Angle orthod.* 2007;77:117-23.
72. Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.* 1990; 24: 86-92.
73. Lasmar MF, Reher VG, Lalloo R, Reher P. Enamel demineralization and bracket bond strength when etching with acid and/or Er:YAG laser. *Aust Dent J.* 2012; 57: 190-5.
74. Pamukçu H. İndirekt Yapıştırma Tekniğinde Kullanılan Yapıştırıcıların Bağlanma Dayanıklılıklarının İn Vitro ve İn Vivo Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, 2016.
75. Reisner KR, Levitt HL, Mante F. Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 111: 366-73.
76. Canay Ş, Kocadereli İ, Akça E. The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;

- 117(1):15-9.
77. Van Waveren Hogervorst WL, Feilzer AJ, Prahl-Andersen B. The air-abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: A quantification of surface enamel loss and a comparison of shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000; 117(1): 20-26.
78. Suma S, Anita G, Chandra Shekar BR, Kallury A. The effect of air abrasion on the retention of metallic brackets bonded to fluorosed enamel surface. *Indian J Dent Res.* 2012; 23: 230-5.
79. Çağlaroğlu M, Çatalbaş B, Gelgör E. Farklı yöntemlerle pürüzlendirilmiş mine yüzeylerinin fotoğrafik görüntülerinin karşılaştırılması. *Atatürk Üni. Diş Hek. Fak. Derg.* 2012; 22: 154-9.
80. Zachrisson BU. Iatrogenic damage in orthodontic treatment (JCO/ Interviews) *J Clin Orthod* 1978;12: 208-20.
81. Smith RA, Bellezza JJ, Capilouto ML, Bradley EL, Denys FR, Retief DH. A clinical study of the composite/bonding resin-tooth interface. *Dent Mater* 1987; 3:218-23.
82. Roy M, King GE. Evaluation of primers used for bonding silicone to denture base material. *J Prosthet Dent* 1989; 61:636-9
83. Espinosa HD. In vitro study of resin-supported internally etched enamel. *J Prosthet Dent* 1978; 40:526-30
84. Sparrius O, Grossman ES. Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal and enamel bonding agents. *J Prosthet Dent* 1989; 61:678-84.
85. Adipronto S, Beech DR, Hardwick JL. Effect of pretreatment of enamel on bonding to composite restorative materials. *J Dent Res* 1975; 54.
86. Ortiz RF, Phillips RW, Schwartz ML, Osborne JW. Effect of composite resin bond agent on microleakage on bond strength. *J Prosthet Dent* 1979; 41: 51-7.
87. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnet AJ. Incidence of white spot lesions associated with bands and bonding. *Am J Orthod* 1982; 81:93-8
88. Phillips HW. Bonding. Part 1 and 2 (JCO/Interviews) *J Clin Orthod* 1980; 14:391-411, 462-80
89. Wang WN, Tang TH. Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 209-11.
90. Joseph VP, Rossouw PE, Basson NJ. Do sealant seal: an SEM investigation. *J Clin Orthod* 1992; 26: 141

91. Littlewood SJ, Mitchell L, Greenwood DC. A randomized controlled trial to investigate brackets bonded with a hydrophilic primer. *J Orthod* 2001; 28:301-5.
92. Hu H, Li C, Li F, Chen J, Sun J, Zou S, Sandham A, Xu Q, Riley P, Ye Q. Enamel etching for bonding fixed orthodontic braces. *Cochrane Database Syst Rev*. 2013. 25;1-7.
93. Grubisa HS, Heo G, Raboud D, Glover KE, Major PW. An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;126:213-9.
94. Banks P, Thiruvengkatachari B: Long-term clinical evaluation of bracket failure with a self-etching primer: a randomized controlled trial, *J Orthod*. 2007; 34:243-251.
95. Elekdag-Turk S, Isci D, Turk T, Cakmak F: Six-month bracket failure rate: evaluation of a self-etching primer, *Eur J Orthod*. 2008; 30:211-216.
96. Turk T, Elekdag-Turk S, Isci D: Effects of self-etching primer on shear bond strength of orthodontic brackets at different debond times, *Angle Orthod*. 2007; 77:108-112.
97. Zachrisson BU, Brobakken BO: Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am J Orthod*. 1978;74:62.
98. Jost-Brinkman PG, Schiffer A, Miethke RR. The effect of adhesive layer thickness on bond strength. *J Clin Orthod*. 1922;26:718.
99. Eliades T, Kakaboura A, Eliades G, Bradley TG. Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives. *Eur J Orthod* 2001; 23:85–90.
100. Proffit WR, Fields HW. Contemporary fixed appliances In: Contemporary Orthodontics., Third Ed., Mosby, Inc. Missouri. 2000; 385-417.
101. Anusavice KJ. Restorative resins. In: Phillips science of dental materials. 10th ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996; 273.
102. Platt JA. Resin-based luting cements. *Compend Contin Educ Dent* 2000;21:740-2, 744.
103. Cebesoy EK. Farklı iki ortodontik braketin tutuculuğunun değerlendirilmesi ve farklı bitirme materyallerinin mine yüzeyine etkisi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, 2010.
104. Ewoldsen N, Demke RS. A review of orthodontic cements and adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;120:45-8.
105. Tavas MA, Watts DC. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite, an in vitro study. 1979; 6:207–208.
106. Trinpeneers LM, Dermaut LR. A clinical evaluation of the effectiveness of a fluoride-

- releasing visible light-activated bonding system to reduce demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 110:218-22
107. Rix D, Foley TM, Banting D, Mamandras A. A comparison of fluoride release by resin-modified GIC and polyacid-modified composite resin. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001; 120:398-405
 108. Wenderoth CJ, Weinstein M, Borislov AJ. Effectiveness of a fluoride-releasing sealant in reducing decalcification during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999; 116:629-34
 109. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry: the glass ionomer cement. *British Dent J* 1972; 132: 133-35.
 110. Johnson N. Current products and practice- Orthodontic banding cements. *J Orthod* 2000; 283-284.
 111. Maijer R, Smith DC. A comparison between zinc phosphate and glass ionomer cement in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 93:273-79
 112. Durning P, McCabe JF, Gordon PH. A laboratory investigation into cements used to retain orthodontic bands. *British J Orthod* 1994; 21: 27-32
 113. Stirrups DR. A comparative clinical trial of a glass ionomer and a zinc phosphate cement for securing orthodontic bands. *British J Orthod* 1991; 18: 15-20.
 114. Mizrahi E. Glass ionomer cements in orthodontics- an update. *Am J orthod Dentofac Orthop* 1988; 505-507.
 115. Norris DS, McInnes-Ledoux P, Schwanninger B, Weinberg R. Retention of orthodontic bands with new fluoride-releasing cements. *Am J Orthod* 1986; 89:206-11.
 116. Fricker JP. A 12-month clinical comparison of resin-modified light activated adhesives for the cementation of orthodontic molar bands. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112:239-243.
 117. Tate WH, You C, Powers JM. Bond strength of compomers to human enamel. *Oper Dent* 2000; 25:283-91.
 118. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials: a status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 1995; 8:59-66.
 119. Millet DT, Gordon PH. The performance of first molar orthodontic bands cemented with glass ionomer cement- a retrospective analysis. *Br J Orthod* 1992; 19:215-220
 120. Ashcraft DB, Staley RN, Jakobsen JR. Fluoride release and shear bond strengths of three lightcured glass ionomer cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 111:

- 260-5.
121. Cacciafesta V, Jost-Brinkmann PG, Subanberger U, Miethke RR. Effects of saliva and water contaminate on the enamel shear bond strength of a light-cured glass ionomer cement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 113: 402-7.
 122. Mennenmeyer VA, Neuman P, Powers JM. Bonding of hybrid ionomers and resin cements to modified orthodontic band materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115:143-7
 123. Millet DT, Cummings A, Letters S, Roger E, Love J. Resin-modified glass ionomer, modified composite or conventional glass ionomer for band cementation?- an in vitro evaluation *Eur J Orthod* 2003; 25: 609-614.
 124. Gaworski M, Weinstein M, Borislow AJ. Decalcification and bond failure: a comparison of a glass ionomer and a composite resin bonding system in vivo. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116:518-21.
 125. Hitmi L, Muller C, Mujajic M, Attal JP. An 18-month clinical study of bond failures with resin modified glass ionomer cement in orthodontic practice. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120:406-15.
 126. Fan PL, Wozniak WT, Reyes WD, Stanford JW. Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *J Am Dent Assoc* 1987; 115:442-5.
 127. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials* 2000; 21: 1379-85.
 128. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation time. *Dent Mater* 2004; 20:72-9.
 129. Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent* 2000; 77-81.
 130. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119:610-6.
 131. Oesterle LJ, Messersmith ML, Devine SM, Ness CF. Light and setting times of visible light-cured orthodontic adhesives. *J Clin Orthod* 1995; 29:31-6.
 132. Cipolla AJ. Laser curing of photoactivated restorative materials. *ILT Systems*.1993;1-3
 133. Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras A. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *Angle Orthod* 2000; 70:28-33.
 134. Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J. Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro

- study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 118:274-9.
135. Hicks JM, Flaitz CM, Westerman GH, Blankenau RJ, Powell GL, Berg JH. Caries-like lesion initiation and progression in sound enamel following argon laser irradiation: a study in vitro. *J Dent Child* 1993; 60:201-6.
 136. Noel L, Rebellato J, Sheats RD. The effect of argon laser irradiation on demineralization resistance of human enamel adjacent to orthodontic brackets: an in vitro study. *Angle Orthod* 2003; 73: 249-258.
 137. Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002; 122: 643-648.
 138. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Klersy C. Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125:342-7.
 139. Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG. Plasma arch curing of ceramic brackets: an evaluation of shear bond strength and debonding characteristics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124:309-315
 140. Pettemerides AP, Ireland AJ, Sherriff M. An ex vivo investigation into the use of a plasma arc lamp when using a visible light-cured composite and a resin-modified glass poly (alkenoate) cement in orthodontic bonding. *J Orthod* 2001; 28:237-44.
 141. Ishikawa H, Komori A, Kojima I, Ando F. Orthodontic bracket bonding with a plasma arc light and resin-reinforced glass ionomer cement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120: 58-63.
 142. Manzo B, Listro G, De Clerck H. Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125:30-5.
 143. Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I. Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units—an in vitro study. *Angle Orthod* 2006; 76:330–334.
 144. Mills RW. Blue light emitting diodes—another method of light curing? *Br Dent J* 1995;178:169.
 145. La Torre G, Marigo L, Pascarella GA, Rumi G. Light-emitting diode (LED) technology applied to the photopolymerization of resin composites. *Minerva Stomatol* 2003; 52:193-200.
 146. Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C. Evaluation of a new curing light on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2003; 73:431-5.

147. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122:236-41
148. Usumez S, Buyukyilmaz T, Karaman AI. Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2004; 74:259-63.
149. Swanson T, Dunn WJ, Childers DE, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125:337-41.
150. Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH. 2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, Part 1: Results and trends. 2002;36:553-68.
151. Zinelis S, Sifakakis I, Katsaros C, Eliades T. Microstructural and mechanical characterization of contemporary lingual orthodontic brackets. *Eur J Orthod*. 2014;36:389.
152. Sheykholeslam Z, Brandt S. Some factors affecting the bonding of orthodontic attachments to tooth surface. *J Clin Orthod*. 1977; 11: 734-743.
153. Ferguson JW, Read MJF, Watts DC. Bond strength of and integral bracket-base combination: an in vitro study. *Eur J Orthod*. 1984;6: 267-276.
154. Matasa CG. Metal strength of direct bonding brackets. *Am J Orthod*. 1998;113:282.
155. Mannerberg F. Appearance of tooth surface. *Odontol Revy* 11. 1960;1-116.
156. Gioka C, Bourauel C, Zinelis S, Eliades T, Silikas N, Eliades G. Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. *Dent Mater* 2004; 20 : 693 - 700.
157. Gioka CT, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125 : 323 – 328.
158. Zinelis S, Annousaki A, Eliades T, Makou M. Metallographic structure and hardness of titanium brackets. *J Orofac Orthop* 2004; 64: 426–433.
159. Arid JO, Durning P. Fractures of polycarbonate edgewise brackets. A clinical and SEM study. *Br J Orthod* 1987; 14:191–5.
160. Dobrin RJ, Kamel IL, Musich DR. Load-deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets. *Am J Orthod* 1975; 67: 24–33.
161. Harzer W, Bourauel C, Gmyrek H. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Eur J Orthod* 2004; 26: 435–441.
162. Alkire RG, Bagby MD, Gladwin MA, Kim H. Torsional creep of polycarbonate orthodontic brackets. *Dent Mater* 1997; 13: 2-6.
163. Feldner JC, Sarkar NK, Sheriden JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation

- characteristics of polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 106: 265–72.
164. Johnson G, Walker MP, Kula K. Fracture strength of ceramic bracket tie wings subjected to tension. *Angle Orthod* 2004;75:95-100.
 165. Karamouzos A, Athanasiou A, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997;112:34-40.
 166. Merrill SW, Oesterle LJ, Hermes CB. Ceramic bracket bonding: A comparison of shear, tensile and torsional bond strengths of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994;106:290-97.
 167. Buzzita VAJ, Hallgren SE, Powers JM. Bond strength of orthodontic direct-bonding cement bracket systems as studied in vitro. *Am J Orthod* 1982;81:87-92.
 168. Birnie D. Ceramic brackets. *Br J Orthod* 1990;17:71-5.
 169. Swartz ML. Ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1988;22:82-8.
 170. Gwinnett AJ. A comparison of shear bond strengths of metal and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988;93:346-8.
 171. Phillips HW. The advent of ceramics: the editor's corner. *J Clin Orthod* 1988;22:69-70.
 172. Viazis AD, DeLong R, Bevis RR, Douglas WH, Speidel TM. Enamel surface abrasion from ceramic orthodontic brackets: a special case report. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989;96:514-8.
 173. Flinn, Richard A., Trojan, Paul K.: *Engineering Materials and Their Applications*. Second edition, Houghton Mifflin Company, Boston, 1981.
 174. Dorre, E., Hubner, H. *Alumina: Processing, Properties and Applications*. Springer-Verlag, Heidelberg, 1984.
 175. Kingery, W.D., Bowen, H.K., Uhlmann, D.R.: *Introduction to Ceramics*. Second edition, John Wiley & Sons, New York, 1976.
 176. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990;98:214-21.
 177. Scott GE. Fracture toughness and surface cracks-the key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod*. 1988;58:5–8.
 178. Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991;99:287–293.
 179. Aknin PC, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Currier GF, Sinha PK. Fracture strength of

- ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109:22–27.
180. Russell JS. Current products and practice: aesthetic orthodontic brackets. *J Orthod.* 2005;32:146–163.
181. Nishio C, Mendes AD, Almeida MD, Tanaka E, Tanne K, Elias CN. Evaluation of esthetic brackets' resistance to torsional forces from the archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135:42–48.
182. Kusy RP, Keith O, Whitley JQ, Saunders CR. Coefficient of friction characterization of surface-modified polycrystalline alumina. *J Am Ceram Soc* 1993;76:336-42.
183. Springate SD, Winchester U. An evaluation of zirconium oxide brackets: A preliminary laboratory and clinical report. *Br J Orthod* 1991;18:203-9.
184. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: An evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994;106:605-14.
185. Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, Sakuda M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. *Angle Orthod* 1991;61:285-90.
186. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of fluid media on the frictional coefficients in orthodontic sliding. *J Dent Res* 1992;71:168
187. Winchester U. Bond strengths of five different ceramic brackets: an in vitro study. *Eur J Orthod* 1991;13:293-305
188. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley J'C. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990;98:398-403.
189. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003; 124: 403–409.
190. Olsen ME, Bishara SE, Jakobsen JR. Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. *Angle Orthod* 1997;67:179-182.
191. Metals and Ceramics Information Center. Engineering property data on selected ceramics. Vol. III, Single orddes. Defense Information Analysis Center. Columbus (OH): Battele Memorial Institute, 1981.
192. Viazis AD, Chabot KA, Kucheria CS. Scanning electron microscope (SEM) evaluation of clinical failures of single crystal ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993;103:537-44.
193. Transcend Instruction Manual, No.11-447-2, Unitek/3M Corporation, 1988.
194. Kusy RP. Morphology of polycrystalline aluminum brackets and its relationship to

- fracture toughness and strength. *Angle Orthod* 1988; 58: 197-203.
195. Ghafari J, Chen S. Mechanical and SEM study of debonding two types of ceramic brackets. *J Dent Res* 1994; 69.
 196. Jeiroudi MT. Enamel fracture caused by ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 99: 97-99.
 197. Odegaard J, Segner D. Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988; 94: 201-206.
 198. Park MG. Effect of a DPSS laser on the shear bond strength of ceramic brackets with different base designs. *Lasers Med Sci*. 2013;28:1461-66.
 199. 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 Dentofac Orthop* 1990;97:121-5.
 200. Franklin S, Garcia-Godoy F. Shear bond strengths and effects on enamel of two ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1993; 27: 83-88.
 201. Forsberg CM, Hagberg C. Shear bond strength of ceramic brackets with chemical or mechanical retention. *Br J Orthod* 1992;19:183-9.
 202. Olsen ME, Bishara SE, Boyer D et al. Effect of varying etching time on the bond strength of ceramic brackets. *J Dent Res* 1994; 73: 197.
 203. Hyer KE. An in-vitro study of shear and tensile bond strength comparing mechanically and chemically bonded ceramic brackets with three bonding agents. [Master Thesis], University of Iowa, 1989.
 204. Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting their use to selected teeth. *Angle Orthod* 1992; 62: 145-152.
 205. Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1962; 64: 387.
 206. Retief DH. Failure at the dental adhesive-etched enamel interface. *J Oral Rehabil* 1974; 1: 265-284.
 207. Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1992; 26:425-432.
 208. Whittey JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots: I, the dry state. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990;98:300-12.
 209. Angolkar PV, Kapila S, Duneanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop*

- 1990;98:499-506.
210. Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1986;90:199-203.
 211. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod* 1986;89:485-91.
 212. Thorstenson G, Kusy R. Influence of stainless steel inserts on the resistance to sliding of esthetic brackets with secondorder angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod* 2003; 73: 167–75.
 213. Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D frictional maps. *Angle Orthod* 2001; 71: 364–74.
 214. Kusy RP. *Orthodontic Biomaterials: From the Past to the Present*. *Angle Orthod* 2002; 72: 501–12.
 215. Nishio C, Jardim da Motta AF, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2004; 125:56–64.
 216. Douglass JB. Enamel wear caused by ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989;95:96-8.
 217. Redd TB, Shivapuja PK. Debonding ceramic brackets: effects on enamel. *J Clin Orthod* 1991; 25: 475–81.
 218. Vukovich ME, Wood DL, Daley TD. Heat generated by grinding during removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 99: 505–12.
 219. Winchester LJ. Methods of debonding ceramic brackets. *Br J Orthod* 1992; 19: 233–7.
 220. Lamour CJ, McCabe JF, Gordon PH. Notching of orthodontic bonding resin to facilitate ceramic bracket debond- an ex vivo investigation. *Br J Orthod* 1998; 25: 289–91.
 221. Bishara SE, Olsen ME, VonWold BA, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999; 116: 86–92.
 222. Bishara SE, Olsen ME, VonWold L. Evaluation of debonding characteristics of a new collapsible ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997; 112: 552–9.
 223. Bishara SE, Fehr DE. Comparisons of the effectiveness of pliers with narrow and

- wide blades in debonding ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993; 103: 253-257.
224. Rueggenberg FA, Lockwood P. Thermal debracketing of orthodontic resins. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990;98: 56-65.
225. Sheridan JJ, Brawley G, Hastings J. Electrothermal debracketing, part I. An in vitro study. *Am J Orthod* 1986; 89:21-27.
226. Sheridan JJ, Brawley G, Hastings J. Electrothermal debracketing, part II. An in vivo study. *Am J Orthod* 1986; 89:141-145.
227. Strobl K, Bahns TL, Willham L, Bishara SE, Stalley WC. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992; 101: 152-158.
228. Tocchio RM, Williams PT, Mayer FJ, Standing KG. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993; 103: 155-162.
229. 3M APC Flash Free kullanım kılavuzu
230. Cooper RB, Goss M, Hamula W. Direct bonding with lightcured adhesive precoated brackets. *J Clin Orthod.* 1992;26: 477-479.
231. Ash S, Hay N. Adhesive pre-coated brackets, a comparative clinical study. *Br J Orthod.* 1996;23(4):325-9.
232. Elekdag-Turk S, Isci D, Ozkalayci N, Turk T. Debonding characteristics of a polymer mesh base ceramic bracket bonded with two different conditioning methods. *Eur J Orthod.* 2009;31(1):84-9.
233. Bearn DR, Aird JC, McCabe JF. Ex vivo bond strength of adhesive precoated metallic and ceramic brackets. *Br J Orthod.* 1995;22(3):233-6.
234. Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J of Orthod.* 1994;21: 33-43.
235. Hirani S, Sherriff M. Bonding characteristics of a self-etching primer and precoated brackets: an in vitro study. *Eur J Orthod.* 2006; 28(4):400-4
236. Cal-Neto JP, Miguel JAM, Zanella E. Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo. *Angle Orthod* 2006; 76:127-131
237. Sunna S, Rock WP. An ex-vivo investigation into the bond strength of orthodontic brackets and adhesive systems. *Br J Orthod* 1999; 26:47-50.
238. Verstryngge A, Ghesquiere A, Willems G. Clinical comparison of an adhesive precoated vs. an uncoated ceramic bracket system. *Orthod Craniofac Res* 2004 ; 7:15-20.
239. Miguel JA, Zanella E. Effect of a self-etching primer on shear bond strength of

- adhesive precoated brackets in vivo. *Angle Orthod* 2006; 76(1):127-31.
240. Mitchell L. Decalcification during orthodontic treatment with fixed appliances: an overview. *Br J Orthod*. 1992;19:199–205.
241. Chang HS, Walsh LJ, Freer TJ. Enamel demineralization during orthodontic treatment. Aetiology and prevention. *Aust Dent J*. 1997;42:322–327.
242. O'Reilly MM, Featherstone JD. De- and remineralization around orthodontic appliances: in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1987;92:33–40.
243. Brennan JV, Soo PP, James D. APC PLUS Adhesive coated appliances: a bonding study. *Orthodontic Perspectives XII*. No. 1:12–14.
244. Sukontapatipark W, El-Agroudi MA, Selliseth NJ, Thunold K, Selvig KA. Bacterial colonization associated with fixed orthodontic appliances: A scanning electron microscopy study. *Eur J Orthod*. 2001;23:475-84.
245. Gwinnett AJ, Ceen RF. Plaque distribution on bonded brackets: A scanning microscope study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1979;75:667-77.
246. Weitman RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc*. 1975;91:101-06.
247. Maxfield BJ, Hamdan AM, Tüfekçi E, Shroff B, Best AM, Lindauer SJ. Development of white spot lesions during orthodontic treatment: Perceptions of patients, parents, orthodontists, and general dentists. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2012;14:337-34.
248. Ogaard B, Rella G, Arends J. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1. Lesion development. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1988;94:68-73.
249. Eliades, T., Eliades, G. and Brantley, W.A. Microbial attachment on orthodontic appliances: I. Wettability and early pellicle formation on bracket materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995;108:351-60.
250. 3M Unitek Claims DB, "Eliminates the need for adhesive flash clean up", S10497, 16/09/11; b) 3M Unitek Claims DB, "The resin exudes and forms a meniscus around the edges of the bonding base, minimising gaps around the edges of the bonding base and tooth surface", S10499, 15/03/2013.
251. Oliver B, Dama M. A retrospective six-months clinical trial of adhesive precoated brackets and bonding system. *J Can Dent Assoc* 1997;63:101–3,107.
252. Wong M, Power S. A prospective randomized clinical trial to compare precoated and non precoated brackets. *J Orthod*. 2003;30:155-8.
253. Hassan AH. Shear bond strength of precoated orthodontic brackets: an in vivo study. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2010;2:41-45.

254. Guzman UA, Jerrold L, Vig PS, Abdelkarim A. Comparison of shear bond strength and adhesive remnant index between precoated and conventionally bonded orthodontic brackets. *Prog Orthod.* 2013;20;14:39.
255. Özer M, Bayram M, Dinçyürek C, Tokalak F. Clinical bond failure rated of adhesive precoated self-ligating brackets using a self etching primer. *Angle Orthod.* 2014;84:155-60.
256. Öztürk Yıldırım N. Kaplamalı Ve Kaplamasız İki Farklı Seramik Braketin Kompozit Yapışma Dayanıklılığının Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, 2014.
257. Vicente A, Bravo LA. Shear bond strength of precoated and uncoated brackets using a self-etching primer. *Angle Orthod.* 2007;77:524-7.
258. Ansari MY, Agarwal DK, Gupta A, Bhattacharya P, Ansar J, Bhandari R. Shear bond strength of ceramic brackets with different base designs: comparative in-vitro study. *J Clin Diagn Res.* 2016;10(11):64-68.
259. Beckwith FR, Ackerman RJ Jr, Cobb CM, Tira DE. An evaluation of factors affecting duration of orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:439-47.
260. Popowich K, Nebbe B, Heo G, Glover KE, Major PW. Predictors for Class II treatment duration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:293-300.
261. Skidmore KJ, Brook KJ, Thomson WM, Harding WJ. Factors influencing treatment time in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:230-8.
262. 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.* 2006; 129:547–50.
263. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127:403–12.
264. Millett DT, Hallgren A, Cattanaach D, McFadzean R, Pattison J, Robertson M, Love J. A 5-year clinical review of bond failure with a light-cured resin adhesive. *Angle Orthod.* 1998; 68:351–6.
265. De Saeytjijd C, Carels CE, Lesaffre E. An evaluation of a light-curing composite for bracket placement. *Eur J Orthod.* 1994; 16:541–5.
266. James, J.W., Miller, B.H., English, J.D., Tadlock, L.P. and Buschang, P.H. Effects of high-speed curing devices on shear bond strength and microleakage of orthodontic brackets. *Am J of Orthods and Dentofac Orthop.* 2003;123: 555–561.

267. Turk SE, Cakmak F, Isci D, Turk T. 12-Month self-ligating bracket failure rate with a Self Etching Primer. *Angle Orthodontist*. 2008; 78: 1095-1100.
268. O'Brien KD, Read MJF, Sandison RJ, Roberts CT. A visible light activated direct-bonding material: An in vivo comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;95:348-51.
269. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod*. 1984;85:333-340.
270. Mavropoulos A, Karamouzos A, Kolokithas G, Athanasiou AE. In vivo evaluation of two new moisture-resistant orthodontic adhesive systems: a comparative clinical trial. *J Orthod*. 2003 Jun;30:139-47.
271. Habibi M, Nik TH, Hooshmand T. Comparison of debonding characteristics of metal and ceramic orthodontic brackets to enamel. *Am J Orthop* 2007;132:675-9.
272. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int* 1994; 25:587-589.
273. Chitnis D, William JD, David AG. Comparison of in vitro bond strengths between resin modified glass ionomer polyacid modified composit resin and giomer adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006; 129 : 330.e11 - 330.e16.
274. Hildebrand NKS, Raboud DW, Heo G, Nelson AE, Major PW. Argon laser vs conventional visible light cured orthodontic bracket bonding: An invivo and in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;131:530-536.
275. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Stifanelli P, Scribante A, Klersy C. Effect of chloroxidine application on shear bond strength of brackets bonded with a resin modified glass ionomer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;129:273-276.
276. Izadi MI, Sherriff M, Cobourne MT. A comparative investigation into relative bond strengths of Damon3, Damon3MX, and APC II brackets using different primer and adhesive combinations. *Eur J Orthod*. 2012;34:778-82.
277. Tavas MA, Watts DC. A visible light activated direct bonding material: an in vitro comparative study. *Br J Orthod*. 1984;11:33.
278. Usta Selamet B. Clinical Comparison of Self-Ligating Brackets Versus Conventional Brackets, Doctorate Thesis, Marmara University Institute of Health Sciences Department of Orthodontics, 2009.
279. Üşümez S, Üşümez A. Dental Lasers and Their Use in Orthodontics. *Turk J Orthod* 2002; 15: 66-74.
280. Bherwani A, Fida M. Bond failure with a No-Mix Adhesive System. *Angle Orthod*.

- 2008;78(3):545-48.
281. Shammaa I, Ngan P, Kim H, Kao E, Gladwin M, Gunel E, Brown C. Comparison of bracket debonding force between two conventional resin adhesives and a resin reinforced glass ionomer cement: an in vitro and in vivo study. *Angle Orthod* 1999; 69: 463–9.
 282. Rasool G, Raza HA, Afzal F, Ijaz W, Shah SS. Frequency Of Bracket Breakage & Bond Failure In Patients, Undergoing Fixed Orthodontic Treatment At Khyber College of Dentistry, Peshawar. *Pakistan Oral & Dental Journal* 2013;33(2):299-302.
 283. Karamouzos A, Mavropoulos A, Athanasiou AE, Kolokithas G. In vivo evaluation of a moisture-active orthodontic adhesive: a comparative clinical trial. *Orthod Craniofac Res* 2002; 5: 170–8.
 284. Elekdag-Turk S, Cakmak F, Isci D, Turk T. 12-month self-ligating bracket failure rate with a self-etching primer. *Angle Orthod*. 2008;78:1095-100.
 285. Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Failure rate of self-ligating and edgewise brackets bonded with conventional acid etching and a self-etching primer: a prospective in vivo study. *Angle Orthod*. 2006;76:119–122.
 286. Murfitt PG, Quick AN, Swain MV, Herbison GP. A randomised clinical trial to investigate bond failure rates using a self-etching primer. *Eur J Orthod*. 2006;28:444-9.
 287. Demir D. İndirekt Bonding ile Yapıştırılan Braketlerin Bağlanma Kuvvetleri Üzerine Farklı Işık Kaynaklarının Etkisi: Laboratuar ve Klinik Çalışması, Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, 2007.
 288. Ireland AJ, Knight H, Sherriff M. An in vivo investigation into bond failure rates with a new self-etching primer system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:323-6.
 289. Aljoubouri YD, Millett DT, Gilmour WH. Six and 12 months' evaluation of a self-etching primer versus two-stage etch and prime for orthodontic bonding: a randomized clinical trial. *Eur J Orthod*. 2004;26:565–571.
 290. Hegarty DJ, Macfarlane TV. In vivo bracket retention comparison of a resin-modified glass ionomer cement and a resin- based bracket adhesive system after a year. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002;121:496–501.
 291. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:621-4.
 292. Aljoubouri YD, Millett DT, Gilmour WH. Laboratory evaluation of a self-etching

- primer for orthodontic bonding. *Eur J Orthod* 2003; 25:411-5.
293. Arnold RW, Combe EC, Warford JH, Jr. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:274-6.
 294. Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:410-3.
 295. Larmour CJ, Stirrups DR. An ex vivo assessment of a bonding technique using a self-etching primer. *J Orthod* 2003;30:225-8.
 296. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI. Effect of self-etching primers on bond strength--are they reliable? *Angle Orthod* 2003;73:64-70.
 297. Bishara SE, Oonsombat C, Solinan MM, Warren JJ, Laffoon JF, Ajlouni R. Comparison of bonding time and shear bond strength between a conventional and a new integrated bonding system. *Angle Orthod* 2005;75:237-42.
 298. Sfondrini M F, Cacciafesta V, Scribante A, De Angelis M, Klersy C 2004 Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional and self-etching primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 125 : 357 – 360.
 299. Meier B, Wiemer KB, Miethke R. Invisalign—patient profiling. *J Orofac Orthop* 2003;64:352-8.
 300. Bergström K, Halling A, Wilde B. Orthodontic care from the patients' perspective: perceptions of 27-year-olds. *Eur J Orthod* 1998;20:319-29.
 301. Choo SC, Ireland AJ, Sherriff M. An in vivo investigation into the use of resin-modified glass poly(alkenote) cements as orthodontic bonding agents. *Eur J Orthod*. 2001;23(4):403-9.
 302. Hujoel PP, DeRouen TA. Validity issues in split-mouth trials. *J Clin Periodontol*. 19: 625-627, 1992.
 303. Menini A, Cozzani M, Sfondrini MF. A 15-month evaluation of bond failures of orthodontic brackets bonded with direct versus indirect bonding technique: a clinical trial. *Progress in Orthod*. 15(1):70-76, 2014.
 304. House K, Ireland AJ, Sherriff M. An investigation into the use of a single component self-etching primer adhesive system for orthodontic bonding: a randomized controlled clinical trial. *J Orthod*. 2006;33:38–44.
 305. Daratsianos N, Jäger A, Eliades T, Bourauel C. In vitro cyclic shear fatigue of the bracket-adhesive complex: a pilot study. *J Orofac Orthop* 2012;732:138-50.

306. Iliadi A, Baumgartner S, Athanasiou AE, Eliades T, Eliades G. Effect of intraoral aging on the setting status of resin composite and glass ionomer orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;1454:425-33.
307. Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod* 2000;221:13-23.
308. Viwattanatipa N, Jermwiwatkul W, Chintavalakorn R, et al. The effect of different surface preparation techniques on the survival probabilities of orthodontic brackets bonded to nanofill composite resin. *J Orthod*, 37: 162-173, 2010.
309. Papageorgiou SN, Pandis N. Clinical Evidence on Bond Failure and Associated Factors. *Orthodontic Applications of Biomaterials: A Clinical Guide*, Chapter 12,2017: 191-206.
310. Andreasen GF, Stieg MA. Bonding and debonding brackets to porcelain and gold. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 93: 341–45.
311. Pandis N, Eliades T. A comparative in vivo assessment of the long-term failure rate of 2 self-etching primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;128:96–98.
312. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod*. 1972; 62:296-307.
313. Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MMA, Warren JJ, Laffoon JF, Ajlouni R. Comparison of bonding time and shear bond strength between a conventional and a new integrated bonding system. *Angle Orthod*. 2005;75:237–242.
314. Newman, GV. A past treatment survey of direct bonding metal brackets. *Am J Orthod*. 1978;74: 197–206.
315. Lovius BB., Pender N, O’Dowling I, Tomkins, AA. clinical trial of a light activated bonding material over an 18 month period. *Br J of Orthod*. 1987; 14: 11–20.
316. Sonis AL. Comparison of a light-cured adhesive with an autopolymerizing bonding system. *J Clin Orthod*. 1988;22:730-2.
317. Whittaker DK. Structural variations in the surface zone of human tooth enamel observed by scanning electron microscopy. *Arch Oral Biol*. 1982;27:383-92.
318. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part II. Findings and clinical implications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990;98:263–273.
319. Sukhia HR, Sukhia RH. Bracket de-bonding and breakage prevalence in Orthodontic patients. *Pakistan Oral & Dental Journal*. 2011;31(1):73-77.
320. Kinch AP, Taylor H, Warltier R, Oliver RG, Newcombe RG. A clinical trial comparing the failure rates of directly bonded brackets using etch times of 15 or 60

seconds. Am J Orthod Dentofac Orthop 1988;92:476–83.



8. ÖZGEÇMİŞ

1989 yılında İstanbul'da doğdum. İlköğretimi Tantavi İlköğretim Okulu'nda, orta öğretimi Rami Atatürk İlköğretim Okulu'nda, liseyi Samiha Ayverdi Anadolu Lisesi'nde okudum. 2007 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde eğitim görmeye başladım. 2012 yılında yüksek lisans eğitimimi tamamladım. 2013 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. Halen Dicle Üniversitesi'nde uzmanlık eğitimime devam etmekteyim.

