

T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DEĞİŞİK BRAKET TİPLERİNİN VE YAPIŞTIRMA
AJANLARININ KOPMA DİRENCİNE OLAN
ETKİSİNİN LABORATUVAR ORTAMINDA
DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Orhan ÇİÇEK

ZONGULDAK
2018

T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DEĞİŞİK BRAKET TİPLERİNİN VE YAPIŞTIRMA
AJANLARININ KOPMA DİRENCİNE OLAN
ETKİSİNİN LABORATUVAR ORTAMINDA
DEĞERLENDİRİLMESİ

Orhan ÇİÇEK

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Nurhat ÖZKALAYCI

ZONGULDAK
2018

KABUL VE ONAY:

‘DEĞİŞİK BRAKET TİPLERİNİN VE YAPIŞTIRMA AJANLARININ KOPMA DİRENCİNE OLAN ETKİSİNİN LABORATUVAR ORTAMINDA DEĞERLENDİRİLMESİ’ başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından değerlendirilerek, Ortodonti Anabilim Dalı uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

07.12.2018

Başkan: Dr. Öğr. Üyesi Sabahat Yazıcıoğlu 

Üye: Doç. Dr. Umut BALLI 

Üye: Doç. Dr. Nurhat ÖZKALAYCI 

ONAY:

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

TARİH:07/12/2018


Prof. Dr. Emre BODRUMLU

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı 

TEŞEKKÜR

Tezimin fikir aşamasından sunumuna kadar her anında yanımda olan, değerli katkılarını ve zamanını hiçbir zaman esirgemeyen danışman hocam Sayın Doç. Dr. Nurhat ÖZKALAYCI'ya,

Uzmanlık sürem boyunca klinik bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan ve benden desteğini esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Fethiye ÇAKMAK ÖZLÜ ve Sayın Dr. Mehmet Savaş KAYASAN' a,

Çalışmada yapmış olduğumuz biyomekanik testlerdeki değerli katkılarından dolayı Sayın Doç. Dr. Mehmet Yetmez' e,

Sevgili bölüm arkadaşlarıma ve klinik çalışanlarıma,

Uzmanlık eğitimim boyunca benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, bu günlere gelmemi sağlayan ve varlıklarını her daim hissettiğim sevgili annem Rahime ÇİÇEK, babam Ali ÇİÇEK'e,

Çok değerli kardeşlerim İlknur Çiçek EKSEN, Suna ÇİÇEK ve Mehmet Ali ÇİÇEK'e,

Ve son olarak varlığını her zaman yanımda hissettiğim biricik eşim ve levh-i mahfûz'um Büşra Demir ÇİÇEK'e,

İçten ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Orhan ÇİÇEK

Aralık 2018, ZONGULDAK

ÖZET

Orhan Çiçek, Değişik Braket Tiplerinin ve Yapıştırma Ajanlarının Kopma Direncine Olan Etkisinin Laboratuvar Ortamında Değerlendirilmesi, Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Zonguldak, 2018.

Bu çalışmanın amacı; in vitro testler yoluyla değişik braket tipleri ve yapıştırma ajanlarının kopma direncine olan etkisinin değerlendirilmesidir. 10 farklı tip braket, 2 farklı yapıştırıcı kullanılarak 2 gruba ayrıldı. Grup 1’de Transbond™ XT; Grup 2’de, Transbond™ Plus self-etching primer kullanıldı. Braketler, 300 mm/dk hızında 10 N-kuvvet uygulayan yorulma makinesi ile test edildi. Braketlerin koptuğu vuruş sayıları belirlenip bu veriler istatistiksel analiz ile incelendi. Braketlerin kopma vuruş sayıları arasındaki farklılıklar kullanılan yapıştırıcının ve braketin tipine bağlı olarak değişkenlik gösterdi. Farklılıkların büyük bir çoğunluğu istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). APC Victory ile Victory metal braketler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Equilibrium® 2 metal braketlerde Grup 2’de, seramik braketler dışındaki tüm braketlere göre istatistiksel anlamlı şekilde yüksek kopma direnci gözlemlendi. Clarity Advanced seramik ile Clarity SL kapaklı seramik braketlerin kopma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı. Gemini SL kapaklı metal braketlerde, Mini Sprint® ve Mini Master metal braketlere göre istatistiksel anlamlı şekilde daha yüksek kopma direnci gözlemlendi. Clarity Advanced seramik braketlerde 2 örnekte mine ve dentin hasarı; Gemini Clear seramik braketlerin büyük çoğunluğunun kanatlarında kırılma gözlemlendi. Asit etching tekniğinde self etching tekniğine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek kopma direnci gözlemlendi. 3M Unitek ve Dentaaurum marka metal braketlerin kopma dirençleri Forestadent ve American Orthodontics marka metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu.

Çalışma sonucunda seramik braketlerin kopma direncinin yüksek olduğu, braket markalarının dolayısıyla tasarımlarının kopma direncini etkilediği ve yapıştırma ajanının kopma direncinin düzeyinde temel belirteç olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Ortodontik braket, asit etching, self-etching, kopma direnci, vuruş sayısı, karşılaştırma

ABSTRACT

Orhan Çiçek, Evaluation of the Effect of Different Brackets and Bonding Agents on the Shear Bond Strength in the Laboratory Environment, University of Zonguldak Bülent Ecevit, Faculty of Dentistry, Department of Orthodontics, Specialty Thesis, Zonguldak, 2018.

The aim of this study was to evaluate the effect of different types of brackets and bonding agents on the shearing strength by in vitro tests. 10 different types of brackets were divided into 2 groups by using 2 different adhesive. In Group 1, Transbond™ XT; In Group 2, Transbond™ Plus self-etching primer was used. The brackets were tested with a fatigue device which applied 10 N-force at a speed of 300 mm/min. The number of strokes of the brackets were determined and these data were examined by statistical analysis. The number of strokes of brackets showed variability depending on the differences between the type of adhesive and the type of bracket used. The majority of these differences were statistically significant ($p < 0.05$). There was no statistically significant difference between APC Victory and Victory metal brackets. In Group 2, Equilibrium® 2 metal brackets showed a significantly higher shearing strength compared to all brackets except ceramic brackets. Clarity Advanced ceramic and Clarity SL self-ligating ceramic brackets were not found to be statistically significant when compared to their shearing strength. Gemini SL self-ligating metal brackets showed significantly higher shearing strength compared to Mini Sprint® and Mini Master metal brackets. In Clarity Advanced ceramic brackets, enamel and dentin damage were observed in 2 samples. In a great majority of Gemini Clear ceramic brackets, fractures were observed in the bracket wings. In acid etching technique, significantly higher shearing strength was observed compared to self-etching technique. Shearing strength of 3M Unitek and Dentaurem metal brackets were found significantly higher than Forestadent and American Orthodontics metal brackets.

As a result of this study, it was seen that the shearing strength of the ceramic brackets was high. Bracket brands ie; designs were seen to affect the shearing strength. And last, it was seen that the bonding agent was the main determinant of the level of shearing strength.

Key Words: Orthodontic bracket, asit etching, self-etching, shearing strength, number of strokes, comparison

İÇİNDEKİLER

Sayfa

TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
TABLO DİZİNİ	x
ŞEKİL DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Sabit Ortodontik Tedavi	3
2.1.1. Dünden bugüne sabit ortodontik tedavi	3
2.2. Sabit Ortodontik Tedavide Kullanılan Braketler.....	4
2.2.1. Ortodontik braketlerin gelişimi.....	4
2.2.2. Ortodontik braketlerin üretim teknikleri.....	5
2.2.3. Metal braketler	5
2.2.4. Plastik braketler	10
2.2.5. Seramik braketler	12
2.3. Sabit Ortodontik Tedavide Kullanılan Yapıştırma Simanları	16
2.3.1. Ortodontik bonding.....	16
2.3.2. Ortodontide kullanılan yapıştırma simanları	20
2.4. Ortodontik Braketlerde Yapışma Dayanımını.....	26
2.4.1. Ortodontik yapışma dayanımının değerlendirilmesi.....	26
2.4.2. Ortodontik yapışma dayanımının değerlendirilmesinde uygulama aşamaları	28
2.5. Amaç	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1. Çalışmada Kullanılan Dişler.....	35
3.2. Kullanılan Dişlerin Saklanma Koşulları.....	35
3.3. Akrilik Blokların Hazırlanması	35
3.4. Çalışmada Kullanılan Braketler	36

3.5. Dişlerin Hazırlanması.....	37
3.6. Braketlerin yapıştırılması	37
3.7. Grupların hazırlanması	38
3.7.1. Konvansiyonel Transbond™ XT primer grubu (Grup 1).....	39
3.7.2. Transbond™ Plus self-etching grubu (Grup 2)	39
3.8. Çalışmada Kullanılan Işık Kaynağı.....	39
3.9. Kopma Testlerinin Uygulanması.....	40
3.10. İstatistiksel Analiz	41
4. BULGULAR.....	42
4.1. Kopma Testleri Bulguları.....	42
4.2. Ön kaplamalı Braketlerde Karşılaştırma	51
4.3. Üretiminde Kullanılan Maddeye Göre Karşılaştırma.....	52
4.4. Bağlanma Şekillerine Göre Karşılaştırma	52
4.5. Braket Markalarına Göre Karşılaştırma	53
4.6. Yapıştırıcı Ajanın Tipine Göre Karşılaştırma	53
4.7. Braket Kanat Kırılmaları ve Mine Hasarına İlişkin Bulgular	54
5. TARTIŞMA	55
6. SONUÇLAR	70
7. KAYNAKLAR	71
8. EKLER.....	98
Ek1. Etik Kurul Onayı.....	98
Ek 2. İntihal Beyan Formu	100
Ek 3. İntihal Tespit Program Çıktısı.....	101
Ek 4. Tez Yazım Değerlendirme Formu	102
9. ÖZGEÇMİŞ	103

SİMGELER VE KISALTMALAR

N	Newton
MPa	Megapascal
SS	Paslanmaz Çelik
MIM	Metal Enjeksiyon Tekniği
CIM	Seramik Enjeksiyon Tekniği
PIM	Plastik Enjeksiyon Tekniği
LED	Light Emitting Diode
SEP	Self-etching Primer
Dk	Dakika
sa	Saat
mm	Milimetre
mm ²	Milimetre Kare
mm/dk	Milimetre/Dakika
p	İstatistiksel Anlamlılık
kg	Kilogram
gr	Gram
%	Yüzde
M.Ö	Milattan Önce
M.S	Milattan Sonra
OEYKVS	Ortalama En Yüksek Kopma Vuruş Sayısı
SBS	Kesme Yapışma dayanımı

TABLO DİZİNİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
1. Braketlerin taban yüzey alanları.....	37
2. Grupların dağılımı.....	38
3. Grupların homojenite test sonuçları	42
4. Grup 1 ortalamalarının istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	42
5. Grup 2 ortalamalarının istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	43
6. Braketlerin ortalama kesme kopma vuruş sayıları	44
7. Transbond XT primer uygulanan Grup 1 braketlerin ortalama kesme	46
8. Transbond Plus self-etching primer uygulanan Grup 2 braketlerin ortalama kesme kopma vuruş değerlerinin karşılaştırılması.	49
9. Grup 1 ve Grup 2 braketlerin ortalama en yüksek kopma vuruş sayısı (OEYKVS) değerlerinin karşılaştırılması.....	54

ŞEKİL DİZİNİ

Sekil

Sayfa

1. Çalışmada kullanılan braketler; a) APC Victory serisi metal braket, b) Victory serisi metal braket, c) Gemini metal braket, d) Gemini Clear seramik braket, e) Gemini SL kapaklı metal braket, f) Clarity Advanced seramik braket, g) Clarity SL kapaklı seramik braket, h) Equilibrium® 2 metal braket, j) Mini Sprint® metal braket, k) Mini Master metal braket.....	36
2. Kapalı çevrimli kontrollü, düşük çevrimli, 10N kapasiteli ve 300 mm/dk hıza sahip yorulma makinesi	40
3. Kuvvet uygulama öncesi nozul ucun kuvvet yönü ve braket oluğu arasındaki dik açının kontrolü	41
4. Vuruş sayılarını kayıt altına alan dijital ekran görüntüsü	41
5. Test esnasında en fazla kanat kırılması gözlenen Gemini Clear seramik braket örnekleri	45
6. Sert doku hasarı gözlenen Clarity Advanced seramik braket örnekleri	45
7. Grup 1 braket tipi ve ortalama kopma vuruş sayısının karşılaştırılması.....	48
8. Grup 2 braket tipi ve ortalama kopma vuruş sayısının karşılaştırılması.....	51

1. GİRİŞ

Ortodontik tedavi, en iyi estetiğe ve fonksiyonel oklüzyona ulaşmak amacıyla çenelerin ve dişlerin pozisyonlarında kuvvet uygulama yoluyla çeşitli değişiklikler yaparak dişsel ve iskeletsel yapıların belirli bir çerçeveye yerleşmesini sağlamaktadır (1).

Sabit ortodontik mekaniklerin temel kuvvet aktarma elemanı olan braketler, ilk dönemlerde altın veya paslanmaz çelik bantlara kaynak yapılması suretiyle yapıştırılmıştır. Tedavinin sonunda bantların çıkarılmasıyla geriye kalan boşlukların kapatılması gerekliliği, dişeti travması oluşabilmesi ve bantların altında meydana gelebilen dekalsifikasyonlar nedeniyle diş yüzeyine direkt olarak yapıştırılan braketlerin kullanımı gündeme gelmiştir (2).

Diş doğrudan yapıştırılan ortodontik braketlerin kuvvetin diş aktarılması için kullanılması ilk olarak Buonocore'un 1955 yılında asit-etch tekniğini tanıtmasıyla başlamıştır (3). Direkt yapıştırma (direct bonding) yöntemi olarak adlandırılan bu teknik 1965 yılında Newman tarafından geliştirilmiş ve 1970'li yıllardan itibaren diş doğrudan yapıştırılması rutin klinik uygulamaya girmiştir (4).

Ortodontik braketlerin yapışma başarısızlıkları hem ortodontist hem de hastalar için rahatsızlık verici bir durum olmakla birlikte randevu sürelerinin artması, hasta başı sürenin uzaması ve diş hareketlerinde geri dönüşler ile sonuçlanmaktadır. Aktif ortodontik tedavi sırasında yapışma dayanımı diş ile braket arasında ortodontik kuvvetlerin iletimine izin verecek yeterliliğe sahip olmasının yanında çiğneme kuvvetlerine karşı da gerekli direnci göstermelidir. Ancak braket sökülmesi sırasında diş zarar vermeksizin kopmaya izin verecek seviyenin üzerinde bir yapışma dayanımı da oluşturulmamalıdır. Reynold ve arkadaşları 1975 yılında yaptıkları çalışmada klinik olarak kabul edilebilir yapışma dayanımı seviyesinin 6-8 MPa düzeyinde olduğunu bildirmişlerdir (5). Fields ve arkadaşlarının 1986 yılında çocuklar, adölesanlar ve yetişkinler üzerinde yaptıkları vertikal oklüzal kuvvetlerin değerlendirilmesine yönelik çalışmada; çiğneme kuvvetlerinin ortalama 7-16 kg arasında olduğu ve maksimum ısırma ise 15-30 kg dolaylarına çıkabildiklerini bulmuşlardır (6).

Ortodontik adeziv ve braket tabanı üretimindeki ilerlemelerle klinisyenler için çok sayıda seçenek ortaya çıkmıştır ve bazı kombinasyonların en iyi performans gösterdiği bildirilmiştir (7, 8). Braket tabanı dizayn farklılıklarının adesiv penetrasyonunu etkileyebilen temel faktörlerden olduğu rapor edilmiştir (7, 9, 10).

Straight wire tekniğinin tanımlanması ve tekniğin kullanımının yaygınlaşması ile braketin doğru pozisyonda yerleştirme önem kazanmıştır. Yüksek yapışma dayanımı, tedavi sürecinin tamamı boyunca ağır çiğneme kuvvetlerine maruz kalan braket/adeziv sisteminde oluşacak eğilme momentlerini azaltmaktadır. Braket yapışma dayanımının seviyesi, braket altındaki adezivin polimerizasyonu ile doğrudan ilişkilidir. Bu polimerizasyon saçılan ışığın miktarından ziyade materyale penetre olan ışığın miktarından etkilenmektedir (11). Braket tabanı dizaynı ışık saçılmasını etkileyebilmektedir. Yapıştırma sırasında ve sonrasında problem yaşamamak için yapıştırma tekniklerinin her aşaması dikkatle yapılmalı üretici firmanın talimatları özenle takip edilmelidir.

Elekdağ Türk ve ark, O'Brien ve ark, Sunna ve Rock çalışmalarında, istenmeyen braket kopma görülme olasılığının % 0,6 - % 6,6 arasında değiştiğini bildirmişlerdir (12, 13). Sabit ortodontik tedavi sırasında istenmeyen braket düşmeleri; mine yüzey özelliklerine, braket çeşitlerine, hekimin uyguladığı tekniğe ve hastanın davranışlarına göre değişmektedir (14).

Sunulan çalışmada, çekilmiş üst premolar dişlere 2 farklı tip adeziv ile yapıştırılmış farklı braket materyallerine kopma kuvveti uygulanarak; kopma dirençlerinin braketlerin koptuğu vuruş sayıları dikkate alınarak değerlendirilmesi ve incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Sabit Ortodontik Tedavi

2.1.1. Düenden bugüne sabit ortodontik tedavi

Tarihsel olarak ilk ortodontik uygulamalara ilişkin bulgular M.Ö 25. yüzyıla kadar gitmekte ve bu döneme ait Mısır mumyalarından tespit edilen veriler ışığında altın teller kullanıldığı bildirilmektedir.

Eski Sümerler’de muhtemelen estetik mumyalama için ölümden sonra diş tellerinin kullanıldığı ve M.Ö 4. yüzyılda yaşamış Fenikeliler’de yine muhtemelen aynı sebeplerle diş tellerinin kullanıldığı rapor edilmiştir.

Cappaso isimli araştırmacı M.Ö 8. ve 4. üncü yüzyıllarda yaşamış Etrüskler ’de, kaybedilen dişlerden kalan boşlukların kapatılması için tellerin kullanıldığını; diğer bir araştırmacı Casotti ise ortodontik altın bantların kullanıldığını göstermiştir (15).

Tarihsel veriler incelendiğinde 18. yüzyıla kadar daha fazla gelişme olmadığı görölse de, 14. ve 17. yüzyıl Avrupa Rönesans Dönemi’nde diş anatomisini inceleyen bilim adamlarından en önemlisi Leonardo da Vinci olup çizimlerinde dudak-diş ilişkisi, yüz oranları ve diş boyutu oranları gibi ayrıntılar üzerinde durmuştur (16).

Fransız diş hekimi olan Pierre Fauchard’ın, “*Le Chirurgien Dentiste*” adlı kitabında dişleri düzleştirme yöntemlerinin anlatıldığı bir bölüm mevcuttur. Dişleri düzeltmek için ligatür tellerini kullanmanın yanı sıra at nalı şeklinde olan, saç bağı (bandeau) olarak bilinen ve dental ark ekspansiyonu yapan ilk genişletme aygıtını tanımlamıştır (15).

Dolayısıyla dişlere ait düzensizliklerin tedavi edilmesine yönelik girişimler; antik çağlarda başlamış olup M.S 19. yüzyıla kadar çok sayıda bilim adamı tarafından tanımlanmış yeni aygıtlar kullanılarak, kademeli olarak gelişerek gelmiştir (17).

2.2. Sabit Ortodontik Tedavide Kullanılan Braketler

2.2.1. Ortodontik braketlerin gelişimi

Çağdaş ortodontik braketler, Edward Hartley Angle tarafından geliştirilen standart edgewise braketlerin modifikasyonlarıdır. O dönemlerde edgewise braketler paslanmaz çelik alaşımdan icat edilmiş olup 14 veya 18 karat altından yapılmış bantlara lehimlenmişlerdir (18).

Sabit ortodontik tedavide kullanılan braketler aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

1. Braket genişliğine göre
 - a. Meziodistal olarak dar braketler (Ribbon ark braketler ve Begg braketler)
 - b. Meziodistal olarak geniş braketler (Edgewise braketler ve Straight wire braketler)
2. Braket slotuna göre
 - a. Horizontal slot (Edgewise braketler)
 - b. Vertikal slot (Begg braketler)
3. Üretiminde kullanılan materyal tipine göre
 - a. Metal braketler (paslanmaz çelik, altın, nikel, titanyum)
 - b. Plastik braketler
 - c. Seramik braketler
 - d. Kombine braketler (metal destekli plastik braketler, metal destekli seramik braketler)
4. Diş hareketi tipine göre
 - a. Tipping hareketi braketleri (Begg braketler)
 - b. Paralel hareket braketleri (Straight wire braketler)
 - c. Tipping ve paralel hareket braketleri (Kombinasyon braketleri ve Tip-Edge braketler)
5. Braketin bağlanmasına göre
 - a. Konvansyonel bağlama (Edgewise braketler ve Begg braketler)

b. Self-Ligating bağlama (Edgelock braketler ve Speed braketler) (19).

Tüm bu farklı tip braket materyalleri, kendi yararları ve sınırlamalarıyla birlikte çağdaş ortodontide kullanılmaktadır. İdeal braket materyalinde olması gereken özellikler aşağıdaki gibi olmalıdır:

- Ağız ortamına biyolojik olarak uyumlu olmalıdır.
- Düşük maliyetli olmalıdır.
- Yüksek elastiklik modülü olmalıdır.
- Yüksek korozyon direnci olmalıdır.
- Manyetik özellik taşımamalıdır.
- Ark teli ve braket etkileşiminde sürtünme olmamalıdır.
- Uygun dayanım ve sertlikte olmalıdır.
- Ağız ortamında lekelenme ve renk değişimine dirençli olmalıdır.
- Plak birikimine dirençli olmalıdır.
- Hastanın estetik taleplerini karşılamalıdır.

Maalesef, braket üretiminde kullanılan güncel materyallerin hiçbiri yukarıda belirtilen özelliklerin hepsini birden karşılamamaktadır (18).

2.2.2. Ortodontik braketlerin üretim teknikleri

Ortodontik metal braketlerin çoğu ağırlıklı olarak döküm, çekme ve metal enjeksiyon tekniğiyle (MIM) imal edilmekle birlikte bunların dışında sinterleme, seramik (CIM) veya plastik (PIM) enjeksiyon teknikleri de mevcuttur (20, 21).

2.2.3. Metal braketler

Ortodontistler tarafından sıklıkla kullanılan metal braketler ilk kez 1967 yılında kullanılmaya başlanmıştır (22). Modern ortodontide kullanılan 4 tip metal braket vardır (18):

1. Paslanmaz çelik braketler
2. Kobalt-krom braketler

3. Titanyum braketler
4. Değerli metal braketler

2.2.3.1. Paslanmaz çelik braketler

Metalürjide, ‘inox çeliği’ olarak da bilinen paslanmaz çelik, kütlege en az % 10.5 krom içeriğine sahip çelik alaşımdır. Paslanmaz çelik kristal yapının tiplerine göre sınıflandırılabilir ve alaşımdaki elementlerin bileşimine göre her paslanmaz çelik tipi için özel numaralar verilmiştir. Düşük numaralar yumuşak ve daha az ilave metal alaşımlı olduğunu belirtirken, yüksek numaralar daha fazla sertlik ve artmış korozyon direncini belirtmektedir.

Ortodontik braketler kuvvetin tellerden dişlere aktarılması için uygun sertliğe ve dayanıma sahip olmalıdır (23, 24). Ortodontik braketlerin çoğu braket için en uygun özellikleri taşıyan paslanmaz çelikten üretilmektedir (24-26).

Paslanmaz çeliğin üretiminde alaşıma ilave edilen temel elementler:

Karbon; sertlik ve dayanımı artırır. Karbon içeriğinin artması sertliği arttırmakla birlikte ağız sıvılarında lokalize korozyona bağlı krom-karbür oluşum riski de artmaktadır.

Krom; oksitlenme direncini arttırmaktadır. İnce pasif krom oksit tabakası oksijen difüzyonunu ve yüzey korozyonunu engellemektedir.

Nikel; ostenitik faz oluşturarak korozyon ve oksidasyon direncini geliştirmektedir. Nikel atomları arasında güçlü bağlar olmadığından ağız ortamına nikel iyonlarının salınım ihtimali yüksektir. Nikel’e karşı aşırı duyarlılık reaksiyonlarını en aza indirmek ve alaşımdan nikel iyon salınımını kontrol etmek için paslanmaz çeliğin korozyon direncinin en fazla olması gerekmektedir.

Manganez: Nikel’e alternatif element olarak kullanılmaktadır.

Azot; ostenitik fazın stabilitesini artırma etkisi vardır.

Molibden; Klorür iyonları tarafından oluşturulan korozyona karşı direnci arttırmaktadır.

Titanyum; Karbür stabilizasyonu ve korozyon direncini arttırmaktadır.

Fosfor; korozyon direnci ve dayanımı arttırmakla birlikte sinterleme sıcaklığını düşürmektedir.

Niobyum ve Tantal: Karbon'u stabilize etmek ve korozyon direncini arttırmak için eklenmektedir.

Bakır; çökelimle sertleşme özelliklerini üretmek için paslanmaz çeliğe eklenmektedir.

Selenyum ve Kükürt; çeliğin daha işlenebilir ve kullanılabilir olması için eklenir; ama sertliği ve dayanımı da azaltmaktadır (18).

Ortodontik braket üreticilerinin büyük çoğunluğu ürettikleri braketlerin tam bileşimini açıklamaksızın sadece tipini söylemektedir. Ortodontik braketlerin üretiminde kendi metalurjik özelliklerine göre farklı tipte paslanmaz çelikler kullanılmaktadır (27). Bunlar:

Ostenitik paslanmaz çelik

Diğer tip paslanmaz çeliklere göre korozyon direncinin iyi, düşük maliyetli olması ve mükemmel şekillendirilebilme özelliği nedeniyle ortodontide braket ve tel materyali olarak en fazla popüler olan paslanmaz çelik tipi ostenitik paslanmaz çeliktir. Standart ortodontik ikiz braket üretiminde en sık kullanılan ostenitik paslanmaz çelik materyal tipleri 302, 303SE, 303L, 304, 304L, 316, 316L, 318 ile birlikte 304L ve 316L'dir (27-31).

Süper ostenitik paslanmaz çelik

Süper paslanmaz çelik konvansiyonel paslanmaz çeliklere göre daha fazla molibden ve azot içermektedir. Süper paslanmaz çelik iyi sürtünme özellikleri, klorür aşınmalarına ve çatlak korozyona karşı daha dirençlidir. Sadece invitro çalışmalarda kullanılan süper ostenitik SS, ortodontik olarak üretilerek kullanılan braketler değildir (27).

Martensitik paslanmaz çelik

Aşırı derecede sert ve güçlü olmakla birlikte korozyon direncinin düşük olması nedeniyle paslanmaz çeliğin bu tipi ortodontik braket üretiminde kullanılmamaktadır (18).

2.2.3.2. Kobalt-krom braketler

Kobalt krom braketler 1990'lı yılların ortasında paslanmaz çeliğe nikel alternatifi olarak tanıtılmıştır. Kobalt krom braketler döküm veya metal enjeksiyon tekniği ile üretilmektedir (32).

Kobalt bazlı alaşımlar 3 kategoriye ayrılmaktadır:

- Kobalt esaslı aşınmaya dayanıklı alaşımlar
- Kobalt esaslı yüksek sıcaklık alaşımları
- Kobalt esaslı korozyona dirençli alaşımlar (33).

Bu alaşımlar arasında günümüzde ortodontik braket üretimi için kobalt esaslı aşınmaya dayanıklı alaşımlar kullanılmaktadır. Bu alaşımdaki nikel miktarı düşük tutulur ve % 0,5'e kadar yükselmektedir (33).

Kobalt krom braketler paslanmaz çelik tellerle kullanıldığında paslanmaz çelik braketlere kıyasla daha az sürtünmeye sahiptir. Bununla birlikte kobalt-krom braketler, titanyum braketlere göre hem paslanmaz çelik hem de beta titanyum tellerle kullanıldıklarında daha fazla sürtünme göstermektedir. Krom içeriği arttıkça, kobalt krom braketlerin korozyona uğrama riski daha az olmaktadır (34-36).

2.2.3.3. Titanyum braketler

Ortodontide, nikel alerjisi olan hastalarda paslanmaz çelik braketlerden nikel salınımını önleyen titanyum braketler, 1990'lı yılların ortasında paslanmaz çelik braketlere nikel içermeyen alternatif braket olarak tanıtılmıştır (37, 38).

Alfa (α) titanyum, saf ve alaşımsız titanyum iken; Beta (β) titanyum ve Alfa-Beta (α - β) titanyum alaşımlı titanyumlardır. Alaşımlı titanyum, alaşımsız titanyuma göre daha fazla dayanıma sahiptir (39).

Saf titanyum, içindeki primer oksijenin saflığına göre dört dereceye kadar sınıflandırılır. Birinci derece titanyum en az dayanıma sahip olup en fazla saflık, korozyon direnci ve şekillendirilebilirlik gösterirken; dördüncü derece titanyum en fazla dayanım ve orta derecede şekillendirilebilirlik göstermektedir (40).

Çağdaş titanyum braketler, ikinci ve dördüncü derece alfa titanyumdan veya alfa-beta titanyumdan üretilmektedir (41, 42).

İkinci derece titanyum genellikle azalmış dayanım nedeniyle braket tabanı yapımında kullanılırken; braket kanatları için daha sert olan Alfa-Beta titanyum kullanılmaktadır. Slot ile kanat kısımlarının daha sert; taban kısmın ise daha yumuşak birleştirilmesi klinik olarak önemlidir. Yumuşak taban kısım mekanik ayrılmayı kolaylaştırırken daha sert slot ve kanatlar tork oluşmasına izin verir (43).

Alfa-Beta titanyum alaşımından biyolojik olarak tehlikeli vanadyum salınmasına bağlı olarak, bazı üreticiler braketi dördüncü derece titanyumdan çekme ya da metal enjeksiyon tekniği ile tek parça olarak üretmektedir (42).

Titanyum ve titanyum alaşımı braketler, pasif koruyucu tabakaları nedeniyle paslanmaz çelik braketlere göre daha fazla korozyon direncine sahiptir. Bu koruyucu tabaka, paslanmaz çelik braketlerdeki karşılığı olan krom oksit tabakasından daha stabildir (28).

İki parçanın kaynakla birleştirilmesi ile üretilen braketler tek parça olarak üretilen braketlere göre daha fazla galvanik korozyona uğramaktadır.

Tüm titanyum alaşımlar pasif koruyucu tabaka nedeniyle kaydırma esnasında gevşeme ve aşınma göstermektedir. Titanyum braketler çelik braketlere göre paslanmaz çelik ark tellerinin hem pasif hem de aktif konfigürasyon kullanımında daha az sürtünme göstermektedir. Titanyum braketler diğer metal braketlerle karşılaştırıldığında beta titanyum ark tellerinde en az sürtünme gösterirler. Kaydırma mekanikleri sırasında pasif koruyucu tabaka stabil kalır. Bu nedenle titanyum braketler, paslanmaz çelik ark telleriyle kaydırma mekaniklerinde tıpkı paslanmaz çelik braketler gibi etkili bir şekilde kullanılabilir (30, 36, 44-46).

2.2.3.4. Değerli metal braketler

Değerli metal braketler, genellikle altın, platin ve palladyum gibi kıymetli metallerle kaplanmış çelik braketlerdir. Altın, non-reaktif özelliği nedeniyle uzun yıllardır farklı dental protetik uygulamalarda kullanılmaktadır. Geleneksel edgewise braketlerin altından yapılmış olmasıyla birlikte altının yüksek maliyeti nedeniyle; altının yerini tüm dünyada paslanmaz çelik braketler ve teller almıştır. Bu braketlerin tork etkisi, sertliği ve sürtünme özelliklerine ilişkin herhangi bir çalışmaya literatürde rastlanmamakla birlikte bu braketlerin çelik braketlerle aynı davranışa sahip olduğu varsayılmaktadır (47-50).

2.2.4. Plastik braketler

İlk plastik braketler, 1963 yılında Morton Cohen ve Elliott Silverman tarafından tanıtılmıştır. Plastik braketler, hem tedavi sırasında estetik talebi karşılamak hem de tedaviyi daha az görünür yapmak için şeffaf ya da yarı şeffaf olarak üretilmektedir. Genellikle plastik enjeksiyon tekniği ile üretilen plastik braketler metal braketlere karşı nikel alerjisi olan hastalar için iyi bir alternatiftir (51). Geleneksel braketlerin doldurucusuz polikarbonattan üretilmesi beraberinde bir takım dezavantajları getirmiştir. Bunlardan bazıları:

- Braketlerin ağızda sıvı absorpsiyonu ile mekanik özelliklerinde kayıplar başlamaktadır. Bunun sonucu renk değişikliği, braket üzerinde bakteri gelişimi ve kötü koku ortaya çıkmaktadır.
- Doldurucusuz polikarbonat plastik braketler paslanmaz çelik braketlere göre 60 kat daha az sertliğe sahiptir. Sıvı absorpsiyonu ile bu dayanım daha da azalmaktadır. Braket slotlarındaki deformasyon ve plastik akması nedeniyle plastik braketlerde köşeli tellerle tork vermek imkânsız olmasa da son derece zordur (23, 52, 53).
- Azalmış dayanım ve aşınma direnci nedeniyle plastik braketlerde kanatların kırılması sıkça görülmektedir.
- Kaydırma mekaniklerinde plastik braket slotunun pürüzlülüğü nedeniyle paslanmaz çelik braketlere göre ark telleriyle daha fazla sürtünme görülür. Ayrıca braket slotunun çelik tellere göre daha

yumuşak olması çelik tellerle kaydırma mekaniklerinde daha fazla sürtünme etkileri ortaya çıkarmaktadır.

- Bazı geleneksel plastik braketlerin yapıştırılması esnasında özel primer uygulamalarına ihtiyaç duyulmaktadır (54).
- Plastik braketlerin konvansiyonel braketlere göre daha az bağlanma dayanımı gösterdikleri rapor edilmiştir (53, 55).
- Bisfenol A salınımindan dolayı polikarbonat plastik braketlerin biyouyumluluk sorunu vardır (56).

Bu problemlerin üstesinden gelmek için plastik braketlerin üretiminde farklı materyaller kullanılmıştır. Bu materyaller arasında polioksimetilen, dolduruculu polikarbonat, poliüretan braketler ve hibrit polimerler bulunur (57, 58).

2.2.4.1. Plastik polioksimetilen braketler

Plastik polioksimetilen braketler 1997 yılında tanıtılmıştır. Üreticiler bu braketlerde daha iyi renk stabilitesi ve fiziksel özelliklerin olduğunu, sürtünmenin düşük olduğu ve braket sökümünün daha güvenli olduğunu iddia etmektedir. Bu braketler ağız ortamına toksik formaldehit serbestleştirdiğinden araştırmacılar bu braketlerin ortodontik amaçla kullanılması konusunda endişeli olduklarını bildirmektedir (52, 59).

Modern plastik braketlerin üretiminde tıbbi kullanıma uygun ya da basit poliüretan kullanılmaktadır. Braket üretiminde genellikle doldurucusuz poliüretan kullanılmaktadır. Bu braketler yapıştırmak için özel primer gerektirmez ve genellikle mekanik olarak tutucu tabana sahiptir. Plastikleştirici kullanılmayan, artmış dayanım, renk stabilitesi ve daha az sürtünme gösteren bu braketler diş renginde veya şeffaf olarak üretilmektedir (58).

2.2.4.2. Kompozit plastik braketler

Doldurucusuz polikarbonat braket sorunlarının üstesinden gelmek için polikarbonat braketlere doldurucular eklenmiş ve böylece kompozit braketler terimi ortaya çıkmıştır. Daha sonra kompozit braketler adı altında fiber cam destekli, seramik destekli ve hibrit kopolimer braketler ortaya çıkmıştır (60).

Plastik akması ve sürtünme problemlerini çözmek için plastik braketlerin slotu paslanmaz çelik, niyobyum, gümüş ve gümüş-bakır alaşımı ile değiştirilmiştir. Kompozit braketlerin doldurucusuz polikarbonat braketlerin tüm dezavantajlarının üstesinden geldiği iddia edilse de bu iddialarla ilgili tartışmalar hala devam etmektedir. Liu ve ark, 2002’de yaptıkları çalışmada, modern plastik braketlerin belirli yapıştırma ajanları ile daha iyi performans gösterdiği ve kabul edilebilir bağlanma dayanımı olduğu belirtmişlerdir (23, 58, 61).

Seramik braketlerin geleneksel plastik braketlerin yerini almış olmasıyla birlikte kompozit braketlerdeki gelişmeler ve seramik braketlerin dezavantajları nedeniyle klinisyenlerin hem tedavi sırasında hem de braket sökümünde mine bütünlüğü için daha güvenli olması nedeniyle plastik braketlere ilgisi yeniden başlamıştır (62).

2.2.5. Seramik braketler

Seramik, metalik ya da polimer olmayan inorganik materyallerin geniş bir sınıfıdır. Seramiğin yapısında cam, kil, değerli taşlar ve metal oksitler vardır. Seramik, bilinen en sert üçüncü materyaldir ve paslanmaz çelik ve mineye göre daha serttir. Seramik braketler, 1980’li yılların başında tanıtılmıştır ve yine 1980’li yılların ortasında hastaların braketlerin daha az görünmelerini istemeleri nedeniyle geniş ölçüde pazarlanmıştır. Seramik braketler yarı şeffaf veya şeffaf olduklarından ortodontik aygıtın görünümünü maskeleymektedir (63, 64).

Seramik braketler plastik braketlere göre daha yüksek yapışma dayanımı, yüksek estetik, yüksek aşınma direnci ve daha iyi renk stabilitesine sahiptir. Plastik braketlerdeki bu eksikliklerden dolayı seramik braketler özellikle yetişkin bireylerde artan bir ilgi kazanmıştır. Seramik braketler inerttir ve bu nedenle nikel ve krom alerjisi olan hastalarda güvenle kullanılabilir (65, 66).

Seramik braketlerin yüksek yapışma dayanımı, ekstra sertliği ve kırılgan doğası nedeniyle birtakım dezavantajları vardır (67). Bunlardan bazıları:

- Artmış sertlik braket sökümünde zorluklara neden olup braket sökümü esnasında braket kırılması ile mine hasarı ve diş aşınması ihtimali vardır (68).
- Seramik braketlerde renk değişikliği, uzun süreli tedavi ve stress korozyonu nedeniyle olmaktadır (69, 70).
- Seramik en sert materyallerden biri olarak paslanmaz çelik tellerden daha serttir (71).
- Seramiğin kırılma doğası nedeniyle braket slotuna daha ağır teller bağlanırken veya telde bir kırılma varsa seramik braketin kırılması tehlikesi her zaman vardır. Seramik braketlerin tork özellikleri zayıftır (71).
- Seramik braketler radyolusent olduklarından yanlışlıkla aspire edilirse veya çıkarılmaları esnasında yutulursa röntgen filmlerinde tespit edilemezler (71).
- Seramik braketler, diğer braketlere kıyasla artmış yapışma dayanımı gösterdiklerinden mine çatlağı, restorasyonlu veya devital dişler, hipoplastik dişler ve hipokalsifiye dişlere sahip hastalarda kullanımı kontrendikedir (72).
- Kırılmaya direnci artırmak amacıyla daha büyük üretilen seramik braketler daha çok göze çarparlar ve yumuşak dokuda yaralanmalara yol açabilirler (71).
- Seramik, iyonik ve kovalent bağlarla yapışır. Bu nedenle braketler metal braketler gibi çıkarılamazlar (71, 73).

Ortodontik amaçlar için kullanılan alüminyum oksit, zirkonya veya kalsiyum fosfattan yapılmış üç tür seramik braket vardır (18). Bunlar:

2.2.5.1. Alüminyum oksit veya alümina braketler

Alümina, çözünmüş oksijeni çelikten uzaklaştırmak için çeliğe alüminyum eklendiğinde oluşmaktadır. Ortodontik amaçlar için alümina; monokristalin braketler (tek kristal) ve polikristalin braketler (çoklu kristaller) olmak üzere iki şekilde kullanılmaktadır (63, 66).

Monokristalin braketler

Monokristalin braketler, polikristalin braketlerde de olduğu gibi alüminyum oksit parçacıklarından üretilmektedir (74). Monokristalin braketler, belirgin safir veya monokristalin safir braketler olarak da adlandırılmaktadır. Monokristalin braketler ilk başlarda doğal safirden üretiliyordu; ama çağdaş monokristalin braketler sentetik safirden üretilmektedir (18).

Monokristalin braketler, saf alüminyum oksit partiküllerinin 2100 derecenin üzerindeki sıcaklıkta eritilmesi ve sonrasında kristalizasyon tamamlanana kadar yavaş yavaş soğutulmasıyla üretilmektedir. Böylece tam kristalizasyon sağlanarak polikristalin braketlerde görülen stres kaynaklı problemler en aza indirilir. Daha sonra soğutulan tek büyük bir kristal veya çubuk şeklindeki alümina parçacığı; elmas kesiciler, lazer veya ultrasonik kesiciler ile ortodontik braket şekli verilmektedir. Bu işlem seramik materyalinin sertliğinden dolayı zor ve maliyeti polikristalin braketlere göre daha fazladır. Frezlemeyle oluşan stresler ısıl işlemle birlikte kristalin içine girmektedir. Böylece keskin köşelerin işlenmesiyle oluşan stresler braketin kırılmasına zemin hazırlamaktadır (74). Yapısal dayanıklılık seramiğin yüzeyine bağlıdır. Bu nedenle monokristalin braketlerde dayanıklılık polikristalin braketlere göre daha düşüktür. Taneciklerin küçülmüş olması ve daha az düzensizlik olmasından dolayı bu braketler daha şeffaf bir görünüme sahiptir. Tanecik büyüklüğü arttıkça braket güçsüzleşmektedir. (63, 75, 76).

Polikristalin braketler

Polikristalin braketler kullanım açısından en fazla kabul gören seramik braketlerdir. Polikristalin braketler, alüminyum oksit parçacıklarının bağlayıcı ile birleştirilmesi veya sinterlenmesi tekniği ile üretilmektedir (77). Ekonomik olarak daha uygun olan sinterleme işlemleri sayesinde polikristalin braketler popüler hale gelmiştir. Fakat kristal taneciklerin birleşim kenarları yapısal olarak düzgün değildir. Yaklaşık % 0,001 düzeyinde olan bu kusurlar stres altında kırılmaya meyilli odak oluşturabilmektedir. Polikristalin braketlerde kristal taneciklerin büyüklüğü ve düzensiz yapısı ışık geçişini engellemekte ve braketin opak görünmesine neden olmaktadır (74).

Polikristalin braketler, çoklu alümina kristalleri içerdiğinden polikristalin braket olarak adlandırılmaktadır. Bu braketler alüminyum oksitin sinterlenmesiyle üretilmektedir. Bu işlem, bir bağlayıcı kullanarak mikron boyutlu alüminyum oksit parçalarının karıştırılmasını ve karışımın istenilen şekle getirilmesini içermektedir (78).

Daha sonra kalıplanmış olan bu parçadaki bağlayıcı partikülleri yakmak için 1800 derecenin üstündeki ama alüminyum oksitin erime noktasının altındaki bir sıcaklığa kadar ısıtılarak karışım eritilmektedir. Polikristalin braketlerin üretiminde her bir kristalin büyümesini kolaylaştırmak için sinterleme sürecinde magnezyum kullanılmaktadır (63, 79).

Isıl işlem eksikleri, stresi azaltmak ve braket slotlarını işlemek için elmas frezler kullanılmaktadır. İşleme sonrası ısıtılma işlemi, braketlerin fiziksel özelliklerini azaltabilecek kristal tane füzyonunu önlemek için dikkatlice kontrol edilmektedir. Son aşamada seramik braketin partikül boyutu 20-30 µm arasında olmaktadır (63).

Polikristalin braketler, parçaların işlenmesini gerektirmeyen ve böylece kesme sürecinde oluşabilecek yapısal eksiklikleri elimine edecek seramik enjeksiyon tekniğiyle de üretilebilmektedir. Enjeksiyon tekniği ile kalıplanmış braketlerde artmış kırılma direnci olduğu gösterilmiştir (75).

Polikristalin braketin kristal boyutu ne kadar büyük olursa tanecik sınırları da o kadar az olmakta ve braket daha şeffaf olmaktadır. Bununla birlikte kristal tane boyutunun 30 mikrona ulaşması halinde braket daha zayıf hale gelmektedir (63).

2.2.5.2. Zirkonya seramik braketler

Zirkonya, Avustralya'nın plaj kumundan çıkarılan bir materyaldir (80). Kısmen stabilize zirkonya braketler, daha iyi kırılma direncine sahip olmaları nedeniyle polikristalin alümina braketlere alternatif olarak tanıtılmıştır. Polikristalin zirkonya braketler, ultra ince zirkonya tozunun ağırlığa göre itriyum oksit ile karıştırılmasıyla üretilmektedir. Baskı kalıplama tekniği ile brakete özel şekli verilmekte ve sinterleme tamamlanmaktadır. Braketlerden artık poröziteyi uzaklaştırmak için sıcak izostatik sıkıştırma uygulanmaktadır (81).

Stabilize polikristalin zirkonya braketlerin diğer seramik braketlere kıyasla eşdeğer veya daha iyi sürtünme özelliklerine sahip olup olmadıkları konusundaki tartışmalar sürmekle birlikte tüm seramik braketler arasında daha ucuz ve daha fazla kırılma direncine sahiptir. Polikristalin zirkonyum oksit braketlerin opak ve polikristalin alümina braketlere kıyasla daha sarımsı bir renginin olması bu braketlerin estetik bir aygıt olarak popülerlik kazanmasına engel olmuştur (82, 83).

2.2.5.3. Kalsiyum fosfat seramik braketler

Japonya’da Tomy International şirketi tarafından kalsiyum fosfat seramikten yapılmış yeni bir tip ortodontik braket tanıtılmıştır. Üreticiler, bu braketlerin mükemmel biyouyumluluk, düşük sürtünme özellikleri gösterdiklerini ve mine yüzeyine denk bir sertlikte olduklarından derin kapanışı olan hastalarda diş yüzeyiyle temastan kaynaklı diş abrazyonu korkusunu da ortadan kaldırdığını iddia etmektedir. Bu braketin içeriği ve üretim tekniği ile ilgili üretici tarafından yapılmış bir bilgilendirme yoktur (18).

Kalsiyum fosfat seramik braketlerin geleneksel seramik braketlere kıyasla daha düşük ama kabul edilebilir bir yapışma dayanımına sahip oldukları ve bu braketlerin mine hasarına neden olmadığı rapor edilmiştir (84).

2.3. Sabit Ortodontik Tedavide Kullanılan Yapıştırma Simanları

2.3.1. Ortodontik bonding

Ortodontiye bonding işleminin tanıtılması heyecan verici bir etkiye neden olmuştur. Yapıştırılan braketlerin simante edilerek uygulanan bantlara göre çok sayıda avantajı vardır. Estetiğin daha gelişmiş olması ve bant yerleştirmek için ark uzunluğunu etkileyen bant materyali kalınlığınca dişleri ayırma işlemi olan diş seperasyon işleminin elimine edilmiş olması bunlardan bazılarıdır. Ayrıca tedavi sonunda boşluk kapatma ihtiyacını ortadan kaldırmaktadır. Dişlerin interproksimal bölgelerine ulaşımın daha kolay olmasıyla elde edilen gelişmiş ağız hijyeni, mine dekalsifikasyon riskinin azalmasını sağlamaktadır. Braketlerin yapıştırılması, tedavi sırasında kısmen sürmüş ve düzgün sıralanamamış dişlerin varlığında daha önceleri

bantlı ataşmanlarla ile mümkün olmayan daha erken kuvvet uygulayabilme imkânı sunmaktadır (85, 86). Ortodontik ataşmanların direkt yapıştırma ile uygulanması ortodontik aygıtların toplum tarafından kabul edilebilirliğini ve ortodontik tedavinin yaygınlığını arttırmıştır. Direkt yapıştırmadaki ilerlemeler, lingual ortodonti gibi birkaç yeni tekniğin ortaya çıkmasını da tetiklemiştir (87).

Kopan braketlerin yeniden yapıştırılması rahatsızlık verici, zaman alıcı ve masraflı olması nedeniyle öncelikli hedef düşük yapışma başarısızlık oranı olmalıdır. Daha yüksek yapışma dayanımı, daha iyi adezivler, daha basit uygulama prosedürleri ve tükürük varlığında yapıştırılacak materyallerle ilgili çok fazla sayıda araştırma vardır. Bununla birlikte, yapışma başarısızlıklarının çoğunun sebebi yapıştırma rezinleri, yetersiz yapışma dayanımı veya kullanılan braketlerin kalitesiyle ilişkili olmayıp yapıştırma tekniğindeki tutarsızlıktan kaynaklanmaktadır. Mineye bağlanma için geliştirilen yeni rezin sistemler ve alternatif metodlar karşısında ortodontistin daha önce olduğu gibi yapıştırma prosedürlerine dikkat etmesine gerek olmadığına dair yanlış bir izlenim verebilmektedir (87).

Braketlerin ve diğer ortodontik ataşmanların yapıştırılması, tüm tedavi sürecinin en önemli aşamalarından birisidir. Yapıştırma işleminin sadeliği yanıltıcı olabilmektedir. Teknik sadece tecrübesiz bir klinisyen tarafından değil; ayrıca prosedürleri dikkatle yerine getirmeyen deneyimli bir ortodontist nedeniyle de hatalı uygulanabilmektedir. Yapıştırma aşamasındaki minor hatalar aktif tedavi safhasında dişlerin uygunsuz sıralanması veya ataşmanların erken başarısızlığı şeklinde yansıyabilmektedir. Bunların tekrar yerleştirilmesi zaman alıcı ve masraflı olup ataşmanların çevresinde demineralizasyon oluşum duyarlılığı da artmaktadır (87).

Yapıştırmada başarı; adeziv yüzeylerin temizlenmesi, iyi ıslanma ve sıkı adaptasyon sağlanması, en yüksek yapışma dayanımından faydalanılması ve yeterli polimerizasyon gibi kabul edilmiş ortodontik ve koruyucu diş hekimliği ilkelerinin anlaşılması ve bunlara bağlı kalınmasıyla elde edilmektedir (88).

2.3.1.1. Mine yüzeyinin temizlenmesi

Ortodontik braketlerin yapıştırılacağı diş yüzeyinin temiz olması gerekmektedir. Ayrıca, diş üzerinde debris, plak, pelikül ve yiyecek artıklarından

oluşan yağlı tabakaların mutlaka uzaklaştırılması gerekir. Bu amaçla braketleme öncesi diş yüzeyinin sıklıkla pomza ile politürü yapılmaktadır (89-91). Sulandırılmış pomzanın mikromotor ucuna takılan plastik veya kıl fırça yardımıyla dental plak ve organik artıklar içeren film tabakasını uzaklaştırılması işlemi rutin ortodonti pratiğinde uygulanmaktadır. Bu işlem yapılırken fırça ile diş etine zarar verilmemesine ve travma oluşturmamaya dikkat edilmelidir. Sonrasında pomza ve debrisleri diş yüzeyinden uzaklaştırmak için hava su spreyi ile iyice yıkanmaktadır (92-94). Diş yüzeyi temizlenip nem kontrolü sağlandıktan sonra mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi işlemine geçilmektedir.

2.3.1.2. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi

Braketlerin tedavi süresince yeterli dayanım göstermesi ortodontik tedavinin başarısında önemli yer tutmaktadır. Bu nedenle braketlerin yapıştırılmadan önce mine yüzeylerinin hazırlanması önemli bir basamak olarak karşımıza çıkmaktadır. Minenin pürüzlendirilmesi asit, kumlama veya lazer yöntemlerinden herhangi biriyle yapılabilmektedir. Ancak mineyi pürüzlendirmek için günümüzde en sık olarak % 33-37' lik fosforik asit ile pürüzlendirme yöntemi kullanılmaktadır (95). Mine yüzeyinin pürüzlendirilme öncesinde dişlerin nem kontrolünün sağlanması gerekmektedir. Bu amaçla sıklıkla tükrük emiciler, ekartörler, pamuk peletler, dil tutucular kullanılmakla birlikte tükrük salgısını durduran ilaçlar da kullanılabilmektedir (92).

Asitlemeden sonra, diş yüzeyinden hava-su spreyi ile asit uzaklaştırılır. Diş yüzeyi, hava spreyi ile beyaz tebeşirimsi yüzey gözleninceye kadar kurutulur. Bu prosedür geleneksel sistemlerde uygulanan genel asitleme yöntemidir (18, 96).

Minenin pürüzlendirilmesinde kullanılan asitlerin jel ve likit formülasyonları mevcuttur. Asit jel veya likit formların mineyi pürüzlendirmeleri açısından aralarında önemli bir fark bulunmamıştır (97). Bununla birlikte asit jelin klinik koşullar altında daha iyi kontrol edilebilmesi ve likit formülasyonların kontrol edilemeyen akıcılığı nedeniyle dişeti dokularına zarar vererek kostik reaksiyonlar oluşturabilmeleri sonucu klinik uygulamalarda daha çok jel formlar tercih edilmektedir (98).

Minenin pürüzlendirilmesi genel olarak konsatrasyonu % 37 olan fosforik asitin mine yüzeyinde 15-30 saniye bekletilmesi ve sonra yıkanıp hava ile kurutulmasıyla yapılmaktadır. Bu işlem ile mine prizmalarının bir kısmı demineralize olmaktadır. Böylece minenin yüzey alanı artmakta ve yüzey enerjisi düşük hidrofobik mine yüzeyinin serbest enerjisi yüksek hidrofilik mineye dönüşümü sağlanmaktadır. Bunun sonucunda yüzeyin ıslanabilirliği de artarak adezivlerin mikroporözitelere kolayca akabilmesiyle mikromekanik bağlanma kolaylaşmaktadır. Pürüzlenmenin derinliği birçok faktöre bağlı olmakla beraber, ortalama olarak 3,5 µm ile 50 µm arasında olduğu rapor edilmekle birlikte minenin 100 µm derinliğe kadar da etkilenebildiği bildirilmiştir (99-102).

2.3.1.3. Mine yüzeyinin primer ile örtülmesi

Mine yüzeyinin pürüzlendirilme sonrası hava spreyi ile kurutularak mat ve beyaz görüntü oluştuğu görülmelidir. Sonra yüzeye ince tabaka halinde adeziv primer uygulaması yapılmaktadır. Primer uygulandıktan sonra braketlerin yapıştırılması aşamasına geçilmektedir.

Primer uygulaması ile:

- Mine yüzeyinin demineralizasyona karşı intakt kalması sağlanmaktadır (103).
- Marjinal sızıntı azalmaktadır (104).
- Bağlanma dayanımı artmaktadır (105).
- Mine-braket-adeviz rezin arasında bütünlük sağlanmaktadır (106).

Adeziv primerler içerik olarak rezin monomerler, reaksiyon başlatıcılar, inhibitörler, çözücüler ve bazen inorganik dolduruculardan oluşmaktadır (107). Primer, önce mineye, sonra da kompozite bağlanmaktadır. Mine yüzeyine bağlanma, ıslanabilirliği yüksek yüzey porözitelere difüzyon ile akarak girmesi sonucu daha çok mikromekanik olarak gerçekleşmektedir (108). Kompozit rezin ile olan bağlantı ise oksijen inhibisyon tabakasındaki rezidüel çift bağların kopolimerizasyonu sonucu oluşmaktadır (109).

Mine yüzeyine uygulanan primerin uzun süre sağladığı adeziv bağlantının riskleri de vardır. Doldurucu içermeyen polimer yapıdaki primerde normal kompozit rezinlere göre polimerizasyon büzülmesinin daha yüksek olması beklenmektedir. Bu da, mine-adeziv arayüzünde öngörülemeyen sonuçlara neden olabilmektedir. Bunun dışında, primerin kalın tabaka şeklinde uygulanması, bazı monomer katkı maddelerinin ve potansiyel olarak da Bisfenol A gibi bileşiklerin salınımına neden olabilmektedir. Bu durumdan kaçınmak için uygulama sonrası mine yüzeyine hava spreyi ile hava uygulanarak primerin kalınlığı azaltılmalıdır. Bununla birlikte hava uygulaması, primer tabakasında çözünmeye veya başarısızlığa neden olacak poröziteleri arttırmaktadır. Ayrıca polimerizasyon ile oksijen inhibisyon tabakası da primerin özelliklerini zayıflatarak mine-adeziv arayüzünde istenmeyen sonuçlara neden olabilmektedir. Primer uygulanırken ince ve uzun kıllı fırça yerine kısa ve kalın kıllı fırçalar kullanılarak daha fazla rezinin taşınması önerilmiştir. İstenen bal peteği görünümünü oluşturamaması nedeniyle sünger fırçalar kullanılmamalıdır (110).

2.3.1.4. Mine yüzeyinin self-etching primer ile örtülmesi

Yakın zamanda ortodonti kliniklerinde geniş ölçüde kabul edilerek kullanım alanı bulan kendiliğinden asitli primerler (SEP, Self-etching primer) ile, asitleme, yıkama ve kurutma olmaksızın asitleme ve primer uygulama işlemleri tek bir uygulamada birleştirilmiş ve böylece hasta başı süre azaltılmıştır. İlk kullanılan SEP sistemleri yetersiz yapışma dayanımı gösterecekler de son yapılan çalışmalar SEP sistemlerinin yeterli yapışma dayanımına sahip olduklarını göstermektedir (111, 112).

2.3.2. Ortodontide kullanılan yapıştırma simanları

Dental simanlar, ortodontik bantlar ve ön restorasyonların retansiyonunda, restoratif materyallerin altında termal ve kimyasal yalıtkan maddeler olarak pulpal korumayı sağlamak için, geçici veya daimi restorasyonlarda veya kök kanal tıkaçıcıları olarak kullanılmaktadır (28, 113).

Simanların ortodontik uygulaması aygıtların yapıştırılmasıyla sınırlıdır. Kabul edilebilir performans açısından yapıştırma ajanı çeşitli özelliklere sahip olmalıdır (28, 113). Bunlar:

- 1) Yeterli çalışma ve uygulama zamanı,
- 2) Yüksek gerilim, sıkışma ve kesme dayanımı,
- 3) Çözünmeye direnç,
- 4) Klinik olarak kabul edilebilir yapışma dayanımı,
- 5) Tedavi sonrası düşük ARI (Adhesive Remnant Index) skoru ve
- 6) Antikaryojenik potansiyeli olmalıdır.

2.3.2.1. Çinko fosfat siman

Çinko fosfat siman, en eski yapıştırma simanı olarak ilk defa 1878 yılında kullanılmıştır. Diğer simanlara kıyasla bu siman bant yapıştırılmasında oldukça önemli ve belgelenmiş bir geçmişe sahiptir. Bu simanlar kapsüllü olarak da pazarlansa da genellikle manuel olarak karıştırılan toz-likit sistemlerdir (114).

Simanın başlıca bileşeni, çinko oksit tozudur. Güncel bir kısım ürünlerde az miktarda magnezyum oksit ilavesi tanımlanmıştır. Likit, esasen fosforik asidin % 45-64 oranlarında değişen konsantrasyonlardaki aköz solüsyonlarıdır.

Çinko fosfat simanların tutuculuğu, kimyasal bağlanmadan ziyade daha çok bant materyali ve siman arasındaki mekanik tutuculuk ile sağlanmaktadır (115). Doğru toz ve likit oranlarının kullanılmasıyla simanın hem fiziksel özellikleri gelişmekte hem de oral yumuşak dokular siman karşısında en az etkilenmektedir.

Başlangıçta simanın dayanımı karıştırmadan 4-7 dakika sonra hızlıca % 50'ye kadar ulaşarak gerçekleşse de; bu dayanım, 24 saate kadar yavaş bir şekilde artmaya devam etmektedir.

Çinko fosfat simanlar karıştırmadan sonraki ilk 24 saat boyunca muhtemelen simanın devam eden reaksiyonları nedeniyle ağırlıkça % 0.04 ile % 3.3 arasında değişen oranlarda önemli derecede suda çözünürlük gösterirler. Bu saaten sonra siman tamamen sertleştiğinden çözünme oranı önemli oranda azalma göstermektedir.

Bağlanma direnci de toz/likit oranına göre değişmektedir. Bu oranın azalması simanın zayıf bir karışım olmasına neden olur (113). Yapıştırma simanının çözülmesinin plak retansiyonu ve ardından çürüklerin gelişimiyle sonuçlanacağından simanın in vivo çözünürlüğü çok önemli bir klinik özelliktir. Çinko fosfat simanların istenmeyen özellikleri olan ağız sıvılarında çözünürlüğün yüksek olması sonucu; mikrosızıntı, yapışma dayanımının düşük olması ve bant altında mine dekalsifikasyonları oluşabilmektedir (116-118). İlave olarak, simanın devam eden kaybı ortodontik bantların düşmesiyle sonuçlanabilmektedir (28, 119, 120).

Tüm bu durumlar ele alındığında ortodontik bant materyalinin kullanımı sırasında yapıştırma amacıyla kullanılacak siman materyalinin çürük oluşumunu önlemek için flor serbestleştirebilmesi ve mineye kimyasal adezyon ile bağlanması gerekmektedir (121). Çinko fosfat simanlar, mineye kimyasal olarak bağlanamaz ve florid içeren çinko fosfat simanlar çok nadir bulunmaktadır. Bununla birlikte, bu simanların büyük çoğunluğu flor içermemektedir (122).

2.3.2.2. Çinko polikarboksilat siman

Çinko polikarboksilat (poliakrilat) siman, Smith tarafından 1968 yılında tanıtılmıştır ve dental simanlarda yeni bir jenerasyon olarak sunulmuştur. Bu siman, mine ve dentine adezyon potansiyeli olan geliştirilmiş ilk dental materyaldir. Polikarboksilat simanlar, çinko fosfat ve çinko oksit ojenol simanların istenen özelliklerinin kombinasyonu olarak görülmektedir. Polikarboksilat simanların klinik endikasyonları çinko fosfat simanların endikasyonlarına benzerdir.

Çinko polikarboksilat simanlar toz/likit olarak uygulanmaktadır. Tozun içeriği çinko fosfat siman tozlarının içeriğine benzerdir ve ağırlıklı olarak % 10'a kadar magnezyum oksit veya kalay oksit içeren çinko oksitten oluşmaktadır. Florid eklenmiş çinko polikarboksilat simanlar, ortodontik bantların yapıştırılmasında sıklıkla kullanılmaktadır (122). Bununla birlikte, çinko polikarboksilat simandan serbestleşen flor miktarı cam iyonomer simanlardan serbestleşen florürün % 15-20' si kadardır (123). Likit, akrilik asidin homopolimer sulu çözeltisi veya akrilik asidin itakonik veya maleik asit gibi karboksilik asitlerle kopolimer sulu çözeltisidir.

Çinko fosfatla karşılaştırıldığında, mineye kimyasal olarak bağlanmalarından dolayı daha yüksek çekme direncine sahiptir. Çinko oksit ve polikarboksilik asit karıştırıldığında, asidin içindeki karboksil grubu mine ve dentindeki kalsiyumla şelasyon yapmaktadır. Hem diş yüzeyine hem de metal yüzeyindeki oksitlere kimyasal olarak bağlanma, bu şelasyon ile gerçekleşmektedir (113).

Çinko polikarboksilat simanların suda çözünürlüğü % 0.1 ile % 0.6 oranında olmak üzere düşüktür. Stannöz florid içerikli bazı ürünler florür salınımı nedeniyle daha yüksek çözünürlük göstermektedir. Polikarboksilat simanların asit altında çözünmeye direnci düşüktür. Laktik asit ve sitrik asit gibi organik asitler çevrenin pH'ına bağlı olarak simanın çözünürlüğünü arttırmaları. Genel olarak polikarboksilat simanların çinko fosfat simanlara göre asitler karşısında daha az çözündüğü bulunmuştur. Çinko polikarboksilat simanların çinko fosfat simanlara göre az da olsa ağız sıvılarında çözünürlüğün devam etmesi, bağlanma dayanımının düşük olması, vizkozitenin yüksek ve çalışma süresinin kısa olması bu simanların klinik kullanımını kısıtlamaktadır (28, 113, 114, 119, 123, 124).

2.3.2.3. Cam iyonomer siman

Cam iyonomer simanlar, 1970'li yılların başında Wilson ve Kent tarafından geliştirilmiştir. Silikat simanların dayanım ve florid salınım potansiyelleri ile çinko polikarboksilat simanların adezyon etkisini birleştirmek üzere dizayn edilmiştir.

Cam iyonomer simanlar, 1980'li yılların sonunda ortodontide popüler olmaya başlamıştır. Çinko fosfat simanlara göre raf ömrü daha uzun olan cam iyonomer simanların florür salma potansiyelleriyle de birleştirilmesi bantların simantasyonunda bu simanın kullanılmasını daha çekici hale getirmiştir. Bundan başka bazı cam iyonomer simanlar, ortodontik direkt braket yapıştırırmada adeziv rezinlere alternatif olarak önerilmiştir. Braketlerin cam iyonomer simanla yapıştırılmasının, adeziv rezinler kullanılarak yapıştırılan braketlerin sökülmesi sırasında mineral kaybıyla sonuçlanan mine asitleme prosedüründen kaçınmak gibi avantajları vardır.

Cam iyonomer simanların kullanılması, adeziv rezinlerle yapıştırılmış braketlerin etrafında tipik olarak gözlenen demineralizasyon riskini azaltabilmektedir. Bununla birlikte, uygulama zamanının uzun olması ve doğal

olarak dayanımın yavaş gelişmesi nedeniyle cam iyonomer simanların nem kontaminasyonuna karşı başlangıç duyarlılığına ilişkin endişeler bu materyalin ortodontik olarak kullanılmasında dezavantaj olduğunu düşündürebilmektedir.

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, kompozit rezinlerin bazı avantajlarını ve cam iyonomer simanların daha az nem duyarlılığı ve florür serbestleştirmesi gibi tercih edilen özelliklerini birleştirmektedir (125).

Rezin modifiye cam iyonomer simanların konvansiyonel formülasyonlara göre sertleşme reaksiyonunun daha hızlı olması, fiziksel ve mekanik özelliklerin geliştirilmiş olması ve mineye daha yüksek yapışma dayanımı olması nedeniyle rezin modifiye cam iyonomer simanlar ortodontik aygıtlar için daha çekici bir materyal olmuştur. Birçok ışıkla polimerize ve kimyasal polimerize rezin modifiye cam iyonomer ürünler ortodontik yapıştırma için yakın zamanda tanıtılmışlardır.

Cam iyonomer simanlar, toz/likit sisteminde manuel karıştırılan veya kapsüllü formülasyonlarda geliştirilmiştir. Toz bileşen, yüksek florid içerikli (ağırlıkça % 10-23) kalsiyumfloroalüminosilikat cam partiküllerinden oluşmaktadır. Likit bileşen, orijinal cam iyonomer simanda tanıtılmış poliakrilik asidin aköz solüsyonudur.

Yapıştırma simanı olarak kullanılan cam iyonomer simanlar diğer tip cam iyonomer simanlara göre daha fazla çalışma zamanına ve daha kısa sertleşme süresine sahiptir. Bununla birlikte ortodontik cam iyonomer simanların sertleşme süresi çinko polikarboksilat ve çinko fosfat simanlara göre hala uzundur.

Ortodontik yapıştırma ajanı olarak rezin kompozitlerin kullanılması asitleme ve söküm sırasında minenin bir kısmının kaybına neden olmaktadır ve söküm işlemi yorucudur ve risksiz değildir. Cam iyonomer simanlar için mineye yapışmanın temel mekanizması çinko polikarboksilat simanların mineye yapışmasıyla aynıdır. Cam iyonomer siman uygulanmadan önce mine, yapıştırma için konsantrasyon aralığı % 10-40 arasında değişen aköz poliakrilik asit solüsyonuyla asitlenebilmektedir.

Cam iyonomer simanların temel metal alaşımlara yapışabilmesi bu materyallerin önemli özelliğidir. Cam iyonomer simanların mine ile yapışması, bu simanların paslanmaz çelik bantlar ve braketlerle yapışmasından daha üstündür. Bu

durum bantların ve braketlerin çıkmasında esasen bant-cam iyonomer veya braket-cam iyonomer arayüzündeki adeziv kırılmadan kaynaklanan simanın başarısızlıklarını açıklayabilmektedir. Bununla birlikte bazı vakalarda braket başarısızlıklarının sebebi olarak, mine-cam iyonomer ve paslanmaz çelik braket-cam iyonomer arayüzlerindeki kohesiv kırılma olduğu rapor edilmiştir. Bu gözlemler, bandın düz iç yüzeyinin aksine braket taban dizaynının sağladığı ilave mekanik tutuculuğa dayandırılmaktadır.

Sabit ortodontik tedavi, yüksek ve sürekli bir karyojenik tehlike oluşturmaktadır. Bantların ve braketlerin yakınında mine demineralizasyonunun gelişimi ve beyaz nokta lezyonlarının oluşumu defalarca rapor edilmiştir. Cam iyonomer simanlar florür rezervuarı gibi görev görerek mine demineralizasyonunu en aza indirmeyi sağlamaktadır. Tüm tipteki cam iyonomer simanlarda ve özellikle yapıştırma amaçlı cam iyonomer simanlarda florür iyonu salınım özelliği vardır.

Ortodontik tedavi sırasında tükürük florid seviyesi cam iyonomer simanla yapıştırılan aygıtların yerleştirildiği günü takiben artmaktadır. Bununla birlikte floridin bu başlangıç yükselmesi dört haftalık periyodun sonunda ortadan kalkmaktadır. Ayrıca, yüksek florid konsantrasyonunun cam iyonomer simanla yapıştırılmış bantların ve ortodontik braketlerin bitişiğindeki dental plakta olduğu rapor edilmiştir. İn vitro çalışmalarda cam iyonomer simanla yapıştırılmış ortodontik bantların ve braketlerin altında ve etrafında görülen demineralizasyonun çinko fosfat siman ve rezin adezivlerle yapıştırılanlara göre önemli oranda daha düşük olduğu gösterilmiştir. Cam iyonomer simanlar, özellikle çürük riski yüksek olan hastalarda antikaryojenik özelliği nedeniyle yararlı olabilmektedir (28, 113, 126-131).

2.3.2.4. Kompozit rezinler

Rezin kompozitler iyi bilinen klinik ve laboratuvar performanslarından dolayı en yaygın kullanılan yapıştırıcılardır (132, 133).

Son onbeş yılda ortaya çıkan çok sayıdaki dental kompozit ürünleri basit ve ortak özelliklere sahiptir. Bunların hepsi, dimetakrilat rezinli silan kaplı inorganik dolgu partiküllerinin ya bisglisidil metakrilat (BISGMA) ya da üretan dimetakrilat (UDMA) kombinasyonlarıdır. Bazı durumlarda, viskozitenin düşürülmesi için bir

miktar trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi düşük moleküler ağırlıklı monomer uygulanmaktadır. Doldurucu partiküller olarak baryum silikat cam, kuvarz veya zirkonyum silikat kullanılıp genellikle mikroskobik (0.04 µm) kolloidal silika parçacıkların % 5 ile % 10'u ile kombine edilmektedir. Bu nedenle, modern dental kompozit materyaller, foto polimerize olabilen sentetik organik rezin matriks içinde dağılmış cam veya seramik partiküllerin karışımıdır. Polimer materyalleri, baryum alüminosilikat cam veya diğer cam karışımı gibi ince bölünmüş inorganik materyal ile karıştırılarak elde edilir ve x ışınlarınca radyoopak hale dönüşmesine imkân veren etkili bir radyoopak oksit miktarına sahiptir (134-136).

Pek çok bağımsız araştırmada, doldurucu BISGMA rezinlerin metal braketler için en iyi fiziksel özelliklere sahip ve en güçlü yapıştırıcılar olduğu gösterilmiştir (54, 137, 138). Yüksek oranda doldurucu diakrilat rezinli ile direkt olarak yapıştırılmış çelik mesh tabanlı braketler için rapor edilmiş başarısızlık oranları % 1- 4 kadar düşüktür (138).

2.4. Ortodontik Braketlerde Yapışma Dayanımını

2.4.1. Ortodontik yapışma dayanımının değerlendirilmesi

Bağlanmış aktif ark telinden üretilen kuvvetlerin dişe iletiminde braket-adheziv arayüzünün stabil olması biyomekanik olarak önemli olduğundan braketlerin mineye yapışması ortodontide kritik bir konudur. Yeni yapıştırma ajanlarının tanıtılmasıyla, araştırma bu alan üzerinde yoğunlaşmış ve sonuçta yapıştırma konusundaki makalelerin yayınlanma oranı önemli derecede artmıştır (110).

Yüzlerce makalede sunulan çok miktarda bilgiye rağmen, klinik yapışma dayanımı değerlerine ilişkin fikir birliği tam olarak sağlanamamıştır. Buna ek olarak, ortodontik yapıştırma sistemlerince elde edilen dayanımı in vitro hesaplamak için güvenilir bir protokol tarif edilmemiştir (110, 139).

Klinik uygulamalarda ortodontik ataşmanlar ile mine yüzeyi arasındaki en uygun yapışma kuvvetleri ortodontik tedavi süresince kopmayı en aza indiren ve

tedavi sonrası söküm sırasında da mineye zarar vermeyen kuvvet olarak tanımlanmıştır (140, 141). Çok yüksek bağlanma kuvvetleri söküm sırasında mine çatlaklarına ya da kırıklarına yol açabileceklerinden dolayı arzu edilmemektedir (142). Ortodontik tedavi sırasında ideal braket bağlanma kuvvetlerinin 6-8 MPa düzeyinde olması gerektiği ileri sürülmüştür (5). İdeal braket bağlanma dayanımının, minenin kırılma değeri olan 14 MPa'dan düşük olması gerektiği bildirilmektedir (143, 144).

Genel olarak, ortodontik yapışma dayanımı değerlendirmesi ve başarısızlık modelleri ile ilgili çalışmalar test ortamına göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir (110):

1. İn vitro testler; genellikle mekanik test makinesi yardımıyla veya laboratuvar ortamında klinik olarak uygulanan braket söküm prosedürünün simulasyonu ile değerlendirilen adeziv sistemlerin başarısızlık durumunun mikroskopik incelemelerle tespit edildiği testlerdir.
2. İn vivo testler; braketlerin başarısızlık oranlarının ölçülmesidir ve genellikle tüm tedavi süresince incelenen parametreler; braketin tipi ve başarısızlık sıklığıdır.
3. Ex vivo çalışmalar; mine-adeziv-braket sisteminin bileşenleri içindeki stres dağılımlarının sonlu eleman analiz modellemesinden yararlanılarak incelenmesi ile yapılan çalışmalardır.

Yapışma dayanım testleri uygulanan yükün durumuna göre kesme, gerilme veya torsiyon olarak da yapılabilir. Kesme yükleme modunun kullanımı, deneysel konfigürasyonun nispeten basitliği ve muhtemelen tedavi sırasında oluşan braket kopmalarını taklit etme güvenilirliğinin artması nedeniyle çok popüler olmuştur. Çekme veya torsiyon yükleme modları, birçok araştırmacı tarafından klinik uygulamayla daha az ilgili olarak düşünülmüş ve daha az ilgi çekmiştir (110).

Yapışma dayanımı testleri son olarak, substratın yapıştırılacağı yüzeye bağlı olarak yapılmış olup mine, kompozit rezin veneerler, porselen ve amalgam yüzeyleri kullanılmıştır. Bu yüzeyler son yirmi yılda yetişkin ortodontisinde restore edilmiş

dişlere estetik ortodontik ataşmanların yapıştırılması gerekliliğine olan vurgunun artmasıyla ortaya çıkmıştır (145-148).

2.4.2. Ortodontik yapışma dayanımının değerlendirilmesinde uygulama aşamaları

2.4.2.1. Diş seçimi, saklama ve hazırlanması

Ortodontik yapıştırma deneylerinde üst santral kesiciler, premolarlar ve alt kesiciler dahil olmak üzere çeşitli dişler kullanılmaktadır. Bu durum, farklı laboratuvarlarda yapılan denemeler arasında karşılaştırılabilir sonuçların olmasını engellemektedir. Premolar dişlerin çekimi ortodontik tedavinin ayrılmaz bir parçası olduğundan dişlerin toplanması kolay olsa da; premolar dişlerin farklı kron konturlarına sahip olmaları standart bir substrat yüzeyi elde edilmesini zorlaştırmaktadır (149, 150).

Öte yandan, üst ve alt kesici dişler çoğunlukla periodontal olarak problemlili dişlerden alınmaktadır. En dıştaki mine yüzeyi tabakasında florid içeriğinin yaşla birlikte değiştiği belgelendiğinden bu tür dişlerin kullanımı periodontal olarak hasta yaşının komplikasyon faktörü olduğunu ortaya çıkarmaktadır. Bu parametreyle ilgili herhangi bir kanıt sunulmamış olsa da, asitleme modelleri buna göre değişebilmektedir. Buna ek olarak, inorganik veya proteinli türlerin olası yüzey adsorpsiyonu, bu hastalara uygulanan çeşitli terapötik prosedürlerin ve farmasotik ajanların sonuçlarının yanı sıra, asitleme sürecinde belirlenmemiş bir etki nedeniyle mine yüzey katmanlarının reaktivitesini değiştirebilmektedir (151).

Yapışma dayanımı testlerine genel olarak bakıldığında 24 saat ile 5 yıl arasında geniş saklama sürelerine sahip olduğu görülmektedir (152). Bu değişen depolama süreleri, farklı konsantrasyonlardaki timol, salin (tuzlu su), aköz kloramin ve formalin gibi çeşitli depolama ortamları ile kombine edildiğinde bu tür araştırmalardan sonuca varmak çok zor olmaktadır (153). Sonuçlardaki değişkenlik, çekim sonrası zamanın ve depolama koşullarının yapışma dayanımı üzerindeki etkisinin incelenmesine neden olmuştur. Araştırmaların büyük çoğunluğunda dişlerin

20 dakikadan daha uzun zaman periyotlarında depolandığında kayda değer ilave bir etki gösterilememiştir (139).

Dental bilim literatüründe adezyon üzerine yayınlanmış yakın tarihli araştırmaların çoğu restorasyonların sağlığı açısından kritik olan dentin yapışma dayanımı üzerine olmuştur ve bu da ortodontik yapıştırma koşullarının in vitro modellenmesiyle ilgili veri eksikliğinin nedenini ortaya çıkarmaktadır. İyonik veya enzimatik saklama ortamlarıyla değişebilen yüksek organik içerikli dentine göre bu durumdan etkilenmemiş görünen yüksek inorganik mine nedeniyle dentinal yapışma çalışmaları sonuçlarının mineye yapışmaya uyarlanmasına şüphe ile yaklaşılmalıdır (153). Bu nedenle, çekim zamanı ve depolama ortamının mineye adeziv yapışma dayanımı üzerinde çok az etkiye sahip olduğunu söylemek mantıklıdır. Eleştirel makalelerde çeşitli test protokolleri arasında standardizasyon amacıyla 6 aylık bir saklama süresinin kullanılabileceği tavsiye edilmiştir (139, 153).

Toplanan dişlerin test edilmesinde minenin topoğrafik değişkenlerini standardize etmek için mine yüzeyinin aşındırılması çoğu kez uygulanmaktadır (145). Labial mine yüzeyinin konturunda ve konveksitesindeki uyuşmazlıklarla ilgili bu durumun, özellikle premolar dişlerde adeziv tabakanın diş kronuna adaptasyonunda değişkenliğe sebep olup kompozit rezinin kalınlığını değiştirmesi kaçınılmazdır. Klinik koşullar için uygun olmamakla birlikte mine yüzeyi ile alt tabakaları arasındaki değişiklikler bu prosedürün en büyük kusuru olarak karşımıza çıkmaktadır. Mine yüzeyinin aşındırılması işlemi çeşitli pürüzlülükteki silika diskler veya taşlar kullanılarak istenildiği kadar yapılabilir. Görsel takip ile kontrol edilen bu işlem oldukça subjektiftir (154). Dolayısıyla simüle edilmiş bir klinik analog oluşturulmasında başarısız olmakla kalınmaz; aynı zamanda mine koşullarında değişkenliğe neden olarak farklı çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırmayı da önlemektedir (110).

2.4.2.2. Dişlerin yapıştırılması

Genel olarak, mineye ortodontik yapıştırma aşağıdakilerin kombinasyonunu içerebilmektedir:

1. Akışkan materyalin asitlenmiş mineye başlangıç penetrasyonu ve polimerizasyondan sonra rezin tag'ların oluşturulması.
2. Rezinin mekanik olarak tutunduğu veya kimyasal bağlanabildiği bir substrat görevi gören güçlü yapışmış yüzey çökeltilerinin gelişmesi ve
3. Polikarboksilat veya polifosfat iyonik bağlanmadaki gibi birçok yaklaşımda kullanılan, mineye bağlanmada ana unsur olan hidroksiapatitin kalsiyum iyonlarına kimyasal bağlanma (110, 155).

Fosforik asit konsantrasyonu ve asitleme süresinin, yapışma dayanımı etkilenmeksizin önemli ölçüde azaltılabileceği bilimsel olarak gösterilmiş olup önerilmektedir (156, 157). Braket tabanına adeziv uygulanması işlemi, yapıştırma sırasında kullanılan adezivin miktarı ve kuvvet kullanımına ilişkin sorunları gündeme getirmiştir. Çözüm olarak, ya standart bir miktarda adeziv uygulanması ya da belirlenmemiş miktarda kompozit rezin kullanılması sunulmuştur (145). İlk yaklaşım, materyal özelliklerinin tahmin edilmesine izin vererek adeziv yapıştırma uygulamasının parametrelerini normalleştirebilmesine rağmen, ortodontistler tarafından tipik klinik prosedürün taklit edilmesini sağlayamamaktadır. Bu eksikliğin üstesinden gelmek için adezivin braket tabanlarına eğitimli bir ortodontist tarafından uygulanmasını içeren çoklu pilot denemelerin yapılması suretiyle her iki yaklaşımdaki komponentlerin birleştirilmesi yöntemi önerilmiştir (158). Bu yaklaşım, kullanılan adezivin ağırlık aralığının tahminini sağlayarak uygulanacak standart bir referans miktarı gösterir.

Mineye braket-adeziv yapıştırılması sırasında kuvvet uygulaması konusunda benzer bir endişe bulunmaktadır. Uygulamaların çoğunda braketten gelen belirlenmemiş miktardaki basınç manuel olarak uygulanmaktadır. Brakete sabit bir yük altında basıncı ayarlama çabaları daha tutarlı sonuçlar sağlamaktadır (146).

Laboratuvar testlerinin in vivo ortamın uygun bir şekilde taklit edildiği varsayılarak yapılmasına rağmen, ağız ortamının bir ex vivo modelde oluşturmanın mümkün olmadığı bir takım parametreleri içerdiğini belirtmek gerekmektedir.

Oklüzal yüklemelerle birlikte aktif ark telinden oluşan stresler, aşırı pH ve sıcaklık değişimleri ve kompleks oral mikroflora ve yan ürünlerinin varlığı bu faktörlerden bazılarıdır. Son faktörün, ağız boşluğuna maruz kalmış restoratif materyaller, ortodontik adezivler ve ark tellerinin yapı ve yüzey özelliklerinde önemli değişiklikler oluşturma yeteneğine sahip olduğu bulunmuştur (159, 160).

2.4.2.3. Yapışma dayanımı testleri

Katona ve ark, yapışma dayanımı testleri için kuvvet uygulama şekli ve aletsel kurulum araştırması yapmışlardır (161-163). Sonlu eleman analizinde adeziv tabaka içindeki stres dağılımı ve test sırasında braket ve mine içinde oluşan streslerin homojen olmadığı sonucuna varılmıştır ve bu durum, deneysel protokollerin çoğunda yaygın olan tek tip stres varsayımı ile çelişmektedir. Farklı yükleme modlarından (kesme, çekme, bükülme) elde edilmiş sonuçların karşılaştırılmasının uygun olmadığını vurgulayan kanıtlar sunulmuştur. Ve ortodontik yapışma sisteminde çekme yükü altında en fazla stres geliştiği ve bu stresin rapor edilmiş ortalama stresin beş katından fazla olabileceği gösterilmiştir (163). Dolayısıyla, geleneksel yapışma dayanımı çalışmaları, sistemin başarısızlık olasılığını büyük ölçüde önemsiz görmektedir. Dahası, olası ara yüz kırılma özelliklerine dayanarak yapışma sisteminin her bir komponentinin dayanımı hakkında çıkarımlar sağlamayı amaçlayan başarısızlık analizleri sorgulanmalıdır (62). Başarısız alanların nedeni olan çatlakların başlaması, homojen stresin geleneksel varsayımında dikkate alınmayan diğer alanlara kıyasla daha yüksek streslerden kaynaklanabilmektedir (110).

Fox ve arkadaşları tarafından analiz edildiği gibi, benzer çalışmalara ilişkin sonuçların karşılaştırılmasının geçerliliği, deneysel test yapılandırmasından etkilenmektedir(164). Uygulanan kuvvet, kuvvet uygulama noktasının braket taban yüzeyine olan uzaklığına bağlı olarak çeşitli büyüklüklerde momentler oluşturabilir. Bu parametre, beklenen başarısızlık durumlarıyla ilgili sonuçların yorumlanmasını zorlaştırabilmektedir (165).

Ortodontik yapışmanın kalıcılığını etkileyen daha önce çalışılmamış başka bir faktör, mine-adeziv-braket sisteminin adeziv komponentindeki yorgunluk hasarının yayılması olabilir. Yorulma başarısızlığının beş ana aşaması şunları içerir (110, 166):

1. Kalıcı hasarın çekirdeklenmesini başlatan mikroyapısal değişiklikler;
2. Mikroskobik çatlak oluşumu;
3. Makroskopik çatlaklar üretmek için yarıkların büyümesi;
4. Makro çatlakların stabil yayılımı
5. Başarısızlığa neden olan yapısal kararsızlık.

Çevresel koşullarla ilgili çeşitli değişkenlerin yanı sıra yapışma sistemi üyelerinin mekanik özellikleri ve yapısal konfigürasyonu, çatlak yayılım oranı ve başarısızlığın ilerlemesini belirlemede baskın bir role sahiptir (110, 166).

Ortodontik yapışma sistemlerinde yorgunluk üzerine yapılan yeni araştırma çalışmalarında, sistem komponentleri arasındaki potansiyel karmaşık etkileşimler hakkında kanıt sağlamak için post-mortem analizlerin yapılması gerekmektedir. Bu kanıtların yetersizliği, sistemdeki materyallerin çokluğuna, çeşitli arayüzlerde kompleks mekanik davranışa ve yorulma sürecinin beklenen ince mikroskopik karakterine atfedilebilmektedir.

Yorulma süresini belirleyen çatlak oluşumu ve yayılımının test ortamına bağlı olduğu bulunmuştur (167). Ortodontik yapışma sistemi için yorgunluk tepkisinin detaylı aşamalarının laboratuvarında belirlenmesi mümkün olmadığından, yarıkların yeri ve tanımlaması büyük ihtimalle terminal veya ciddi başarısızlık bölgesi şeklinde sınırlandırılacaktır (110).

Ortodontik yapışma sistemlerinde bu yorulma süreçlerinin klinik sonuçları da açıklığa kavuşturulamamıştır ve bu fenomenin araştırılması için gereken hassas yöntemlerin yakın gelecekte geliştirileceği de şüphelidir. Uygulamaları test etmek için braket kullanılması, şu anda ortodontik yapışma

dayanımı üzerinde çalışmak için kullanılan bazı modellerde var olan varsayımsal çıkarımların ve yaklaşımların yükünü kısmen kaldırabilir (163). Bu modeller, pratik anlamda belirgin bir önemi olmadıkça, rapor edilen gözlemleri göz ardı edecek klinik odaklı ortodontistler için araştırma bulgularının uygulanabilirliğini genel olarak sınırlamaktadır.

Özet olarak; yapışma dayanımı testleri, adeziv sistemlerin etkinliğini değerlendirmede kullanılan yöntemlerdendir. Bu test yöntemleri uygulanan stresin tipine göre sınıflandırılmaktadır (168).

Çekme (Mikrotensile) test metodu

Adeziv yüzeylerin birbirinden ayrılana kadar çekme kuvvetinin uygulandığı çekme testinde, bağlanan yüzeyler dik olarak uygulanan kuvvetle koparılmaktadır (168). Bu metodun avantajları:

- Adeziv başarısızlık daha fazla görülmektedir.
- Ortalama ve varyans değerleri tek bir diş için bile olsa hesaplanabilme imkanı sunmaktadır.
- Düzensiz yüzey üzerinde yapılan bağlanma testlerine izin vermektedir.
- Ara yüzde bağlanma dayanıklılığı daha yüksek ölçülebilmektedir
- Bölgesel bağlanma dayanıklılığı ölçümüne izin verir.
- Küçük alanların bağlanma değerlerinin test edilebilmesini sağlamaktadır.
- Yaklaşık 1 mm²' lik yüzey alanı nedeniyle bağlanma yüzeylerinin başarısızlıklarının SEM değerlendirmesini kolaylaştırmaktadır (169, 170).

Bu metodun dezavantajları:

- Özel ekipman gerektirmektedir.
- Laboratuvar işlemleri zor olup teknik hassasiyet gerektirmektedir.
- Bağlanma dayanıklılığı 5 Mpa' dan az olduğunda ölçmek zordur.
- Örnekler çok küçük olduğu için kolaylıkla dehidrate olabilmektedir (169, 170).

Kesme (Shear) test metodu

Adeziv sistemlerin kesme kuvvetlerine karşı yapışma dayanımı ölçülürken, genelde tabanlı bir silindir içine gömülmüş örneğe bir piston başlığı ucu vasıtasıyla kuvvet uygulanarak örneğin koptuğu kuvvet miktarı tespit edilmektedir. Bu uçların dizaynları köşeli tabanlı (dikdörtgen) veya bıçak sırtı şeklinde olabilmektedir. Köşeli tabanlı uçlar desteksiz kuvvet uygularken, bıçak sırtı şeklinde sonlanan uçlar örneği yüzeyden ayırıcı kuvvet uygulamaktadır. Bu nedenle makaslama veya diğer adıyla kesme kuvvetleri uygulanacağı zaman bıçak sırtı uçlar tercih edilmektedir (171).

Yapışma dayanımı test sonuçlarını etkileyen diğer bir parametre, kesme kuvvetlerinin uygulanma hızıdır. Yük uygulama hızı genellikle 0,5 mm/dk' dır. Kopma esnasında tespit edilen uygulanmış kuvvetin bağlanmış yüzey alanına bölünmesiyle kesme dayanımı elde edilmektedir (172-174).

Kesme testleri uygulaması kolay ve hızlı sonuç alınan bir yöntemdir. Bununla birlikte, bağlantı bölgesinde stres dağılımlarının homojen olmaması nedeniyle eleştirilmektedir (175). Bu anormal stres konsantrasyonlarının çoğunlukla koheziv kırıkların oluşmasına neden olduğu bildirilmektedir. Böylece beklenenden daha düşük değerlerin elde edilmesiyle sonuçların yanlış yorumlanmasına ve dolayısıyla materyallerin hatalı değerlendirilmesiyle karşılaşılabilir (174, 176).

2.5. Amaç

Yapılan çalışmada, çekilmiş üst premolar dişlere 2 farklı tip adeziv ile yapıştırılmış farklı tip braket materyallerine kopma kuvveti uygulanarak; kopma dirençlerinin braketlerin koptuğu vuruş sayıları dikkate alınarak değerlendirilmesi ve incelenmesi amaçlanmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılan Dişler

Çalışmanın örnekleri, Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na ortodontik tedavi amacıyla başvuran hastalardan toplandı.

Bu çalışma için Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2016/05 tarih ve 2016-21-27/01 protokol kodlu etik kurul onayı alındı (Ek 1. Etik kurul onayı).

Çalışmada her grupta 15 adet olmak üzere toplam 300 adet üst küçük azı dişi kullanıldı. Dişlerin çalışmaya dahil edilme kriterleri:

- Dişler ortodontik amaçla çekilmiş olmalı,
- Mine yüzeyinde kırık, çatlak veya davye izi olmamalı,
- Dişler çürük, dolgu veya restorasyon içermemeli,
- Dişlerde gıda, ilaç kullanımı vs. nedenlerle renklenme olmamalı,
- Dişlere diş beyazlatma işlemi uygulanmamış olmalı,
- Dişler periodontal nedenlerle çekilmiş olmamalı,
- Dişler bukkal yüzeylerinde malformasyon içermemelidir.

3.2. Kullanılan Dişlerin Saklanma Koşulları

Dişler çekim sonrası üzerindeki kan, organik kalıntı vs. benzeri eklentilerin uzaklaştırılması amacıyla yıkandı. Mine yapısının bozulmasını ve dehidratasyonu önlemek ve bakteriyel üremeyi engellemek amacıyla % 0,1'lik timol kristalleri eklenmiş distile suda bekletildi. Solüsyon aylık yenilendi. Bekletme süresince cam şişeler oda sıcaklığında, karanlık kapalı ortamda saklandı.

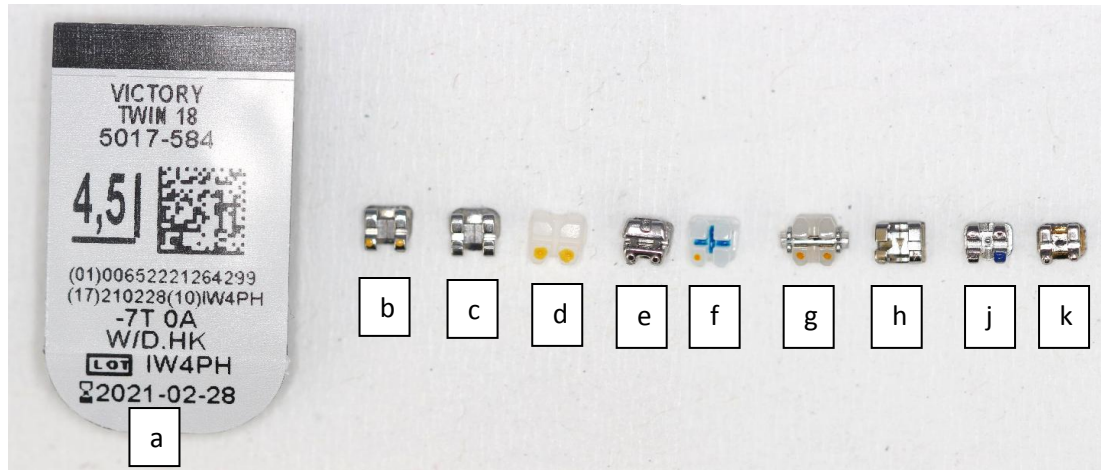
3.3. Akrilik Blokların Hazırlanması

Timol solüsyonundan çıkarılan dişler yıkanıp kurutuldu. Dişler, mine-sement sınırından itibaren braket yapıştırılmış bukkal yüzeyi açıkta kalacak şekilde ve

paslanmaz çelik nozul ucun kuvvet uygulama yönüne paralel, kuvvet yönü-braket oluşu arası açı 90° olacak şekilde akrilik bloklara gömüldü. Akrilik blokların hazırlanması için 40 mm uzunluğunda, 25 mm genişlik ve 15 mm yüksekliğinde plastik köşeli kalıplar kullanıldı. Gömme işlemi öncesinde, akriliğin kolay çıkması için kalıpların içerisine lak sürüldü. Dişlerin braket yapılandırılmış bukkal yüzeylerine soğuk akriliğin temas etmemesine azami dikkat edildi. Hazırlanan örnekler numaralandırılarak kurumamaları için braketler test edilene kadar distile su içerisinde 24 saat bekletildi.

3.4. Çalışmada Kullanılan Braketler

Çalışmada, 30 adet APC Victory serisi metal braket; 30 adet Victory serisi metal braket; 30 adet Gemini metal braket; 30 adet Gemini SL kapaklı metal braket; 30 adet Gemini Clear seramik braket; 30 adet Clarity Advanced seramik braket; 30 adet Clarity SL kapaklı seramik braket (3M Unitek; Monrovia, CA, US); 30 adet Equilibrium® 2 metal braket (Dentaurum, Inspringen, Germany); 30 adet Mini Master serisi metal braket (American Orthodontics, Sheboygan, NY, USA); 30 adet Mini Sprint® metal braket (Forestadent Company, Pforzheim, Germany) olmak üzere toplam 300 adet 0.018 inch slot braket kullanıldı (Şekil 1). Braketlerin taban yüzey alanları ilgili firmalardan öğrenildi (Tablo 1):



Şekil 1. Çalışmada kullanılan braketler; a) APC Victory serisi metal braket, b) Victory serisi metal braket, c) Gemini metal braket, d) Gemini Clear seramik braket, e) Gemini SL kapaklı metal braket, f) Clarity Advanced seramik braket, g) Clarity SL kapaklı seramik braket, h) Equilibrium® 2 metal braket, j) Mini Sprint® metal braket, k) Mini Master metal braket.

Tablo 1. Braketlerin taban yüzey alanları

Braket tipleri	Taban alanları (mm²)
APC Victory serisi metal braket	11,69
Victory serisi metal braket	9,61
Gemini metal braket	9,61
Gemini Clear seramik braket	14,52
Gemini SL kapaklı metal braket	11,69
Clarity Advanced seramik braket	11,69
Clarity SL kapaklı seramik braket	11,69
Equilibrium® 2 metal braket	10,5
Mini Sprint® metal braket	9,56
Mini Master metal braket	10,27

3.5. Dişlerin Hazırlanması

Dişlerin vestibül yüzeyleri, politür lastiği kullanılarak flor içermeyen pomza-su karışımı ile düşük devirde 10 saniye süreyle temizlendi, yıkandı ve kurutuldu.

3.6. Braketlerin yapıştırılması

Çalışmada braketlerin yapıştırılması amacıyla kullanılan adeziv materyaller Grup 1 ve Grup 2 olmak üzere şunlardır:

Grup 1 (Transbond XT grubu) :

Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer (3M Unitek, Monrovia, CA)

Transbond™ XT Light Cure Adhesive Paste (3M Unitek, Monrovia, CA)
kompozit

Grup 2 (Self-etch grubu):

Transbond™ Plus Self Etching Primer (3M Unitek, Monrovia, CA)

Transbond™ XT Light Cure Adhesive Paste (3M Unitek, Monrovia, CA)
kompozit

3.7. Grupların hazırlanması

Gruplar aşağıdaki tabloda gösterildiği gibi oluşturuldu (Tablo 2):

Tablo 2. Grupların dağılımı

Braketler	Grup 1 (Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer)	Grup 2 (Transbond™ Plus Self Etching Primer)
APC Victory serisi metal braket	G1a	G2a
Victory serisi metal braket	G1b	G2b
Gemini metal braket	G1c	G2c
Gemini Clear seramik braket	G1d	G2d
Gemini SL kapaklı metal braket	G1e	G2e
Clarity Advanced seramik braket	G1f	G2f
Clarity SL kapaklı seramik braket	G1g	G2g
Equilibrium® 2 metal braket	G1h	G2h
Mini Sprint® metal braket	G1j	G2j
Mini Master serisi metal braket	G1k	G2k

3.7.1. Konvansiyonel Transbond™ XT primer grubu (Grup 1)

Kurutulan dişlerin bukkal yüzeylerine 30 saniye süreyle % 37'lik fosforik asit jel uygulandı. Sonra 30 saniye su ile yıkanarak 10 saniye hava ile kurutuldu.

Tebeşirimsi beyaz yüzey görüldükten sonra diş yüzeyinde ince bir tabaka halinde Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, CA) adeziv primer sürüldü.

APC braketler, kutularından çıkarılarak diş yüzeyinde uygun pozisyona getirilerek yaklaşık 300 gram-kuvvet ile bastırıldı, artık adeziv sond ile uzaklaştırıldı. Braketler mezial ve distalden 20'şer saniye ışıklandı.

Diğer braketlerin tabanına Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, CA) adeziv pasta yerleştirildi. Braketler diş yüzeyinde uygun pozisyona getirilerek yaklaşık 300 gram-kuvvet ile bastırıldı, artık adeziv sond ile uzaklaştırıldı. Braketler mezial ve distalden 20'şer saniye ışıklandı.

3.7.2. Transbond™ Plus self-etching grubu (Grup 2)

Kurutulan dişlerin bukkal yüzeylerinin temiz olmasına dikkat edildi. Diş yüzeyine Transbond™ Plus Self Etching Primer (3M/Unitek, Monrovia, CA) yaklaşık olarak 3 saniye boyunca uygulandı. Sonra yüzeye hava şırıngası ile hafifçe hava uygulandı.

APC braketler kutularından çıkarılarak diş yüzeyinde uygun pozisyona getirilerek yaklaşık 300 gram-kuvvet ile bastırıldı, artık adeziv sond ile uzaklaştırıldı. Braketler mezial ve distalden 20'şer saniye ışıklandı.

Diğer braketlerin tabanına Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, CA) adeziv pasta yerleştirildi. Braketler diş yüzeyinde uygun pozisyona getirilerek yaklaşık 300 gram-kuvvet ile bastırıldı, artık adeziv sond ile uzaklaştırıldı. Braketler mezial ve distalden 20'şer saniye ışıklandı.

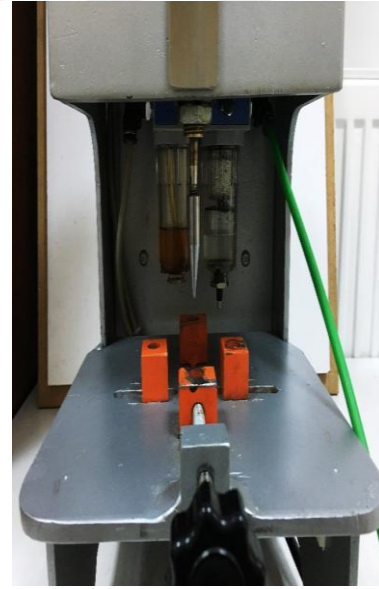
3.8. Çalışmada Kullanılan Işık Kaynağı

Yapılan çalışmada, 3M Espe Elipar S10 (3M ESPE Dental Products) ışık kaynağı kullanıldı. Cihazın ışık yoğunluğu 1200 mW/cm², dalga boyu 430-480

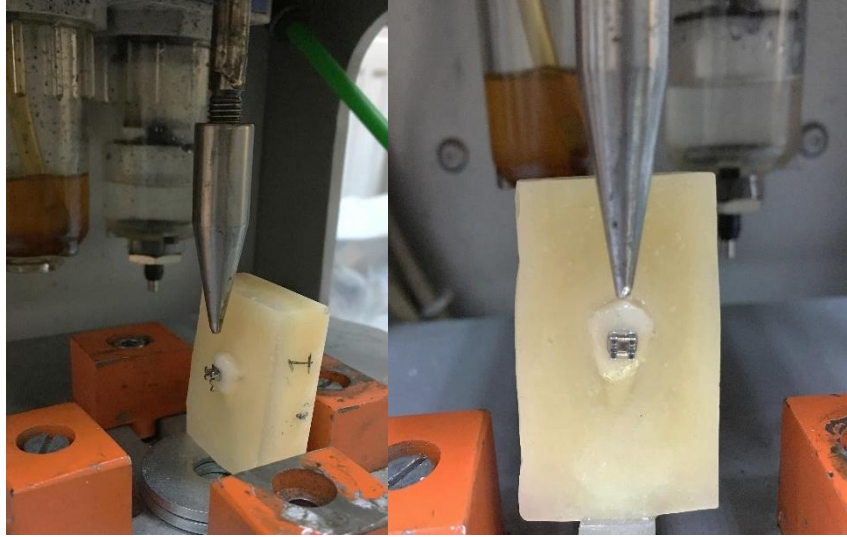
nm'dir. Her 20 braketlemeden sonra aynı güçte ışık uygulamak için ışık kaynağı şarj cihazına yerleştirilerek kontrol edildi.

3.9. Kopma Testlerinin Uygulanması

Braketlerin kopma testleri kapalı çevrim kontrollü, düşük çevrimli, 10N kapasiteli ve uç hızı 300 mm/dk olan yorulma makinesi ile yapıldı. Test öncesi her örneğin braket oluşu-nozul uç arasındaki dik açı (90°) kontrol edildi. Akrilik blokların sabitlenmesi sonrası braketlere 10 N-kuvvet değerinde vuruşlar uygulanarak braketlerin koptuğu vuruş sayıları kaydedildi (Şekil 2) (Şekil 3) (Şekil 4).



Şekil 2. Kapalı çevrimli kontrollü, düşük çevrimli, 10N kapasiteli ve 300 mm/dk hıza sahip yorulma makinesi



Şekil 3. Kuvvet uygulama öncesi nozul ucun kuvvet yönü ve braket oluşu arasındaki dik açının kontrolü



Şekil 4. Vuruş sayılarını kayıt altına alan dijital ekran görüntüsü

3.10. İstatistiksel Analiz

Yapılan çalışmanın istatistikleri IBM SPSS Statistics 23 programı kullanılarak oluşturuldu. Gruplar arası karşılaştırmalarda bağımsız örneklem t testi ve tek yönlü varyans analizi, grup içi karşılaştırmalarda ise post-hoc Tukey testi ve Tamhane's T2 uygulandı. Ortalama ve standart sapma değerleri belirlenip değerler arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak yorumlandı (* $p < 0.05$).

4. BULGULAR

4.1. Kopma Testleri Bulguları

Sunulan tez çalışmasında 4 farklı markaya ait 10 farklı tip braket ve 2 farklı yapıştırıcı kullanılarak oluşturulan grupların istatistiksel değerlendirilmesinde her bir grubun özellikleri bağlamında farklı bulgulara ulaşıldı.

Grupların tanımlayıcı istatistiksel analizlerine göre homojenite test sonuçlarında Grup 1 varyansların homojen; Grup 2 varyansların homojen olmadığı görüldü (Tablo3). Homojen grupta Tukey testi; homojen olmayan grupta Tamhane's T2 testi uygulandı.

Tablo 3. Grupların homojenite test sonuçları

	Levene istatistiği	df1	df2	Anlamlılık Değeri (p)
Grup 1	1,56	9	140	,13
Grup 2	3,32	9	140	,001*

(* p > 0.05)

Grupların ortalamaları arasında ANOVA testine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (Tablo 4) (Tablo 5).

Tablo 4. Grup 1 ortalamalarının istatistiksel olarak karşılaştırılması

		Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	Anlamlılık Değeri (p)
Grup 1	Gruplar arası	4651,57	9	516,84	28,62	,00
	Grup içi	2528,26	140	18,05		
	Total	7179,84	149			

(* p < 0.05)

Tablo 5. Grup 2 ortalamalarının istatistiksel olarak karşılaştırılması

		Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	Anlamlılık Değeri (p)
Grup 2	Gruplar arası	2853,62	9	317,07	35,54	,00
	Grup içi	1249,06	140	8,92		
	Total	4102,69	149			

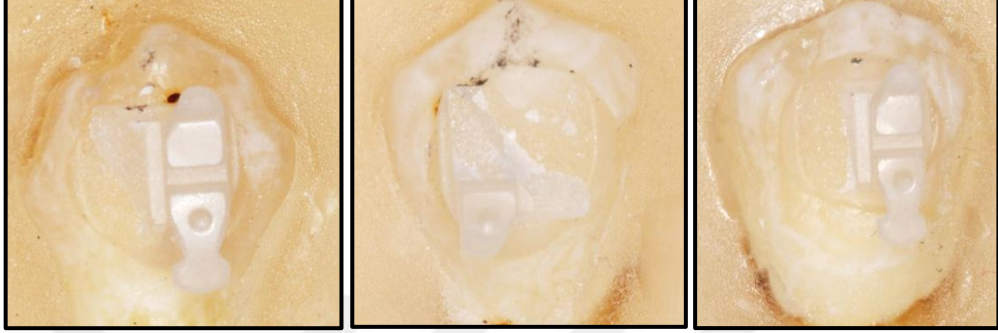
(* p < 0.05)

Transbond XT primerin kullanıldığı birinci grupta saptanan ortalama en yüksek kesme kopma vuruş sayısı Clarity SL kapaklı seramik braketlerde 22.2 vuruş, ortalama en düşük kesme kopma vuruş sayısı Mini Sprint® metal braketlerde 6.4 vuruş olarak gözlendi. Transbond Plus self-etching primerin kullanıldığı ikinci grupta ortalama en yüksek kesme kopma vuruş sayısı Equilibrium® 2 metal braketlerde 19.2 vuruş, ortalama en düşük kesme kopma vuruş sayısı Mini Sprint® metal braketlerde 5.8 vuruş olarak gözlendi. Çalışmada yapıştırılan braketlerin sayısı, kesme kuvvetleri karşısında koptuğu ortalama vuruş sayıları, standart sapma, minimum ve maksimum kopma vuruş sayıları Tablo 6’te verildi.

Tablo 6. Braketlerin ortalama kesme kopma vuruş sayıları

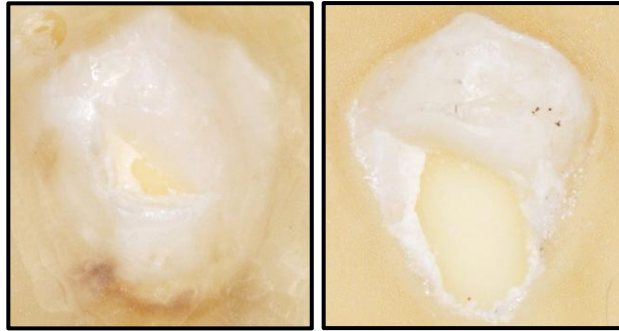
	Braket tipi	Örnek	Ortalama vuruş sayısı	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Grup 1	APC Victory serisi metal braket	15	18,00	4,79	9,00	28,00
	Victory serisi metal braket	15	19,06	3,89	12,00	25,00
	Gemini metal braket	15	15,26	4,49	5,00	22,00
	Gemini Clear seramik braket	15	24,46	4,24	19,00	32,00
	Gemini SL kapaklı metal braket	15	14,66	2,76	10,00	19,00
	Clarity Advanced seramik braket	15	20,86	3,48	12,00	26,00
	Clarity SL kapaklı seramik braket	15	22,26	7,28	14,00	45,00
	Equilibrium® 2 metal braket	15	19,66	4,65	13,00	33,00
	Mini Sprint® metal braket	15	6,40	2,22	4,00	12,00
	Mini Master serisi metal braket	15	8,13	2,16	4,00	11,00
	Toplam	150	16,88	6,94	4,00	45,00
Grup 2	APC Victory serisi metal braket	15	12,40	2,64	10,00	18,00
	Victory serisi metal braket	15	13,73	3,97	8,00	22,00
	Gemini metal braket	15	12,33	2,19	8,00	16,00
	Gemini Clear seramik braket	15	20,86	4,18	15,00	29,00
	Gemini SL kapaklı metal braket	15	12,26	2,54	9,00	18,00
	Clarity Advanced seramik braket	15	16,13	3,48	10,00	23,00
	Clarity SL kapaklı seramik braket	15	15,06	3,69	10,00	22,00
	Equilibrium® 2 metal braket	15	19,20	2,78	14,00	25,00
	Mini Sprint® metal braket	15	5,86	1,68	4,00	9,00
	Mini Master serisi metal braket	15	7,86	1,12	6,00	9,00
	Toplam	150	13,57	5,24	4,00	29,00

Yapılan çalışmada, Clarity Advanced seramik braketlerde 4 örnekte kanatlarda kırılma nedeniyle örnekler yenilendi. Braketlerin büyük çoğunluğunda kanatlarda kırılma nedeniyle Gemini Clear seramik braketler istatistiksel karşılaştırma sırasında değerlendirilmedi (Şekil 5).



Şekil 5. Test esnasında en fazla kanat kırılması gözlenen Gemini Clear seramik braket örnekleri

Çalışmada, Clarity Advanced seramik braketlere ait 2 örnekte ciddi sert doku hasarı (mine+dentin) nedeniyle örnekler yenilendi (Şekil 6).



Şekil 6. Sert doku hasarı gözlenen Clarity Advanced seramik braket örnekleri

Grup 1 ve Grup 2 braketlerin ortalama kesme kopma vuruş sayılarının istatistiksel olarak karşılaştırılmasına ait bulgular Tablo 7 ve Tablo 8’da verildi.

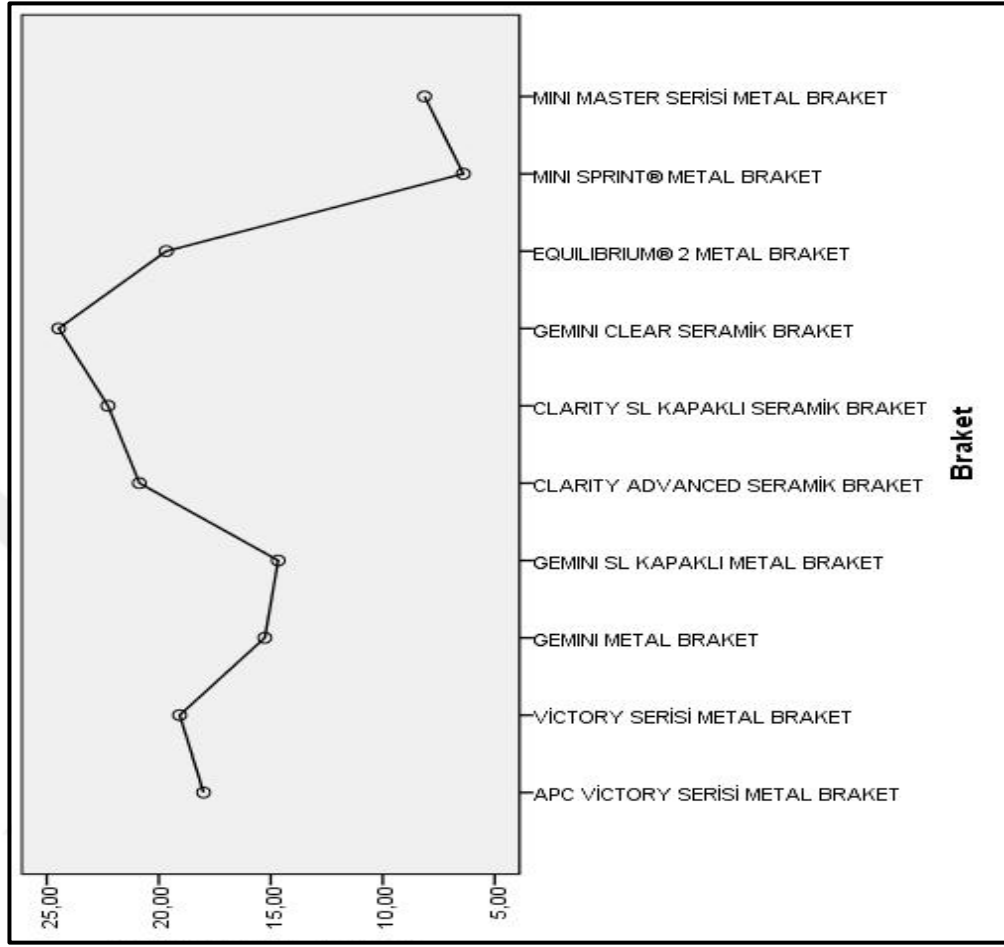
Tablo 7. Transbond XT primer uygulanan Grup 1 braketlerin ortalama kesme kopma vuruş sayılarının istatistiksel olarak karşılaştırılması.

Grup	Grup	Gruplar Arası Ortalama Fark	Anlamlılık Değeri (p)
G1a (APC Victory serisi metal braket)	G1b	-1,06	1,00
	G1c	2,73	,75
	G1d	-6,46*	,002
	G1e	3,33	,49
	G1f	-2,86	,70
	G1g	-4,26	,16
	G1h	-1,66	,98
	G1j	11,60*	,00
	G1k	9,86*	,00
G1b (Victory serisi metal braket)	G1a	1,06	1,00
	G1c	3,80	,30
	G1d	-5,40*	,02
	G1e	4,40	,13
	G1f	-1,80	,97
	G1g	-3,20	,55
	G1h	-,60	1,00
	G1j	12,66*	,00
	G1k	10,93*	,00
G1c (Gemini metal braket)	G1a	-2,73	,75
	G1b	-3,80	,30
	G1d	-9,20*	,00
	G1e	,60	1,00
	G1f	-5,60*	,015
	G1g	-7,00*	,001
	G1h	-4,40	,13
	G1j	8,87*	,00
	G1k	7,13*	,00
G1d (Gemini Clear seramik braket)	G1a	6,46*	,002
	G1b	5,40*	,02
	G1c	9,20*	,00
	G1e	9,80*	,00
	G1f	3,60	,38
	G1g	2,20	,92
	G1h	4,80	,07
	G1j	18,06*	,00
	G1k	16,33*	,00
G1e (Gemini SL kapaklı metal braket)	G1a	-3,33	,49
	G1b	-4,40	,13
	G1c	-,60	1,00
	G1d	-9,80*	,00
	G1f	-6,20*	,004
	G1g	-7,60*	,00
	G1h	-5,00*	,049
	G1j	8,26*	,00
	G1k	6,53*	,002

G1f (Clarity Advanced seramik braket)	G1a	2,86	,70
	G1b	1,80	,97
	G1c	5,60*	,015
	G1d	-3,60	,38
	G1e	6,20*	,004
	G1g	-1,40	,99
	G1h	1,20	,99
	G1j	14,46*	,00
	G1k	12,73*	,00
G1g (Clarity SL kapaklı seramik braket)	G1a	4,26	,16
	G1b	3,20	,55
	G1c	7,00*	,001
	G1d	-2,20	,92
	G1e	7,60	,00
	G1f	1,40	,99
	G1h	2,60	,80
	G1j	15,86*	,00
	G1k	14,13*	,00
G1h (Equilibrium® 2 metal braket)	G1a	1,67	,98
	G1b	,60	1,0
	G1c	4,40	,13
	G1d	-4,80	,07
	G1e	5,00*	,049
	G1f	-1,20	,99
	G1g	-2,60	,80
	G1j	13,26*	,00
	G1k	11,53*	,00
G1j (Mini Sprint® metal braket)	G1a	-11,60*	,00
	G1b	-12,67*	,00
	G1c	-8,87*	,00
	G1d	-18,07*	,00
	G1e	-8,27*	,00
	G1f	-14,47*	,00
	G1g	-15,87*	,00
	G1h	-13,27*	,00
	G1k	-1,73	,98
G1k (Mini Master serisi metal braket)	G1a	-9,86*	,00
	G1b	-10,93*	,00
	G1c	-7,13*	,00
	G1d	-16,33*	,00
	G1e	-6,53*	,002
	G1f	-12,73*	,00
	G1g	-14,13*	,00
	G1h	-11,53*	,00
	G1j	1,73	,98

(* p < 0.05)

Grup 1’de vuruş sayısı ve braket tipini içeren grafik Şekil 7’da gösterildi.



Şekil 7. Grup 1 braket tipi ve ortalama kopma vuruş sayısının karşılaştırılması

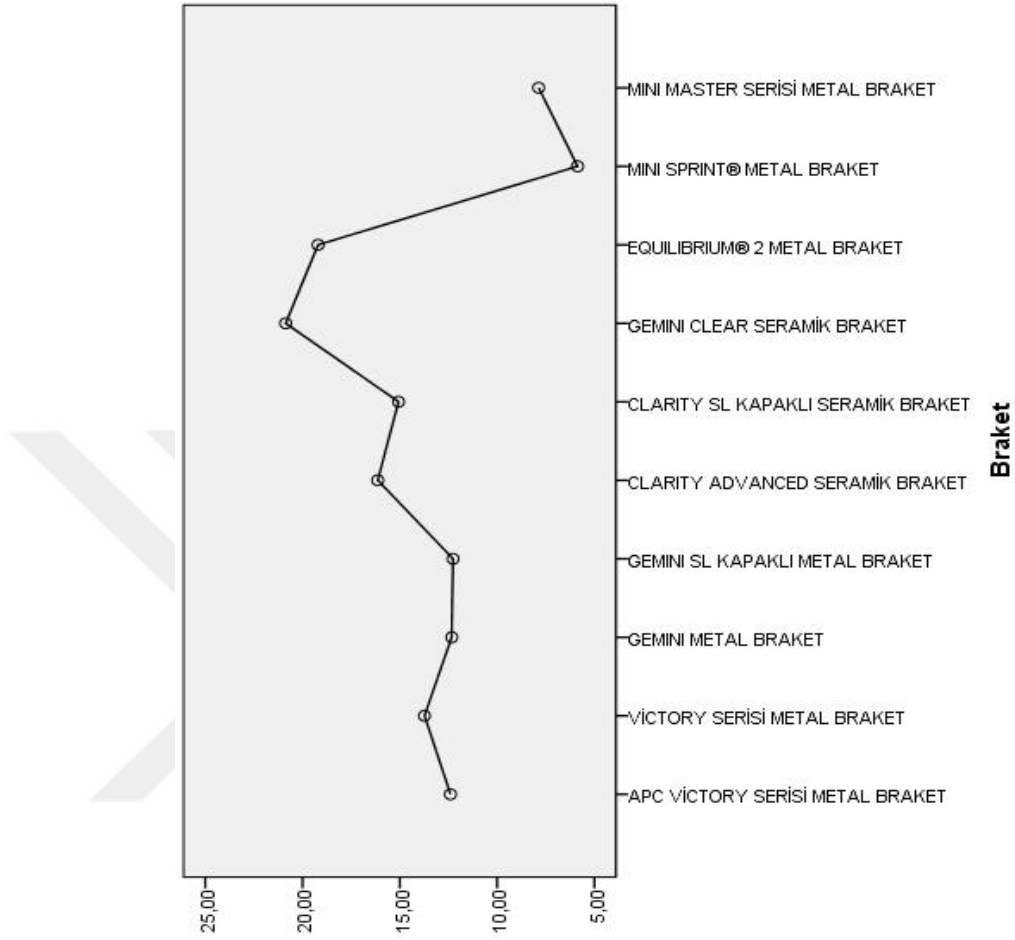
Tablo 8. Transbond Plus self-etching primer uygulanan Grup 2 braketlerin ortalama kesme kopma vuruş değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	Grup	Gruplar Arası Ortalama Fark	Anlamlılık Değeri (p)
G2a (APC Victory serisi metal braket)	G2b	-1,33	1,00
	G2c	,07	1,00
	G2d	-8,47*	,00
	G2e	,13	1,00
	G2f	-3,73	,11
	G2g	-2,67	,76
	G2h	-6,80*	,00
	G2j	6,53*	,00
	G2k	4,53*	,00
G2b (Victory serisi metal braket)	G2a	1,33	1,00
	G2c	1,40	1,00
	G2d	-7,13*	,002
	G2e	1,47	1,00
	G2f	-2,40	,98
	G2g	-1,33	1,00
	G2h	-5,47*	,009
	G2j	7,87*	,00
	G2k	5,87*	,002
G2c (Gemini metal braket)	G2a	-,07	1,00
	G2b	-1,40	1,00
	G2d	-8,53*	,00
	G2e	,07	1,00
	G2f	-3,80	,06
	G2g	-2,73	,62
	G2h	-6,87*	,00
	G2j	6,47*	,00
	G2k	4,47*	,00
G2d (Gemini Clear seramik braket)	G2a	8,47*	,00
	G2b	7,13*	,002
	G2c	8,53*	,00
	G2e	8,60*	,00
	G2f	4,73	,09
	G2g	5,80*	,018
	G2h	1,67	1,00
	G2j	15,00*	,00
	G2k	13,00*	,00
G2e (Gemini SL kapaklı metal braket)	G2a	-,13	1,00
	G2b	-1,47	1,00
	G2c	-,07	1,00
	G2d	-8,60*	,00
	G2f	-3,87	,08
	G2g	-2,80	,65
	G2h	-6,93*	,00
	G2j	6,40*	,00
	G2k	4,40*	,00
G2f (Clarity Advanced seramik braket)	G2a	3,73	,11
	G2b	2,40	,98
	G2c	3,80	,06
	G2d	-4,33	,09
	G2e	3,87	,08
	G2g	1,07	1,00
	G2h	-3,07	,44

	G2j	10,27*	,00
	G2k	8,27*	,00
G2g (Clarity SL kapaklı seramik braket)	G2a	2,67	,76
	G2b	1,33	1,00
	G2c	2,73	,62
	G2d	-5,80*	,01
	G2e	2,80	,65
	G2f	-1,06	1,00
	G2h	-4,13	,08
	G2j	9,20*	,00
	G2k	7,20*	,00
G2h (Equilibrium® 2 metal braket)	G2a	6,80*	,00
	G2b	5,46*	,01
	G2c	6,87*	,00
	G2d	-1,67	1,00
	G2e	6,93*	,00
	G2f	3,06	,44
	G2g	4,13	,08
	G2j	13,33*	,00
	G2k	11,33*	,00
G2j (Mini Sprint® metal braket)	G2a	-6,53*	,00
	G2b	-7,86*	,00
	G2c	-6,46*	,00
	G2d	-15,00*	,00
	G2e	-6,40*	,00
	G2f	-10,27*	,00
	G2g	-9,20*	,00
	G2h	-13,33*	,00
	G2k	-2,00*	,04
G2k (Mini Master serisi metal braket)	G2a	-4,53*	,00
	G2b	-5,87*	,002
	G2c	-4,47*	,00
	G2d	-13,00*	,00
	G2e	-4,40*	,00
	G2f	-8,27*	,00
	G2g	-7,20*	,00
	G2h	-11,33*	,00
	G2j	2,00*	,04

(* p < 0.05)

Grup 2’de vuruş sayısı ve braket tipini içeren grafik Şekil 8’da gösterildi.



Şekil 8. Grup 2 braket tipi ve ortalama kopma vuruş sayısının karşılaştırılması

4.2. Ön kaplamalı Braketlerde Karşılaştırma

APC Victory serisi metal braketler ile Victory serisi metal braketlerin ortalama kopma vuruş sayıları Grup 1 ve Grup 2’de birbirine benzerlik gözlemlendi ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

APC Victory metal braketlerde Grup 1 ve Grup 2 ‘de Mini Sprint® metal ve Mini Master metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı bulunarak yüksek kopma vuruş sayısı gözlemlendi.

APC Victory metal braketlerde Grup 2’de, Equilibrium® 2 metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük kopma vuruş sayısı gözlemlendi.

4.3. Üretiminde Kullanılan Maddeye Göre Karşılaştırma

Clarity Advanced seramik braketlerin Grup 1’de, Mini Master metal, Mini Sprint® metal, Gemini metal ve Gemini SL kapaklı metal braketlere göre ortalama kopma vuruş sayıları yüksek bulunmuş olup aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Clarity Advanced seramik braketlerin APC Victory metal, Victory metal ve Equilibrium® 2 metal braketlere göre ortalama kopma vuruş sayıları yüksek bulunsada aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Clarity Advanced seramik braketlerin Grup 2’de, Mini Master metal ve Mini Sprint® metal braketlere göre ortalama kopma vuruş sayıları yüksek bulunmuş olup aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Clarity Advanced seramik braketlerin APC Victory metal, Victory metal, Equilibrium® 2 metal, Gemini metal ve Gemini SL kapaklı metal braketlere göre ortalama kopma vuruş sayıları yüksek bulunsada aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Victory serisi metal braketlerde, Grup 1 ve Grup 2’de, Mini Sprint® metal ve Mini Master metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek ortalama kopma vuruş sayısı bulundu.

Grup 1’de Victory serisi metal braketler ile Equilibrium 2 metal braketler arasındaki ortalama kopma vuruş sayıları yakın olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Grup 2’de ise Victory serisi metal braketlerde Equilibrium 2 metal braketlere göre daha düşük ortalama kopma sayısı göstermiş olup aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu.

4.4. Bağlanma Şekillerine Göre Karşılaştırma

Gemini SL kapaklı metal braketlerin ortalama kopma vuruş sayıları Grup 1 ve Grup 2’de, hem Mini Master metal hem de Mini Sprint® metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu.

Equilibrium® 2 metal braketler hem Grup 1 hem de Grup 2 ‘de Gemini SL kapaklı metal braketlere göre ortalama kopma vuruş sayıları istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu.

Clarity SL kapaklı seramik braketlerin Grup 1 ve Grup 2’de ortalama kopma vuruş sayıları, Clarity Advanced seramik braketlere yakın olup aralarında istatistiksel anlamlı fark bulunmadı.

4.5. Braket Markalarına Göre Karşılaştırma

3M Unitek ve Dentaurem marka metal braketlerin ortalama kopma vuruş sayıları Forestadent ve American Orthodontics marka metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu.

Dentaurem marka braketler ile 3M marka metal braketlerin ortalama kopma vuruş sayıları, Grup 1’de büyük çoğunlukla istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken; Grup 2’de Dentaurem marka braketlerde 3M marka metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek ortalama kopma vuruş sayısı bulundu.

Tüm markalar arasında, Forestadent ve American Orthodontics marka metal braketlerde istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük ortalama kopma vuruş sayılarında kopma gözlemlendi.

Forestadent marka metal braketler ile American Orthodontics marka metal braketlerin kopma vuruş sayıları arasındaki fark Grup 1’de istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Grup 2’de American Orthodontics marka metal braketlerde istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek ortalama kopma vuruş sayısı bulundu.

3M marka seramik braketlerin kopma vuruş sayıları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

4.6. Yapıştırıcı Ajanın Tipine Göre Karşılaştırma

Transbond XT uygulanan Grup 1 braketlerde gözlenen ortalama kopma vuruş sayıları, Transbond Plus uygulanan Grup 2 braketlerde gözlenen ortalama kopma vuruş sayıları ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p<0.05$) (Tablo 9).

Tablo 9. Grup 1 ve Grup 2 braketlerin ortalama en yüksek kopma vuruş sayısı (OEYKVS) değerlerinin karşılaştırılması.

	Yapıştırma ajanı	Örnek	Ortalama OEYKVS	Standart sapma	Anlamlılık değeri (p)
Tüm vuruşlar	Grup 1 (Transbond XT)	150	16,88	6,94	,00*
	Grup 2 (Transbond Plus)	150	13,57	5,24	

(* p < 0.05)

4.7. Braket Kanat Kırılmaları ve Mine Hasarına İlişkin Bulgular

Clarity Advanced seramik braketlerde 4 örnekte braket kanatlarında kırılma; 2 örnekte ise ciddi sert doku hasarı (mine+dentin) nedeniyle örnekler yenilendi (Şekil 6). Çalışmanın istatistiksel analizlerinde güvenli sonuçlar elde edilmesini engelleyeceği düşünülerek değerlendirme dışına alınan Gemini Clear seramik braketlerin büyük çoğunluğunda braket kanatlarında kırılma ile karşılaşıldı (Şekil 5).

5. TARTIŞMA

Sabit ortodontik aygıtlar ile dişlerin sıralanması için braketlerin dişlere yapıştırılması standart bir prosedürdür. Finnema ve ark, bu tür ortodontik tedavinin yaklaşık olarak iki yıl sürdüğünü rapor etmişlerdir. Braketlerin bu süreçte kopması, tedavi bitim süresini geciktirmekte, yeniden yapıştırılma işlemleri ilave masraflara neden olmakta ve hastalar da bu durumdan ayrıca rahatsızlık duymaktadır. Bununla birlikte, braketler tedavi sonunda sökülmeleri sırasında mineye zarar vermemelidir (177).

2017 yılında Eliades ve Brantley, teknoloji ile birlikte bonding sistemlerin gelişmesine rağmen; klinik çalışmalarda braket yapışma başarısızlığının % 6-8 arasında değiştiğini belirtmişlerdir (178).

Ortodonti dünyası, mine ile braket arasında güvenilir bir yapışma dayanımı elde etmek için gerekli materyalleri bulma konusunda uzunca bir süredir araştırma içerisinde (179). Korbmacher ve ark, 2006 yılında yaptıkları çalışmada, asit etching tekniği ile minenin pürüzlendirilmesi ve kompozit rezinler ile yapıştırılması işleminin tedavi süresince braketleri yerinde tutmak için gerekli yapışma dayanımını sağladığını bildirmektedir (180).

Braketlerin koparılması için en sık olarak kesme yapışma dayanımı testleri kullanılmaktadır (181). Kesme yapışma dayanımı testlerinde çeşitli tipte bıçak başlıkları kullanılmaktadır (182). Çalışmaların çoğunda braketlerin koparılması için makas bıçağı kullanılırken, bazı çalışmalarda tel loop kullanılmıştır (183). Finnema ve ark, 2010 yılında, kesme yapışma dayanımı testlerinde tel loop kullanımının çekme stresleri oluşturması nedeniyle doğru bir uygulama olmadığını rapor etmişlerdir (177). Yapılan çalışmada, kesme kopma kuvvetleri oluşturulması için özel olarak paslanmaz çelikten üretilmiş nozul başlık kullanıldı.

Martell-Ramos, 1998 yılında yaptığı çalışmasında debonding kuvvetlerinin in-vivo ölçülmesi için ilk defa yeni bir debonding aygıtı geliştirmiştir. Bununla birlikte Picket ve ark, elde edilen sonuçların in-vitro kayıtlar ile karşılaştırma ve ilişkilendirilmesi yapılmadığından aygıtın başka çalışmalar tarafından onayının gerektiğini bildirmişlerdir (184). Bununla birlikte, Tonus ve ark, 2017 yılında

gerinim ölçer yerleştirerek oluşturdukları prototip debonding pensleriyle sıgır dişlerinde yaptıkları in-vivo kopma dayanımı çalışmasında, in-vivo ortamda braketlerde gerçekleşen biyolojik bozulmalar nedeniyle elde edilen yapışma dayanımı değerlerinin in-vitro ortamda elde edilenlere göre daha düşük ama kabul edilebilir olduğunu bildirmişlerdir. Kullandıkları modifiye debonding pensinin in-vivo insan çalışmalarında kullanılmasıyla ilgili bilgilendirme yapmamakla birlikte, bu penslerin in-vivo kullanım için güvenilirliğini ispat ettiğini rapor etmişlerdir (185).

Murray ve ark 2003 yılında ve Sunna ve ark 1998 yılında yaptıkları çalışmalarda in-vitro çalışmalar ile teorik olarak bonding sistemlerin mineye yapışma dayanımları tespit edilse de; bu çalışmaların in-vivo etkinliği tahmin etmede başarısız olduklarını rapor etmişlerdir (13, 14). Bununla birlikte, braketlerin yapışma dayanımlarının ağız içinde ölçülmesinin zor olmasından dolayı araştırmacılar bu testleri in-vitro olarak uygulamayı tercih etmiştir (180, 186, 187). Çalışmada kopma direncine ilişkin vuruş sayıları in-vitro olarak test edildi.

Adolfsson ve ark 2002 yılında ve Linklater ve ark 2003 yılında yaptıkları çalışmada, genel olarak anterior dişlerin posterior dişlere göre önemli oranda daha az yapışma başarısızlığı gösterdiğini rapor etmişlerdir (188, 189). İlave olarak tüm dişler arasında en az yapışma başarısızlığını kanin dişler göstermektedir. Bunu sonrasında kesici dişler ve premolar dişler; özellikle de ikinci premolar dişler takip etmektedir. Her bir diş için spesifik yapışma başarısızlığı % 2.8 den % 23.6'ya kadar değişmektedir. Tüm dişler arasında en fazla yapışma başarısızlığını mandibular ikinci premolar dişlerin (%22.7-23.6) gösterdiği rapor edilmiştir. Bunun sebebi olarak da; posteriorda çiğneme kuvvetlerinin daha fazla olması, nem kontrolünün daha zayıf olması ve posterior dişlerin bukkal mine yüzey mikrotopoğrafyalarının farklı olması gösterilmiştir (178, 190). Yapılan çalışmada yapışma başarısızlığı gösteren bölgelere hem konum hem de oran bakımından yakın olması nedeniyle yeni çekilmiş üst premolar dişler kullanıldı.

Ortodontik yapışma dayanımı testlerinde kullanılmak üzere çekilmiş premolar dişlerin bukkal yüzeylerinin intakt olması, dişlerin çekimi sırasında kullanılan penslerden hasar görmemiş olması, mine lezyonu ve çürüğünün olmaması,

florosiz veya herhangi bir kimyasal ajan uygulanma hikayesinin olmaması gerekmektedir (191-195). Bununla birlikte, çekilmiş dişler bakteriyel büyüme ve dehidratasyona uğramaması ve mine bütünlüğünün korunması amacıyla çeşitli solüsyonlarda bekletilmektedir (196). Çalışmalarda dişlerin saklanması amacıyla, timol, kloramin-t, salin, formalin ve distile su gibi çeşitli solüsyonlar kullanılmaktadır (191, 192, 197-201). Yapılan çalışmada kullanılan dişlerin üzerindeki periodontal artıklar kazıyıcı yardımıyla temizlendikten sonra, % 0.1'lik timol içeren distile suda bekletildi.

1995 yılında Gaffey ve ark ve 1998 yılında Littlewood ve ark, kuvvetin adeziv arayüzüne mesafeli bir noktadan uygulandığından kesme dayanımı testlerinin hem kesme (shear) hem de soyulma (peel) kuvvetlerini içerdiğini rapor etmişlerdir (202, 203). Bununla birlikte 1994 yılında Fox ve arkadaşları, birçok makalenin braket ile uygulanan kuvvet arasındaki gerçek ilişkiyi açıklamada başarısız olduklarını bildirmişlerdir (164). Ayrıca kesme kuvvetlerinin uygulandığı nokta ile substrat yüzeyi arasındaki mesafe birçok makalede belirtilmemiştir (204).

Kesme/soyulma kuvvetleri fonksiyon sırasında ortodontik braketler üzerine etki eden majör kuvvetlerdir. Braket-rezin arayüzünden uzaklaştıkça soyulma kuvvet komponenti artmaktadır (202). Bu nedenle, kopma kuvvetlerinin uygulanma yeri kaydedilen SBS değerlerinde önemli değişiklikler oluşturabilmektedir. 2017 yılında Pham ve ark, in-vitro yapışma dayanımı testleri için kesme kuvvetlerinin genellikle mine-rezin arayüzüne uygulandığını belirtmişlerdir (205). Uygulanan kuvvetin mine yüzeyinden uzaklığı arttıkça bir kuvvet momenti oluşturduğu bildirilmiştir (206). Sonuç olarak kesme streslerinin çekme, sıkışma ve soyulma streslerine doğru kayması giderek artmaktadır. Yakın zamanda yapılmış çalışmalar, kesme yapışma dayanımı değerlerinin çekme ve sıkışma yapışma dayanımı değerleriyle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklı olduklarını göstermektedir (207). Kırılma yüksek ihtimalle en düşük kuvvet taşıma kapasitesi sergileyen bölgede oluşmaktadır ve sonunda yapışma başarısızlığı ile sonuçlanmaktadır (205).

Ortodontik yapışma dayanımının test edilmesine yönelik parametreler incelendiğinde kopma kuvvetlerinin braket tabanı, ligatür oluğu veya braket kanatları üzerine uygulandığı görülmektedir (206). Kopma kuvvetlerinin uygulandığı bu üç

farklı lokasyon, çalışmalar arasında oldukça önemli farklılıklar olduğuna işaret etmektedir. 2005 yılında Klocke ve ark, kuvvetin braket-rezin arayüzünden ligatür oluşuna taşınması durumunda SBS değerlerinde % 49.3 azalma; yapışma başarısızlığında ise % 25 artma olduğunu rapor etmişlerdir (206). 1999 yılında Thomas ve ark, mine yüzeyine uygulanan ve mine yüzeyinden 300 µm uzakta uygulanan kopma kuvvetleriyle oluşan kesme stresleri arasında % 48'lik farklılık olduğunu göstermişlerdir (208). Yapılan çalışmada kesme kopma kuvvetleri, insizogingival yönde braket oluşu üzerine dik bir şekilde uygulandı.

Kesme kuvvetleri uygulanması sırasında dişlerin sabit kalması, uygulanan kuvvetin braketle doğru bir şekilde aktarılabilmesi açısından önemlidir. Dişleri, kesme kuvveti uygulayan cihazda stabil tutmak için genellikle akrilik bloklar tercih edilmektedir (209, 210). Bunun dışında, dişlerin alçı, poliester rezin ve epoksi rezin içerisine gömüldüğü çalışmalar da mevcuttur (211-214). Yapılan in-vitro çalışmada, dişler kimyasal polimerize akrilik bloklara mine-sement sınırından itibaren ve test sırasında uygulanacak kuvvetin braket oluşuna dik açıda gelmesine izin verecek şekilde gömülmüştür (195). Akrilik bloklara gömülen dişler, 24 saat boyunca 37°C'de distile suda bekletildikten sonra kopma testleri uygulandı (215).

Ortodontik yapışma dayanımı çalışmalarında, braketlerin dişlere yapıştırılması işleminin dişlerin bloklara gömüldükten sonra veya gömülmeden önce yapıldığı görülmektedir (184, 216, 217). Yapılan çalışmada ilk önce braketler dişlere yapıştırıldı. Bir transfer loop bükümü vasıtasıyla dişler, kimyasal polimerizasyon ile sertleşen akrilik blok içine yerleştirilerek polimerizasyonun tamamlanması sağlandı.

Mine yüzeyinde gözle görülebilir zarsal tabakalar olmadıkça yapıştırma öncesinde yüzeyin temizlenmesinin gerekli olmadığı bildirilmiştir. Araştırmalar, braketlerin temiz mine yüzeyine yapıştırılmasını önermektedir. Pomzalama sonrası rezin taglerin uzunluğunda ve adeziv retansiyon kapasitesinde değişiklik olmadığı bildirilmiştir (110). Barry ve ark, Ireland ve ark ve Lindauer ve ark, konvansiyonel asitleme işlemleri öncesince minenin pomzayla temizlenmesi ile ilgili çelişkili raporlar vermektedir (218-220). Bununla birlikte; Burgess ve ark, Lill ve ark ve Pandis ve ark, self-etch primer kullanılmadan önce mine yüzeyinin pomza ile temizlenmesi gerektiğini belirtmişlerdir (221-223). Buna ek olarak, pek çok

araştırmacı braketlerin yapıştırılması öncesinde mine yüzeyini düşük devirli mikromotor ile flor içermeyen pat veya pomzayla temizlediklerini bildirmişlerdir (201, 224-227). Bu işlem, kıl fırça veya lastik frezler ile yapılabilmektedir. Yapılan çalışmada kullanılan dişlerin yüzeyleri, florsuz pomza-su karışımı ve politür lastiği ile düşük devirde 10 saniye temizlenmiş olup sonrasında yıkandı ve kurutuldu.

Adeziv sistemler farklı viskozitelere sahip olduklarından substrat yüzeyinde farklı yayılımlar göstermektedir. Bu nedenle adeziv tabaka kalınlığı değişmekte ve sonuçta yapışma dayanımı etkilenmektedir (228). 1989 yılında Retief ve ark, 2008 yılında Coelho ve ark, 2009 yılında D'arcangelo ve ark ve Neves ve ark, yaptıkları çalışmalarda adeziv tabakanın kalınlığı arttıkça yapışma dayanımının azaldığı rapor etmektedirler (229-232). Evan ve ark 1985 yılında yaptıkları çalışmada adeziv kalınlığı arttıkça çekme yapışma dayanımının azaldığını rapor etmişlerdir (233).

Mackay ve ark 1992 yılında yaptıkları çalışmada, adeziv tabaka kalınlığının 0.26 mm'ye çıkarılmasının kesme yapışma dayanımı üzerinde minimum etkileri olduğunu belirtmişlerdir (234). 1992 yılında Jost-Brinkmann ve ark, adeziv tabaka kalınlığının 0.2 mm olduğu çalışma gruplarında en fazla çekme yapışma dayanımı elde ettiklerini rapor etmişlerdir (235). Bunun dışında, Arıcı ve ark, 2005 yılında ışıqla polimerize rezin modifiye cam iyonomer adeziv ile yaptıkları çalışmada, hem çekme hem de kesme dayanımları için en yüksek ortalama yapışma değerlerini 0.25 mm kalınlıkta elde ettiklerini belirtmişlerdir (211). Bununla birlikte 2013 yılında Jain ve ark, klinik olarak yeterli kesme yapışma dayanımı için en uygun adeziv tabaka kalınlığının ne olduğu sorusuna ilişkin sonuçların olmadığını bildirmişlerdir (236). Yapılan çalışmada, diş ve braketlerin bukko-lingual genişlikleri yapıştırma öncesi ve sonrası digital ölçer ile hesaplanarak adeziv tabaka kalınlığının 0.20-0.25 mm arasında olmasına dikkat edilerek dişler yapıştırıldı.

İdeal kesme yapışma dayanımının braket tabanı ve mine arasındaki kompozit miktarı minimum olduğunda ve böylece braketin diş yüzeyine en yakın mesafede adaptasyonu sağlandığında elde edileceğine inanılmaktadır. Braketlerin dişlere yapıştırılması sırasında uygulanan baskı kuvveti arttığında adeziv tabaka kalınlığının azaldığı rapor edilmiştir (236). 2002 yılında Eliades ve ark, sabit bir kuvvet altında yapıştırılan braketlerin daha tutarlı sonuçlar vereceğini rapor etmişlerdir (237). Jain

ve ark, yaptıkları çalışmada 1-3 oz'luk kuvvetler arasında baskı uygulayarak yapıştırdıkları braketlerde baskı kuvveti arttıkça adeziv tabakanın kalınlığının azaldığını ve kesme yapışma dayanımının arttığını rapor etmişlerdir (236).

Mohammadi ve ark 2018 yılında, 50-1000 gram arasındaki baskı kuvvetlerini uygulayarak yaptıkları çalışmada, kuvvet arttıkça adeziv tabaka kalınlığının azaldığı, kesme yapışma dayanımının arttığını ve sadece Transbond XT grubunda 400 gram dan sonra SBS'de artış olmadığını bildirmişlerdir (228). Bununla birlikte; Claudino ve ark ve Bishara ve ark, yaptıkları çalışmalarda yapıştırma esnasında 300 gram'lık baskı kuvvetlerini uyguladıklarını bildirmişlerdir (195, 238). Yapılan çalışmada, braketlerin yapıştırılması sırasında stabil bir kuvvet uygulanması için kuvvet ölçer yardımıyla 300 gram baskı kuvveti uygulandı.

Mine yüzeyinin temizlenmesini takiben uygulanan asitler farklı tip, konsantrasyon ve sürelerde uygulanmaktadır. Bu faktörler braketlerin yapışma dayanımını etkilemektedir (28, 239). Önceki çalışmalar incelendiğinde % 35-% 37 konsantrasyonlardaki fosforik asitin 15 sn, 20 sn, 30 sn ve 60 sn uygulandığı görülmektedir (180, 224, 225, 240-242). Bağlanma dayanımını etkilemesi açısından fosforik asidin % 37'lik konsantrasyonunun 15sn ile 60 sn arasında uygulanması arasında anlamlı bir fark bulunmadığı rapor edilmiştir (28). Yapılan çalışmada, Grup 1 braketlerin yapıştırılması öncesi mine yüzeyi %37'lik fosforik asit ile 30 saniye süreyle asitlendi. Grup 2 braketlerin yapıştırılmasında temiz diş yüzeyinin olmasına dikkat edilmiş olup self-etching prosedürü gereği asitleme yapılmadı.

1998 yılında MacColl ve ark, braket tabanı yüzey alanının kesme yapışma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında 6.82 mm^2 ile 12.35 mm^2 taban alanları arasında kayda değer farklılık bulmadıklarını bildirmişlerdir. Bununla birlikte, 2.38 mm^2 taban alanına sahip braketlerde kesme yapışma dayanımı değerlerinde kayda değer düşme olduğunu ve bu nedenle braket taban alanının 6.82 mm^2 'ye kadar azaltılmasının braketlerin retansiyonu için yeterli olduğunu rapor etmişlerdir (243). Bu in-vitro çalışmada kullanılan braketlerin yüzey alanlarının $9,56 \text{ mm}^2$, $9,61 \text{ mm}^2$, $10,27 \text{ mm}^2$, $10,5 \text{ mm}^2$, $11,69 \text{ mm}^2$ ve $14,52 \text{ mm}^2$ oldukları ilgili firmalardan öğrenildi.

Ortodontik braketlerin yapışma dayanımını etkileyen ve dolayısı ile kopma başarısızlığı oranlarında da değişikliklere neden olan faktörlerden birinin de kullanılan yapıştırıcı ajanın tipi olduğu bir çok çalışmada gösterilmiştir (224, 244-246). Ortodontik kesme yapışma dayanımının ölçülmesine yönelik yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde en fazla kullanılan yapıştırıcı tipinin Transbond XT primeri (3M Unitek Monrovia, CA) olduğu ve light-cure (ışıkla sertleşen) kompozit rezin ile yapıştırıldığı görülmektedir (181, 247, 248). Bu nedenle Transbond XT primeri ortodonti pratiğinde standart adeziv sistemlerden biri olarak kabul edilmektedir (249). Yapılan çalışmada, Grup 1 örneklere, Transbond XT Light-Cure Adhesive Primer (3M Unitek, Monrovia, CA) primeri ve Transbond XT Light-Cure Adhesive Paste (3M Unitek, Monrovia, CA) kompozit kullanılarak braketler yapıştırıldı.

Ortodonti pratiğinde, braketleme işleminin kolaylaşması ve hasta başı sürenin kısılması amacıyla iki ya da daha fazla aşamayla uygulanan adeziv materyallerin birleştirilmesi gerçekleşmiştir. Transbond Plus Self-Etching Primer (3M Unitek, Monrovia Calif) asitleme, yıkama ve primer uygulama aşamalarını birleştiren adeziv materyal olarak 2000'li yılların sonunda tanıtılmıştır (250). 2004 yılında Grubisa ve ark, 2009 yılında Vilchis ve ark ve 2017 yılında Sachdeva ve ark, Transbond XT ve Transbond Plus Self-Etching primer kullanarak karşılaştırma yaptıkları çalışmalarında self-etching grubunun konvansiyonel asitleme yapılan gruba göre daha düşük kesme yapışma dayanımı gösterdiklerini rapor etmişlerdir (250-252). Self-etching primer kullanımında ortodontik braketlerin mine yüzeyine düşük bir yapışma gösterdiği; ama klinik olarak kabul edilebilir kesme yapışma dayanımı gösterdikleri önceki çalışmalarda rapor edilmiştir (253-255). Yapılan çalışmada Grup 2 örneklere, Transbond Plus Self-Etching Primer primeri (SEP, 3M Unitek, Monrovia, CA) ve Transbond XT Light-Cure Adhesive Paste (3M Unitek, Monrovia, CA) kompozit kullanılarak braketler yapıştırıldı.

Günümüzde, light-cure dental materyallerin polimerizasyonunda halojen ışık, lazer, plazma ark ışıklar ve ışık yayan diyot (LED) teknolojileri kullanılmaktadır. Işıklı sertleşme için bu farklı teknolojiler arasında halojen ışıklar ve LED ışıklar en çok tercih edilmektedir (256). Önceki çalışmalarda LED ışığının halojen ışıklar kadar yeterli polimerizasyon yaptığı gösterilmiştir. 2002 yılında Dunn ve ark, LED ve

halojen ışıkla polimerizasyon sağlayarak karşılaştırdıkları çalışmada iki ışık arasında yapışma dayanımını etkilemesi bakımından önemli farklılıklar olmadığını rapor etmişlerdir (257). Yapılan çalışmada, 430-480 nm dalga boyu aralığında, 1200 Mw/cm² gücünde ışık uygulayan LED cihazı ile üretici firmanın talimatlarına göre 20 saniye mezalden 20 saniye distalden toplam 40 saniye ışık uygulanarak polimerizasyon sağlandı.

İn-vitro ortodontik yapışma dayanımı testlerinde en sık kesme yapışma dayanımı ölçülmektedir (164, 204). Bu deneylerde Instron veya benzer test makineleri kullanılmaktadır (164). Kullanılan diğer aygıtlar özel pensler eklenerek modifiye edilmiş makinelerdir (258). Howden, Zwick, Chantillon Model DTC, Lloyd ve MTS test makineleri önceki çalışmalarda kullanılmış Instron test makinesine oldukça benzerlik gösteren universal test makineleridir (4, 226, 259-261). Makinelerin uç kısımlarında kopma kuvveti uygulaması amacıyla büküm tel, bıçak veya çubuk kullanılmakla birlikte test sonuçları üzerinde önemli olanın makine uçlarının diş-braket arayüzüne temas açısı ve hızı olduğu bildirilmiştir (203, 262). Klocke ve ark, kopma kuvvetinin ligatür oluşuna paralel olacak şekilde uygulandığında farklı açılarda uygulanana göre kesme yapışma dayanımının önemli oranda daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Temas açısının +15°'den -45°'ye değiştirildiğinde yapışma dayanımının düştüğünü rapor etmişlerdir (263). Yapılan çalışmada, akrilik bloklara yerleştirilmiş her örnek üzerine kuvvet uygulaması öncesi nozul ucun braket oluşuna dik bir açıda olmasına dikkat edildi.

Kesme testlerinde uygulanan kuvvetlerin hızı 0.1 – 5.0 mm/dk arasında değişmekle birlikte; çalışmalarda en fazla 0.5 mm/dk hızın kullanıldığı rapor edilmektedir. Uç hızında dakikada 1mm'lik artış ile ortalama yapışma dayanımında artış elde edildiği bildirilmiştir (177). Buna karşın, uç hızının 0.5 mm'den 5.0 mm 'ye çıkarıldığı ve 1 mm'den 200 mm'ye çıkarıldığı çalışmalarda yapışma dayanım değerlerinde azalmalar olduğu rapor edilmiştir (264, 265). Yine uç hızının 0.1 mm ile 5.0 mm arasında değiştirilerek karşılaştırıldığı bir başka çalışmada yapışma dayanımının etkilenmediği bulunmuştur (262). Bishara ve ark, yaptıkları çalışmada bıçak hızı 5 mm/dk'dan 0.5 mm/dk'ya düştüğünde yapışma dayanımının arttığını rapor etmişlerdir (264). Yapılan çalışmada, braketlere kopma kuvveti uygulamak için

10 N-kuvvet uygulayan kapalı çevrim kontrollü, düşük çevrimli, hızı 300 mm/dk olan yorulma makinesi kullanıldı.

Ortodontik adezivlerin yapışma dayanımlarının tespit edilmesine yönelik çalışmalar incelendiğinde kopma testlerinin genellikle 24 saat sonra uygulandığı görülmektedir (164, 204). 2007 yılında Hajrassie ve ark, in-vitro yapışma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında braketlerin yapıştırılmasını takiben 10 dk, 24 sa, 1. hafta ve 4. hafta sonunda kopma testleri uygulamışlardır. Işıklı polimerize Transbond XT adeziv kullandıkları in-vitro grupta yapışma dayanımının debonding zamanından etkilenmediğini rapor etmişlerdir (266). 1996 yılında Chamda ve ark, debonding testlerini braketlemeden sonra 0 dk, 2 dk, 5 dk, 10 dk, 1 sa. ve 24 sa. sonra yaptıkları çalışmada ışıklı polimerize kompozit rezin kullanılan Transbond XT adeziv grubunda 1 saat veya 24 saat sonra kopma testi yapılması arasında önemli bir değişiklik olmadığını bildirmişlerdir (267). Yapılan çalışmada, literatür değerlendirilmesi sonucu yapışma dayanımının daha fazla artmayacağı varsayılarak kopma testleri braketlemeden 24 saat sonra yapılarak tamamlandı.

2011 yılında Bonetti ve ark, gönüllü diş hekimliği öğrencilerinden oluşan 12 kişilik iki hasta grubunda, APC II Victory (3M Unitek) serisi metal braketler ile Victory metal (3M/ Unitek) braketlerin yapışma başarısızlıklarının modunu karşılaştırmışlardır. İki braket tipi arasında yapışma başarısızlığının modu açısından istatistiksel olarak fark olmadığı rapor edilmiştir (193). 2018 yılında Abd ve Al-Khatieeb, in-vitro çalışmalarında, yakın zamanda tanıtılan APCTM Flash-Free braketler (3M Unitek) ile Victory serisi Low profile (3M Unitek) metal braketlerin kesme yapışma dayanımı ve taşan adezivin yüzey topoğrafyası bakımından farkını araştırmışlardır. Kesme yapışma dayanımlarının benzer olduğunu ve APCTM Flash-Free braketler ile Victory serisi Low profile metal braketler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir (268). Yapılan çalışmanın sonuçları bu çalışmalarla örtüşmekte olup; APC Victory serisi metal braketler ile Victory serisi metal braketlerin ortalama kopma vuruş sayıları hem birinci hem de ikinci grupta birbirine benzer ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Buna ek olarak, APC Victory metal braketlerde; hem birinci hem de ikinci grupta Mini Sprint® metal ve Mini Master metal braketlere göre istatistiksel

olarak anlamlı şekilde yüksek kopma vuruş sayısı gözlenirken; ikinci grupta APC Victory metal braketler Equilibrium® 2 metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük kopma vuruş sayısı gösterdi.

2012 yılında Mirzakouchaki ve ark, 100 adet çekilmiş premolar dişler üzerinde, metal (Roth 022, Ovation, GAC International, Inc.) ve seramik (Roth 022, Allure III, GAC International, Inc.) braketler kullanarak yapışma dayanımı ve başarısızlığını değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında metal braketlerin yapışma dayanımlarının seramik braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir (269). 2005 yılında Liu ve ark, seramik braketler (Clarity, 3M Unitek) ve geleneksel metal braketleri (Tomy, Tokyo, Japan) karşılaştırmışlardır. Metal ve seramik braketlerin kesme yapışma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı sonucuna varmışlardır (270). Bununla birlikte, Bishara ve ark, metal braketler (Victory, 3M Unitek) ile seramik (Clarity, 3M Unitek) braketleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, metal braketlerin kesme yapışma dayanımlarının seramik braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir (271). Buna ek olarak, 2013 yılında Reddy ve ark, seramik (Transcend series 6000, 3M Unitek) ve metal (Mini Dynalock straight wire brackets, 3M Unitek) braketler kullanarak kesme yapışma dayanımlarını karşılaştırdıkları in-vitro çalışmalarında, ortalama kesme yapışma dayanımlarının seramik braketlerde istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır (272). Çalışmalar arasındaki bu farklılıklar; kullanılan adeziv ve yapıştırıcı simanların, kuvvet uygulama yöntem ve süresinin ve braket tiplerinin farklı olmasına bağlanabilir. Yapılan çalışmada, seramik braketlerin kopma vuruş sayıları metal braketlere göre hem Grup 1 hem de Grup 2’de yüksek bulundu. Birinci grupta, Clarity Advanced seramik braketler; Mini Master metal, Mini Sprint® metal, Gemini metal ve Gemini SL kapaklı metal braketlere göre kopma vuruş sayıları yüksek bulunmuş olup aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Kalan diğer metal braketlere göre kopma vuruş sayıları yüksek bulunsada aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. İkinci grupta, Clarity Advanced seramik braketler; Mini Master metal ve Mini Sprint® metal braketlere göre kopma vuruş sayıları yüksek bulunmuş olup aralarındaki fark istatistiksel olarak

anlamalı bulundu. Kalan diğer metal braketlere göre kopma vuruş sayıları yüksek bulunsa da aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Sfondrini ve ark, 2010 yılında 80 adet yeni çekilmiş sığır dişlerinde yaptıkları çalışmada, kapaklı metal braketler (Smart Clip®, 3M Unitek) ile konvansiyonel metal braketlerin (Step®; Leone) kesme yapışma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Gruplar arasında herhangi bir fark olmayacağı hipoteziyle yola çıkarak yaptıkları çalışma sonucunda; kapaklı metal braketlerin konvansiyonel metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek kesme yapışma dayanımı gösterdiğini rapor etmişlerdir (273). 2007 yılında Northrup ve ark, 60 adet çekilmiş üst premolar dişler üzerinde iki farklı tipte yapıştırıcı kullanarak; konvansiyonel metal braketler (Orthos, Ormco Corporation, Glendora, Calif) ve kapaklı metal braketlerin (Damon 2, Ormco Corporation) kesme yapışma dayanımlarını araştırmışlardır. Çalışma sonucunda klinik olarak kabul edilebilir yeterli yapışma dayanımı göstermelerine rağmen; her iki tip yapıştırıcı grubunda da, konvansiyonel metal braketlerin kapaklı metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı miktarda daha düşük kesme yapışma dayanımı gösterdiğini rapor etmişlerdir (274). Yapılan çalışmada, birinci ve ikinci gruplarda, Gemini SL kapaklı metal braketlerde; hem Mini Master metal braketlere hem de Mini Sprint® metal braketlere göre önceki çalışmalarla uyumlu olacak şekilde daha yüksek vuruş sayılarında kopma gözlemlendi ve aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Buna ek olarak; Equilibrium® 2 metal braketler, hem birinci hem de ikinci grupta Gemini SL kapaklı metal braketlere göre daha yüksek vuruş sayılarında kopma göstermiş olup aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu.

2004 yılında Theodorakopoulou ve ark, polikristalin seramik (Clarity, 3M Unitek) ve monokristalin seramik (Inspire, Ormco) braketlerin kesme yapışma dayanımını karşılaştırdıkları in-vitro çalışmalarında, her iki seramik braket tipinde yapışma dayanımının benzer olduğu ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını rapor etmişlerdir (275). 2005 yılında Liu ve ark, benzer şekilde katlanabilir monokristalin seramik (Inspire, Ormco) ve katlanabilir polikristalin seramik (Clarity, 3M Unitek) braketlerin kesme yapışma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında her iki seramik braket için yapışma dayanımlarının

benzer olduğu ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı sonucuna varmışlardır (270). Sunulan çalışmada, hem Grup 1 hem de Grup 2’de; Clarity SL kapaklı seramik braketlerin kesme kopma vuruş sayıları, Clarity Advanced seramik braketlere yakın olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Zielinski ve ark, 2014 yılında kesme yapışma dayanımlarını araştırdıkları farklı tiplerdeki seramik ve plastik braket gruplarında, 8 adet braket kırılması ile karşılaştıklarını rapor etmişlerdir (276). 2017 yılında Stein ve ark, polikristalin kapaklı seramik braketlerin (In-Ovation C, GAC, Grafelfing, Germany) sökümü öncesi 445 nm diyot lazer uygulanmasının mine hasarı ve yapışma başarısızlığı moduna etkisini araştırdıkları çalışmalarında, konvansiyonel braket söküm pensleri kullanılan grupta 2 örnekte kırılma olduğunu rapor etmişlerdir (277). Yapılan çalışmada, önceki çalışmalara benzer şekilde, Clarity Advanced seramik braketlerde 4 örnekte braket kanatlarında kırılma nedeniyle örnekler yenilendi. Çalışma dahilinde; ama güvenilir sonuçlar olmayabileceği düşünülen Gemini Clear seramik braketlerin büyük çoğunluğunda kanatlarda kırılma ile karşılaşılmıştır.

1991 yılında Jeiroudi, polikristalin safir seramik braket kullanarak tedavi ettiği bayan hastada kaza nedeniyle kopan sağ üst santral, lateral ve kanin braketlerin altında kanin dişi dışında santral ve lateral kesici dişlerinde mine hasarı ile karşılaştığına dair vaka raporu yayınlamıştır. Hasar gören dişlerde pulpal hasar semptomları görülmeyen hastada kırılan minenin hala braket tabanında olduğu ve braketle ise herhangi bir kırılma olmadığı rapor edilmiştir (278). Viazis ve ark, seramik braketlerin kesme stresleri altında sergiledikleri yapışma dayanımları ve potansiyel mine hasarını araştırdıkları in vitro çalışmalarında; polikristalin seramik braket (Transcend, 3M/Unitek) kullanılan grupta 1 örnekte pulpa boynuzuna kadar mine ve dentini içeren kırık ile karşılaştıklarını rapor etmişlerdir (279). Yapılan çalışmada, Clarity Advanced seramik braketlerde 2 örnekte mine ve dentini içeren ciddi kırık ile karşılaşıldı.

Sheibaninia ve ark 2014 yılında, konvansiyonel metal braketler (Equilibrium 2, Dentaaurum, Ispringen, Germany) ve üç farklı kapaklı metal braketin (Speed, Cambridge, Canada; In-Ovation R, Dentsply GAC International, USA; Damon 3MX,Ormco Corporation, USA) distile su ve % 3’lük asetik asit içeren in-vitro ortamda

on iki hafta bekletme sonrası yapışma dayanımını değerlendirmişlerdir. Equilibrium 2 metal braketler, distile su ortamında kapaklı metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde en yüksek yapışma dayanımı gösterirken; asit ortamda ise istatistiksel olarak anlamlı şekilde yapışma dayanımında azalma gösterdiğini rapor etmişlerdir (280). 2006 yılında Cozza ve ark, sığır dişlerinde 5 farklı ortodontik maksillar kesici metal braketin (Victory serisi ve Mini Dyna-Lock, 3M Unitek; Mini Sprint, Forestadent, Pforzheim, Germany; Topic ve Equilibrium 2, Dentaaurum, Germany) yapışma dayanımını değerlendirmişlerdir. Yaptıkları çalışmada, değerlerin newton olarak belirtilmesi durumunda Victory serisi ve Equilibrium 2 metal braketlerin en yüksek yapışma dayanımı gösterdiğini rapor etmişlerdir. Bununla birlikte, Victory serisi metal braketlerin hem Mini Sprint hem de Equilibrium 2 metal braketler ile yapışma dayanımlarının benzer olduğu ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı sonucuna varmışlardır (281).

Sunulan çalışmada, hem grup 1 hem de Grup 2’de Victory serisi metal braketlerde Mini Sprint® metal ve Mini Master metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek kopma vuruş sayısı gözlemlendi. Yine Victory serisi metal braketler, Equilibrium 2 metal braketler ile Grup 1’de benzer vuruş sayılarında kopma gözlenerek istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken; Grup 2’de Equilibrium 2 metal braketlere göre daha düşük kopma sayısı göstermiş olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Buna ek olarak, Equilibrium 2 metal braketler, önceki çalışmalara benzer şekilde hem Grup 1 hem de Grup 2’de Gemini SL kapaklı metal braketlerden daha yüksek vuruş sayısında kopma göstermiş olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu.

2001 yılında Bishara ve ark, yeni çekilmiş 45 adet molar diş üzerinde asit etching ve self-etching adezivlerin yapışma dayanımını araştıran in-vitro çalışma yapmışlardır. Transbond XT (3M Unitek) adeziv primer ve self-etch Prompt L-Pop (ESPE Dental AG, Germany) adeziv primer uyguladıkları gruplarında Victory serisi ortodontik metal braketler (Victory series, 3M Unitek) kullanmışlardır. Self-etching primer uygulanan grupta asit etching uygulanan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük yapışma dayanımı gözlemlendiğini rapor etmişlerdir (253). Turk ve ark 2007 yılında, 100 adet üst premolar dişlere uygulanmış self-etch adeziv

primerin 5, 15, 30, 60. dakika ve 24 saat sonunda uygulanan kopma kuvvetleri karşısında yapışma dayanımını araştırmışlardır. Kontrol grubunda konvansiyonel % 37 'lik asit-etching ve Transbond XT primer (3M Unitek); çalışma grubunda self-etching primer (SEP; Transbond Plus Self Etching Primer; 3M Unitek) kullanmışlardır. Çalışma sonucunda, en düşük yapışma dayanımının her iki grupta 5. dakika ve en yüksek yapışma dayanımının yine her iki grupta 24 saat sonunda uygulanan kopma testi sonucunda elde edildiğini belirtmişlerdir. Gruplarda konvansiyonel asit etching veya self etching uygulanması arasında 24 saat sonundaki yapışma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı sonucuna varmışlardır (282). 2002 yılında Yamada ve ark, yeni çekilmiş 72 adet sıgır kesici dişi, yapıştırma prosedürlerinde kullanılan fosforik asit, poliakrilik asit ve self-etching (Megabond self-etching primer) primer olmak üzere gruplandırmışlardır. Ortodontik metal (Standard Edgewise 100- 1100, Dentsply-Sankin K.K., Japan) braketleri kullandıkları çalışmada, yapıştırma ajanı olarak Kurasper F (Kuraray Medical) kullanılmış olup yapışma dayanımı değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, fosforik asit etching uygulanan grupta diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek yapışma dayanımı olduğunu rapor etmişlerdir (283).

Sunulan çalışmada, Grup 1 braketlerde konvansiyonel asit etching tekniği ile % 37'lik fosforik asit uygulanarak mine yüzey hazırlığı yapılmış olup Transbond XT adeziv primer (3M Unitek) kullanıldı. Grup 2'de self etching adeziv primer (SEP, Transbond Plus Self Etching Primer, 3M Unitek) kullanıldı. Transbond XT adeziv primer uygulanan gruptaki braketlerin kopma vuruş sayıları self-etch adeziv primer uygulanan gruptaki braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu.

2016 yılında Farahani ve ark, braket tabanlarına 50 µm boyutlu alüminyum oksit tozuyla kumlama yaptıkları 3 farklı ortodontik metal braketin (Master serisi metal braket, American Orthodontics,USA; Gemini metal bracket, 3M Unitek Corporation, USA; Discovery metal braket, Dentaaurum, Germany) kesme yapışma dayanımını araştırmışlardır. Kumlama yapılmayan kontrol grubunda, yapışma dayanımı istatistiksel olarak anlamlı şekilde en yüksek 3M marka braketlerde; en düşük ise American Orthodontics marka braketlerde gözlemlendiğini rapor etmişlerdir.

American Orthodontics ve Dentaurem marka braketler arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı belirtilmiştir (284). Yine 2016 yılında Dalaie ve ark, feldspatik porselen yüzeylere yapıştırılan 4 farklı taban dizaynına sahip ortodontik metal braketin (Discovery metal, Dentaurem, Germany; Mini Master metal, American Orthodontics, USA; Mini Twin metal, Henry Schein Orthodontics, USA; Radiance seramik braket, American Orthodontics, USA) yapışma dayanımını araştırmışlardır. İstatistiksel olarak anlamlı en yüksek yapışma dayanımının Dentaurem ve American Orthodontics marka metal braketlerde gözleendiğini rapor etmişlerdir. Kendi aralarında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı sonucunu bildirmişlerdir (285).

Yapılan çalışmada, 3M Unitek ve Dentaurem marka metal braketlerin kopma vuruş sayıları Forestadent ve American Orthodontics marka metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Dentaurem marka braketler ile 3M marka metal braketlerin kopma vuruş sayıları, Grup 1’de büyük çoğunlukla istatistiksel olarak anlamsız iken; Grup 2’de Dentaurem marka braketlerde istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Tüm markalar arasında, Forestadent ve American Orthodontics marka metal braketlerde istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük vuruş sayılarında kopma gözleendi. Buna ek olarak, Forestadent marka metal braketler ile American Orthodontics marka metal braketlerin kopma vuruş sayıları arasındaki fark Grup 1’de istatistiksel olarak anlamsız; Grup 2’de American Orthodontics marka metal braketlerde istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek ortalama kopma vuruş sayısı bulundu. 3M marka seramik braketlerin kendi aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Dentaurem marka metal braketlerde 3M marka seramik braketlere göre Grup 1’de daha düşük, Grup 2’de ise daha yüksek vuruş sayılarında kopma gözlenmesine rağmen; her iki grupta da aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

6. SONUÇLAR

Yapılan çalışma sonucunda elde edilen bulgular ışığında aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Yorulma testleri sonucu elde edilen istatistiksel veriler literatürde mevcut kopma test metodlarını destekleyen sonuçlar göstermektedir.
2. Değişik tipteki braketlerin kesme kopma vuruş sayıları arasında farklılıklar görülmüştür. Bu farklılıkları kullanılan yapıştırıcı adezivlerin tipi etkileyebilmektedir.
3. Seramik braketlerin kopma direnci metal braketlerin büyük çoğunluğundan daha yüksek olmakla birlikte; aynı veya farklı marka metal braketler ile benzer kopma direnci gösterebilmektedir.
4. Metal fakat farklı marka braketler arasında aynı tip yapıştırıcı kullanılmasına rağmen; kopma dirençleri arasında farklılıklar vardır. Bu farklılığın sebebinin braketlerin üretimlerinde kullanılan tekniklerin ve braket dizaynlarının farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.
5. Braket yapıştırılması öncesinde mine yüzeyinin konvansiyonel asit etching ile hazırlanması kopma direncinde daha yüksek vuruş sayılarında başarısızlık oluşturmaktadır.
6. Çalışmanın in vitro olmasından kaynaklanan limitasyonlar dikkate alındığında, bu yorulma testlerinin etkinliğinin ileri in-vitro çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Ingervall B. Functionally optimal occlusion: the goal of orthodontic treatment. *American journal of orthodontics*. 1976;70(1):81-90.
2. Gange P. The evolution of bonding in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2015;147(4):S56-S63.
3. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*. 1955;34(6):849-53.
4. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1965;51(12):901-12.
5. Reynolds I. A review of direct orthodontic bonding. *British journal of orthodontics*. 1975;2(3):171-8.
6. Fields HW, Proffit W, Case J, Vig K. Variables affecting measurements of vertical occlusal force. *Journal of dental research*. 1986;65(2):135-8.
7. Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. The influence of bracket base design on the strength of the bracket-cement interface. *Journal of orthodontics*. 2000;27(3):249-54.
8. Reimann S, Mezey J, Daratsianos N, Jäger A, Bourauel C. The influence of adhesives and the base structure of metal brackets on shear bond strength. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2012;73(3):184-93.
9. Smith N, Reynolds I. A comparison of three bracket bases: an in vitro study. *British journal of orthodontics*. 1991;18(1):29-35.
10. Ødegaard J, Segner D. Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1988;94(3):201-6.
11. Fan P, Stanford C, Stanford W, Leung R, Stanford J. Effects of backing reflectance and mold size on polymerization of photo-activated composite resin. *Journal of dental research*. 1984;63(10):1245-7.

12. Elekdag-Turk S, Cakmak F, Isci D, Turk T. 12-month self-ligating bracket failure rate with a self-etching primer. *The Angle Orthodontist*. 2008;78(6):1095-100.
13. Rock W. Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: a randomized clinical trial. *British journal of orthodontics*. 1998;25:283-7.
14. Murray SD, Hobson RS. Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2003;123(1):2-9.
15. Becker MJ, Turfa JM. *The Etruscans and the History of Dentistry: The Golden Smile Through the Ages*: Routledge; 2017.
16. Green J. The origins and evolution of fixed orthodontic appliances. *Dental Nursing*. 2014;10(9):524-8.
17. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics-e-book*: Elsevier Health Sciences; 2014.
18. Khan H. *Orthodontic Brackets Selection, Placement and Debonding*. 2015.
19. Tamizharasi KS, Kumar DS. Evolution of orthodontic brackets. *Journal of Indian Academy of Dental Specialists*. 2010;1(3):25-30.
20. Zinelis S, Annousaki O, Makou M, Eliades T. Metallurgical characterization of orthodontic brackets produced by metal injection molding (MIM). *The Angle Orthodontist*. 2005;75(6):1024-31.
21. Gabriele Floria D, Cand L. Metal injection molding in orthodontics. *Virtual J Orthod*. 1997;2:1.
22. Mitchell DL. Bandless orthodontic bracket. *The Journal of the American Dental Association*. 1967;74(1):103-10.
23. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;106(3):265-72.
24. Flores DA, Choi LK, Caruso JM, Tomlinson JL, Scott GE, Jeiroudi MT. Deformation of metal brackets: a comparative study. *The Angle Orthodontist*. 1994;64(4):283-90.

25. Maijer R, Smith D. Corrosion of orthodontic bracket bases. *American Journal of Orthodontics*. 1982;81(1):43-8.
26. Arici S, Regan D. Alternatives to ceramic brackets: the tensile bond strengths of two aesthetic brackets compared ex vivo with stainless steel foil-mesh bracket bases. *British journal of orthodontics*. 1997;24(2):133-8.
27. Oh K-T, Choo S-U, Kim K-M, Kim K-N. A stainless steel bracket for orthodontic application. *The European Journal of Orthodontics*. 2005;27(3):237-44.
28. Brantley W, Eliades T. *Orthodontic materials* 2001:77-103.
29. Platt JA, Guzman A, Zuccari A, Thornburg DW, Rhodes BF, Oshida Y, et al. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1997;112(1):69-79.
30. Eliades T. Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131(2):253-62.
31. Matasa CG. Direct bonding metallic brackets: where are they heading? *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1992;102(6):552-60.
32. Eliades T, Brantley W. *Orthodontic application of biomaterials* 2016.
33. Haddad ACSS, Tortamano A, Souza ALd, Oliveira PVd. An in vitro comparison of nickel and chromium release from brackets. *Brazilian oral research*. 2009;23(4):399-406.
34. Moore M, Harrington E, Rock W. Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. *The European Journal of Orthodontics*. 2004;26(6):579-83.
35. Schiff N, Dalard F, Lissac M, Morgon L, Grosgeat B. Corrosion resistance of three orthodontic brackets: a comparative study of three fluoride mouthwashes. *The European Journal of Orthodontics*. 2005;27(6):541-9.
36. V Nair S, Padmanabhan R, Janardhanam P. Evaluation of the effect of bracket and archwire composition on frictional forces in the buccal segments 2012;23(2):203-8.

37. Hamula DW, Hamula W, Sernetz F. Pure titanium orthodontic brackets. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1996;30(3):140-4.
38. Michelberger D, Eadie RL, Faulkner MG, Glover KE, Prasad NG, Major PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2000;118(6):662-74.
39. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A*. 1998;243(1-2):231-6.
40. Perihan O. Titantium Ve Özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2015;25(1).
41. Eliades T, Zinelis S, Eliades G, Athanasiou AE. Characterization of as-received, retrieved, and recycled stainless steel brackets. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2003;64(2):80-7.
42. Gioka C, Bourauel C, Zinelis S, Eliades T, Silikas N, Eliades G. Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. *Dental Materials*. 2004;20(7):693-700.
43. Zinelis S, Annousaki O, Eliades T, Makou M. Metallographic structure and hardness of titanium orthodontic brackets. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2003;64(6):426-33.
44. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Frictional resistance in orthodontic brackets with repeated use. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1999;116(4):400-4.
45. Kusy RP, O'grady P. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part II—the active configuration. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2000;118(6):675-84.
46. Kusy R, Whitley J, Ambrose W, Newman J. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part I. The passive configuration. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1998;114(5):558-72.

47. Eliades T, Athanasiou AE. In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. *The Angle Orthodontist*. 2002;72(3):222-37.
48. Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. *The Angle Orthodontist*. 2001;71(5):364-74.
49. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(4):351-63.
50. Kusy RP. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. *The Angle Orthodontist*. 2002;72(6):501-12.
51. Brandt S. JCO interviews Dr Elliott Silverman, Dr Morton Cohen, and Dr AJ Gwinnett on bonding. *J Clin Orthod*. 1979;13:236-51.
52. Kusy RP, Whitley JQ. Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2005;127(4):420-7.
53. Aird J, Durning P. Fracture of polycarbonate edgewise brackets: a clinical and SEM study. *British journal of orthodontics*. 1987;14(3):191-5.
54. Buzzitta VJ, Hallgren SE, Powers JM. Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-bracket systems as studied in vitro. *American journal of orthodontics*. 1982;81(2):87-92.
55. G. de Pulido L, Powers J. Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-plastic bracket systems in vitro. 1983;83(2):124-30.
56. Suzuki K, Ishikawa K, Sugiyama K, Furuta H, Nishimura F. Content and release of bisphenol A from polycarbonate dental products. *Dental materials journal*. 2000;19(4):389-95.
57. Faltermeier A, Rosentritt M, Faltermeier R, Müßig D. Influence of fibre and filler reinforcement of plastic brackets: an in vitro study. *The European Journal of Orthodontics*. 2007;29(3):304-9.

58. Ali O, Makou M, Papadopoulos T, Eliades G. Laboratory evaluation of modern plastic brackets. *The European Journal of Orthodontics*. 2011;34(5):595-602.
59. Foerster R. Plastic orthodontic bracket for retaining wire bridge with projections of second plastic. German patent DE19618364. 1997:1-8.
60. Faltermeier A, Rosentritt M, Reicheneder C, Müssig D. Experimental composite brackets: influence of filler level on the mechanical properties. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;130(6):699. e9-. e14.
61. Liu J-K, Chang L-T, Chuang S-F, Shieh D-B. Shear bond strengths of plastic brackets with a mechanical base. *The Angle Orthodontist*. 2002;72(2):141-5.
62. Eliades T, Viazis AD, Lekka M. Failure mode analysis of ceramic brackets bonded to enamel. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1993;104(1):21-6.
63. Swartz ML. Ceramic brackets. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1988;22(2):82-8.
64. Merrill SW, Oesterle LJ, Hermes CB. Ceramic bracket bonding: a comparison of shear, tensile, and torsional bond strengths of ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;106(3):290-7.
65. Gautam P, Valiathan A. Ceramic brackets: in search of an ideal. *Trends Biomater Artif Organs*. 2007;20(2):122-37.
66. Birnie D. Ceramic brackets. *British journal of orthodontics*. 1990;17(1):71-5.
67. Scott GE. Fracture Toughness and Surface Cracks —. *The Angle Orthodontist*. 1988;58(1):5-8.
68. Douglass J. Enamel wear caused by ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1989;95(2):96-8.
69. Michalske TA, Bunker BC, Freiman SW. Stress corrosion of ionic and mixed ionic/covalent solids. *Journal of the American Ceramic Society*. 1986;69(10):721-4.
70. Salem JA, Powers LM, Allen R, Calomino A, editors. Slow crack growth and fracture toughness of sapphire for a window application. *Window and Dome Technologies and Materials VII*. 2001;4375:41-53.

71. Jena AK, Duggal R, Mehrotra A. Physical properties and clinical characteristics of ceramic brackets: a comprehensive review. *Trends Biomater Artif Organs*. 2007;20(2):101-15.
72. Bishara SE, Ortho D, Truiove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study: Part I. Background and methods. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;98(2):145-53.
73. Flores DA, Caruso JM, Scott GE, Jeiroudi MT. The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. *The Angle Orthodontist*. 1990;60(4):269-76.
74. Bishara SE, Fehr DE, editors. *Ceramic brackets: something old, something new, a review*. *Seminars in orthodontics*; 1997: Elsevier.
75. Bordeaux JM, Moore RN, Bagby MD. Comparative evaluation of ceramic bracket base designs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;105(6):552-60.
76. Karamouzou A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1997;112(1):34-40.
77. Russell J. Current products and practice: aesthetic orthodontic brackets. *Journal of Orthodontics*. 2005;32(2):146-63.
78. M Omana H, N Moore R, Bagby M. Frictional properties of metal and ceramic brackets. 1992;26(7):425-32.
79. Soni K, Thompson A, Harmer M, Williams D, Chabala J, Levi Setti R. Solute segregation to grain boundaries in MgO doped alumina. *Applied physics letters*. 1995;66(21):2795-7.
80. Banerjee G. Beach and minerals: a new material resource for glass and ceramics. *Bulletin of Materials Science*. 1998;21(4):349-54.
81. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C. Mechanical properties and short term in vivo evaluation of yttrium oxide partially stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research*. 1989;23(1):45-61.

82. Springate S, Winchester L. An evaluation of zirconium oxide brackets: a preliminary laboratory and clinical report. *British journal of orthodontics*. 1991;18(3):203-9.
83. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;106(6):605-14.
84. Meguro D, Hayakawa T, Kawasaki M, Kasai K. Shear bond strength of calcium phosphate ceramic brackets to human enamel. *The Angle Orthodontist*. 2006;76(2):301-5.
85. Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*. 1977;71(2):173-89.
86. Schanefeldt S, Foley TF. Bond strength comparison of moisture-insensitive primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;122(3):267-73.
87. Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ. *Orthodontics: current principles and techniques*: 6th ed.: Elsevier Health Sciences; 2016.
88. Usumez S EN. Adhesives and bonding in orthodontics. In: Nanda R, Kapila S, eds. *Current therapy in orthodontics*. 1st ed St Louis: Mosby. 2010:45–67.
89. Ryou D-B, Park H-S, Kim K-H, Kwon T-Y. Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding. *The Angle Orthodontist*. 2008;78(6):1105-9.
90. Albaladejo A, Montero J, Gomez de Diego R, López-Valverde A. Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. *The Angle orthodontist*. 2011;81(4):716-20.
91. Lorena dos Santos Oliveira B, Rosa Costa A, Bortolazzo Correr A, Vinicius Crepaldi M, Sobrinho L, Cesar Bento dos Santos J. Influence of adhesive and bonding material on the bond strength of bracket to bovine tooth. 2018;16(3):1-7.
92. Gange PA. Orthodontic Bonding. In Needham Press I. *Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. WL MAaB, editor2001. 169-87 p.

93. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *The Angle orthodontist*. 2006;76(1):123-6.
94. Fitzgerald I, Bradley GT, Bosio JA, Hefti AF, Berzins DW. Bonding with self-etching primers—pumice or pre-etch? An in vitro study. *The European Journal of Orthodontics*. 2011;34(2):257-61.
95. Patcas R, Eliades T. Enamel alterations due to orthodontic treatment. *Orthodontic Applications of Biomaterials*: Elsevier; 2017. p. 221-39.
96. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics*: 5th edition: Elsevier Health Sciences; 2014.
97. Brännström M, Malmgren O, Nordenvall K. Etching of young permanent teeth with an acid gel. *American journal of Orthodontics*. 1982;82(5):379-83.
98. Øgaard B, Fjeld M, editors. *The enamel surface and bonding in orthodontics. Seminars in orthodontics*; 2010: Elsevier.
99. Legler L, Retief D, Bradley E. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;98(2):154-60.
100. Patcas R, Zinelis S, Eliades G, Eliades T. Surface and interfacial analysis of sandblasted and acid-etched enamel for bonding orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2015;147(4):S64-S75.
101. Gwinnett A. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Archives of Oral Biology*. 1971;16(7):731-IN15.
102. Smith RS, Spinelli JA, Tartakow DJ. Phosphoric acid penetration during direct bonding. *American journal of orthodontics*. 1976;70(5):543-50.
103. Smith R, Bellezza J, Capilouto M, Bradley E, Denys F, Retief D. A clinical study of the composite/bonding resin-tooth interface. *Dental Materials*. 1987;3(4):218-23.

104. Sparrius O, Grossman E. Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal and enamel bonding agents. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;61(6):678-84.
105. McMordie R, King GE. Evaluation of primers used for bonding silicone to denture base material. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;61(5):636-9.
106. Wang WN, Tarng TH. Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;100(3):209-11.
107. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757-85.
108. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University Of Washington-*. 2003;28(3):215-35.
109. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Operative Dentistry*. 2001;26:119-44.
110. Eliades T, Brantley WA. *Orthodontic Applications of Biomaterials: A Clinical Guide*: Woodhead Publishing; 2016.
111. Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Brazilian dental journal*. 2015;26(1):3-10.
112. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive—a review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*. 2014;55(4):194-206.
113. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials: 12th ed Ch: 14, Dental Cements Elsevier Health Sciences*; 2013: 307-40.
114. Norris DS, McInnes-Ledoux P, Schwaninger B, Weinberg R. Retention of orthodontic bands with new fluoride-releasing cements. *American Journal of Orthodontics*. 1986;89(3):206-11.

115. Maijer R, Smith D. A comparison between zinc phosphate and glass ionomer cement in orthodontics. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1988;93(4):273-9.
116. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. Incidence of white spot formation after bonding and banding. *American journal of orthodontics*. 1982;81(2):93-8.
117. Mizrahi E. Surface distribution of enamel opacities following orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics*. 1983;84(4):323-31.
118. Sadowsky PL, Retief D. A comparative study of some dental cements used in orthodontics. *The Angle Orthodontist*. 1976;46(2):171-81.
119. Branco R, Hegdahl T. Physical properties of some zinc phosphate and polycarboxylate cements. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1983;41(6):349-53.
120. Louis Myers C, T. Drake J, Brantley W. A comparison of properties of zinc phosphate cements mixed on room temperature and frozen slabs 1978. 409-12 p.
121. Rezk-Lega F, Øgaard B, Arends J. An in vivo study on the merits of two glass ionomers for the cementation of orthodontic bands. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;99(2):162-7.
122. Foley T, Aggarwal M, Hatibovic-Kofman S. A comparison of in vitro enamel demineralization potential of 3 orthodontic cements. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;121(5):526-30.
123. Karan S, Serdar Toroğlu M. *Ortodontik Bant Simanları*. 2009;22(3):267-74.
124. Prosser H, Powis D, Brant P, Wilson A. Characterization of glass-ionomer cements 7. The physical properties of current materials. *Journal of dentistry*. 1984;12(3):231-40.
125. Coonar A, Jones S, Pearson G. An ex vivo investigation into the fluoride release and absorption profiles of three orthodontic adhesives. *The European Journal of Orthodontics*. 2001;23(4):417-24.
126. G. Charlton D, W. Haveman C. Dentin Surface Treatment and Bond Strength of Glass Ionomers. 1994;7(1):47-9.

127. Mala Desai Bds G, Tyas M. Adhesion to enamel of light- cured poly- acid dental materials 1996;41(6):393-7.
128. Feilzer A, Kakaboura A, De Gee A, L. Davidson C. The Influence of Water Sorption on the Development of Setting Shrinkage Stress in Traditional and Resin-Modified Glass Ionomer Cements 1995;11(3):186-90.
129. B. Fritz U, Finger WJ, Uno S. Resin-modified glass ionomer cements: Bonding to enamel and dentin. 1996;12(3):161-6.
130. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative Physico-mechanical Characterization of New Hybrid Restorative Materials with Conventional Glass-ionomer and Resin Composite Restorative Materials 1997;76(4):883-94.
131. Kakaboura A, Eliades G, Palaghias G. An FTIR study on the setting mechanism of resin-modified glass ionomer restoratives. 1996;12(3):173-8.
132. Powers JM, Kim HB, Turner DS, editors. Orthodontic adhesives and bond strengthtesting. Seminars in Orthodontics; 1997: Elsevier.
133. Correr AB, Sobrinho LC, de Araújo Magnani MBB, de Siqueira VCV. Shear bond strength of metallic brackets bonded with a new orthodontic composite. Brazilian Journal of Oral Sciences. 2009;8(2):76-80.
134. Jones DW. Dental composite biomaterials. Journal (Canadian Dental Association). 1998;64(10):732-4.
135. Tabrizi S, Salemis E, Usumez S. Flowable composites for bonding orthodontic retainers. The Angle Orthodontist. 2010;80(1):195-200.
136. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. Clinical oral investigations. 2008;12(1):1-8.
137. Jost-Brinkman PG, Schiffer A, RR M. The effect of adhesive layer thickness on bond strength. Journal of clinical orthodontics: JCO. 1992;26:718-20.
138. Zachrisson BU, Brobakken BO. Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. American Journal of Orthodontics. 1978;74(1):62-78.

139. Söderholm K-J. Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dental Materials*. 1991;7(2):74-83.
140. H Retief D, J Dreyer C, Gavron G. The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive. 1970;58(1):21-40.
141. Ryou D-B, Park H-S, Kim K-H, Kwon T-Y. Use of Flowable Composites for Orthodontic Bracket Bonding 2008. 1105-9 p.
142. Millett D, Glenny A-M, R Mattick C, Hickman J, Mandall NA. Adhesives for fixed orthodontic bands. 2007;3(2).
143. Retief DH. Failure at the dental adhesive-etched enamel interface. 1974;1(3):265-84.
144. Bowen R, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*. 1962;64(3):378-87.
145. Eliades T, Viazis AD, Eliades G. Bonding of ceramic brackets to enamel: morphologic and structural considerations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;99(4):369-75.
146. Kao E, Eliades T, Rezvan E, Johnston W. Torsional bond strength and failure pattern of ceramic brackets bonded to composite resin laminate veneers. *The European Journal of Orthodontics*. 1995;17(6):533-40.
147. Winchester L. Direct orthodontic bonding to porcelain: an in vitro study. *British journal of orthodontics*. 1991;18(4):299-308.
148. Gross MW, Foley TF, Mamandras AH. Direct bonding to Adlloy-treated amalgam. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1997;112(3):252-8.
149. E. Graham E. Variation in Morphology of Teeth: Anthropologic and Forensic Aspects. R. M. S. Taylor. 1980;1184):20-1.

150. Molnar S. Physical Anthropology: Variation in Morphology of Teeth: Anthropologic and Forensic Aspects. RMS Taylor. American Anthropologist. 1981;83(1):202-3.
151. Weatherell J, Robinson C, Hallsworth A. Changes in the fluoride concentration of the labial enamel surface with age. Caries research. 1972;6(4):312-24.
152. Williams V, Svare C. The effect of five-year storage prior to bonding on enamel/composite bond strength. Journal of dental research. 1985;64(2):151-4.
153. Rueggeberg F. Substrate for adhesion testing to tooth structure—Review of the literature: A report of the ASC MD156 Task Group on Test methods for the adhesion of restorative materials Accredited standards committee MD156 for dental materials and devices. Dental Materials. 1991;7(1):2-10.
154. Schneider PM, Messer LB, Douglas WH. The effect of enamel surface reduction in vitro on the bonding of composite resin to permanent human enamel. Journal of dental research. 1981;60(5):895-900.
155. Smith D, Cartz L. Crystalline interface formed by polyacrylic acid and tooth enamel. Journal of dental research. 1973;52(5):1155-.
156. Barkmeier W. Effect of reduced acid concentration and etching time on bond strength and enamel morphology. J Clin Orthod. 1987;21:395-8.
157. Wang WN, Yeh CL, Fang BD, Sun KT, Arvystas MG. Effect of H₃PO₄ concentration on bond strength. The Angle Orthodontist. 1994;64(5):377-82.
158. Eliades T, Eliades G, Brantley WA, Johnston WM. Polymerization efficiency of chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives: degree of cure. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1995;108(3):294-301.
159. Matasa CG. Microbial attack of orthodontic adhesives. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1995;108(2):132-41.

160. Oshida Y, Sachdeva RC, Miyazaku S. Microanalytical characterization and surface modification of NiTi orthodontic archwires. *Bio-medical materials and engineering*. 1992;2(2):51-69.
161. Katona TR, Chen J. Engineering and experimental analyses of the tensile loads applied during strength testing of direct bonded orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;106(2):167-74.
162. Katona TR, Moore BK. The effects of load misalignment on tensile load testing of direct bonded orthodontic brackets—a finite element model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;105(6):543-51.
163. Katona TR. A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1997;112(3):244-51.
164. Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. *British journal of orthodontics*. 1994;21(1):33-43.
165. Van Noort R, Noroozi S, Howard I, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *Journal of Dentistry*. 1989;17(2):61-7.
166. Suresh S. *Fatigue of Materials*. Series CSSS, editor. Cambridge (UK): 1991.
167. Herman WA, Hertzberg RW, Manson JA. The influence of loading history on fatigue in engineering plastics. *Journal of Materials Science*. 1990;25(1):434-40.
168. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dental Materials*. 2003;19(7):575-83.
169. H Pashley D, Carvalho R, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: A review. 1999;1(4):299-309.
170. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dental Materials*. 1998;14(3):194-201.
171. Erdur EA. Porselen yüzeyine lazer uygulamasının metal braketlerin bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisi: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2015.

172. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(4):349-55.
173. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dental materials*. 2006;22(9):857-63.
174. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;104(4):247-57.
175. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dental Materials*. 1995;11(2):126-31.
176. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all- ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *Journal of prosthodontics*. 2008;17(1):9-13.
177. Finnema KJ, Özcan M, Post WJ, Ren Y, Dijkstra PU. In-vitro orthodontic bond strength testing: a systematic review and meta-analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(5):615-22.
178. Papageorgiou S, Pandis N. Clinical evidence on orthodontic bond failure and associated factors. *Orthodontic Applications of Biomaterials: Elsevier*; 2017. p. 191-206.
179. Elnafar AA, Alam MK, Hasan R. The impact of surface preparation on shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded with a resin-modified glass ionomer cement. *Journal of orthodontics*. 2014;41(3):201-7.
180. Korbmacher HM, Huck L, Kahl-Nieke B. Fluoride-releasing adhesive and antimicrobial self-etching primer effects on shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*. 2006;76(5):845-50.
181. Romano FL, Tavares SW, Nouer DF, Consani S, Magnani MBBA. Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(5):849-53.

182. Sayinsu K, Isik F, Sezen S, Aydemir B. New protective polish effects on shear bond strength of brackets. *The Angle Orthodontist*. 2006;76(2):306-9.
183. Signorelli MD, Kao E, Ngan PW, Gladwin MA. Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: an in-vitro and in-vivo study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2006;129(2):277-82.
184. Pickett KL, Lionel Sadowsky P, Jacobson A, Lacefield W. Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. *The Angle Orthodontist*. 2001;71(2):141-8.
185. Tonus JL, Manfroï FB, Borges GA, Grigolo EC, Helegda S, Spohr AM. Prototype to measure bracket debonding force in vivo. *Dental press journal of orthodontics*. 2017;22(1):82-8.
186. Tuncer C, Tuncer BB, Ulusoy Ç. Effect of fluoride-releasing light-cured resin on shear bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(1):14. e1-. e6.
187. Abdelnaby YL, Al-Wakeel EE. Influence of modifying the resin coat application protocol on bond strength and microleakage of metal orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*. 2010;80(2):378-84.
188. Adolfsson U, Larsson E, Ögaard B. Bond failure of a no-mix adhesive during orthodontic treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;122(3):277-81.
189. Linklater RA, Gordon PH. Bond failure patterns in vivo. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2003;123(5):534-9.
190. Mattick CR, Hobson RS. A comparative micro-topographic study of the buccal enamel of different tooth types. *Journal of Orthodontics*. 2000.
191. Rocha JMd, Gravina MA, Campos MJdS, Quintão CCA, Elias CN, Vitral RWF. Shear bond resistance and enamel surface comparison after the bonding and debonding of ceramic and metallic brackets. *Dental press journal of orthodontics*. 2014;19(1):77-85.

192. Pignatta LMB, Duarte Júnior S, Santos ECA. Evaluation of enamel surface after bracket debonding and polishing. *Dental Press Journal of Orthodontics*. 2012;17(4):77-84.
193. Bonetti GA, Zanarini M, Parenti SI, Lattuca M, Marchionni S, Gatto MR. Evaluation of enamel surfaces after bracket debonding: an in-vivo study with scanning electron microscopy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;140(5):696-702.
194. Atashi MHA, Kachoei M. Does mechanical locking-base ceramic brackets reduce cracks at debonding? 2012.
195. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon JF. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2004;125(3):348-50.
196. Atashi MHA, Haghighi AHS, Nastarin P, Atashi SA. Variations in enamel damage after debonding of two different bracket base designs: An in vitro study. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*. 2018;12(1):56.
197. Dumbryte I, Linkeviciene L, Malinauskas M, Linkevicius T, Peciuliene V, Tikuisis K. Evaluation of enamel micro-cracks characteristics after removal of metal brackets in adult patients. *The European Journal of Orthodontics*. 2011;35(3):317-22.
198. Sorake A, Rai R, Hegde G, Suneja R, Kumar N, Skaria J. Comparison of Shear Bond Strength of New Self-etching Primer with Conventional Self-etching Primers: An In-vitro Study. *Journal of international oral health: JIOH*. 2015;7(7):17.
199. Minick GT, Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Bracket bond strengths of new adhesive systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(6):771-6.
200. Ulker M, Uysal T, Ramoglu SI, Ucar FI. Bond strengths of an antibacterial monomer-containing adhesive system applied with and without acid etching for lingual retainer bonding. *The European Journal of Orthodontics*. 2009;31(6):658-63.
201. Attar N, Taner TU, Tülümen E, Korkmaz Y. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded using conventional vs one and two step self-etching/adhesive systems. *The Angle Orthodontist*. 2007;77(3):518-23.

202. Gaffey PG, Major PW, Glover K, Grace M, Koehler JR. Shear/peel bond strength of repositioned ceramic brackets. *The Angle Orthodontist*. 1995;65(5):351-8.
203. Littlewood S, Redhead A. Use of jigs to standardise orthodontic bond testing. *Journal of dentistry*. 1998;26(5-6):539-45.
204. Stanford SK, Wozniak WT, Fin P, editors. *The need for standardization of test protocols. Seminars in orthodontics*; 1997: Elsevier.
205. Pham D, Bollu P, Chaudhry K, Subramani K. Comparative evaluation of orthodontic bracket base shapes on shear bond strength and adhesive remnant index: An in vitro study. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2017;9(7):e848.
206. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dental materials*. 2005;21(5):391-6.
207. Linjawi AI, Abbassy MA. Comparison of shear bond strength to clinically simulated debonding of orthodontic brackets: An in vitro study. *Journal of orthodontic science*. 2016;5(1):25.
208. Thomasa RL, de Rijk WG, Evans CA. Tensile and shear stresses in the orthodontic attachment adhesive layer with 3D finite element analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1999;116(5):530-2.
209. Demirovic K, Slaj M, Spalj S, Slaj M, Kobaslija S. Comparison of Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Using Direct and Indirect Bonding Methods in Vitro and in Vivo. *Acta Informatica Medica*. 2018;26(2):125.
210. after Debonding ESR. Enamel Surface Roughness after Debonding: A Comparative Study using Three Different Burs. *The journal of contemporary dental practice*. 2018;19(5):521-6.
211. Arici S, Caniklioglu CM, Arici N, Ozer M, Oguz B. Adhesive thickness effects on the bond strength of a light-cured resin-modified glass ionomer cement. *The Angle orthodontist*. 2005;75(2):254-9.

212. Oz AA, Yazicioglu S, Arici N, Akdeniz BS, Murat N, Arıcı S. Assessment of the confidence of the adhesive remnant index score with different Methods. Turkish J Orthod Vol. 2014;26(4).
213. Arıcı S, Arıcı N. Effects of thermocycling on the bond strength of a resin-modified glass ionomer cement: an in vitro comparative study. The Angle Orthodontist. 2003;73(6):692-6.
214. Ioannidis A, Papageorgiou SN, Sifakakis I, Zinelis S, Eliades G, Eliades T. Orthodontic bonding and debonding induces structural changes but does not alter the mechanical properties of enamel. Progress in orthodontics. 2018;19(1):12.
215. Marquezan M, Lau T, Rodrigues C, Sant'Anna E, Ruellas A, Marquezan M, et al. Shear bond strengths of orthodontic brackets with a new LED cluster curing light. Journal of orthodontics. 2010;37(1):37-42.
216. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J. Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. The Angle Orthodontist. 2002;72(5):464-7.
217. Al Shamsi A, Cunningham J, Lamey P, Lynch E. Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. The Angle Orthodontist. 2006;76(4):694-9.
218. Barry G. A clinical investigation of the effects of omission of pumice prophylaxis on band and bond failure. British journal of orthodontics. 1995;22(3):245-8.
219. Ireland A, Sherriff M. The effect of pumicing on the in vivo use of a resin modified glass poly (alkenoate) cement and a conventional no-mix composite for bonding orthodontic brackets. Journal of orthodontics. 2002;29(3):217-20.
220. Lindauer SJ, Shroff B, Marshall F, Anderson RH, Moon PC. Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 1997;111(6):599-605.
221. Burgess AM, Sherriff M, Ireland AJ. Self-etching primers: is prophylactic pumicing necessary? A randomized clinical trial. The Angle Orthodontist. 2006;76(1):114-8.

222. Lill DJ, Lindauer SJ, Tüfekçi E, Shroff B. Importance of pumice prophylaxis for bonding with self-etch primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;133(3):423-6.
223. Pandis N, Eliades T. A comparative in vivo assessment of the long-term failure rate of 2 self-etching primers. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2005;128(1):96-8.
224. Korbmacher H, Huck L, Adam T, Kahl-Nieke B. Evaluation of an antimicrobial and fluoride-releasing self-etching primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *The European Journal of Orthodontics*. 2006;28(5):457-61.
225. Raji sh, Ghorbanipour R, Majdzade F. Effect of clearfil protect bond and transbond plus self-etch primer on shear bond strength of orthodontic brackets 2011;8(1):94-9.
226. Bulut H, Türkün M, Türkün LŞ, Işıksal E. Evaluation of the shear bond strength of 3 curing bracket bonding systems combined with an antibacterial adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;132(1):77-83.
227. Varlik SK, Ulusoy Ç. Effect of light-cured filled sealant on shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded with a resin-modified glass ionomer cement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(2):194-8.
228. Mohammadi A, Pourkhameneh S, Sadrhaghighi A-H. The effect of different force magnitudes for placement of orthodontic brackets on shear bond strength, in three adhesive systems. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2018;10(6):e548.
229. Retief D, Wendt S, Bradley E. Effect of adhesive thickness on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *American journal of dentistry*. 1989;2(6):341-4.
230. Coelho P, Calamia C, Harsono M, Thompson V, Silva N. Laboratory and FEA evaluation of dentin-to-composite bonding as a function adhesive layer thickness. *dental materials*. 2008;24(10):1297-303.

231. D'Arcangelo C, Vanini L, Domenico Prosperi G, Di Bussolo G, De angelis F, D'Amario M, et al. The Influence of Adhesive Thickness on the Microtensile Bond Strength of Three Adhesive Systems 2009. 109-15 p.
232. Neves AdA, Coutinho E, Poitevin A, Van der Sloten J, Van Meerbeek B, Van Oosterwyck H. Influence of joint component mechanical properties and adhesive layer thickness on stress distribution in micro-tensile bond strength specimens. dental materials. 2009;25(1):4-12.
233. Evans LB, Powers JM. Factors affecting in vitro bond strength of no-mix orthodontic cements. American journal of orthodontics. 1985;87(6):508-12.
234. Mackay F. The effect of adhesive type and thickness on bond strength of orthodontic brackets. British journal of orthodontics. 1992;19(1):35-9.
235. Jost-Brinkmann P, Schiffer A, Miethke R. The effect of adhesive-layer thickness on bond strength. Journal of clinical orthodontics: JCO. 1992;26(11):718-20.
236. Jain M, Shetty S, Mogra S, Shetty VS, Dhakar N. Determination of optimum adhesive thickness using varying degrees of force application with light-cured adhesive and its effect on the shear bond strength of orthodontic brackets: An in vitro study. Orthodontics: The Art & Practice of Dentofacial Enhancement. 2013;14(1).
237. Eliades T, Brantley W. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. The European Journal of Orthodontics. 2000;22(1):13-23.
238. Claudino D, Kuga M-C, Belizário L, Pereira J-R. Enamel evaluation by scanning electron microscopy after debonding brackets and removal of adhesive remnants. Journal of clinical and experimental dentistry. 2018;10(3):e248.
239. Sachdeva A, Raghav S, Goel M, Raghav N, Tiwari S. A comparison of the shear bond strength of conventional acid etching, self-etching primer, and single bottle self-adhesive-An In vitro study. Indian Journal of Dental Sciences. 2017;9(3):170.

240. Ulusoy MÇ, Türköz Ç, Tuncer BB, Tuncer C, Varlık SK. Flor salan adeziv sistemler kullanılarak yapıştırılan ortodontik braket ve tüplerin bağlanma kuvvetlerinin incelenmesi. *Acta Odontologica Turcica*. 2013;30(2):54-8.
241. Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MM, Warren J. Effects of using a new protective sealant on the bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(2):243-6.
242. Paschos E, Okuka S, Ilie N, Huth KC, Hickel R, Rudzki-Janson I. Investigation of shear-peel bond strength of orthodontic brackets on enamel after using Pro Seal™. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2006;67(3):196-206.
243. MacColl G, Rossouw P, Titley K, Yamin C. The relationship between bond strength and orthodontic bracket base surface area with conventional and microetched foil-mesh bases. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1998;113(3):276-81.
244. Kechagia A, Zinelis S, Pandis N, Athanasiou AE, Eliades T. The effect of orthodontic adhesive and bracket-base design in adhesive remnant index on enamel. *Journal of the World Federation of Orthodontists*. 2015;4(1):18-22.
245. Amm EW, Hardan LS, BouSerhal JP, Glasl B, Ludwig B. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching primer to intact and pre-conditioned human enamel. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2008;69(5):383-92.
246. Iijima M, Ito S, Yuasa T, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Bond strength comparison and scanning electron microscopic evaluation of three orthodontic bonding systems. *Dental materials journal*. 2008;27(3):392-9.
247. Lunardi N, Gameiro GH, de Araújo Magnani MBB, Nouer DF, de Siqueira VCV, Consani S, et al. The effect of repeated bracket recycling on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. *Brazilian Journal of Oral Sciences*. 2016;1648-52.

248. Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(1):36-42.
249. Hellak A, Ebeling J, Schauseil M, Stein S, Roggendorf M, Korbmacher-Steiner H. Shear bond strength of three orthodontic bonding systems on enamel and restorative materials. *BioMed Research International*. 2016.
250. Grubisa HS, Heo G, Raboud D, Glover KE, Major PW. An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2004;126(2):213-9.
251. Vilchis RJS, Yamamoto S, Kitai N, Yamamoto K. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different self-etching adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;136(3):425-30.
252. Sachdeva A, Raghav S, Goel M, Raghav N, Tiwari S. A comparison of the shear bond strength of conventional acid etching, self-etching primer, and single bottle self-adhesive-An In vitro study. *Indian Journal of Dental Sciences*. 2017;9(3):170-5.
253. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(6):621-4.
254. Aljubouri Y, Millett D, Gilmour W. Six and 12 months' evaluation of a self-etching primer versus two-stage etch and prime for orthodontic bonding: a randomized clinical trial. *The European Journal of Orthodontics*. 2004;26(6):565-71.
255. Kawasaki M, Hayakawa T, Takizawa T, Sirirungrojying S, Saitoh K, Kasai K. Assessing the performance of a methyl methacrylate-based resin cement with self-etching primer for bonding orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*. 2003;73(6):702-9.
256. Gupta SP, Shrestha BK. Shear bond strength of a bracket-bonding system cured with a light-emitting diode or halogen-based light-curing unit at various polymerization times. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*. 2018;10:61.

257. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;122(3):236-41.
258. C Perry A. Rebonding brackets 1981. 850-4 p.
259. O'Brien K, Watts D, Read M. Light cured direct bonding—is it necessary to use a primer? *The European Journal of Orthodontics*. 1991;13(1):22-6.
260. Hirce JD, Sather AH, Chao EY. The effect of topical fluorides, after acid etching of enamel, on the bond strength of directly bonded orthodontic brackets. *American journal of orthodontics*. 1980;78(4):444-52.
261. Arhun N, Arman A, Sesen Ç, Karabulut E, Korkmaz Y, Gokalp S. Shear bond strength of orthodontic brackets with 3 self-etch adhesives. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2006;129(4):547-50.
262. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dental Materials*. 2005;21(2):139-44.
263. Klocke A, Kahl-Nieke B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2006;129(2):261-5.
264. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(5):832-5.
265. Eliades T, Katsavrias E, Zinelis S, Eliades G. Effect of loading rate on bond strength. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2004;65(4):336-42.
266. Hajrassie MK, Khier SE. In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131(3):384-90.
267. Chamda RA, Stein E. Time-related bond strengths of light-cured and chemically cured bonding systems: an in vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1996;110(4):378-82.

268. Abd SD, Al-Khatieeb MM. Shear Bond Strength and Excess Adhesive Surface Topography of Different Bonding Systems after Thermocycling: A Comparative In-vitro Study. *Health Sciences*. 2018;7(3):46-54.
269. Mirzakouchaki B, Kimyai S, Hydari M, Shahrabaf S, Mirzakouchaki-Boroujeni P. Effect of self-etching primer/adhesive and conventional bonding on the shear bond strength in metallic and ceramic brackets. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*. 2012;17(1):e164.
270. Liu J-K, Chung C-H, Chang C-Y, Shieh D-B. Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2005;128(6):761-5.
271. Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MM, Warren JJ, Laffoon JF, Ajlouni R. Comparison of bonding time and shear bond strength between a conventional and a new integrated bonding system. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(2):237-42.
272. Reddy Y, Sharma R, Singh A, Agrawal V, Agrawal V, Chaturvedi S. The shear bond strengths of metal and ceramic brackets: An in-vitro comparative study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2013;7(7):1495.
273. Sfondrini MF, Gatti S, Scribante A. Shear bond strength of self-ligating brackets. *The European Journal of Orthodontics*. 2010;33(1):71-4.
274. Northrup RG, Berzins DW, Bradley TG, Schuckit W. Shear bond strength comparison between two orthodontic adhesives and self-ligating and conventional brackets. *The Angle Orthodontist*. 2007;77(4):701-6.
275. Theodorakopoulou LP, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield Jr W. Evaluation of the debonding characteristics of 2 ceramic brackets: an in vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2004;125(3):329-36.
276. Zielinski V, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. Comparison of shear bond strength of plastic and ceramic brackets. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2014;75(5):345-57.
277. Stein S, Kleve A, Schauseil M, Hellak A, Korbmacher-Steiner H, Braun A. 445-nm diode laser-assisted debonding of self-ligating ceramic brackets. *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*. 2017;62(5):513-20.

278. Jeiroudi MT. Enamel fracture caused by ceramic brackets. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 1991;99(2):97-9.
279. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1990;98(3):214-21.
280. Sheibaninia A, Sepasi S, Saghiri MA, Sepasi S. The effect of an acidic food-simulating environment on the shear bond strength of self-ligating brackets with different base designs. International journal of dentistry. 2014;2014.
281. Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Penco SI. Shear bond strength of metal brackets on enamel. The Angle Orthodontist. 2006;76(5):851-6.
282. Turk T, Elekdag-Turk S, Isci D. Effects of self-etching primer on shear bond strength of orthodontic brackets at different debond times. The Angle Orthodontist. 2007;77(1):108-12.
283. Yamada R, Hayakawa T, Kasai K. Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets. The Angle Orthodontist. 2002;72(6):558-64.
284. Farahani M, Kabiri S, Motamedian SR, Hajighadimi M. Effect of Bracket Base Sandblasting on Bonding of Orthodontic Brackets on Enamel Surface. Dental Hypotheses. 2016;7(4):133.
285. Dalaie K, Mirfasihi A, Eskandarion S, Kabiri S. Effect of bracket base design on shear bond strength to feldspathic porcelain. European journal of dentistry. 2016;10(3):351.

8. EKLER

Ek1. Etik Kurul Onayı

B.E.Ü. KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Değişik Braket Tiplerinin ve Yapıştırma Ajanlarının Kopma Direncine Olan Etkisinin Laboratuvar Ortamında Değerlendirilmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2016-21-2701

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Bölent Ecevit Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	B.E.Ü Tıp Fakültesi Dekanlığı, 67600 Kozlu-ZONGULDAK
	TELEFON	0 372 26132 60
	FAKS	0 372 261 02 65
	E-POSTA	etiksekreteryay@gmail.com

BAŞVURU BİLGİLERİ

KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Yrd. Doç. Dr. Nurhat ÖZKALAYCI			
KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortodonti			
KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	B.E.Ü. Diş Hekimliği Uygulama ve Araştırma Merkezi			
VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
DESTEKLEYİCİ				
PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	☐		
	FAZ 2	☐		
	FAZ 3	☐		
	FAZ 4	☐		
	Gözlemsel ilaç çalışması	☐		
	Tıbbi cihaz klinik araştırması	☐		
	İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları	☐		
	İlaç dışı klinik araştırma	☒		
	Diğer ise belirtiniz : Bireysel Araştırma Projesi			
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☐	ULUSLARARASI ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐

Doç. Dr. Günnur ÖZBAKİŞ DENGİZ
B.E.Ü. Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanı
İmza:

B.E.Ü. KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Değişik Braket Tiplerinin ve Yapıştırma Ajanlarının Kopma Direncine Olan Etkisinin Laboratuvar Ortamında Değerlendirilmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2016-21-27/01

DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı		Açıklama
	SİGORTA	☐	
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☐	
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐	
	ILAN	☐	
	YILLIK BİLDİRİM	☐	
	SONUÇ RAPORU	☐	
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐	
	DİĞER:	☐	
	Karar No: 09/03/2016	Tarih: 2016/05	
KARAR BİLGİLERİ	B.E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. Nurhat ÖZKALAYCI'nın sorumluluğunda yürütülecek olan ve yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.		
	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.		

B.E.Ü. KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Doç. Dr. Günnur ÖZBAKİŞ DENGİZ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkisi	Katılım *	İmza
Doç. Dr. Günnur ÖZBAKİŞ DENGİZ (Başkan)	Tıbbi Farmakoloji	B.E.Ü. Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof. Dr. Hilal AYOĞLU (Başkan Yrd.)	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	B.E.Ü. Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Yrd. Doç. Dr. Ercan GENCER (Bildirimlerden sorumlu üye)	Fizyoloji	B.E.Ü. Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof. Dr. Banu DOĞAN GÜN	Tıbbi Patoloji	B.E.Ü. Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç. Dr. Ali Uğur EMRE	Genel Cerrahi	B.E.Ü. Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç. Dr. Sadi TOPRAK	Adli Tıp	B.E.Ü. Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç. Dr. Mehmet ARASLI	İmmünoloji	B.E.Ü. Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç. Dr. İbrahim Etem PİŞKİN	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	B.E.Ü. Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☒	Raporlu
Doç. Dr. Sibel KOÇAK	Endodonti	B.E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	Sorumlu
Doç. Dr. Ayşe Semra DEMİR AKCA	Aile Hekimliği	B.E.Ü. Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☐ H ☒	Görevli
Yrd. Doç. Dr. Bilgehan AÇIKGÖZ	Halk Sağlığı	B.E.Ü. Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Yrd. Doç. Dr. Meltem KÜRTÜNCÜ	Çocuk Sağlığı ve Hemşireliği	B.E.Ü. Sağlık Yüksekokulu	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Av. İbrahim Kerem ERTEM	Hukuk	Serbest	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Ecz. Mehmet Kıvanç ERDEM	Eczacı	Serbest	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	

Doç. Dr. Günnur ÖZBAKİŞ DENGİZ
B.E.Ü. Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanı
İmza:



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

İNTİHAL RAPORU BEYAN FORMU



DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA

Ortodonti Anabilim Dalında yürütülen “Değişik Braket Tiplerinin ve Yapıştırma Ajanlarının Kopma Direncine Olan Etkisinin Laboratuvar Ortamında Değerlendirilmesi” başlıklı tez için akademik intihal engelleme programında yapılan tarama sonucunda elde edilen benzerlik oranları aşağıdadır.

Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi halde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz. 03/12/ 2018

Öğrenci Adı-Soyadı:

Dt. Orhan ÇİÇEK

İmza

Danışman Adı-Soyadı:

Doç. Dr. Nurhat ÖZKALAYCI

İmza

BENZERLİK ORANLARI: % 5

Ek: İntihal tespit programı çıktısı

ZONGULDAK BEÜ Diş Hekimliği Fakültesi 67600

Kozlu / ZONGULDAK

Tel : 0372 261 36 00

Fax : 0372 2613603

Web : <http://dis.beun.edu.tr/>

e-mail : dishekimligi@beun.edu.tr

Ek 3. İntihal Tespit Program Çıktısı

Orhan ÇİÇEK Tez

ORJİNALLİK RAPORU

%5

BENZERLİK ENDEKSİ

%5

İNTERNET
KAYNAKLARI

%2

YAYINLAR

%1

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1

polen.itu.edu.tr
İnternet Kaynağı

%1

2

www.tod.org.tr
İnternet Kaynağı

%1

3

acikerisim.selcuk.edu.tr:8080
İnternet Kaynağı

<%1

4

earsiv.atauni.edu.tr
İnternet Kaynağı

<%1

5

Submitted to TechKnowledge Turkey
Öğrenci Ödevi

<%1

6

www.jsdmd.jp
İnternet Kaynağı

<%1

7

documents.salisbury.gov.uk
İnternet Kaynağı

<%1

8

actamedica.lfhk.cuni.cz
İnternet Kaynağı

<%1

9

ULUSOY, Çağrı and VARLIK, Selin, Kale. "Dört

<%1



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

TEZ YAZIM DEĞERLENDİRME FORMU



DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA

Ortodonti Anabilim Dalında yürütülen “Değişik Braket Tiplerinin ve Yapıştırma Ajanlarının Kopma Direncine Olan Etkisinin Laboratuvar Ortamında Değerlendirilmesi” başlıklı ve uzmanlık öğrencisi Dt. Orhan ÇİÇEK tarafından hazırlanan uzmanlık tezinde;

- ☒ DİŞ KAPAK SAYFASI
- ☒ İÇ KAPAK SAYFASI
- ☒ TEZ KABUL VE ONAY SAYFASI
- ☒ ÖNSÖZ SAYFASI
- ☒ TÜRKÇE ÖZET
- ☒ İNGİLİZCE ÖZET (ABSTRACT)
- ☒ İÇİNDEKİLER
- ☒ SİMGELER ve KISALTMALAR
- ☒ ŞEKİL DİZİNİ (Gerekli ise)
- ☒ TABLO DİZİNİ (Gerekli ise)
- ☒ GİRİŞ
- ☒ GENEL BİLGİLER
- ☒ GEREÇ ve YÖNTEM
- ☒ BULGULAR
- ☒ TARTIŞMA
- ☒ SONUÇLAR
- ☒ KAYNAKLAR
- ☒ EKLER (Etik kurul onayı vb.)
- ☒ ÖZGEÇMİŞ
- ☒ İNTİHAL RAPORU
- ☒ FORMATLA İLGİLİ DİĞER HUSUSLAR (Alt bölümler, Latince isimler, Ondalık ayraçlar, Metin içerisindeki göndermeler ve kaynak göstermeler, Alıntılar, Dipnotlar, Simgeler ve kısaltmalar vb.)

Tez yazım kılavuzunda belirtildiği gibi hazırlanmıştır.

Yukarıda belirtilen hususlar tarafımdan kontrol edilmiştir.

Danışmanın Adı-Soyadı: Doç. Dr. Nurhat ÖZKALAYCI

Tarih: 03/12/2018

İmza:

Kontrol Eden

Adı-Soyadı: Doç. Dr. Umut BALLI

Tarih: 03/12/2018

İmza:

ZONGULDAK BEÜ Dış Hekimliği Fakültesi 67600

Kozlu / ZONGULDAK

Tel : 0372 261 36 00

Fax : 0372 2613603

Web : <http://dis.beun.edu.tr/> e-mail : dishekimligi@beun.edu.tr

9. ÖZGEÇMİŞ

I. Kişisel Bilgiler

Adı: Orhan

Soyadı: ÇİÇEK

Doğum Yeri: Tarsus

Doğum Tarihi: 26.01.1989

Uyruğu: Türkiye Cumhuriyeti

Medeni Hali: Evli

Adresi: Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi, İbn'i Sina Kampüsü, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı, Kozlu/Zonguldak

Tel: 0 (532) 286 48 31

E – posta: ortonhancicek@gmail.com

2014 - BEÜ Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı

2007 - 2012 Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2004 - 2007 Özel Çağ Anadolu Lisesi

2003 - 2004 İclal Ekenler Yabancı Dil Ağırlıklı Lise

1998 - 2003 Hayrunnisa Köylügil İlköğretim Okulu

1995 - 1998 Ahmet Zeki Şanlı İlköğretim Okulu

Yabancı dil: İngilizce

III- Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

-Türk Ortodonti Derneği

IV. Bilimsel İlgi Alanları

Bilimsel Yayın

Ozkalayci, N., Cicek, O. When Do Skeletal Class III Patients Wear Their Reverse Pull Headgears?. BioMed Research International, Article ID 3546262, 5 pages, 2017

Özkalaycı, N., Çiçek, O. Rotasyona Uğramış Üst Santral Kesici Dişi ve Gömülü Dişi Olan Hastanın Tedavisi: Olgu Sunumu. Journal Of International Dental Science Zonguldak, 2016; 2 (1): 65-9.

Bilimsel Tebliğ

Nurhat Özkalaycı, **Orhan Çiçek**. Treatment of a patient with upper supernumerary incisors:A case report. XV.Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi. Antalya, 2016.

Nurhat Özkalaycı, **Orhan Çiçek**. Treatment of a patient with fully rotated upper central incisor: case report. XV. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi. Antalya, 2016.

Orhan Çiçek, Nurhat Özkalaycı. Treatment of a patient with persistent upper deciduous lateral incisors: case report. 1st. International Congress on Preventive Dentistry Erzurum, 2018.

Orhan Çiçek, Nurhat Özkalaycı. Treatment of a patient with fractured upper right central incisor due to trauma: case report. 1st. International Congress on Preventive Dentistry Erzurum, 2018.

Orhan Çiçek, Soner Arusoğlu, Nurhat Özkalaycı. Orthodontic treatment of a patient with functional class II malocclusion due to upper incisors' retrusions: case report. 1st. International Congress on Preventive Dentistry Erzurum, 2018.

Orhan Çiçek, Nurhat Özkalaycı. Treatment of a dental midline deviation with orthodontic mini screw anchorage: case report. 1st. International Congress on Preventive Dentistry Erzurum, 2018

.

Katıldığı Bilimsel Kongre, Sempozyum ve Toplantılar

1. 15. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi. Antalya, Türkiye (Ekim 1-5 2016)
2. Türk Ortodonti Derneği 12. Bölgesel Toplantısı. Trabzon, Türkiye (Mayıs 22-23, 2016)
3. Dr. Andrey Tikhonov – Damon Sistemini Anlamak. İzmir, Türkiye (Ekim 22-23, 2015)
4. 1. Uluslararası Koruyucu Dişhekimliği Kongresi. Erzurum, Türkiye (Mart 5-8, 2018)