



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**KUMLAMANIN PASLANMAZ ÇELİK ve TİTANYUM
BRAKETLERDE BAĞLANMA DAYANIMLARINA
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Ayőe Bűőra ŐİMŐEK

**Samsun
Haziran – 2018**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**KUMLAMANIN PASLANMAZ ÇELİK ve TİTANYUM
BRAKETLERDE BAĞLANMA DAYANIMLARINA
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Ayşe Büşra ŞİMŞEK

**Danıőman
Prof. Dr. Tamer TÜRÖ**

**Samsun
Haziran – 2018**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Ayşe Büşra ŞİMŞEK tarafından Prof. Dr. Tamer TÜRÖK danıőmanlıĐında hazırlanan “Kumlamanın Paslanmaz Çelik ve Titanyum Braketlerde Bağlanma Dayanımlarına Etkisinin İncelenmesi” baőlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 27/06/2018 tarihinde yapılan sınav ile Ortodonti Anabilim Dalında UZMANLIK Tezi olarak kabul edilmiştir.

Baőkan: Prof. Dr. Neslihan ÜÇÜNCÜ
(Gazi Üniversitesi)

Üye: Prof. Dr. Tamer TÜRÖK
(Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

Üye: Prof. Dr. Mete ÖZER
(Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Sabahat YAZICIOĞLU
(Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Aslıhan Zeynep ÖZ
(Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

ONAY:

Bu tez, Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görölmüőtür.

27/06/2018

Prof. Dr. Selim ARICI
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimim boyunca değerli bilgilerini, yardımlarını ve katkılarını esirgemeyen Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nın kıymetli öğretim üyeleri Prof. Dr. Selim Arıcı, Prof. Dr. Mete Özer, Doç. Dr. Selma Elekdağ Türk, Doç. Dr. Nursel Arıcı, Dr. Öğr. Üyesi Abdullah Alper Öz, Dr. Öğr. Üyesi Sabahat Yazıcıoğlu ve Dr. Öğr. Üyesi Zeynep Öz'e,

Sevgilerini ve desteklerini her zaman yanımda hissettiğim arkadaşlarım; Özge Özaydın, Feride Işık, Dina Baker ve kliniğimizdeki tüm çalışma arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde büyük emekleri olan, bana güvenen ve inanan canım annem Aynur Çakmak, sevgili babam Yüksel Çakmak ve kardeşlerim Muhammet Ali ve Melikşah'a,

Sevgi ve anlayışıyla her zaman yanımda olan sevgili eşim İbrahim'e ve biricik kızım Ervanur'a ,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

KUMLAMANIN PASLANMAZ ÇELİK ve TİTANYUM BRAKETLERDE BAĞLANMA DAYANIMLARINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı paslanmaz çelik ve titanyum braketlerin kumlama işlemi ve yeniden kullanım sonrasında sıyırma bağlanma dayanımının değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metot: Çalışmamızda 90 adet paslanmaz çelik (Equilibrium 2, Dentaurum, Almanya) ve 90 adet titanyum (Equilibrium Ti, Dentaurum, Almanya) olmak üzere toplam 180 adet üst küçükazı braketi kullanıldı. Çalışmamızda kullanılan her bir braket çeşidi üç alt gruba ayrıldı. Grup 1 ve 2’de yer alan paslanmaz çelik ve titanyum braketlerin tabanlarına herhangi bir işlem uygulanmadı. Grup 3 ve 4’de yer alan braketlerin tabanları kumlandı. Grup 5 ve 6’da yer alan braketler önce yapıştırılıp, daha sonra braket tabanındaki adeziv uzaklaştırılana kadar kumlama işlemi uygulandı. Her bir grupta yer alan braketler ışıkla sertleşen yapıştırıcı (Transbond XT, 3M Unitek) kullanılarak üst küçükazı dişlerine yapıştırıldı. Sıyırma testi LLOYD Universal Test Cihazı ile yapıldı. Kopma tipleri ARI sistemine göre sınıflandırıldı. Her gruptan birer örnek üzerinde SEM incelemesi yapıldı.

Bulgular: Grup 1 ve 3’te, yeni ve kumlanmış paslanmaz çelik braketler, bağlanma dayanımlarının diğer gruplara göre istatistiksel olarak önemli ölçüde yüksek olduğu görüldü ($p<0,05$). Grup 6, titanyum braketlerin yeniden kullanımı ile en düşük bağlanma dayanımı elde edildi. Grup 6 ve Grup 4’de, titanyum braketlerin kumlanması, elde edilen bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak önemli fark izlendi ($p<0,05$). ARI skoru dağılımının gruplar arasında istatistiksel olarak farklı olduğu bulundu ($p=0,000$).

Sonuç: Bu *in-vitro* çalışma, braket materyali ve kumlama işleminin braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetine etkisi olduğunu gösterdi.

Anahtar Kelimeler: Braket, Paslanmaz çelik, Titanyum, Kumlama, Bağlanma dayanımı kuvveti

Ayşe Büşra ŞİMŞEK, Uzmanlık Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi – Samsun, Haziran – 2018

ABSTRACT

EFFECTS OF SANDBLASTING ON BOND STRENGTH OF STAINLESS STEEL AND TITANIUM BRACKETS

Aim: To evaluate the shear bond strength of stainless steel and titanium brackets after sandblasting and rebonding.

Material and Methods: A total of 180 upper premolar brackets, 90 stainless steel (Equilibrium[®] 2, Dentaaurum, Germany) and 90 titanium (Equilibrium[®] Ti, Dentaaurum, Germany), were used in this study. These brackets were divided into three subgroups for each bracket material. In Group 1 and 2, no treatment was applied to the base of brackets. In Group 3 and 4, the base of brackets were sandblasted. In Group 5 and 6, the brackets were bonded and debonded and sandblasting was applied to clean the adhesive on the base. In each subgroup, the brackets were bonded to the upper premolar teeth with light cure adhesive (Transbond XT, 3M Unitek). Shear bond strength test was performed with the LLOYD Universal Testing Machine. The Adhesive Remnant Index (ARI) was used to determine the amount of composite resin remaining on the tooth surface. SEM evaluation was performed for one sample of each group.

Results: The shear bond strengths (SBS) of Group 1 and 3, new and sandblasted stainless steel brackets, were significantly higher than the SBS of the other groups ($P<0.05$). The lowest SBS was obtained with Group 6, i.e. rebonded titanium brackets. A statistically significant difference was observed between Group 6 and Group 4, i.e. sandblasted titanium brackets ($P<0.05$). Distributions of the ARI scores among the groups showed a statistically significant difference ($P=0.000$)

Conclusion: This *in-vitro* study demonstrated that bracket material and sandblasting affect the shear bond strength of brackets.

Keywords: Bracket, Stainless Steel, Titanium, Sandblasting, Shear Bond Strength

Ayşe Büşra ŞİMŞEK, Expertise Thesis

University of Ondokuz Mayıs – Samsun, June – 2018

SİMGELER VE KISALTMALAR

Ti	: Titanyum
SS	: Paslanmaz Çelik
ARI	: Adhesive Remnant Index
SBS	: Shear Bond Strength
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
SEM	: Scanning Electron Microscope
mm	: Milimetre
µm	: Mikrometre
MPa	: Megapascal
psi	: Pounds per square inch
RMCIS	: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
Bis-GMA	: Bisfenol A glisidil dimetakrilat
Bis-EMA	: Etoksi bisfenol A-dimetakrilat
CO₂	: Karbondioksit
Nd:YAG	: Neodium doped yttrium aluminium garnet
Er:YAG	: Erbium-doped yttrium aluminium garnet
Er,Cr:YSGG	: Erbiyum, krom: itriyum-skandiyum-galyum-garnet

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Direkt Bonding	3
2.2. Direkt Bonding Sistemi Etkileyen Faktörler	4
2.2.1. Mine Yüzeyinin Fiziksel Özellikleri	4
2.2.2. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi	5
2.2.3. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi.....	5
2.2.4. Yapıştırıcı Elemanlar	6
2.2.5. Braket Materyali ve Taban Tasarımı	8
2.3. Braketlerin Yeniden Kullanımı	11
2.3.1. Mekanik Yöntemler	12
2.3.2. Termal Yöntemler	14
2.3.3. Mekanik ve Termal Yöntemlerin Kombinasyonu	14
2.3.4. Endüstriyel Yöntem	14
2.3.5. Lazer uygulanması	15
3. MATERYAL VE METOT	17
3.1. Çalışmada Kullanılan Dişler	17
3.2. Çalışmada Kullanılan Dişlerin Saklanma Koşulları	17
3.3. Braketler	18
3.4. Braket Tabanlarının Kumlanma İşlemi	19
3.5. Braketlerin Dişlere Yapıştırılması.....	19
3.6. Dişlerin Alçı Bloklara Gömülmesi	20
3.7. Sıyırma Testlerinin Yapılması	21
3.8. Artık Yapıştırıcı Skorumasının Yapılması	22
3.9. Braket Tabanlarının Taramalı Elektron Mikroskopu ile İncelenmesi.....	22
3.10. Bulguların İstatiksel Olarak Değerlendirilmesi	24

4. BULGULAR	25
4.1. Sıyırma Bağlanma Dayanımı Testlerine İlişkin Bulgular	25
4.2. Diş Üzerinde Kalan Artık Yapıştırıcı Miktarı ile İlgili Bulgular	28
4.3. Braket Tabanlarının Taramalı Elektron Mikroskobu ile Çekilmiş Görüntüleri... 28	
5. TARTIŞMA	31
5.1. Amaç, Materyal ve Metodun Tartışılması	31
5.2. Bulguların Tartışılması.....	34
5.2.1. Materyal ve Bağlanma Dayanımı İlişkisi	34
5.2.2. Kumlama ve Bağlanma Dayanımı İlişkisi.....	36
5.2.3. Yeniden Kullanım ve Bağlanma Dayanımı İlişkisi.....	37
5.2.4. ARI Skorları.....	38
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	40
KAYNAKLAR	41
ÖZGEÇMİŞ	50

1. GİRİŞ

Günümüzde insanların artan estetik beklentilerine cevap verebilmek adına her alanda olduğu gibi ortodontide de çeşitli yöntem ve teknikler geliştirilmektedir. Geçmişte ortodontik tedaviler hareketli apareyler ve diş üzerine uygulanan bantlara lehimlenen braketler aracılığıyla yapılmıştır. Ortodontideki gelişmelerle birlikte bu bantların yerini, direkt olarak diş üzerine yapıştırılan braketler almıştır.

Ortodontik braketlerin üretiminde paslanmaz çelik, titanyum, plastik ve seramik olmak üzere çeşitli materyaller kullanılmaktadır. Paslanmaz çelik braketler düşük maliyetli olmaları ve iyi mekanik özellik göstermeleri nedeniyle tercih edilmektedirler. Bununla birlikte paslanmaz çelik braketlerde korozyon eğilimine bağlı metal iyon salınımı gerçekleşmektedir. Bu braketlerdeki korozyon eğilimini azaltmak için eklenen nikel ise en yaygın alerjenlerden biridir. Titanyum braketler; nikel içermemesi, biyouyumlu olması ve korozyona direnç göstermesi nedeniyle ortodontik braketlerin üretimi için alternatif bir malzeme olarak kullanılmaktadır (Elsaka ve ark., 2014).

Ortodontik tedavi sırasında en sık karşılaşılan problemlerden birisi olan braket kopması, tedavi süresi ve maliyetini artıran istenmeyen bir durumdur. Braket kopmaları; bonding tekniğinin başarısızlığı, braket tabanlarının retansiyon eksikliği, minede yapı bozuklukları ve braketin pozisyonunun düzeltilmesi ihtiyacı nedeniyle olabilir (Linklater ve Gordon, 2001; Mattick ve Hobson, 2000). Braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetini araştıran in vitro çalışmalar, kırılma alanının genellikle braket-adeziv ara yüzeyinde gerçekleştiğini göstermiştir. Braketlerin dişe bağlanma dayanımı kuvvetini arttırmak için braket tabanında kumlama, mikroetching, silika tabakası uygulaması gibi çeşitli işlemler uygulanmaktadır (Lugato ve ark., 2009).

Ortodontistler tedavi sırasında kopan braketlerin yeniden kullanılmasına, maliyet ve zaman kaybını önlemek amacıyla sıklıkla başvururlar (Türköz ve ark., 2010). Yeniden kullanılan braketlerin bağlanma dayanımı; braketlerin taban tasarımı, braket tabanında kalan adeziv miktarı ve braket tabanının temizlenmesinde kullanılan yöntem gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir (Yassaei ve ark., 2014). Braketlerin yeniden kullanılmasında braket tabanının temizlenmesi için kumlama, tungsten karbit frezler ve yakma gibi çeşitli teknikler önerilmektedir (Basudan ve Al-Emran, 2001).

Çalışmamızda farklı materyallerden yapılmış olan paslanmaz çelik ve titanyum

braketlerin firmadan alındığı şekilde, kumlama işlemi sonrasında ve yeniden kullanım sonrasında sıyırma testlerine karşı gösterdikleri direncin belirlenmesi, kopma sonrasında artık adezivin hangi yüzeyde kalmaya meyilli olduğunun belirlenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızın null hipotezi; braket materyalinin, braket tabanına uygulanan kumlama işleminin ve braketlerin yeniden kullanımının bağlanma dayanımı kuvvetine etkisi olmayacağı yönündedir.



2.GENEL BİLGİLER

2.1.Direkt Bonding

Ortodontik tedavinin etkin olarak uygulanabilmesi için en önemli faktörlerden biri ortodontik ataçmanlar ve mine yüzeyi arasında yeterli adeziv bağlantının sağlanmasıdır (Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2012).

Ortodontik tedavide kuvvetin dişlere iletilmesini sağlayan braket ve ataçmanların dişlere doğrudan yapıştırılması işlemine direkt yapıştırma (direct bonding) adı verilmiştir. İlk olarak 1955 yılında Buonocore, dişin mine yüzeyinde %85'lik fosforik asidi 30 saniye süreyle uygulayarak akrilik rezinlerin diş yüzeyine tutuculuğunu artırdığını göstermiştir (Buonocore, 1955). Gwinnet ve Buonocore 1965 yılında bu araştırmayı ilerleterek mine yüzeyinde asitleme sonrası oluşan mikropörözitelerle adeziv arasında mikromekanik tutuculuğun oluştuğunu bildirmişlerdir (Gwinnet ve Buonocore, 1965). Newman da diş hekimliğinin pek çok dalında geniş kullanım alanı bulunan asitle pürüzlendirme tekniğini kullanarak pleksiglas, polikarbonat ve soğuk akril esaslı ataçmanları diş yüzeyine bir epoxy reçine olan bisfenol A ve epikloridin bileşimi ile yapıştırmış ve tutuculuk açısından başarılı sonuçlar elde ederek sabit ortodontik tedavide bir devrim yaratmıştır (Newman, 1965).

Ortodontide direkt bonding tekniği ise 1970'li yıllardan itibaren kullanılmaya başlanmıştır. Direkt bonding üzerinde yapılmış ilk klinik değerlendirme 1977 yılında yayınlanmıştır (Zachrisson, 1977).

Ortodontide direkt bonding işleminin bant uygulamasına göre birçok avantaj ve dezavantajı vardır. Avantajları şu şekilde sıralamak mümkündür;

- Braket seviyeleri daha doğru ve kolay ayarlanabilir.
- Gerektiğinde dişlerin mezio-distal yüzeylerinden mine aşındırması (stripping) yapılabilir.
- Sürmesi tamamlanmamış veya kırılmış dişlere uygulanabilir.
- Hekim için hasta başında geçirilen zamanı azaltarak kolay ve hızlı çalışma sağlar.
- Hastalar tarafından kullanımı daha rahattır.
- Görünümü daha estetikdir.
- Oral hijyen daha kolay sağlanır.

- Gingival irritasyon oluşma ihtimali daha azdır.
- Bantlama işlemi öncesi yapılan seperasyon işlemini ortadan kaldırır.
- Tedavi bitiminde bantların oluşturduğu ve kapatılması gereken diastemalar yoktur.
- Tedavi sırasında oluşabilecek çürüklerin kolaylıkla tespit ve restore edilebilmesini sağlar.
- Yerinden oynamış bantlarda izlenen dekalsifikasyon oluşması sorunu yoktur.

Dezavantajları ise şu şekilde sıralanabilir;

- Braketlerin tutuculuğu bantlara göre daha azdır.
- Braketlerin sökümü sırasında minede çatlaklar ve kırıklar oluşabilmektedir.
- Kullanılan yapıştırıcıdan kaynaklı alerjik etkiler görülebilir.
- Diş yüzeyinde kalan adeziv artıkların temizlenmesi esnasında mine zarar görebilir (Zachrisson, 2012).

Ortodontik tedavinin başarılı olmasında mine yüzeyine direkt olarak yapıştırılan braketlerin yeterli tutuculuğu sağlaması çok önemlidir. Direkt bonding ile ilgili yapılan çoğu çalışmanın amacı; braketlerin ortodontik kuvvetlere karşı bağlanma dayanımını artırırken, bitim aşamasında mine yüzeyine en az zararı verecek şekilde direkt bonding sistemi etkileyen faktörleri belirlemektir.

Ortodontik ataçmanların mine dokusuna bağlanma kuvvetini;

- Mine yüzeyinin fiziksel özellikleri ve kristal yapısı,
- Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi,
- Kullanılan yapıştırıcı materyali,
- Braket materyali ve taban tasarımı gibi faktörler etkilemektedir (Sunna ve Rock, 1998; Proffit, 2000; Habibi ve ark., 2007; Zachrisson, 2012;).

2.2.Direkt Bonding Sistemi Etkileyen Faktörler

2.2.1.Mine Yüzeyinin Fiziksel Özellikleri

Mine insan vücudundaki mineralize olmuş en sert dokudur. Ağrılık olarak %96'sı inorganik maddelerden, %1'i organik maddelerden ve %3'ü sudan oluşan heterojen bir yapıdır. Mine düşük gerilme direnci ve yüksek elastisite modülü olan kırılğan bir yapıdır (Van Meerbeek ve ark., 1992b).Whittaker 1982'de, arka grup

dişlerde ön grup dişlere göre daha fazla aprizmatik mine yüzeyinin olduğunu bildirmiştir (Whittaker, 1982). Hobson ve ark., aprizmatik mine varlığının asit uygulamasının etkisini azaltarak daha düşük bir bağlanmaya neden olacağını bildirmişlerdir (Hobson ve ark., 2002) .

Bazı araştırmacılar kesici, kanin ve küçükazı dişleri için 15 sn, birinci büyük azı dişi için 30 sn asitleme zamanı önermektedirler. Yaşlı bireylerin diş mineleri morfolojik ve kimyasal farklılıklarından dolayı genç bireylerin sürekli dişlerine göre daha yüksek tutuculuk göstermektedirler (Brantley, 2001; Singh, 2004).

2.2.2. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi

Ortodontik braketler mine yüzeyine yapıştırılmadan önce yüzeyden organik ve inorganik artıkların uzaklaştırılması gerekmektedir. Mine yüzeyini eklentilerden temizlemek için, sulandırılmış pomza veya yağsız ve florürsüz profilaksi patı kullanılabilir. Bunlar düşük devirli mikromotorların ucuna takılan kıl fırça veya lastik uç yardımıyla uygulanmaktadır (Murray ve Bennett, 1984; Bishara, 2001; Gange, 2001).

D'attilio ve ark. çalışmalarında küçük azı dişlerini florid içermeyen pomzayla 15 sn boyunca cilalamış ve ardından yıkayıp kurutmuşlardır (D'Attilio ve ark., 2005). Farquhar, dişlerin labial yüzeylerini 10-15 saniye boyunca lastik uç kullanarak florürsüz zirkonyum silikat ile temizlemiştir (Farquhar, 1986). Maskeroni ve ark. uygulamayı aynı şekilde yapıp temizleme materyali olarak toz pomza kullanmışlardır (Maskeroni ve ark., 1990). Yapılan çalışmalarda pomza profilaksisi uygulanan dişlerde daha az bağlanma başarısızlığı bulunduğunu belirtmişlerdir.

2.2.3. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi

Minenin pürüzlendirilmesinde; mineye asit uygulamaları, kristalize yüzey pürüzlendirmesi, kumlama ile hava abrazyonu ve lazerle pürüzlendirme gibi birçok farklı yöntem kullanılmaktadır (Zachrisson ve ark., 1995; Büyükyılmaz ve ark., 1995; Chung ve Hwang, 1997; Üşümez ve ark., 2002).

Minenin pürüzlendirme işleminde amaç; minenin yüzey enerjisini değiştirerek yüzeyin mikromekanik retansiyona hazırlanmasıdır. Asitleme düzgün mine yüzeyini pürüzlü bir hale getirerek yüzeydeki serbest enerjiyi artırır (Jendersen ve Glantz, 1981). Asitleme düşük enerjili hidrofobik bir yüzeye göre, yüksek enerjiye sahip hidrofilik bir

mine yüzeyi meydana getirmektedir (Reynolds, 1975).

Mine yüzeyine uygulanan asit sonrası oluşan etki; kullanılan asitin konsantrasyonu, çeşidi, formu (jel, solüsyon) ve uygulama süresine bağlı olarak değişmektedir (Brannström ve ark., 1978; Goes ve ark., 1998).

Mine yüzeyinin hazırlanmasından önce; pamuk rulolar, dudak yanak ekartörleri ve tükürük emici gibi gereçlerle nem kontrolü mutlaka sağlanmalıdır (Gange, 2001). İzolasyon başarıyla sağlandıktan sonra, mine yüzeyinin %37'lik fosforik asit ile 15-30 sn arasında pürüzlendirilmesi, adeziv materyalin retansiyonunu sağlayan mikropöröziteleri oluşturmak için kullanılan standart yöntemdir (Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2012). Yapılan bu pürüzlendirme işlemi ile mine yüzeyinde 3-10 µm kayıp olduğu, bu miktarın ise sağlıklı bir dişte zararı olmadığı bilinmektedir.

2.2.4. Yapıştırıcı Elemanlar

Ortodontik braketleri diş yüzeyine yapıştırmak için çeşitli rezin adezivler ve dental simanlar kullanılmaktadır. Kullanılan yapıştırıcıların dişe ve brakete bağlanma kuvveti arttıkça, uygulanmakta olan tedavinin başarı şansı da artacaktır (Eliades ve ark., 2001). İdeal bir ortodontik yapıştırıcı, şu özelliklere sahip olmalıdır;

- Boyutsal olarak stabil olmalıdır.
- Polimerizasyon büzülmesi göstermemelidir.
- Yeterli bağlanma dayanımına sahip olmalıdır.
- Mine yüzeyine penetre olabilecek seviyede akıcı olmalıdır.
- Klinik uygulaması kolay olmalıdır (Proffit ve Fields, 2000).

Kimyasal Yolla Sertleşen Kompozitler

Kimyasal yolla sertleşen kompozitler kendi aralarında çift patlı ve pasta-likit (no-mix) sistemler olarak ikiye ayrılmaktadır. Çift patlı sistemlerde iki ayrı şişede iki solüsyon bulunur. İki ayrı kutuda bulunan patlar eşit miktarda karıştırılıp, önce diş yüzeyine sonra braket tabanına sürülerek, braket pozisyonlandırılır.

No-mix sistemlerde; no-mix primer diş yüzeyine ve braket tabanına sürülür. Daha sonra no-mix adeziv, primer sürülmüş braket tabanına yerleştirildikten sonra braket pozisyonlandırılır (Gange, 2001). No-mix yapıştırıcılarla klinik yapıştırma işlemleri kolaylaşsa bile, kullanılan primerlerde toksisite tespit edilmiştir (Fredericks, 1981).

Işıklı Sertleşen Kompozitler

Restoratif dişhekimliğinde ışıkla sertleşen kompozitlerin kullanılmaya başlanmasıyla ortodonti alanında da bu uygulamaya ilgi artmıştır. İlk olarak yapıştırıcıların polimerizasyonu için ultraviyole ışıktan yararlanılmıştır (Zachrisson, 2012). Watts ve Tavas 1979 yılında yaptıkları çalışmalarında ilk kez görülebilir ışıkla transilluminasyon (ışığın bir cismin içinden geçerek o cismi aydınlatması) metoduyla polimerize olan yapıştırıcıların, ortodontik braketlerin dış yüzeyine tutunmasında kullanılabileceğini belirtmişlerdir (Tavas ve Watts,1984; Joseph ve Rossouw, 1990).

Işıklı sertleşen yapıştırıcıların, kimyasal yolla sertleşen yapıştırıcılara göre bazı üstünlükleri bulunmaktadır;

- Çalışma süresinin hekim tarafından kontrol edilebilir olması.
- Daha hızlı sertleşmeleri.
- Yüzey pörözitesinin az olması.
- İyi sertleşerek iç yapısındaki kopmaları en aza indirmesi.
- Braket kaidesinin etrafına taşan yapıştırıcının temizlenebilmesi dolayısıyla plak birikiminin ve demineralizasyonun azalması (Joseph ve Rossouw, 1990; Ogaard ve ark., 1992).

Kullanılan yapıştırıcı kompozitler sınıflandırıldığında, bis-GMA yapı gösteren ve ışıkla polimerize olan Transbond'un araştırmacılar tarafından sıklıkla kullanıldığı görülür.

Cam İyonomer Simanlar

Ortodontik tedavinin yan etkilerinden biri, braket ve bantların etrafında dekalsifikasyonların gelişebilmesidir. Dekalsifikasyona karşı diş yapılarını daha dirençli hale getirecek bir yapıştırma materyali, ortodontik tedavinin iatrojenik yan etkilerini azaltacaktır (Klockowski ve ark., 1989). Cam iyonomer simanlar, önemli düzeyde florid içermektedir. Ayrıca mine yüzeyini dekalsifikasyondan koruma ve kolay debonding avantajlarına da sahiptir. Avantajlarına rağmen bağlanma dayanımları kompozit rezinlere göre daha düşük bulunmuştur (Grandhi ve ark., 2001).

Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCIS)

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanların avantajları ile kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini bir araya getirmektedir. Işıklı

sertleşen cam iyonomer siman olarak da bilinmektedir. RMCIS'ların bağlanma dayanımı ile ilgili yapılan çalışmalarda, bu simanların düşük bağlanma değerlerine sahip olduğu görülmüştür. Bu da klinik kullanıma uygun olmadıklarını göstermektedir (Choo ve ark., 2001).

2.2.5. Braket Materyali ve Taban Tasarımı

Braketler yapıldıkları materyale göre; metal, plastik ve seramik olmak üzere üç gruba ayrılırlar. Bu üç materyal, genellikle tek başlarına bazen de kombine olarak kullanılabilirler. Bu materyallerin özellikleri birbirlerinden farklıdır ve birbirlerine göre çeşitli avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır.

Plastik Braketler

Ortodontinin daha fazla sayıda erişkin hastaya, özellikle de bayanlara hizmet etmesiyle, ortodontik aperlere yönelik kozmetik beklentiler de artmıştır. Plastik braketler, 1970'li yılların başında metal braketlere estetik alternatif olarak geliştirilmişlerdir. Plastik braketler; fiberglas, cam partikülleri veya metal içerikle güçlendirilmiş olmalarına rağmen temel olarak polikarbonattan üretilmektedirler (Zachrisson, 2012). Estetik olmaları ve diğer estetik braketlere oranla fiyatlarının daha uygun olması nedeniyle kullanım alanı bulmaktadırlar. Plastik braketlerin bazı dezavantajları bulunmaktadır:

- Braketlerin renklenmesi.
- Dış yüzeyine düşük bağlanma kuvveti.
- Slot ile ark teli arasında yüksek sürtünme değerlerine sahip olması.
- Braketlerin kırılması, tork kuvvetlerine karşı dayanıksız olmaları.

Plastik braketlerin bu dezavantajlarını gidermek için braket tabanlarında oluklar oluşturulmuş ve slotlarına metal varak konulması gibi değişiklikler yapılmıştır (Fernandez ve Canut, 1999; Guan ve ark., 2000; Liu ve ark., 2002). Plastik braketlerin bu temel dezavantajlarından dolayı kısa süreli seviyeleme vakalarında kullanılmaları endikedir.

Seramik Braketler

Seramik braketler, plastik braketlerin bazı dezavantajlarını gidermek üzere 1980'li yıllarda ortodontide kullanıma girmişlerdir. Daha estetik olmaları, renklenmeye

karşı dirençli olmaları, dayanıklı olmaları ve sıvı absorbe etmeyecek şekilde üretilmiş olmaları avantajlarıdır. Fakat bu avantajlarına rağmen; artmış sürtünme değeri göstermeleri, kırılğan olmaları, diş temasında minede aşınmaya neden olmaları, daha zor sökülmeleri ve debonding sırasında mineye zarar verebilmeleri gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Bishara ve ark., 1999b; Karamouzos ve ark., 1997).

Seramik braketler, alüminyum oksitten üretilmektedirler ve polikristalin ile monokristalin (safir) şeklinde iki tipi bulunmaktadır. Monokristalin braketlerin, polikristalin braketlere göre daha homojen ve az pörözlü yapısı, bu braketlerin daha estetik ve dayanıklı olmasına neden olur (Gautam ve Valiathan, 2007). Bu iki formun yanında zirkonyum (Polikristalin Zirkonyum Oksit) formu da bulunmaktadır. Seramik braketlerin üretim şekilleri formlarını belirler ve bu farklılıklar, klinik performanslarında önemlidir (Karamouzos ve ark., 1997).

Metal Braketler

Ortodontide kullanılan metal braketler, çoğunlukla paslanmaz çelik alaşımlardan üretilmektedirler. Metal braketler, uzun yıllardır ortodontik tedavinin en önemli araçları olmuşlardır. Ortodontistlerin en çok kullandığı paslanmaz çelik braketler, AISI (American Iron and Steel Institute) sınıflandırmasında ki 303, 304, 304L ve 316L tiplerindeki çelikten yapılmaktadırlar (Eliades, 2007). Braket üretiminde kullanılan çeliklerin içerikleri Tablo 1'de gösterilmektedir.

Tablo 1. Paslanmaz çelik braketlerin üretiminde kullanılan çelik tipleri (Matasa, 1995).

Designations			Composition (%)							
AISI	UNS	DIN	C	Mn	Si	Cr	Ni	P	S	Other
303	S-30300	14305	0.15	2.0	1.0	17-19	8-10	0.20	0.02	0.6 Mo
304	S-30400	-	0.08	2.0	1.0	18-20	8-10.5	0.04	0.03	-
304L	S-30403	14306	0.03	2.0	1.0	18-20	8-12	0.04	0.03	-
316	S-31600	14401	0.08	2.0	1.0	16-18	10-14	0.04	0.03	2-3 Mo
316L	S-31603	14404	0.03	2.0	1.0	16-18	10-14	0.04	0.03	2-3 Mo
317	S-31700	14438	0.08	2.0	1.0	18-20	11-15	0.04	0.03	3-4 Mo
630/17-4 PH	S-17400	14542	0.07	1.0	1.0	15.5-17	3-5	0.04	0.03	4 Cu, 3 Nb
631-17-7 PH	S-17700	-	0.09	1.0	1.0	16-18	6.5-7.5	0.04	0.04	0.8-1.5 Al
ASTM-A 669	S-31803	-	0.0	1.0	0.5	22	5.5	0.02	0.02	3 Mo

Paslanmaz çelik braketlerin temel avantajları, düşük maliyetli olmaları ve iyi mekanik özellik göstermeleridir. Bununla birlikte bu materyallerin korozyon eğilimleri vardır ve bunun sonucunda metal iyonlarının salınımı gerçekleşmektedir (Fraunhofer, 1997; Eliades ve ark., 2002; Freitas ve ark., 2011). Paslanmaz çelik braketlerde, korozyon potansiyelinin daha düşük olması nedeniyle üreticiler, daha çok 316L tipi paslanmaz çelikten braket yapmaktadırlar. Ancak bu alaşımın içeriğinde de nikel miktarı diğerlerine göre daha fazladır. Çünkü korozyonu azaltmak için alaşımlara nikel dahil edilmektedir (Platt ve ark., 1997). Nikel içeren ortodontik alaşımların metal salınımıyla beraber biyolojik etkileri literatürde dikkat çekmektedir. Nikel; yaş, cinsiyet ve ırka bağlı olarak kontakt alerji prevalansı %30'a kadar çıkan en yaygın alerjenlerden biridir (Simonsen ve ark., 2011). Bununla birlikte, literatürde alerjik ve inflamatuvar reaksiyonlar, sitotoksosite ve mutajenite gibi yan etkiler bildirilmiştir (Gölz ve ark., 2014). Sonuç olarak, nikel oranları düşürülmüş, sertliği yeterli düzeyde ve korozyon direnci daha yüksek braketlerin kullanımı ön plana çıkmaktadır.

Son dönemlerde titanyum braketler; paslanmaz çelik braketlerin eksiklik ve dezavantajlarının üstesinden gelmek üzere üretilmiştir (Kusy ve O'Grady, 2000). Titanyum braketler saf titanyumdan yapılan ve titanyum alaşımdan yapılanlar olmak üzere iki çeşittir. Titanyum alaşımından yapılan braketler; vanadyum ve alüminyum da içermektedir. Titanyum, diğer metallerle karşılaştırıldığında, mükemmel biyouyumluluk ve korozyon direnci göstermesinin yanı sıra alerjen olmaması nedeniyle de tercih edilmektedir (Hanawa, 2004). Titanyum esaslı malzemelerde yüksek korozyon direnci, esasen yüzeydeki ince bir oksit tabakasıyla elde edilir. Titanyum havaya maruz kaldığında yüzeyde kendiliğinden ince ve kararlı bir oksit tabakası oluşur. Bu ince tabaka amorf veya düşük kristalli Titanyumdioksit'ten oluşur (Lee ve ark., 1998). Titanyumdioksit'in yapışkan oksit tabakası nedeniyle, titanyum yabancı metal iyonlarının veya ilave oksijen atomlarının emilimini veya emilmesini engelleyen sert bir seramik tabaka ile kendini koruyabilir (Kusy ve ark., 1998). Titanyum, paslanmaz çelikten daha esnek bir materyaldir ve bu nedenle plastik deformasyon paslanmaz çeliğe oranla daha az görülmektedir (Melenka ve ark., 2014). Yapılan literatür çalışmalarında, titanyum braketlerin yüzeyinin daha ıslanabilir olması nedeniyle kompozitle daha iyi bir bağlanma gösterebileceğini de belirtmişlerdir (Proffit ve ark., 2014). Paslanmaz çelik braketlerle yapılan manyetik rezonans imaj taramalarında (MRI) görülen artefaktlar,

titanyum braketlerle yapıldığında çok az yada hiç görülmemektedir (Beau ve ark., 2015).

Metal braketler, genellikle döküm veya çekme yöntemleri ile üretilmektedirler. Son yıllarda; ince metal tozlarının yüksek sıcaklık altında hassas kalıplara sıkıştırılıp, vakumlu fırınlarda şekillendirildiği sinterleme yöntemi ve erimiş metal alaşımın yüksek basınç altında kalıplara enjekte edildiği metal enjeksiyonla kalıplama (MIM) tekniğiyle daha kaliteli braketler elde edilmektedir (Zinelis ve ark., 2005).

Ortodontide kullanılan metal braketlerde metal braket tabanı ile yapıştırıcı arasındaki birleşme mekanik olarak gerçekleşmektedir. Bu yüzden bağlanma dayanımını artırmak için; metal braketlerin tabanlarında farklı tasarımlar uygulanıp, çeşitli modifikasyonlar yapılmaktadır. Günümüze kadar kullanılmış taban tasarımları; ağ varaklı (foil-mesh) tabanlar, delinmiş tabanlar, integral (horizontal oluklu) tabanlar, döküm tabanlar, lazerle işlenmiş retansiyon oluklarının olduğu tabanlar olarak sıralanabilmektedirler. Metal braketlerin tabanına uygulanabilecek modifikasyonlar; kumlama, asit uygulanması (mikroetching), polimer kaplanması (APC), poröz metal tozuyla sinterleme şeklinde sıralanabilmektedirler (Dickinson ve Powers, 1980; Maijer ve Smith, 1981; Sharma-Sayal ve ark., 2003; Wang ve ark., 2004).

2.3. Braketlerin Yeniden Kullanımı

Sabit ortodontik tedavide en sık karşılaşılan problemlerden birisi braketlerin tedavi sırasında kopmalarıdır. Braket kopmaları; bağlanma başarısızlığı veya braketin pozisyonunun düzeltilmesi ihtiyacı nedeniyle olabilir (Grabouski ve ark., 1998). Braket tabanı ve mine yüzeyi arasındaki bağlanma dayanımı kuvvetinin gerilmelere ve kesme kuvvetlerine karşı yeterli dayanıklılıkta olması gerekmektedir. Adeziv rezinlerin kalitesindeki gelişmelere rağmen, braket kopmalarının prevalansı halen % 5-7'den fazladır (O'Brien ve ark., 1989; Bahnasi ve ark., 2013). Eminkahyagil ve ark. beş braketten birinin ortodontik tedavi sırasında kaybedildiğini bildirmiştir (Eminkahyagil ve ark., 2006). Braket kopmaları; bonding tekniğinin başarısızlığı, braket tabanının retansiyon eksikliği, mine yapısındaki bozukluklar, çiğneme kuvvetleri, oklüzal temaslarda oluşan yüklemeler, yapıştırma prosedüründeki hatalar ve kombinasyonları nedeniyle olabilmektedir (Mattick ve Hobson, 2000; Linklater ve Gordon, 2001). Yapıştırıcı materyalin tipi ve içeriği, asitleme süresi ve konsantrasyonu, braket materyali, braket taban tasarımı ve çevresel faktörler bağlanma kuvvetini etkileyen

faktörler arasında sayılmaktadır (Zachrisson ve Brobakken, 1978; Urabe ve ark., 1999; Katona ve Long, 2006). Braket kopmaları, tedaviyi geciktiren ve maliyeti artıran istenmeyen bir durumdur (Tavares ve ark., 2006). Ortodontistler tedavi sırasında kopan veya pozisyonunun değiştirilmesi gereken braketlerin geri dönüşüm işlemi ile yeniden kazanılması yöntemine, maliyet ve zaman kaybının önüne geçmek amacıyla sıklıkla başvurmaktadır (Türköz ve ark., 2010). Geri dönüşüm süreci; bağlayıcı ajan kalıntılarını braket tabanından çıkarmak ve braketlerin retansiyon ağına hasar vermeden ve slot boyutlarını bozmadan, kalıcı özelliklerini koruyarak tekrar kullanılmasını amaçlamaktadır (Maccoll ve ark.,1996; Yassaei ve ark., 2014).

Braket kopmalarının engellenmesi için, optimal klinik bağlanma dayanımı sağlanmalıdır. Klinik amaç için gerekli optimum bağ kuvveti henüz netleşmemesine rağmen, bağ kuvveti; braketlerin çiğneme kuvvetlerine dayanabileceği aralıkta olmalıdır. Öte yandan, bağ kuvveti, tedavinin sonunda kolay ve güvenli bir debondingten ödün vermemek için fazla olmamalıdır. Klinik olarak kabul edilebilir minimum bağlanma dayanımının Reynold ve ark. tarafından 5,9 MPa olduğu bildirilmiştir (Reynold, 1975). Geri dönüştürülmüş bir braketin bağlanma dayanımı, braket taban tasarımı, braket tabanındaki kalan adeziv miktarı ve kalan adezivi çıkarmak için kullanılan yöntem gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir (Yassaei ve ark., 2014). Klinik kullanım, braketlerde küçük bozulmalara neden olabileceği gibi, gözlenen bozulmalar ve hasarların çoğundan da adeziv kalıntılarını uzaklaştırma aşaması sorumludur (Oliver ve Pal, 1989). Geri dönüşümün dezavantajları; braket kalitesinde azalma, yer işareti kaybı, sterilite eksikliği ve çapraz enfeksiyon riskinde artış görülmesidir (Quick ve ark., 2005). Ortodontik braketlerin geri dönüşümü için birçok teknik kullanılmaktadır. Bu teknikler rezin artıklarının kaldırılmasını amaçlamaktadırlar.

Rezin artıklarının kaldırılması için braket tabanına uygulanabilecek yöntemler şu şekilde sıralanabilir (Basudan ve Al-Emran, 2001):

2.3.1. Mekanik Yöntemler

- Silikon karbit taşla temizleme (yeşil taş)
- Alüminyum oksitle kumlama
- Ultrasonic scaling

Düşük hızlı bir el aletinde çalışan silikon karbit taşının kullanımı, kompozit

uzaklaştırma için kullanılan kolay ve yaygın bir prosedürdür. Bu tekniğin kullanıldığı birçok çalışmada braketin dış yüzeyine bağlanma dayanımında belirgin bir azalma rapor edilmiştir (Wright ve Powers, 1985; Tavares ve ark., 2006; Ahrari ve ark., 2012).

Ultrasonik temizleme yöntemi, temizlenecek yüzeyin çözücü özelliğe sahip bir sıvı içerisinde ultrasonik ses dalgalarına maruz bırakılması işlemidir. Ultrasonik ses dalgaları, temizlenecek yüzeyin çok yüksek frekanslarla titreşmesine ve braket tabanındaki fiziksel kirliliklerin uzaklaşmasına neden olur (Dinçer ve ark., 1989).

Alüminyum oksit kumlama, braket tabanının yüzey alanını artırıp, mikromekanik retansiyon oluşturarak braketin dış yüzeyine bağlanma dayanımını güçlendirmektedir.

Alüminyum oksit kumlama tekniği, braketlerin geri dönüşüm amaçlı yaygınlaşan kullanımıyla birlikte, yeni braketlerin mekanik retansiyonunu artırmak, restorasyonlu dişlere braketin bağlanma dayanımını güçlendirmek ve mine yüzeyini hazırlamak için de kullanılmaktadır (Millet ve ark., 1993; Senay ve ark., 2000). Kumlama tekniği uygulanarak braketlerin yeniden yapıştırılmasında 50 µm alüminyum oksit kullanılması önerilmiştir (Newman, 1994; Sant'Anna ve ark., 2002). yeterli kumlama süresi ve uygun partikül boyutu bağlanma dayanımı değerlerinin artmasına neden olurken, uzun süreli ve büyük parçacıklarla yapılan kumlama işleminde braket tabanında bozulmalar oluştuğunu ve buna bağlı olarak braket-diş yüzeyi arasındaki bağlanma dayanımında azalma meydana geldiğini belirtmişlerdir (Maccoll ve rak. 1998; Yassaei ve ark., 2014).

Kumlama işleminde bağlanma dayanımını etkileyen faktörler; braketin türü ve taban tasarımı, hem adeziv hem de kumlama malzemesinin partikül boyutu, braket tabanında oluşan hasarlar, kalan adezivin tamamen çıkarılması şeklinde özetlenmektedir (Kumar ve ark., 2014).

Kumlama tekniğinin avantajları; hızlı ve kolay uygulanabilmesi, ekonomik olması ve farklı temizleme yöntemleriyle karşılaştırıldığında en az zaman harcayan prosedür olmasıdır (Basudan ve Al-Emran, 2001; Tavares ve ark., 2006). Kumlama işleminde dikkat edilmesi gereken hususlar; braket tabanında olası hasarları önlemek için kumlama süresinin kontrol edilmesi ve kumlama işleminin yapıldığı ortamda yeterli havalandırmanın sağlanması olarak bildirilmektedir (Yassaei ve ark., 2014).

2.3.2. Termal Yöntemler

- Direkt ısı uygulamak
- Fırınlamak

Braketin yeniden kullanımında, braket tabanında kalan adeziv maddenin yakılmasının ardından braket tabanının temizlenmesi ve polisaj yapılması gerekmektedir. Adeziv maddeyi yaktıktan sonra braketin temizlenmesi için basit, hızlı ve ucuz olan yol; braketin 1:4 oranında karıştırılmış %32 hidroklorik asit ve %55 nitrik asit çözeltisine 5-15 saniye batırılmasıdır (Kumar ve ark., 2014).

Braket tabanındaki kalan rezini uzaklaştırmak için yapılan ısı uygulama işlemi, braketlerde renk değişikliğine neden olur ve bileşik yakma işleminin ürünü olan toksik duman soluma riski getirir. Ayrıca ısı uygulama işlemi braket metalinin fiziksel özelliklerini etkiler ve braketleri çiğneme kuvvetleri altındaki hasarlara karşı savunmasız hale getirir (Yassaei ve ark., 2014). Chetan ve Muralidhar, ısıtma prosedürünün braket sertliğini azalttığını bildirmiştir (Chetan ve Muralidhar, 2011). Bununla birlikte Buchman ısıtma işlemine bağlı olarak braket sertliğinde oluşan azalmanın çok az klinik önemi olduğunu belirtmiştir (Buchman, 1980).

2.3.3. Mekanik ve Termal Yöntemlerin Kombinasyonu

- Buchman metodu (Kalan adeziv maddeyi yakmak için ısı uygulamasını takiben oksit giderme için elektrolitik polisaj yapılması)
- Isı uygulamasını takiben kumlama işlemi yapılması

2.3.4. Endüstriyel Yöntem

Braketlerin endüstriyel olarak geri dönüşümü için yaygın olarak iki yöntem kullanılmaktadır:

- Braket tabanında kalan adezivi yakmak için ısı uygulaması, ardından oksit giderme için elektrolitik parlatma
- Braket tabanında kalan adezivi yüksek frekanslı titreşimler ve elektrokimyasal parlatma ile birlikte çözmek için kimyasal çözücülerin kullanılması (Buchman, 1980; Mascia ve Chen, 1982; Montero ve ark. 2015).

İşlemler kimyasal çözücüler içerdiğinde, 110°C'nin altındaki sıcaklıklarda kalan adeziv madde ile doğrudan temas ettirilir ve ardından sterilizasyon için 250°C'de

ısıya maruz bırakılır. Isının kendisi braket mikroyapısı üzerindeki olumsuz etkisinden dolayı geri dönüşüm sürecinde çok önemli bir faktördür. Çoğu ortodontik braket, ostenitik paslanmaz çelikten yapılmıştır ve 600-800°C arasındaki sıcaklıklarda çökelmiş krom karbid bileşikler oluşturur. Bu işlem metal alaşımın parçalanıp yapısının zayıflamasına, krom kaybına ve korozyon direncinin azalmasına neden olur (Maijer ve Smith, 1982). Geri dönüşüm süreci, düzensizlikleri ve aşırı yüzey pürüzlülüğünü ortadan kaldırmak için braketlerin elektrokimyasal parlatılması ile sonuçlandırılır ve bu da uygulanan işlemlerden kaynaklanan opaklık veya korozyon eğilimini önlemektedir (Tavares ve ark., 2006).

2.3.5. Lazer uygulanması

Braketlerin yeniden kullanımında, braket tabanında kalan rezin artıklarını kaldırmak için kullanılan lazerler arasında CO₂, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve XeCL Eksimer bulunur. Yapılan elektron mikroskop çalışmalarında, lazer uygulamaları diğer tekniklerle karşılaştırıldığında, braket tabanındaki rezin artıklarının kaldırılması sırasında derinliği kontrol edebilmesi, braketlerde diş yüzeyine yeterli bağlanma dayanımını sağlaması ve ekstra maliyet gerektirmemesi açısından kumlama tekniği veya yeni braket kullanımına alternatif olabileceği bildirilmiştir (Kachoei ve ark., 2016).

CO₂ lazer yüksek maliyet ve düşük verimlilik nedeniyle braketlerin yeniden kullanımında tabandaki rezin artıklarının kaldırılmasında önerilmemektedir. Erbiyum lazerleri kompozit uzaklaştırmak için etkin bir şekilde kullanılmaktadır. Er:YAG lazer braket tabanındaki adeziv kalıntılarını zarar vermeden kısa süre içerisinde çıkarabilmektedir. Klinik kullanımda etkili bir yöntemdir ancak dikkate alınması gereken özel güvenlik kuralları gerektirmektedir (Yassaei ve ark., 2014). Er, Cr: YSGG (Erbium, krom: itriyum-skandiyum-galyum-garnet) lazerin braket tabanlarının temizlenmesinde kumlama tekniğine benzer etkileri bulunmaktadır (Ahrari ve ark., 2012).

Rezin artıklarının kaldırılması için uygulanan yöntemler arasındaki bağlanma dayanımı kuvvetindeki farklılıklar, braket tabanının aşınmasından ve braket tabanında kalan adezivin tamamının uzaklaştırılamamasından kaynaklanmaktadır (Tavares ve ark., 2006). Braket tabanında kalan adezivin silikon karbit frezle (yeşil taş) ve Buchman yöntemi kullanılarak uzaklaştırıldığı durumlarda braketin bağlanma dayanımı

kuvvetinde belirgin azalma olduğu bildirilmiştir. Kumlama, silikon karbit frezle temizleme ve endüstriyel yöntem uygulanan braket tabanları arasındaki bağlanma dayanımı kuvveti karşılaştırıldığında, alüminyum oksit kumlama tekniğinin en yüksek bağlanma dayanımı kuvvetini sağladığı, bununla birlikte silikon karbit frez uygulanarak yeniden kullanılan braketlerde en düşük bağlanma kuvvetinin görüldüğü bildirilmiştir (Wright ve Powers, 1985; Regan ve ark., 1993). Er:YAG lazer, CO₂ lazer, kumlama ve ısı uygulanmış braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetinin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada, CO₂ lazerin en düşük, Er:YAG lazer ve kumlama yönteminin ise yaklaşık olarak aynı ve en yüksek bağlanma dayanımı kuvveti değerlerini verdiği bildirilmiştir (Yassaei ve ark., 2014). Er Cr: YSGG lazerin kumlama tekniğiyle karşılaştırıldığı başka bir araştırmada, kumlama tekniğiyle ortalama olarak aynı bağlanma kuvveti değerlerini verdiği bildirilmiştir (Ishida ve ark., 2011).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Çalışmada Kullanılan Dişler

Çalışmamızda Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na başvuran hastalardan tedavi amacıyla çekilmiş 180 adet üst birinci ve ikinci premolar dişleri kullanıldı. Dişlerin seçiminde aşağıdaki kriterler gözönünde bulunduruldu;

- Dişin ortodontik amaçla çekilmiş olması
- Dişin periodontal amaçla çekilmemiş olması
- Çürük içermemesi
- Dolgu ve restorasyon içermemesi
- Mine üzerinde kırık, çatlak veya davye izi olmaması
- Florozisli olmaması
- Dişlerin vestibül yüzeyinde malformasyon bulunmaması.

3.2. Çalışmada Kullanılan Dişlerin Saklanma Koşulları

Dişlerin saklanması esnasında istenen koşullar; minenin yapısının bozulmaması, saklanılan solüsyonda bakteri ürememesi ve kimyasal bir farklılaşma olmamasıdır. Çalışmamızda kullanılan dişler %0,1'lik timol solüsyonu bulunan amber renkli şişelerde ışık görmeyen ortamda oda sıcaklığında muhafaza edildi. Dişlerin timolde bekletilme nedeni, bakteri üremesini ve kimyasal değişimi engellemektir.



Şekil 3.1. İçinde timol solüsyonu bulunan cam şişelerden biri

3.3. Braketler

Çalışmamızda 90 adet paslanmaz çelik (Equilibrium2, Dentaurum, Ispringen, Almanya) ve 90 adet titanyum (EquilibriumTi, Dentaurum, Ispringen, Almanya) 0,022 inç slotlu, klasik pretork üst küçükazı braketleri kullanıldı. Çalışmamızda kullanılan her bir braket çeşidi üç alt gruba ayrılarak incelendi (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Kullanılan braketler ve yapılan işlemler

Grup	Braket	Kumlama	Yeniden kullanım
Grup 1	Equilibrium2 paslanmaz çelik	Yok	Yok
Grup 2	EquilibriumTi titanyum braket	Yok	Yok
Grup 3	Equilibrium2 paslanmaz çelik	Var	Yok
Grup 4	EquilibriumTi titanyum braket	Var	Yok
Grup 5	Equilibrium2 paslanmaz çelik	Var	Var
Grup 6	EquilibriumTi titanyum braket	Var	Var

Grup 1 ve 2’de yer alan braketlerin tabanlarına herhangi bir işlem yapılmadı. Grup 3 ve 4’de yer alan braketlerin tabanları kumlandı. Grup 5 ve 6’da yer alan braketler önce yapıştırıldı, daha sonra braket tabanındaki adeziv uzaklaştırılana kadar kumlandı.

Kullanılan metal ve titanyum braketlerin bağlanma yüzeylerinin ve şekillerinin aynı olduğu üretici firma tarafından teyit edildi (Tablo 3.2).

Tablo 3.2. Braketlerin bonding alanları

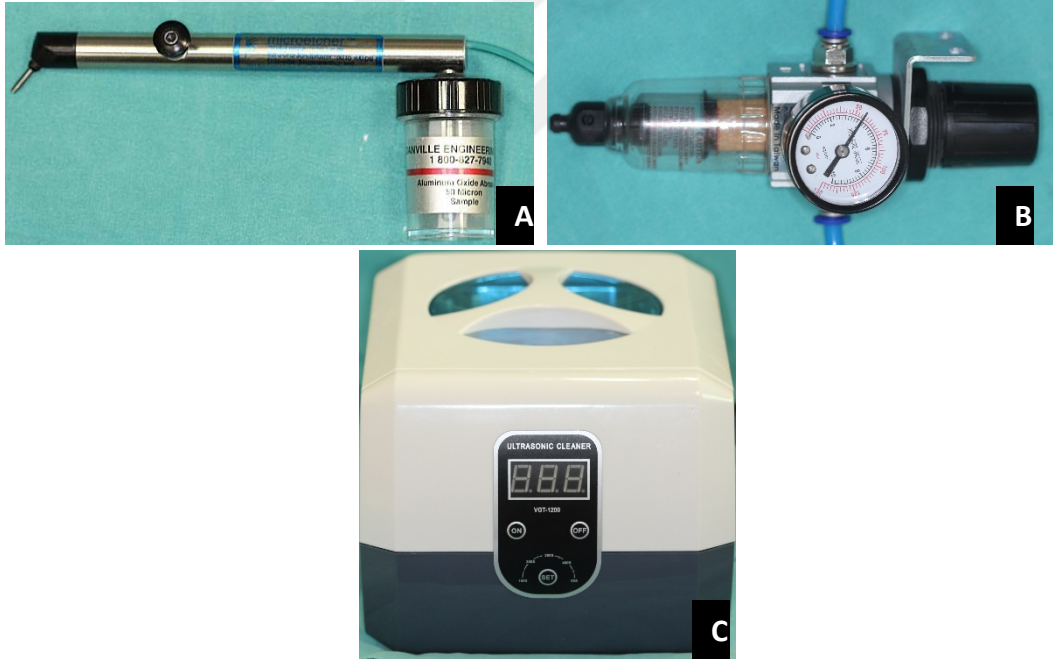
REF	Ürün adı	Diş	Bonding alanı (mm ²)	Projeksiyon yüzeyi (mm ²)
722-302-14	Equilibrium 2, -7°T., 0°A.	14	12,7	12,38
722-302-15	Equilibrium 2, -7°T., 0°A.	15	12,19	11,83
722-302-24	Equilibrium 2, -7°T., 0°A.	24	12,7	12,38
722-302-25	Equilibrium 2, -7°T., 0°A.	25	12,19	11,83
722-502-14	Equilibrium Ti, -7°T., 0°A.	14	12,76	12,39
722-502-15	Equilibrium Ti, -7°T., 0°A.	15	12,2	13,5
722-502-24	Equilibrium Ti, -7°T., 0°A.	24	12,76	12,39
722-502-25	Equilibrium Ti, -7°T., 0°A.	25	12,2	13,5

3.4. Braket Tabanlarının Kumlanma İşlemi

Grup 1 ve 2'deki braketler dışında diğer gruplardaki braketlerin tabanı kumlandı. Kumlama olarak adlandırılan bu işlem için 50µm Al₂O₃ partikülleri(Airsonic, Hager & Werken, Duisburg, Almanya) kullanıldı.

Grup 3 ve 4'de kumlama işlemi, kumlama cihazı (Microetcher II, Danville Materials Inc, Oakland, California, ABD) kullanılarak, alüminyum oksit partiküllerinin braket tabanına 4 atmosferik basınçla, 10 mm mesafeden 10 saniye süreyle ve dik açıyla püskürtülmesiyle gerçekleştirildi. Kumlama işleminden sonra braketler, ultrasonik bir banyoda 60 saniye boyunca temizlendi (Şekil 3.2).

Grup 5 ve 6'da kumlama işlemi öncesi braketler asitlenmemiş dişlere primer uygulandıktan sonra yapıştırıldı ve braket tabanındaki adeziv polimerize edildi. Daha sonra braketler deforme edilmeden diş yüzeylerinden ayrıldı. Braket tabanındaki adeziv kumlama işlemi ile uzaklaştırıldı.



Şekil 3.2. A: Kumlama cihazı, B: Kumlama anında basınç kontrolünün yapıldığı basınç ölçer, C: Ultrasonik banyo

3.5. Braketlerin Dişlere Yapıştırılması

Çalışmamızda 30'ar adet diş içeren 6 ana grup oluşturuldu. Braketlerin dişlere yapıştırılması sırasında tüm gruplara aynı yapıştırma protokolü uygulandı. Braketlerin

dişlere yapıştırılması öncesinde mine yüzeyinde herhangi bir artış olmaması gerekmektedir. Dişler solüsyondan çıkartıldıktan sonra, pomza su ile karıştırılarak anguldurvaya takılmış yumuşak polisaj fırçasıyla düşük devirde dişlerin vestibül yüzeyine 10 saniye boyunca uygulandı. Fırçalama sonrasında diş yüzeyinde pomza ve benzeri hiçbir madde kalmayacak şekilde 20 saniye hava-su spreyi ile yıkayıp kurutuldu. Yüzeyleri kurutulmuş olan dişlerin vestibül yüzeyi, %32'lik ortofosforik asit jel (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) ile 15 saniye asitlendikten sonra suyla yıkandı.

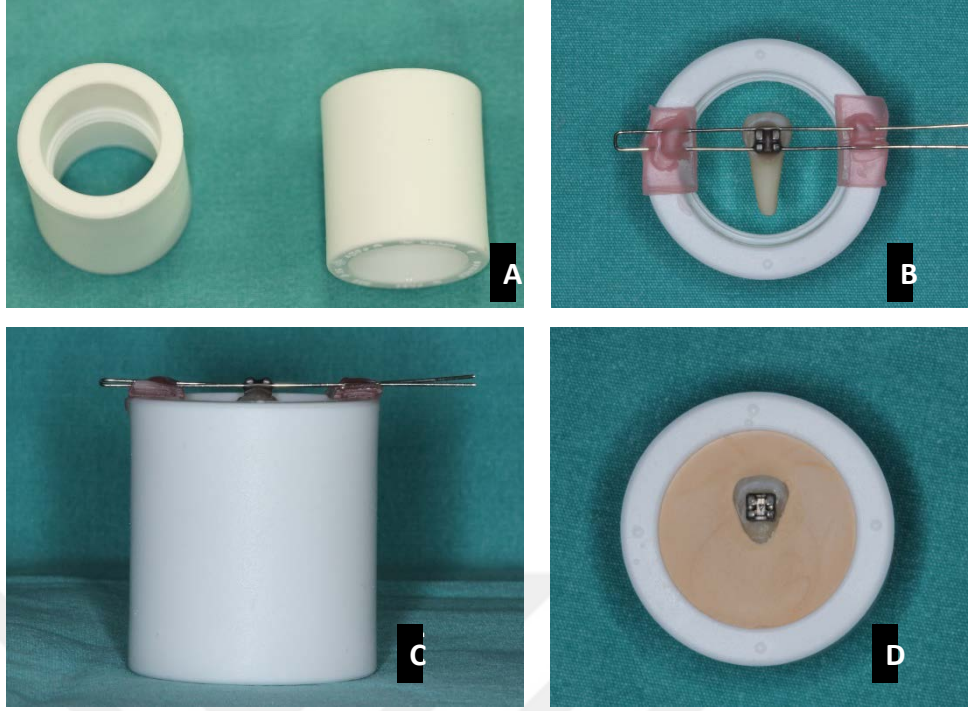
Asidin uygulanması ve dişin yıkayıp kurutulması sonrası matlaşan diş yüzeyi, ışıkla sertleşen adeziv primer (Transbond XT Light Cure Adhesive Primer, 3M Unitek, USA) ile ince bir tabaka halinde sürülerek ıslatıldı. Dişe yapıştırılacak olan braketin tabanına ışıkla sertleşen kompozit yapıştırıcı (Transbond XT Light Cure Adhesive Paste, 3M Unitek, USA) konulduktan sonra braket, diş üzerine yerleştirilmiştir. Primer; ışık ile sertleşen, %45-55 Bis EMA ve %45-55 Trietilen-GMA içermektedir. Transbond XT ise ışık ile sertleşen kompozit yapıştırıcıdır. %14 Bis-GMA, %9 Bis-EMA'dan oluşmakta ve içinde %77 oranında quartz ve silika parçacıkları bulunmaktadır.

Braketin diş üzerindeki uygun konumu sabitlendikten sonra Hilux Ledmax ışık kaynağı (Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) kullanılarak adeziv rezinin polimerizasyonu sağlandı. Polimerizasyon süresi üretici firmanın önerdiği gibi her braket için 5 saniye mezial ve 5 saniye distal taraftan olmak üzere toplam 10 saniyedir.

Çalışmamızda sıyırma testi için hazırladığımız braket yapıştırılmış 180 adet diş, test öncesinde 24 saat boyunca distile su içinde bekletildiler.

3.6. Dişlerin Alçı Bloklara Gömülmesi

Çalışmamızda kullanılan dişler, braketler yapıştırıldıktan sonra test cihazına taşınabilmeleri için Tip 4 sert alçıdan oluşan alçı bloklara gömüldüler. Alçı blokların boyutlarını standardize edebilmek için, 25 mm çapında plastik manşonlar kullanıldı. Alçı dökülmeden önce dişler, manşon içine 0.5 mm'lik ortodontik çelik telden bükülmüş maşalar yardımıyla, eksenleri yer düzlemine paralel olacak şekilde yerleştirildiler. Dişler tel maşalarla sabitlendikten sonra, Tip 4 sert alçı manşonların içine döküldü. Blokların hazırlanması sırasında diş ve braket yüzeylerine alçı bulaşmamasına özen gösterildi (Şekil 3.3).

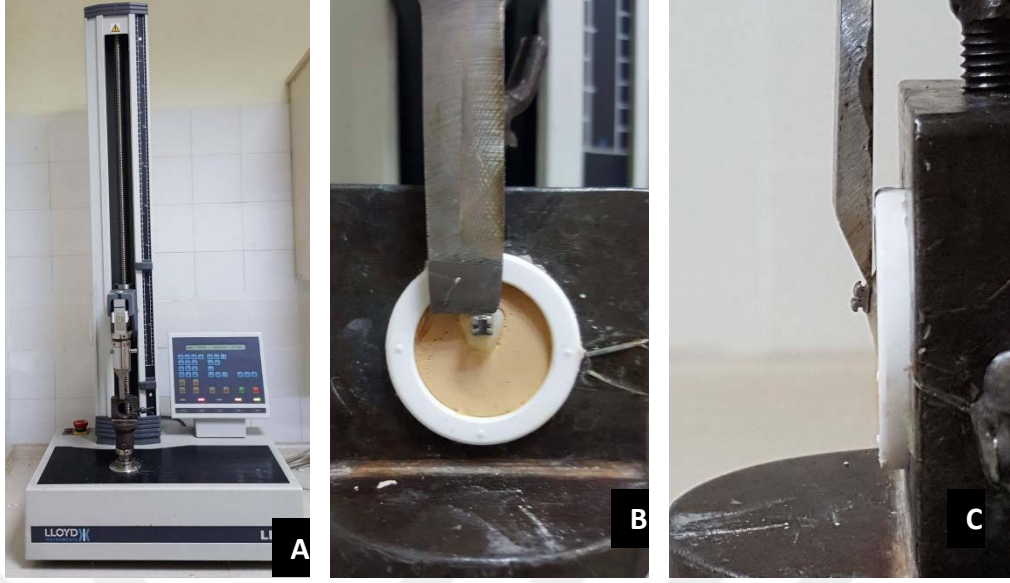


Şekil 3.3. A: 25 mm'lik manşon, B,C: Dişlerin manşon üzerinde tel maşa yardımıyla sabitlenmesi, D: Alçıya gömülmüş diş örneklerinden biri

3.7. Sıyırma Testlerinin Yapılması

Örneklerin sıyırma testleri Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapıldı. Bir defada 180 adet örneğin testi yapıldı. Testler için LLOYD İnstron Model Üniversal Test Cihazı (Foreham Hampshire, England) kullanıldı (Şekil 3.5).

Alçı bloklar, test cihazının alt kısmındaki paslanmaz çelikten yapılmış olan tutucu içine sıkı bir şekilde oturtuldu ve test sırasında herhangi bir kayma olmaması için bu tutucu üzerindeki vida sıkılarak alçı blok sabitlendi. Sıyırma bıçağı, braketin kanatları ile tabanı arasına dik olarak inecek ve bıçağın hareket yönü, dişin vestibül yüzeyi ile braketin tabanına paralel olacak şekilde yerleştirildi. Bıçak brakete kuvvet uygulamadan hafif degecek durumdayken test başlatıldı. Sıyırma bıçağının iniş hızı, dakikada 1 mm olacak şekilde ayarlandı (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. A:LLOYD İnstron Üniversal Test Cihazı, B,C: Test örneğinin cihazın tutucusuna sıkıştırılması sonrası sıyırma bıçağının ayarlanmış hali.

3.8. Artık Yapıştırıcı Skorlamasının Yapılması

Sıyırma testleri tamamlandıktan sonra stereo mikroskop (ZEISS Stemi 2000 – C, Jena, Almanya) yardımıyla 12,5 büyütmede dişlerin üzerindeki artık yapıştırıcı miktarına ve böylece diş ile braket arasındaki kopmanın nereden olduğuna bakıldı.

Bu değerlendirmede Adhesive Remnant Index (ARI) skorlama yöntemi kullanıldı (Artun ve Bergland, 1984): (0) Yapıştırıcının tamamı braket tabanında kalmıştır, (1) Yapıştırıcının %50'sinden azı diş üzerinde kalmıştır, (2) Yapıştırıcının %50'sinden fazlası diş üzerinde kalmıştır, (3) Yapıştırıcının tamamı diş üzerinde kalmıştır.

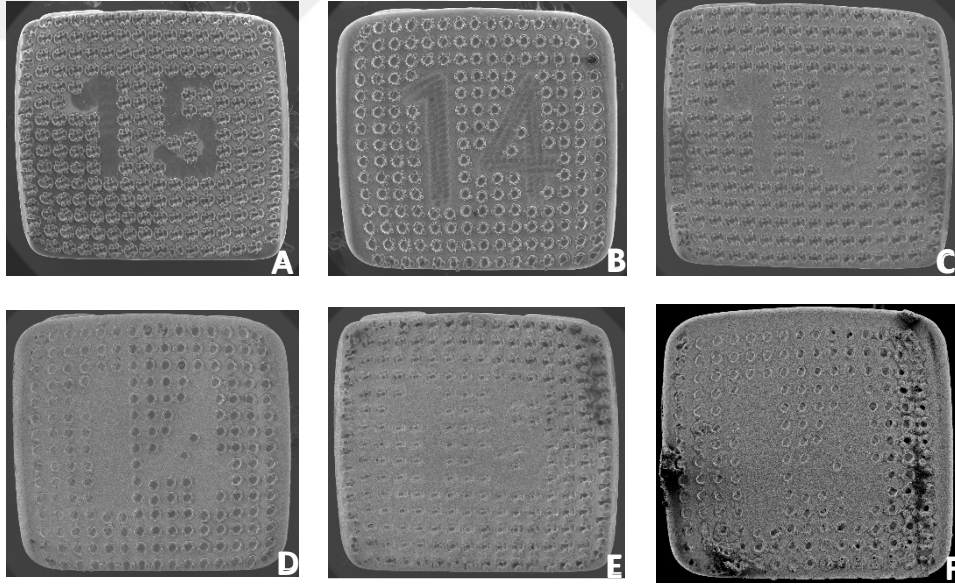
3.9. Braket Tabanlarının Taramalı Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi

Braket tabanlarının yüzey yapıları ve kumlama sonrası değişimlerinin incelenmesi için tüm braketlerden birer örneğin çeşitli büyütmelerde fotoğrafları taramalı elektron mikroskobu ile çekildi. Bu amaçla Ondokuz Mayıs Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'ndaki JEOL JSM-7001F (Tokyo, Japonya) marka ve model taramalı elektron mikroskobu kullanıldı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. JEOL JSM-7001F taramalı elektron mikroskobu

Her bir gruba ait Taramalı Elektron Mikroskobu görüntüleri aşağıda sunuldu (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Çalışmamızda kullanılan braketlerin taban görüntüleri. (A: Grup 1, B: Grup 2,C: Grup 3, D: Grup 4, E: Grup5, F: Grup 6) (Görüntüler JEOL JSM-7001F marka ve model taramalı elektron mikroskobu ile 20 kat büyütme olarak alınmıştır.)

3.10. Bulguların İstatiksel Olarak Değerlendirilmesi

Verilerin analizi SPSS 21 programı ile yapılmıştır. Braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetlerinden elde edilen verilerin dağılımının normale yakın olup olmadığı Shapiro Wilk testi ile araştırıldı. Sıyırma testlerinde, gruplar arasındaki farklılıkların belirlenmesi amacıyla tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA Testi) ve Post Hoc Tukey testi kullanıldı ($p<0,05$). ARI skoru dağılımının gruplar arasında karşılaştırılmasında ki-kare testi kullanıldı ($p<0,05$).



4.BULGULAR

4.1.Sıyırma Bağlanma Dayanımı Testlerine İlişkin Bulgular

Paslanmaz çelik ve titanyum braketlerin firmadan alındığı şekilde, kumlama işlemi sonrasında ve yeniden kullanım sonrasında sıyırma testlerine karşı gösterdikleri direncin belirlenmesinin amaçlandığı çalışmamızda gruplar Tablo 4.1.'de verilmektedir.

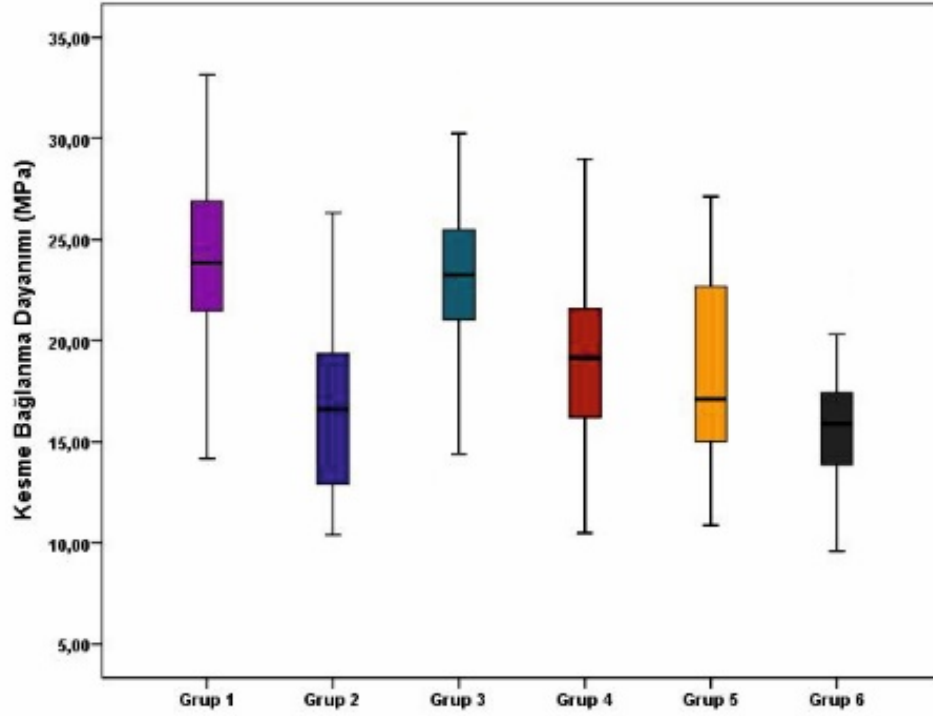
Tablo 4.1. Çalışmada yer alan gruplar.

Grup	N	Marka	Materyal	Kumlama	Yeniden kullanım
Grup 1	30	Equilibrium2	paslanmaz çelik	Yok	Yok
Grup 2	30	EquilibriumTi	titanyum	Yok	Yok
Grup 3	30	Equilibrium2	paslanmaz çelik	Var	Yok
Grup 4	30	EquilibriumTi	titanyum	Var	Yok
Grup 5	30	Equilibrium2	paslanmaz çelik	Var	Var
Grup 6	30	EquilibriumTi	titanyum	Var	Var

Her grubun bağlanma dayanımlarının minimum, maksimum, ortalama ve standart sapmaları değerleri Tablo 4.2 ve Şekil 4.1'de sunulmaktadır.

Tablo 4.2. Sıyırma testleri sonrası elde edilen bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

GRUP	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std. Sapma
Grup 1	30	14,17	33,13	24,3787	4,36347
Grup 2	29	10,40	26,31	16,9174	4,58924
Grup 3	30	13,15	32,25	23,1449	4,74353
Grup 4	30	10,48	28,99	19,3094	4,38287
Grup 5	30	10,87	27,13	18,7252	5,10965
Grup 6	30	9,60	23,35	15,9954	3,31293



Şekil 4.1: Gruplarının bağlanma dayanıklılığına ilişkin kutu grafiği (MPa).

Çalışmamızda elde ettiğimiz bağlanma dayanımı ile ilgili veriler Oneway ANOVA testi ile analiz edildi. ANOVA analizi sonucunda grup varyanslarının homojen olduğu ($p=0,163$) olduğu gözlemlendi (Tablo 4.3). Ayrıca, gruplar arasında bağlanma dayanımı kuvveti değerlerine göre anlamlı bir farklılık olduğu belirlendi ($F=16,976$; $p=0,00$; Tablo 4.4).

Tablo 4.3. Varyansların homojenliği testi bulguları.

Levene İstatistik	df1	df2	p
1,598	5	173	0,163

Tablo 4.4. Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi bulguları.

	Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	f	p
Gruplararası	1681,410	5	336,282	16,976	0,000
Grup içi	3426,913	173	19,809		
Toplam	5108,323	178			

Gruplar arasında çıkan bu anlamlı farklılığın kaynağının tespiti için çoklu karşılaştırmalar Tukey testi ile gerçekleştirildi ($P<0,05$; Tablo 4.5).

Tablo 4.5.Farklılığın hangi gruptan kaynaklı olduğunu tespiti yapılan Tukey Testi bulguları.

Grup	N	Alt gruplar		
		1	2	3
Grup 6	30	15,60		
Grup 2	29	16,92	16,92	
Grup 5	30	18,73	18,73	
Grup 4	30		19,31	
Grup 3	30			23,15
Grup 1	30			24,38

Grup 1 ve 3, paslanmaz çelik braketlerin ilk kullanımı ve kumlama işlemi sonrası bağlanma dayanımları (sırası ile 24,38 MPa ve 23.15 MPa) arasında istatistiksel olarak önemli fark izlenmedi. Diğer gruplara göre daha büyük bağlanma dayanımına sahip Grup 1 ve 3 ile diğer gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olduğu görüldü ($p<0,05$).

Grup 6, titanyum braketlerin yeniden kullanımı ile en düşük bağlanma dayanımı(15,60 MPa) elde edildi. Bu değer ileGrup 2, titanyum braketlerin ilk kullanımı (16,92 MPa) ve Grup 5, paslanmaz çelik braketlerin yeniden kullanımı (18,73 MPa) ile elde edilen bağlanma dayançları arasında istatistiksel olarak önemli fark izlenmedi ($p>0,05$).

Grup 4, titanyum braketlerin kumlanması ile elde edilen bağlanma dayanımı (19,31 MPa) ile Grup 2,titanyum braketlerin ilk kullanımı (16,92 MPa) ve Grup 5, paslanmaz çelik braketlerin yeniden kullanımı (18,73 MPa) ile elde edilen bağlanma dayanımı arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

En düşük bağlanma dayanımına sahip Grup 6, titanyum braketlerin yeniden kullanımı ile en düşük bağlanma dayanımı (15,60 MPa) ile Grup 4, titanyum braketlerin kumlanması ile elde edilen bağlanma dayanımı (19,31 MPa) arasında istatistiksel olarak önemli fark izlendi ($p>0,05$)

4.2. Diş Üzerinde Kalan Artık Yapıştırıcı Miktarı ile İlgili Bulgular

Sıyırma testleri yapıldıktan sonra diş yüzeyinde kalan artık yapıştırıcı skorlarının dağılımı Tablo 4.6'da verilmektedir. Arı skoru dağılımının gruplar arasında istatistiksel olarak farklı olduğu bulundu ($p=0,000$). Gruplar incelendiğinde Grup 1'de, paslanmaz çelik braketlerin ilk kullanımı örneklerin hemen hemen tamamında (%96,7)ARI skoru 0 ve 1 iken; Grup 6'da, titanyum braketlerin yeniden kullanımı, ARI skoru 2 ve 3 %70,0 olarak izlendi.

Grup 1, paslanmaz çelik braketlerin ilk kullanımında örneklerin %13'ünde mine kırığı görülürken; Grup 3, paslanmaz çelik braketlerin kumlandığı örneklerin %3'ünde mine kırığı görüldü. Titanyum braketlerin kullanıldığı hiçbir grupta mine kırığı görülmedi.

Tablo 4.6: Tüm gruplardaki ARI skoru dağılımı ve ki-kare testi bulguları.

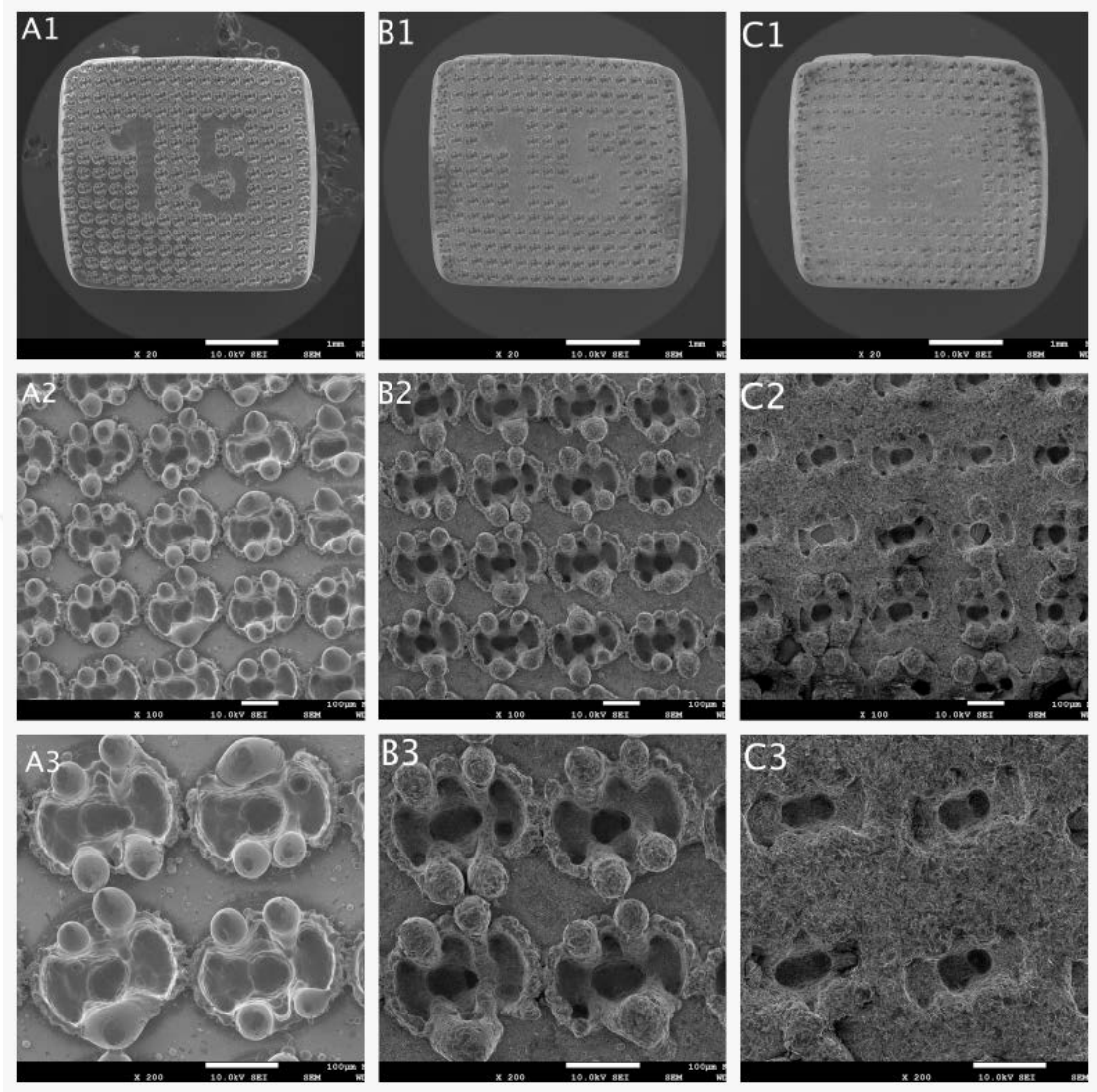
GRUP	ARI SKORU			
	0	1	2	3
Grup 1	12 (%40,0)	17 (%56,7)	0 (%0,0)	1 (%3,3)
Grup 2	7 (%24,1)	20 (%65,5)	3 (%10,3)	0 (%0,0)
Grup 3	8 (%26,7)	19 (%63,3)	3 (%10,0)	0 (%0,0)
Grup 4	8 (%26,7)	12 (%40,0)	9 (%30,0)	1 (%3,3)
Grup 5	0 (%0,0)	13 (%43,3)	14 (%46,7)	3 (%10,0)
Grup 6	0 (%0,0)	9 (%30,0)	15 (%50,0)	6 (%20,0)

$$\chi^2=67,090 \text{ df}=15 \text{ p}=0,000$$

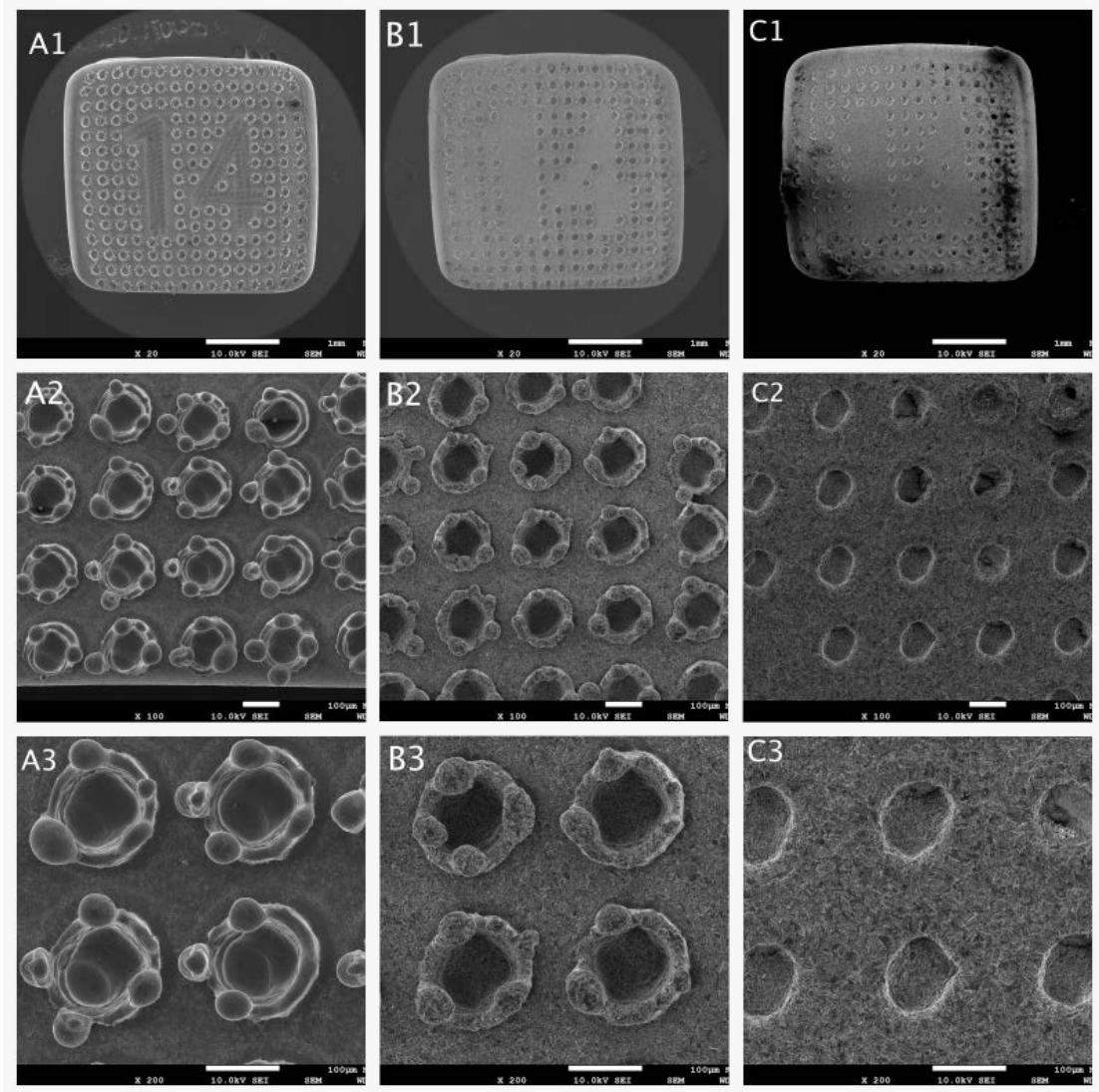
4.3. Braket Tabanlarının Taramalı Elektron Mikroskobu ile Çekilmiş Görüntüleri

Paslanmaz çelik ve titanyum braketin tabanına ait 20, 100 ve 200 büyütme ile elde edilmiş SEM görüntüleri, sırası ile Şekil 4.2 ve 4.3'de verilmektedir.

Tüm bu elde edilmiş SEM görüntülerinde kumlama işleminin etkisi görülebilmektedir. 50 μm ' lik alüminyum oksit parçacıkları ile kumlanmış braket tabanında hafif pürüzlü bir yüzey olduğu dikkat çekmektedir. Bununla birlikte braketlerin yeniden kullanımında ise mekanik retansiyonların dikkat çekici bir şekilde abrazyonu görülmektedir.



Şekil 4.2: Equilibrium 2 paslanmaz çelik braket tabanının orjinal (A1, A2, A3) , kumlanmış (B1, B2, B3) ve yeniden kullanım sonrası (C1, C2, C3) durumunun SEM altında 20,100 ve 200 kat büyütme görüntüleri.



Şekil 4.3: Equilibrium Titanyum braket tabanının orjinal (A1, A2, A3) , kumlanmış (B1, B2, B3) ve yeniden kullanım sonrası (C1, C2, C3) durumunun SEM altında 20,100 ve 200 kat büyütme görüntüleri.

5. TARTIŞMA

5.1. Amaç, Materyal ve Metodun Tartışılması

Ortodontik tedavinin en yaygın uygulanma şekli olan sabit tedavilerde, kuvvetler braketler aracılığıyla dişlere iletilirler. Paslanmaz çelik, titanyum, plastik ve seramik dahil olmak üzere ortodontik braketlerin üretimi için çeşitli malzemeler kullanılmıştır. Titanyum; biyouyumluluk, alerjen olmaması ve korozyon direnç göstermesi nedeniyle ortodontik braketlerin üretimi için alternatif bir malzeme olarak tanıtılmıştır (Elsaka ve ark., 2014).

Ortodontik tedavi sırasında braket kopması; tedavi süresi ve maliyetini artıran istenmeyen bir durumdur. Yapılan çalışmalar bu komplikasyonun sıklığının %3,5 ile %23 arasında değiştiğini bildirmektedir (Kachoei ve ark., 2016).

Braketlerin yeniden kullanımında braket tabanındaki artık adezivlerin uzaklaştırılması için tungsten karbit frezler, yakma, kumlama ve çeşitli lazerler önerilmiştir (Basudan ve Al-Emran, 2001).

Çalışmamızda farklı materyallerden yapılmış olan paslanmaz çelik ve titanyum braketlerin firmadan alındığı şekilde, kumlama işlemi sonrasında ve yeniden kullanım sonrasında sıyırma testlerine karşı gösterdikleri direncin belirlenmesi, kopma sonrasında artık adezivin hangi yüzeyde kalmaya meyilli olduğunun belirlenmesi amaçlanmıştır.

Yapılan literatür taramasında paslanmaz çelik ve titanyum braketleri kumlanmış ve kumlanmamış halde bir arada karşılaştıran bir çalışma bulunamamıştır.

Literatürde braketlerin bağlanma kuvvetini araştıran in vitro çalışmalarda yüzey materyali olarak küçükazı diş (Montasser ve ark.,2008), keser diş (Elsaka ve ark., 2014), molar diş (Bishara ve ark., 2002) ve sığır kesici dişleri (Montero ve ark., 2015; Kachoei ve ark., 2016) kullanıldığı görülmektedir. Sığır dişlerinin tercih edilmesinin en büyük nedeni; mine yapısının insan dişlerine benzerlik göstermesi ve insan dişlerine göre daha kolay bulunabilmesidir (Lugato ve ark., 2009). Fowler ve ark. (1992) çalışmalarında insan ve hayvan dişlerinden elde edilen sonuçların benzer olduğunu belirtirlerken, Oesterle ve ark. (1998) sığır minesinin bağlanma dayanımı kuvvetinin %21-44 oranında daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda klinik ortama yakın değerlendirme yapabilmek adına insan premolar dişi kullanılmasına karar verildi.

Literatürde dişlerin saklama koşulları incelendiğinde %0.01'lik timol

(Montasser ve ark.,2008; Montero ve ark.,2015; Kachoei ve ark., 2016), serum fizyolojik (Cozza ve ark., 2006), distile su (Tudehzaeim ve ark., 2015; Yassaei ve ark., 2014) ve %0,5 kloramin (Klocke ve Kahl-Nieke, 2006) gibi çeşitli solüsyonlar kullanıldığı görülmektedir. Kullanılan bütün solüsyonlarda amaç bakteriyel infiltrasyonun olmaması ve bağlanma kuvvetinin etkilenmemesidir. Bizim çalışmamızda da aynı amaçla %0.01'lik timol solüsyonu kullanıldı.

1950'lerde piyasaya sunulan kumlama tekniğinde, basınçlı hava ile itilen yüksek hızlı alüminyum oksit parçacıkları kullanılmaktadır (Sonis 1996). Alüminyum oksit kumlama tekniği, braket tabanının yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey alanını artırarak braketin diş yüzeyine bağlanma dayanımı kuvvetini arttırmaktadır. Ortodonti alanında yapılan çalışmalarda alüminyum oksit kumlama tekniği, yeniden kullanılan braketlerin tabanında kalan artık adezivleri uzaklaştırmak, yeni braketlerin mekanik retansiyonunu arttırmak, restorasyonlu dişlere braketin bağlanma dayanımını güçlendirmek ve mine yüzeyini hazırlamak için kullanılmaktadır (Millet ve ark., 1993; Senay ve ark., 2000; Chung ve ark. 2000).

Çalışmamızda alüminyum oksit kumlama tekniğinin kullanım amacı yeni braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetinin artırılması ve yeniden kullanılan braketlerin tabanındaki artık adezivleri uzaklaştırmada etkili olmasıdır.

Literatürde kumlama cihazına gelen basıncın 50 psi,65 psi, 75 psi ve 90 psi gibi farklı basınçlarda uygulandığı (1 bar=14,5 psi), kumlama işleminin uygulanma süresinin 3-30 saniye arasında değiştiği, uygulama mesafesi olarak da 3-30 mm arasında değişik tercihler yapıldığı görülmektedir (Türköz ve ark., 2010; Sharma-Sayal ve ark, 2003; Arıcı ve ark., 1999); Tudehzaeim ve ark.; 2015).

Literatürde yapılan çalışmalarda braket tabanının kumlanmasında alüminyum oksit partiküllerinin 25 µm, 50 µm, 90 µm ve 110 µm gibi farklı boyutlarda kullanıldığı görülmektedir (Chung ve ark., 2001; Tavares ve ark.,2006; Sharma-Sayal ve ark., 2003).

Montero ve ark. (2015), braketlerin yeniden kullanımında braket tabanının temizlenmesi için 25 µm, 50 µm ve 110 µm'lik alüminyum oksit partiküllerini ve endüstriyel geri dönüşümü (Nd-Yag lazer) kullandıkları çalışmalarında, yeniden kullanılan braketlerle yeni braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetleri arasında önemli bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca alüminyum oksit partikül boyutları

büyüdükçe kumlama zamanının değişmediğini ve artık adeziv kaldırılırken braket tabanında hasar oluşmasından dolayı bağlanma dayanımının azaldığını bildirmişlerdir. Tüm bunlar gözönünde bulundurulduğunda Montero ve ark. kumlama işleminde 25 µm'lik alüminyum oksit kullanımını önermişlerdir. Sant' Anna ve ark. (2002) ise braket tabanlarının pürüzlendirilmesinde 50 µm'lik alüminyum oksit kullanımını önermişlerdir.

Türköz ve ark. (2010), yeniden kullanılan braketlerin bağlanma kuvvetlerinin değerlendirildiği çalışmalarında kumlama işlemini 50 µm Al₂O₃ partikülleriyle 1mm uzaklıktan 65-70 psi'lik basınç altında braket tabanında kalan artık adeziv tamamen uzaklaşmıncaya kadar uygulamışlardır.

Kachoei ve ark. (2016) braketlerin yeniden kullanımı amacıyla braket tabanının temizlenmesinde, kumlama ve CO₂ lazerin bağlanma dayanımı kuvvetine etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kumlama işlemini 50 µm Al₂O₃ partikülleriyle 5 mm mesafeden braket tabanında kalan artık adeziv tamamen uzaklaştırılmıncaya kadar uygulamışlardır.

Çalışmamızda yeni braketlere kumlama işlemi literatürde genel olarak kabul gören 50 µm Al₂O₃ partiküllerinin braket tabanına 4 atmosferik basınçla, 10 mm mesafeden 10 saniye süreyle ve dik açıyla püskürtülmesiyle gerçekleştirilirken, yeniden kullanılan braketlerde aynı prosedür tabanda kalan adeziv tamamen uzaklaştırılmıncaya kadar uygulandı. Kumlama işleminden sonra tüm braketler, ultrasonik bir banyoda 60 saniye boyunca temizlendi.

Ortodontik braketler mine yüzeyine yapıştırılmadan önce yüzeyden organik ve inorganik artıkların uzaklaştırılması gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda mine yüzeyini eklentilerden temizlemek için, florür içermeyen toz pomza - su karışımı (Cozza ve ark., 2006; Bishara ve ark.; 2002) ve profilaksi patı (Ishida ve ark., 2011; Montero ve ark., 2015), düşük devirli mikromotorların ucuna takılan kıl fırça veya lastik uç yardımıyla uygulanmıştır. Çalışmamızda florürsüz toz pomza, su ile karıştırılarak anguldurvaya takılmış polisaj fırçasıyla düşük devirde dişlerin vestibül yüzeyine 10 saniye boyunca yapıldı. Fırçalama sonrasında diş yüzeyinde pomza ve benzeri hiçbir madde kalmayacak şekilde 20 saniye hava-su spreyi ile yıkanıp kurutuldu.

Yapılan araştırmalarda braket tutuculuğunun asitin konsantrasyonu, formu, çeşidi ve uygulama süresine bağlı olarak değiştiği görülmüştür (Brannström ve ark., 1978; Goes ve ark., 1998). Çalışmamızda çoğu araştırmacının kullandığı gibi fosforik

asit tercih edilmiştir (Seçkin ve ark., 2008; Kumar ve ark.,2014; Türköz ve ark.,2010). %32'lik ortofosforik asit jel temizlenmiş mine üzerine 15 saniye uygulandı.

Yapılan literatür taramalarında braket yapıştırma amacıyla ışıkla sertleşen kompozit (Elsaka ve ark.,2014; Ishida ve ark., 2011; Montero ve ark.,2015), kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler (Tavares ve ark.,2006) ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar (Türköz ve ark., 2010; Özer ve Arıcı, 2005) kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda kliniğimizde rutin olarak kullanılan ve ışıkla sertleşen TransbondXT Light Cure Adezive Paste (3M Unitek) kullanıldı.

Dişlerin sıyırma testi sırasında sabit kalması, kuvvetin doğru aktarımı açısından önemlidir. Yapılan çalışmalarda dişler soğuk akrilik rezin (Seçkin ve ark., 2008), alçı(Vicente ve ark.,2005) ve epoksi rezin (Chung ve ark., 2001) gibi çeşitli materyaller içerisine gömülmüşlerdir. Çalışmamızda dişler 25 mm' lik plastik manşon içine dökülen Tip 4 sert alçıya gömüldüler.

Ortodontide bağlanma dayanımı kuvvetini değerlendiren in vitro çalışmalarda braketler yapıştırıldıktan sonra farklı tipte test yöntemleri kullanılmaktadır. Bu konuda en çok tercih edilen tekniklerden biri de sıyırma testidir (Özcan M., 2003; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 1993). Sıyırma testleri sırasında önemli olan bıçağın açısı ve hızıdır. Uygulanan kuvvet yüzeye paralel olmalıdır. Klocke ve Kahl-Nieke (2006) çalışmalarında bıçak açısının bağlanma dayanımını etkilediğini, açı arttıkça bağlanma dayanımı kuvvetinin düştüğünü belirtmişlerdir. Çalışmamızda bıçağın yüzeye paralel olmasına dikkat edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda bıçağın kesme hızının 0.5 mm/dk (Sharma-sayal ve ark., 2003; Kachoei ve ark., 2016; Elsaka ve ark., 2014), 1 mm/dk (Montero ve ark.,2015), 2 mm/dk (Montasser ve ark., 2008), 5 mm/dk (Bishara ve ark., 2002), 6 mm/dk (Cozza ve ark., 2006) gibi farklı hızlarda uygulandığı görülmüştür. Eliades ve Brantley (2000), 0.5 mm/dk bıçak hızının in vivo şartları sağlamadığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda bıçak hızı arttıkça deneylerin güvenilirliği azalacağından bıçağın hızı 1 mm/dk olarak belirlendi.

5.2. Bulguların Tartışılması

5.2.1. Materyal ve Bağlanma Dayanımı İlişkisi

Metal braketler çoğunlukla paslanmaz çelikten üretilirler. Paslanmaz çelik

braketlerin iyi mekanik özellikleri ve düşük maliyetli olması gibi olumlu özelliklerine karşın korozyon eğilimine bağlı metal iyon salınımı da dezavantajları olarak belirtilmektedir (Fraunhofer, 1997; Eliades ve ark., 2002; Freitas ve ark., 2011). Bu braketlerin korozyon eğilimini azaltmak için içeriğine eklenen nikelin de literatürde alerjik ve inflamatuvar reaksiyonlar, sitotoksinite ve mutajenite gibi yan etkileri olduğu bildirilmiştir (Gölz ve ark., 2014). Paslanmaz çelik braketlerin bunun gibi dezavantajlarından dolayı titanyum braketler üretilmiştir (Kusy ve O'Grady, 2000). Titanyumun avantajları arasında mükemmel biyouyumluluk ve korozyon direncinin olmasının yanı sıra paslanmaz çelikten daha esnek bir materyal olduğu için plastik deformasyon görülme sıklığı da daha azdır (Melenka ve ark., 2014). Titanyum braketler paslanmaz çelik braketlere göre daha pürüzlü bir yüzeye sahiptirler (Harzer ve ark., 2001).

Klinik olarak kabul edilebilir minimum bağlanma dayanımı kuvvetinin Reynold ve ark. (1975) tarafından 5.9 MPa ile 7.85 MPa arasında olması gerektiği belirtilmiştir. Tüm gruplarımızın ortalamaları değerlendirildiğinde bizim elde ettiğimiz ortalama bağlanma dayanıklılıkları 15,99 MPa ile 24,37 MPa arasındadır. Grupların hepsinde bağlanma dayanımı kuvvetleri bu kabul edilebilir sınırın üzerinde bulunmuştur. Bu nedenle gruplardaki sonuçlar klinik olarak yeterli görülebilir. Çalışmamızda paslanmaz çelik ve titanyum braketleri karşılaştırmak adına oluşturduğumuz 6 grubun bağlanma dayanımı kuvvetleri değerlendirildiğinde en yüksek tutuculuk değerini Equilibrium 2 paslanmaz çelik braket (Grup 1) ($24,37 \pm 4,36$ Mpa) vermiştir.

Cozza ve ark. (2006), sığır keser dişi kullandıkları çalışmalarında 5 farklı metal braketini TransbondXT ile yapıştırdıktan sonra bağlanma dayanımı kuvvetini karşılaştırmışlardır. Equilibrium 2 kullanılan grupta elde edilen tutuculuk değerleri ortalamasını 29,07 Mpa bulmuşlardır. Çalışmamızla karşılaştırdığımızda Equilibrium 2 grubunda bulunan 4,7 Mpa değerindeki bu farklılığın araştırmacının sığır dişi kullanmasına, sıyırma hızı olarak 6 mm/dk bıçak iniş hızı kullanmış olmasına bağlı olabileceğini düşünmekteyiz.

Yapılan literatür taramasında titanyum braketlerin yüzeyinin daha ıslanabilir olmasından dolayı kompozitle daha iyi bir bağlanma gösterebileceği belirtilirken (Proffit ve ark., 2014), Elsaka ve ark. (2014) titanyum, paslanmaz çelik ve seramik

braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetini karşılaştırdıkları çalışmalarında paslanmaz çelik braketlerin bağlanma dayanımı titanyum braketlere oranla daha yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamızda benzer şekilde titanyum braketlerin bağlanma dayanımı paslanmaz çelik braketlere oranla anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Cozza ve ark. (2006), metal braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetini karşılaştırdıkları çalışmalarında, Equilibrium 2 braket grubunun % 20' sinde mine kırığı görülmüştür. Bizim çalışmamızda ise Equilibrium 2 braketin kullanıldığı grubun %13' ünde mine kırığı görülmüştür. Çalışmamızda mine kırığı görülmesinin daha az olmasının nedeninin bağlanma dayanımı kuvvetinin daha düşük olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda Equilibrium 2 kullanılan grubun (Grup 1) %13'ünde mine kırığı görülürken, Equilibrium 2 braketlerin kumlandığı grupta (Grup 3) yalnızca 1 örnekte (%3) mine kırığı görülmüştür. Bununla birlikte titanyum braketlerin kullanıldığı hiçbir grupta mine kırığı görülmemiştir. Titanyum braketlerde mine kırığının görülmemesi nedeninin, literatürde de belirtildiği gibi paslanmaz çeliğin titanyuma oranla daha sert ve esneme kabiliyetinin daha az olması nedeniyle kaynaklandığını düşünmekteyiz (Melenka ve ark., 2014).

5.2.2. Kumlama ve Bağlanma Dayanımı İlişkisi

Günümüzde, kumlama yaygın olarak kullanılmaktadır ve birçok çalışma (Sharma-Sayal ve ark., 2003; Espinar-Escalona ve ark., 2012), kumlama işleminin yeni braketlerin bağlanma gücünü ve hayatta kalma süresini artırdığını göstermiştir.

Lugato ve ark. (2009) çalışmalarında paslanmaz çelik braketlerin firmadan alındığı şekilde ve kumlama işlemi yapıldıktan sonra 3 farklı adeziv kullanarak bağlanma dayanımı kuvvetini karşılaştırmışlardır. Bu adezivlerden birisi de çalışmamızda kullandığımız TransbondXT'dir. Bu çalışmada sıyırma testi uygulanırken braketlere iletilen sıyırma kuvveti çalışmamızda olduğu gibi dakikada 1 mm'dir. Uygulanan testler sonrasında yeni ve yeni kumlanmış braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Lugato ve ark. çalışmalarında braket tabanlarının kumlanmasının braketlerin bağlanma dayanımını etkilemediği sonucuna varmışlardır.

Maccoll ve ark. (1998) ise, metal braketlerin firmadan alındığı şekilde ve braket tabanına 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleriyle kumlama işlemi yapıldıktan

sonraki bağlanma dayanımı kuvvetini karşılaştırdıkları çalışmalarında kumlama işleminin bağlanma dayanımı kuvvetini arttırdığını bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda kumlama işlemi paslanmaz çelik braketlerde bağlanma dayanımı kuvvetini etkilemezken, titanyum braketlerde bağlanma dayanımı kuvvetini arttırmıştır. Bununla beraber iki grupta da sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmamıştır. Bu durumun; titanyum braketlerin paslanmaz çelik braketlere göre daha yumuşak bir materyal olmasından dolayı alüminyum oksit partikülerinden daha fazla etkilenmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bu etkilenme sonucu kumlama ile görece daha yumuşak bir materyal olan titanyumdan yapılmış braketlerin tabanlarındaki artmış pürüzlülük ile daha fazla mikro retansiyon alanı oluştuğu ve yüzey alanının arttığı düşünülebilir.

5.2.3. Yeniden Kullanım ve Bağlanma Dayanımı İlişkisi

Klinikte kullanılan yenileme yöntemlerini karşılaştıran araştırmalar, kumlama işleminin adeziv materyali uzaklaştırmak için en etkili yöntem olduğu sonucuna varmışken, bu yolla geri dönüştürülen braketler ile yeni braketler arasında bağlanma mukavemeti açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır (Quick ve ark., 2005; Halwai ve ark., 2012)

Kachoei ve ark. (2016) braketlerin yeniden kullanımı amacıyla braket tabanının temizlenmesinde, kumlama ve CO2 lazerin bağlanma dayanımı kuvvetine etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kumlama işleminin braketin bağlanma dayanımı kuvvetinde bir azalmaya neden olduğunu ama bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı derecede olmadığını bildirmişlerdir.

Sharma-Sayal ve ark. (2003) çalışmalarında kumlama işleminin braketlerin yeniden kullanımı amacıyla braket tabanlarının temizlenmesinde etkili olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte kumlama işleminin braketlerin dişe bağlanma dayanımı kuvvetini istatistiksel olarak etkilemediğini bildirmişlerdir.

Arıcı ve ark. (1999), yeni ve yeniden kullanılan braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, metal braketlerin bağlanma kuvvetinin yeniden kullanım için kumlama işleminden anlamlı bir derecede etkilenmediğini bildirmişlerdir. Sonis (1996) tarafından yapılan bir başka çalışmada da yeni braketlerle kumlama işlemi yapılmış yeniden kullanılan braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

Chung ve ark. (2000), braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetinin karşılaştırıldığı çalışmalarında, kumlama işlemi yapılmış yeniden kullanılan braketlerin yeni braketlere göre bağlanma dayanımı kuvvetinin önemli derecede düşük olduğunu bildirmişlerdir. Yeniden kullanılan braketlerle, yeni braketler arasındaki bağlanma dayanımı kaybını önlemek için bağ güçlendiricisine (bondbooster) ihtiyaç duyulduğunu belirtmişlerdir.

Türköz ve ark. (2010), yeni ve yeniden kullanılan braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, yeniden kullanılan braketlerin bağlanma dayanımı kuvvetini yeni braketlere göre anlamlı derecede düşük bulmuşlardır.

Bizim çalışmamızda paslanmaz çelik braketlerin yeniden kullanımında bağlanma dayanımı kuvvetinin yeni braketlere göre anlamlı derecede düşük olduğu bulunurken, titanyum braketlerin yeni ve yeniden kullanımı sonrası bağlanma dayanımı kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Bu durumun; paslanmaz çelik braketlerde kumlama işleminden dolayı taban yapısındaki retantif alanların abrazyonuna bağlı olabileceğini, titanyum braketlerdeki durumun ise retantif alanlar azalırken titanyumun daha yumuşak bir materyal olmasından dolayı daha çok yüzey pürüzlülüğü ve dolayısıyla mikro retantif alan elde edilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

5.2.4. ARI Skorları

ARI (Adhesive Remnant Index) skorları, braketin tipi, debonding tekniği, adezivin tipi ve bonding tekniğinden etkilenmektedir. Yapılan literatür taramalarında, braket koptuktan sonra mine yüzeyinde kalan artık adezivi değerlendirmek için Artun ve Bergland (1984) ve Olsen ve ark. (1997) tarafından tanımlanan iki indeks kullanıldığı görülmektedir. Bizim çalışmamızda Artun ve Bergland (1984)'ın indeksi kullanılmıştır.

Çalışmamızda ARI skorları incelendiğinde braket kopmalarının yeni braketlerde genelde adeziv mine arayüzünde olduğu, yeniden kullanılan braketlerde ise adezivin içindeki koheziv kırıklar şeklinde olduğu görülmektedir. Çalışmamızdaki ARI skorlarının dağılımı incelendiğinde ise tüm gruplarda en fazla verilmiş olan ARI skorunun 1 olduğu görülmüştür.

Elsaka ve ark.'nın (2014) titanyum, paslanmaz çelik ve seramik braketlerin bağlanma dayanımını kuvvetini karşılaştırdıkları çalışmalarında, paslanmaz çelik

braketlerin bağlanma dayanımı kuvveti ortalama 12,15 Mpa, titanyum braketlerin ortalama 7,69 Mpa çıkmıştır. ARI skorları karşılaştırıldığında paslanmaz çelik braketlerin %26' sında adezivin tamamı braket yüzeyinde (ARI: 0) kalırken, titanyum braketlerdeki hiçbir örnekte adezivin tamamı braket yüzeyinde kalmamıştır. Ayrıca titanyum braketlerin %40'ında adezivin tamamı dış yüzeyinde (ARI: 3) kalırken paslanmaz çelik braketlerdeki hiçbir örnekte adezivin tamamı dış yüzeyinde kalmamıştır.

Bizim çalışmamızda paslanmaz çelik braketlerin bağlanma dayanımı kuvveti ortalama 24,37 Mpa, titanyum braketlerin 16,91 Mpa bulunmuştur. ARI skorları incelendiğinde paslanmaz çelik braketlerin %40'ında adezivi tamamı braket yüzeyinde kalırken, titanyum braketlerin %23'ünde adezivin tamamı braket yüzeyinde kalmıştır. Ayrıca paslanmaz çelik braketlerde yalnızca 1 örnekte adezivin tamamı dış yüzeyinde kalırken, titanyum braketlerdeki hiçbir örnekte adezivin tamamı dış yüzeyinde kalmamıştır. ARI skorları arasındaki farklılığın bizim çalışmamızdaki ortalama bağlanma dayanımı kuvvetinin Elsaka ve arkadaşlarının çalışmasına göre daha yüksek olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Braket materyalinin, braket tabanına uygulanan kumlama işleminin ve braketlerin yeniden kullanımının bağlanma dayanımı kuvvetine etkisinin incelendiği ve Equilibrium2 (Dentaurum, Ispringen, Almanya) ve EquilibriumTi (Dentaurum, Ispringen, Almanya) braketlerin kullanıldığı çalışmamızın bulguları ışığında şu sonuçlar elde edildi:

1. Çalışmamızın null hipotezi "braket materyalinin, braket tabanına uygulanan kumlama işleminin ve braketlerin yeniden kullanımının bağlanma dayanımı kuvvetine etkisi olmayacağı yönündedir" şeklindeydi. Elde edilen sonuçlara göre Null hipotezi reddedildi.
2. Paslanmaz çelik braketlerin bağlanma dayanımı kuvveti titanyum braketlere göre daha fazladır.
3. Paslanmaz çelik braketlerin ilk kullanımı ve kumlama sonrası kullanımında mine kırığı görülebilmektedir.
4. Paslanmaz çelik braketlerin tabanına uygulanan kumlama işlemi bağlanma dayanımı kuvvetini etkilememekle birlikte titanyum braketlerin tabanına uygulanan kumlama işlemi bağlanma dayanımı kuvvetini arttırmaktadır.
5. Braketlerin yeniden kullanımında yeterli bağlanma dayanımı kuvveti elde edilmektedir.
6. Elde edilen sonuçların daha sağlıklı değerlendirilebilmesi için bu konuda yapılacak *in-vitro* ve *in-vivo* çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

- Ahrari F, Basafa M, Fekrazad R, Mokarram M. The Efficacy of Er,Cr:YSGG Laser in Reconditioning of Metallic Orthodontic Brackets. *Photomedicine and Laser Surgery* 2012; 30(1): 41–46.
- Arıcı S, Özer M, Arıcı N, Gencer Y. Effects of sandblasting metal bracket base on the bond strength of a resin-modified glass ionomer cement: An in vitro study. *J Mater Sci: Mater Med* 2006; 17: 253–258
- Arıcı S, Türk T, Özer M. Kopmuş braketlerin kumlama ile yeniden kullanıma hazırlanmasının yapışma kuvvetlerine olan etkileri: Bir in vitro çalışma. *Türk Ortodonti Dergisi* 1999; 12(1): 28-35.
- Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 1984; 85(4): 333-340.
- Bahnasi F I, Abd-Rahman A N, Abu-Hassan M I. Effects of recycling and bonding agent application on bond strength of stainless steel orthodontic brackets. *J Clin Exp Dent* 2013; 5(4): 197-202.
- Basudan A, Al-Emran S. The Effects of In-office Reconditioning on the Morphology of Slots and Bases of Stainless Steel Brackets and on the Shear/Peel Bond Strength. *Journal of Orthodontics* 2001; 28: 231-236
- Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S. Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *The European Journal of Orthodontics* 2015; 37(1): 105-110.
- Bishara S E. *Textbook of Orthodontics*. W.B.Saunders Company, Philadelphia, Pennsylvania. 2001.
- Bishara S E, Laffoon J, VonWald L, Warren J. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 121: 521-5
- Bishara S E, VonWald L, Olsen M E, Laffoon J F. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999; 116(6): 616-620.
- Brannström M, Nordenvall K J, Malmgren O. The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. *Am J Orthod*. 1978; 74(5): 522-30.
- Brantley WA. *Orthodontic Materials*. New York, USA: Thieme Stuttgart. 2001.
- Buchman D J L. Effects of recycling on metallic direct-bond orthodontics brackets. *Am J Orthod* 1980; 77: 654-668.

- Buonocore M G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34(6): 849-853.
- Büyükyılmaz T, Zachrisson Y, Zachrisson B U. Improving orthodontic bonding to gold alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 108: 510 –515
- Chetan G B, Muralidhar Reddy Y. Comparative evaluation of four office reconditioning methods for orthodontic stainless steel brackets on shear bond strength—an in vitro study. *Annals Essences Dentistry* 2011; 3(1): 6–13.
- Choo S C, Ireland A J, Sherriff M. An in vitro investigation into the use of resinmodified glass poly (alkenoate) cements as orthodontic bonding agents. *Eur J Orthod* 2001; 23(3): 243-252.
- Chung C H, Fadem B W, Levitt H L, Mante F K. Effects of two adhesion boosters on the shear bond strength of new and rebonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 118: 295–299.
- Chung K, Hsu B, Berry T, Hsieh T. Effect of sandblasting on the bond strength of the bondable molar tube bracket. *Journal Of Oral Rehabilitation* 2001; 28: 418- 424.
- Chung K H, Hwang Y C. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 267 – 274.
- Cozza, P, Martucci L, De Toffol L, Penco S I. Shear bond strengths of metal brackets on enamel. *Angle Orthod* 2006; 76(5): 851-856.
- D'Attilio M, Traini T, Di Iorio D, Varvara G, Festa F, Tecco S. Shear bond strength, bond failure, and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use. *Angle Orthod* 2005; 75(3): 410-5.
- Dickinson P T, Powers J M. Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases. *Am J Orthod* 1980; 78(6): 630-639.
- Dinçer M, Dinçer C, Gürbüz R. Tekrar kullanım için temizlenen bonding braketlerinin değerlendirilmeleri. *Türk Ortodonti Dergisi* 1989; 2(2): 312-316.
- Eliades T. Orthodontic materials research and applications: Part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131(2): 253-262.
- Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod* 2000; 22: 13-23.
- Eliades T, Kakaboura A, Eliades G, Bradley T G. Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives. *Eur J Orthod* 2001; 23: 85 – 90.

- Eliades T, Zinelis S, Eliades G, Athanasiou A E. Nickel content of asreceived, retrieved, and recycled stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122: 217-20.
- Elsaka S, Hammad S, Ibrahim N. Evaluation of stresses developed in different bracket-cement-enamel systems using finite element analysis with in vitro bond strength tests. *Elsaka et al. Progress in Orthodontics* 2014; 15:33.
- Eminkahyagil N, Arman A, Cetinsahin A, Karabulut E. Effect of resin removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets. *Angle Orthod* 2006; 76(2): 314–321.
- Espinar-Escalona E, Barrera-Mora J M, Llamas-Carreras J M, Solano-Reina E, Rodriguez D, Gil F J. Improvement in adhesion of the brackets to the tooth by sandblasting treatment. *J Mater Sci Mater Med* 2012; 23: 605–611.
- Farquhar R B. Direct bonding comparing a polyacrylic acid and a phosphoric acid technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986; 90(3): 187-194.
- Fernandez L, Canut J A. In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. *Eur J Orthod* 1999; 21(1): 71-77.
- Fowler C S, Swartz M L, Moore B K, Rhodes B F. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater* 1992; 8: 265-269.
- Fraunhofer J A. Corrosion of orthodontic devices. *Semin Orthod* 1997; 3: 198-205.
- Fredericks H E. Mutagenic potential of orthodontic bonding materials. *Am J Orthod* 1981; 80(3): 316-324.
- Freitas M P M, Oshima H M S, Menezes L M. Release of toxic ions from silver solder used in orthodontics: An in-situ evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140: 177-81.
- Gange P A. Orthodontic Bonding. In Needham Press, Inc. *Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* McNamara AJ and Brudon WL 2001; 169-187.
- Gautam P, Valiathan A. Ceramic brackets: In search of an ideal! *Trends Biomater. Artif. Organs* 2007; 20(2).
- Goes M F, Sinhoreti M A, Consani S, Silva M A. Morphological effect of the type, concentration and etching time of acid solutions on enamel and dentin surfaces. *Braz Dent J* 1998; 9(1): 3-10.
- Grabouski J K, Staley R N, Jakobsen J R. The effect of microetching on the bond strength of metal brackets when bonded to previously bonded teeth: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114(4): 452-60.

- Grandhi R K, Combe E C, Speidel T M. Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture-insensitive primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001; 119(3): 251-255.
- Gölz L S, Bayer L, Keilig A, Jager H, Stark C, Bourauel, et al. Possible implications of Ni(II) on oral IL-1 β -induced inflammatory processes *Dent Mater* 2014; 30: 1325-1335.
- Guan G, Takano-Yamamoto T, Miyamoto M, Hattori T, Ishikawa K, Suzuki K. Shear bond strengths of orthodontic plastic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 117(4): 438-443.
- Gwinnett A J, Buonocore M G. Adhesion and caries prevention: A preliminary report. *Br Dent J* 1965; 119: 77.
- Habibi M, Nik T H, Hooshmand T. Comparison of debonding characteristics of metal and ceramic orthodontic brackets to enamel. *Am J Orthop* 2007; 132: 675–679.
- Halwai H K, Kamble R H, Hazarey P V, Gautam V. Evaluation and comparison of the shear bond strength of rebonded orthodontic brackets with air abrasion, flaming, and grinding techniques: An in vitro study. *Orthodontics (Chic.)* 2012; 13(1): 1–9.
- Hanawa T. Metal ion release from metal implants. *Mater Sci Eng C* 2004; 24: 745-752.
- Harzer W, Schröter A, Gedrange T, Muschter F. Sensitivity of Titanium Brackets to the Corosive Influence of Fluoride-Containing Toothpaste and Tea. *Angle Orthodontist* 2001; 71(4).
- Hobson R S, McCabe J F, Rugg-Gunn A J. The relationship between acid-etch patterns and bond survival in vivo. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 121: 502 – 509.
- Ishida, K, Endo, T, Shinkai K, Katoh Y. Shear bond strength of rebonded brackets after removal of adhesives with Er,Cr:YSGG laser. *Odontology* 2011; 99: 129–134.
- Jendersen M D, Glantz P O. Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. *Acta Odontol Scand* 1981; 39:47.
- Joseph V P, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 97: 121-125.
- Kachoei M, Mohammadi A, Moghaddam M, Rikhtegaran S. Comparison of multiple rebond shear strengths of debonded brackets after preparation with sandblasting and CO₂ laser. *Journal of DDD* 2016; 10(3).
- Karamouzou A, Athanasiou A E, Papadopoulos M A. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997; 112(1): 34-40.

- Katona T R, Long R W. Effect of loading mode on bond strength of orthodontic brackets bonded with 2 systems. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop* 2006; 129: 60-64.
- Klocke A, Kahl-Nieke B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129(2): 261-5.
- Klockowski R, Davis E L, Joynt R B, Wieczkowski G, MacDonald A. Bond strength and durability of glass ionomer cements used as bonding agents in the placement of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96(1): 60-64.
- Kumar M, Maheshwari A, Lall R, Navit P. Comparative evaluation of shear bond strength of recycled brackets using different methods: An In vitro Study. *Journal of International Oral Health* 2014; 6(5): 5-11.
- Kusy R P, O'Grady P W. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment. Part II. The active configuration. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2000; 118: 675-684.
- Kusy R P, Whitley J Q, Ambrose W W, Newman J G. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: Part I. The passive configuration. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1998; 114: 558-572.
- Lee T M, Chang E, Yang C. Surface characteristics of Ti6Al4V alloy: effect of materials, passivation and autoclaving. *J Mater Sci Mater Med* 1998; 9: 439- 448.
- Linklater R A, Gordon P H. An ex vivo study to investigate bond strengths of different tooth types. *J Orthod* 2001; 28: 59-65.
- Liu, J K, Chang L T, Chuang S F, Shieh D B. Shear bond strengths of plastic brackets with a mechanical base. *Angle Orthod* 2002; 72(2): 141-145.
- Lugato I, Pignatta L, Arantes F, Santos E. Comparison of the shear bond strengths of conventional mesh bases and sandblasted orthodontic bracket bases. *Braz Oral Res* 2009; 23(4): 407-14.
- Maccoll G A, Rossouw P E, Titley K C, Yamin C. The relationship between bond strength and base surface area using conventional and micro-etched foil-mesh bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109: 338-339.
- Mascia V E, Chen S R. Shearing strengths of recycled directbonding brackets. *Am J Orthod* 1982; 82: 211-216.
- Maijer R, Smith D C. Corrosion of orthodontic brackets bases. *Am J Orthod* 1982; 81: 43-48.
- Maijer, R, Smith D C. Variables influencing bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am J Orthod* 1981; 79(1): 20-34.

- Maskeroni A J, Meyers Jr C E, Lorton L. Ceramic bracket bonding: A comparison of bond strength with polyacrylic acid and phosphoric acid enamel conditioning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 97(2): 168-175.
- Matasa C G. Attachment corrosion and its testing. *Journal of Clinical Orthodontics*: 1995; 29(1): 16.
- Mattick C R, Hobson R S. A comparative microtopographic study of the buccal enamel of different tooth types. *J Orthod* 2000; 27: 143-148.
- Melenka G W, Lacoursiere R A, Carey J P, Nobes D S, Heo G, Major P W. Comparison of deformation and torque expression of the orthos and orthos Ti bracket systems. *European Journal of Orthodontics* 2014; 36: 381-388.
- Millet D, McCabe J F, Gordon P H. The role of sandblasting on the retention of metallic brackets applied with glass ionomer cement. *Br J Orthod* 1993; 201: 117-122.
- Montasser M, Drummond J, Evans C. Rebonding of orthodontic brackets. *Angle Orthodontist* 2008; 78(3).
- Montero M, Vicente A, Alfonso-Hernandez N, Jimenez-Lopez M, Bravo-Gonzalez L. Comparison of shear bond strength of brackets recycled using micro sandblasting and industrial methods. *Angle Orthodontist* 2015; 85(3).
- Murray J J, Bennett T G. *A Colour Atlas of Acid Etch Technique*. Wolfe Medical Publications Ltd, Weert, Netherlands 1984.
- Newman G V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1965; 51: 901-912.
- Newman G V. Update on bonding brackets: An in vitro survey. *J Clin Orthod* 1994; 28: 396-402.
- O'Brien K D, Read M J, Sandison R J, Roberts C T. A visible light-activated directbonding material an in vivo comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 95(4): 348-51.
- Oesterle L J, Shellhart W C, Belanger G K. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114: 514-519.
- Ogaard B, Rezk-Lega F, Ruben J, Arends J. Cariostatic effect and fluoride release from a visible light-curing adhesive for bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992; 101(4): 303-307.
- Oliver R G, Pal A D. Distortion of edgewise orthodontic brackets associated with methods of debonding. *Am J Orthod* 1989; 71: 65-71.

- Olsen M E, Bishara S E, Damon P, Jakobsen J R. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J of Orthod Dentofac Orthop* 1997; 111(5): 498 –501.
- Ozcan M. Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: An evaluation of surface conditioning methods. Thesis at the University of Groningen 2003; 1942-9.
- Özer M, Arıcı S. Sandblasted Metal Brackets Bonded with Resin-modified Glass Ionomer Cement In Vivo. *Angle Orthodontist* 2005; 75(3).
- Quick A, Harris A, Joseph V. Office reconditioning of stainless steel orthodontic attachments. *European Journal of Orthodontics* 2005; 27: 231–236.
- Platt J A, Guzman A, Zuccari A, Thornburg D W, Rhodes B F, Oshida Y. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112: 69-79.
- Proffit W R, Fields Jr H W, Sarver D M. *Contemporary orthodontics*. Elsevier Health Sciences. 2014.
- Regan D, Van Noort R, Le Masney. The tensile bond strength of new and rebounded stainless steel orthodontic brackets. *Eur J Orthod* 1993; 15: 125-135.
- Reynolds I R. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod* 1975; 2: 171-8.
- Sant’Anna E F, Monnerat M E, Chevitaese O, Stuani M B S. Bonding brackets to porcelain - in vitro study. *Braz Dent J* 2002; 13: 191-196.
- Seçkin Ö, Erdiñç A, Diñçer B, Işıksal E. Geri Dönüşüm Yöntemi ile Yeniden Kazanılan Braketlerde Braket Tutuculuğunun Araştırılması. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2008; 29: 119-124.
- Senay C, Iiken K, Ela A. The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 117: 15-19.
- Sharma-Sayal S K, Rossouw P E, Kulkarni G V, Titley K C. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124: 74–82.
- Simonsen A B, Deleuran M, Johansen J D, Sommerlund M. Contact allergy and allergic contact dermatitis in children—a review of current data. *Contact Dermatitis* 2011; 65: 254-265.
- Singh G. *Textbook of Orthodontics*. New Delhi, USA; 2004.

- Sonis A. Air abrasion of failed bonded metal brackets: A study of shear bond strength and surface characteristics as determined by scanning electron microscopy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 110(1): 96-8.
- Sunna S, Rock W P. Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: A randomized clinical trial. *Br J Orthod* 1998; 25: 283-287.
- Tavares S W, Consani S, Nouer D F, Magnani M. Shear Bond Strength of New and Recycled Brackets to Enamel. *Braz Dent J* 2006; 17(1): 44-48.
- Tavas M A, Watts D C. A visible light-activated direct bonding material: An in vitro comparative study. *Br J Orthod* 1984; 11: 33-37.
- Tudehzaeim M, Yassaei S, Taherimoghdam S. Comparison of Microleakage under Rebonded Stainless Steel Orthodontic Brackets Using Two Methods of Adhesive Removal: Sandblast and Laser. *www.jdt.tums.ac.ir* 2015; 12(2).
- Türköz Ç, Ulusoy Ç, Gencer D. Yeniden Kazanılmış Braketlerin Bağlanma Kuvvetlerinin Farklı Yapıştırıcılar ile Değerlendirilmesi. *ADO Journal of Clinical Sciences* 2010; 4(3): 657-662.
- Urabe H, Rossouw P E, Titley K C, Yamin C. Combination of etch-ants, composite resins, and bracket systems: An important choice of orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod* 1999; 69: 267-275.
- Üşümez S, Orhan M, Üşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122: 649–656.
- Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Operative Dentistry* 1992; 5: 111-124.
- Vicente A, Bravo L A, Romero M, Ortiz A J, Canteras M. A comparison of the shear bond strength of a resin cement and two orthodontic resin adhesive systems. *Angle Orthod* 2005; 75(1): 109-113.
- Wang W N, Li C H, Chou T H, Wang D D H, Lin L H, Lin C T. Bond strength of various bracket base designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125(1): 65-70.
- Whittaker D K. Structural variations in the surface zone of human tooth enamel observed by scanning electron microscopy. *Arch Oral Biol* 1982; 27: 383 - 92.
- Wright L W, Powers J M. In vitro tensile bond strength of reconditioned brackets. *Am J Orthod* 1985; 87: 247-252.
- Yassaei S, Aghili H, Khan Payeh E. Comparison of shear bond strength of rebonded brackets with four methods of adhesive removal. *Lasers Med Sci* 2014; 29: 1563–1568.

- Zachrisson B U. A posttreatment evaluation of direct bonding orthodontics. *Am J Orthod* 1977; 71(2): 173.
- Zachrisson B U, Brobakken B O. Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am J Orthod* 1978; 74: 62-77.
- Zachrisson B U, Büyükyılmaz T B. Recent advances in bonding to gold, amalgam, and porcelain. *Clin Orthod* 1993; 27.
- Zachrisson B U, Büyükyılmaz T. Bonding in orthodontics. In: Graber T M, Vanarsdall R L. *Current principles and techniques*. 5th Ed., St. Louis, Mosby, 2012.
- Zachrisson B U, Büyükyılmaz T, Zachrisson Y. Improving orthodontic bonding to silver amalgam . *Angle Orthod* 1995; 65 : 35 – 42.
- Zinelis S, Annousaki O, Makou M, Eliades T. Metallurgical characterization of orthodontic brackets produced by metal injection molding (MIM). *Angle Orthod* 2005; 75(6): 1024-1031.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Ayşe Büşra Şimşek

Doğum Yeri : Samsun

Doğum Tarihi : 06.01.1990

Medeni Hali : Evli

Bildiği Yabancı Diller : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl) : Lisans (2007-2012)

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Çalıştığı Kurum/Kurumlar

: Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Ortodonti Anabilim Dalı

e-posta

: abckmk@hotmail.com