



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**HAZIR TABANLI İLE
KONVANSİYONEL OLARAK
YAPIŞTIRILAN POLİMER AĞ
KAİDEYE SAHİP SERAMİK
BRAKETLERİNİN KLİNİK
BAŞARISI VE DEBONDİNG
ÖZELLİKLERİ**

DOKTORA TEZİ

Huda H. A. EBULKBASH

Samsun
Aralık-2017



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**HAZIR TABANLI İLE
KONVANSİYONEL OLARAK
YAPIŞTIRILAN POLİMER AĞ
KAİDEYE SAHİP SERAMİK
BRAKETLERİNİN KLİNİK
BAŞARISI VE DEBONDİNG
ÖZELLİKLERİ**

DOKTORA TEZİ

Huda H. A. EBULKBASH

Danışman
Doç. Dr. Selma ELEKDAĞ-TÜRK

Samsun
Aralık-2017

TEŞEKKÜR

Türkiye Cumhuriyeti Hükümeti'ne ve Ondokuz Üniversitesi Rektörlüğü'ne, Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalında doktora derecesi alma fırsatını sundukları ve destekleri için teşekkürlerimi iletmek isterim.

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Prof. Dr. Selim ARICI'ya ve Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Mete ÖZER'e, Samsun'a gelip Ortodonti Anabilim Dalına başladığım andan itibaren kendimi evimdeymiş gibi hissettirdikleri için teşekkür ederim.

Ortodonti eğitimim süresince bana sürekli ilham kaynağı olan Prof. Dr. Tamer TÜRK'e teşekkür ederim.

Tez danışmanım Doç. Dr. Selma ELEKDAĞ-TÜRK'e kesintisiz desteği ve teşviki için en içten teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Doç. Dr. Nursel ARICI, Yrd. Doç. Dr. Sabahat YAZICIOĞLU, Yrd. Doç. Dr. Abdullah Alper ÖZ ve Yrd. Doç. Dr. Aslıhan Zeynep ÖZ'e teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca tez komitesi üyesi Prof. Dr. Peruze ÇELENK'e desteği için teşekkür ederim. Son olarak aileme, arkadaşlarıma ve meslektaşlarıma teşekkür ederim

ÖZET

HAZIR TABANLI İLE KONVANSİYONEL OLARAK YAPIŞTIRILAN POLİMER

AĞ KAİDEYE SAHİP SERAMİK BRAKETLERİNİN KLİNİK BAŞARISI VE

DEBONDİNG ÖZELLİKLERİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı, iki tip InVu seramik braketin klinik performansının değerlendirilmesidir. Bu braketlerin klinik performansı, tedavi sırasında başarısız braketlerin ve kanat kırıklarının sayısının kaydedilmesi ile ölçülmüştür. Mine yüzeyinin değerlendirilmesi, debonding işleminden sonra gerçekleşmiştir.

Materyal ve Metot: Bu çalışmada, 40 hasta yer aldı. Bonding işlemi, iki tip InVu seramik braket kullanılarak, split-mouth yöntemiyle bir hekim tarafından gerçekleştirildi. Tedavi süresince ($45,89 \pm 2,0$ hafta) başarısız olan (kopan) braketler ve ayrıca kanadı kırılan braketler kayıt altına alındı. Braket çıkarma süreci, bir ligatür kesici kullanılarak gerçekleştirildi. Diş yüzeyindeki kalıntı miktarını görsel olarak değerlendirmek için modifiye kalıntı indeksi (MRI) kullanıldı. Yatay çatlak değerlendirmesi transillüminasyon ile yapıldı.

Bulgular: Hekimce kaplanan InVu seramik braketlerin kopma oranı %2,6 idi. Bu değer Readibase eXact InVu seramik braketler için %6,8 idi. Bu başarısızlık oranları istatistiksel olarak anlamlı bir fark gösterdi ($P = 0,006$). Premolar dişlerde kesici dişlere göre daha yüksek bir başarısızlık oranı ve alt arkta üst arka göre daha yüksek bir başarısızlık oranı olduğu görüldü. Bu bulgular istatistiksel olarak anlamlı bulundu (sırasıyla $P = 0,000$ ve $P = 0,007$). Cinsiyetin başarısızlık oranına etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildi ($P = 0,503$). Her iki braket tipi kanat kırıkları için benzer sonuçlar verdi ($P = 0,174$). MRI skorlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görüldü ($P = 0,000$). Her iki braket tipinde de yatay mine çatlakları gözlemlenmedi.

Sonuç: Hekimce kaplanan InVu seramik braketler, Readibase eXact kaplamalı InVu seramik braketlere kıyasla daha düşük bir başarısızlık oranına sahipti. Bonding işleminin her iki braket türü için de güvenli olduğu saptandı.

Anahtar kelimeler: InVu seramik braketler; Başarısız braketler; Kanat kırıkları; Modifiye kalıntı indeksi.

Huda H. Ebulbash, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, Eylül, 2017

ABSTRACT

CLINICAL SUCCESS AND DEBONDING CHARACTERISTICS OF PRECOATED AND UNCOATED POLYMER MESH BASE CERAMIC BRACKETS

Aim: The aim of this study was the evaluation of the clinical performance of two types of InVu ceramic brackets. The clinical performance of these brackets was measured by recording the number of failed brackets and tie-wing fractures during treatment. The evaluation of the enamel surface was carried out after the debonding procedure.

Materials and Methods: Forty patients with a mean chronological age of 16 years 4 months composed this study. Bonding was performed by one operator with a split-mouth design using both type of InVu ceramic brackets. During the treatment period (45.89 ± 2.0 weeks) the failed brackets were recorded as well as the brackets with tie-wing fractures. The debracketing procedure was undertaken with a ligature cutter. A modified remnant index (MRI) was used to visually evaluate the amount of remnants remaining on the tooth surface. Horizontal crack evaluation was carried out via transillumination.

Results: Operator-coated InVu ceramic brackets demonstrated a bond failure rate of 2.6%. This value was 6.8% for the Readi-Base eXact InVu ceramic brackets. These failure rates presented a statistically significant difference ($P = 0.006$). A higher bond failure for the premolar teeth when compared to incisor teeth, as well as a higher bond failure in the lower arch when compared to the upper arch was found. These findings proved to be statistically significant ($P = 0.000$ and $P = 0.007$, respectively). The effect of gender on bond failure rate was not statistically significant ($P = 0.503$). Both brackets showed comparable results for tie-wing fractures ($P = 0.174$). A statistically significant difference was obtained for the MRI scores ($P = 0.000$). No horizontal enamel cracks were observed for both bracket types.

Conclusion: The operator-coated InVu ceramic brackets demonstrated a lower failure rate when compared to the Readi-Base eXact pre-applied adhesive InVu ceramic brackets. The debonding procedure proved to be safe for both types of brackets.

Keywords: InVu ceramic brackets; failed brackets; tie-wing fractures; modified remnant index.

Huda H.A Ebulbash, Ph.D. Thesis

Ondokuz Mayıs University, Samsun, September, 2017

SİMGELER VE KISALTMALAR

Al₂O₃	: Alüminyum oksit
APC	: Adeziv Kaplamalı
CIM	: Seramik enjeksiyon döküm
EAF	: Fazlalık Adeziv Flash
Er,Cr:YSGG	: Erbium, chromium: yttrium-scandium-galliumgarnet
ETD	: Elektrotermal debonding
HANT	: Isıyla aktivleştirilmiş nikel titanyum
ICON	: Index of Complexity, Outcome and Need
MRI	: Modifiye kalıntı endeksi
P-de-A	: Debonding sonrası kullanılan ajan
RCT	: Rastgele klinik deney
SS	: Paslanmaz Çelik
TS	: Çekme Mukavemeti
UTS	: Asal Çekme Mukavemeti

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	v
.....iv	
ABSTRACT.....	v
SİMGELER	VE
KISALTMALAR.....	vi
İÇİNDEKİLER	
.....	vii
1.GİRİŞ.....	
1	
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Seramik Braketlerin Yapısı	4
2.2. Seramik Braketlerin Özellikleri	5
2.2.1. Seramik Braketlerin Sertliği.....	5
2.2.2. Seramik Braketlerin Çekme Direnci	5
2.2.3. Seramik Braketlerin Kırılma Tokluğu	6
2.2.4. Seramik Braketlerde Kanat Kırıkları	7
2.2.5. Seramik Braketlerin Sürtünme Özellikleri.....	7
2.2.6. Seramik Braketlerin Biyouyumluluğu.....	8
2.2.7. Seramik Braketler ve Plak Birikimi	9
2.2.8. Seramik Braketlerin Optik Özellikleri	10
2.3. Seramik Braketlerin Manyetik Rezonans Görüntüleme Uyumluluğu.....	10
2.4. Seramik Braket Tabanlarının Özellikleri	11
2.5. Seramik Braketlerin Tekrar Yapıştırılması.....	12
2.6. Seramik Braketlerin Sökülmesi	14
2.6.1. Mekanik Debonding Tekniği	14
2.6.2. Ultrasonik Debonding Tekniği	18
2.6.3. Elektrotermal Debraketing Tekniği.....	19
2.6.4. Lazer Debonding Tekniği	19
2.7. Kaplamalı Seramik Braketler	20
2.8. Son Olarak.....	21
3. MATERYAL VE METOT.....	23
3.1. Materyal	23
3.1.1. Birey	23
3.2. Metot	25

3.2.1. Braketler.....	25
3.2.2. Hasta Dağılımı.....	26
3.2.3. Bonding İşlemi	26
3.2.4. Ortodonti Tedavisi.....	27
2.3.5. Debonding İşlemi	27
3.2.6. İstatistiksel Analizler	28
4. BULGULAR.....	29
5. TARTIŞMA.....	34
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	42
KAYNAKLAR	43
EKLER	53
ÖZGEÇMİŞ	59

1. GİRİŞ

Geleneksel paslanmaz çelik (SS) braketler, eskiden beri birçok hasta için estetik açıdan endişe kaynağıdır (Gottlieb ve Vogels, 1984). Bu nedenle, yeterli teknik performansa sahip estetik braketlerin geliştirilmesi üreticilerin ve klinisyenlerin hedefi olmuştur (Birnie, 1990). Metal braketlerin estetik olmayan görünümünü, diş renginde bir kaplamayla değiştirmeye yönelik çabalar başarılı olmamıştır (Birnie, 1990). Bir diğer girişim ise metal braketlerin boyutunun küçültülmesidir. Ancak, bu girişim, geleneksel boyutlu SS ortodontik braketlere (Birnie, 1990; Russell, 2005) çok az bir estetik avantaj sağlamıştır. Lingual sistemin (lingual aparatların) geliştirilmesi estetik kriterleri karşılamıştır; fakat bu sistem, uyum ve ayarlama açısından son derece zaman almaktaydı (Birnie, 1990; Winchester, 1991; Wiechmann and Grauer, 2017). Sonuç olarak, lingual ortodonti alanı sadece sınırlı ilgi görmüştür (Birnie, 1990; Bishara ve Trulove, 1990a; Proffit ve Sarver, 2013). 1998'de Align Technology (Santa Clara, Calif.), SS braketlere estetik bir alternatif olarak bir dizi çıkarılabilir şeffaf seviyeleme aracından oluşan Invisalign'ı piyasaya sürmüştür (Proffit ve Sarver, 2013). Invisalign, basit ile orta derecede seviyeleme ihtiyacının tedavisinde etkili olabileceği, fakat zorlu vakaların tek başına Invisalign ile çözülemeyeceği vurgulanmıştır (Russell, 2005; Kravitz, 2009; Proffit ve Sarver, 2013; Paquette ve ark., 2017).

Farklı materyallerden oluşan, klinik olarak etkili ve estetik görünümlü braketler üretmek uzun yıllar üreticilerin hedefi olmuştur (Birnie, 1990). 1970'lerin başında plastik braketler piyasaya sürülmüştür (Winchester, 1991; Russell, 2005). Bu braketler ilk bakışta cazip görünmesine rağmen, lekelenme ve renk değişikliği, zayıf boyutsal stabilite ve sürtünme problemleri sebebiyle bu avantajlarını hızla kaybetmiştir (Proffit ve Sarver, 2013).

1980'lerin sonlarında, monokristal ve polikristalin seramik malzemelerden yapılmış braketler piyasaya çıkmıştır. Swartz (1988) seramik braketlerin, bir çok sektörde hızla gelişen seramik teknolojisinin bir parçası olduğunu belirtmiştir.

Seramik braketler plastik braketlerden birçok açıdan avantajlı görülmektedir. Bu braketler, plastik braketlerin aksine, slot distorsiyonuna ve lekelenmeye karşı direnç

göstermektedir (Proffit ve Sarver, 2013). Ancak, bu braketler için braket kırıkları, braket slotlarında sürtünme, seramik braket ile temas eden dişte aşınma ve braketlerin çıkarılması sırasında mine hasarı gibi birçok problem bildirilmiştir (Machen, 1990; Proffit Sarver, 2013; Eliades ve Sifakakis, 2017).

Seramik braketler, tedavi sırasında ya da tedavinin sonunda braketlerin çıkarılması sırasında, onları kırılmaya karşı hassas ve kırılğan hale getiren sert yapılarıyla bilinmektedirler (Kusy, 1988; Scott, 1988; Eliades ve Sifakakis, 2017). Aslında hem seramik braketlerin hem de minenin sert ve kırılğan yapısı, debonding (braket çıkarma) işlemi sırasında baskının emilmesini zorlaştırmaktadır (Swartz, 1988).

Seramik braketler, inert alüminyum oksit (Al_2O_3) bileşiminden dolayı adezivle (yapışkan) kimyasal bir bağ oluşturmamaktadırlar (Bishara ve Fehr, 1997). O nedenle, üreticiler seramik braket tabanı ve adeziv arasında bir kimyasal ajan olarak silan-bağlama maddesi kullanmışlardır (Russell, 2005; Zachrisson ve ark., 2017). Bu kimyasal retensiyon yönteminin, kuvvetli bir bağlantı oluşturarak debonding esnasında mine-adeziv yüzeyde stres oluşmasına ve minenin hasar görmesine yol açtığı bildirilmiştir (Winchester 1991, Russell, 2005; Zachrisson ve ark., 2017). Bugün pazarlanan seramik braketlerin çoğu mekanik olarak yapıştırılan braketlerdir. Kimyasal olarak yapıştırılan seramik braketlerin aksine, bu braketler adezive bağlanmak için silan bağlama maddesi gerektirmezler (Russell, 2005). Mekanik retensiyon, braket tabanında oluşturulan girintiler ve/veya oyuklar yardımıyla yapılmaktadır (Swartz, 1988; Zachrisson ve ark., 2017). Farklı taban tasarımlarına sahip mekanik olarak yapıştırılan braketlerin, kimyasal olarak tutturulan seramik braketlere göre daha az mine hasarına neden olduğu bildirilmiştir (Kitahara-Céia ve ark., 2008; Zachrisson ve ark., 2017).

Farklı mekanik tabanlı braket tasarımları mevcuttur. Bunlardan bazıları; stres konsantratörü olan mikrokristal tabanlı braketler, "mantar" tabanlı braketler, küre tabanlı braketler, 'dovetail' tabanlı braketler, 'dimple' tabanlı ve tabanı esnek polimer kaplı braketler olarak sıralanabilmektedir (Russell, 2005; Zachrisson ve ark., 2017).

InVu braketler (TP Orthodontics Inc., La Porte, Indiana, USA); esnek bir polimer tabana sahip, enjeksiyonla şekillendirilmiş, 'true-twin' ve polikristal yapıda seramik braketlerdir. Polimerik taban yapısı, bonding kuvvetini arttırmak için ağ dokusuna sahiptir. Bu benzersiz taban tasarımının, metal braketlere benzer bir plastik deformasyona izin verecek kadar esnek olduğu belirtilmiştir. Üretic firma, InVu braketlerin aynı metal braketler gibi sökülebildiğini iddia etmektedir (Devanathan, 2003).

Literatür incelendiğinde, InVu seramik braketlerin debonding (çıkarma) özelliklerini değerlendiren tek bir in vivo çalışma bulunmaktadır (Elekdag-Türk ve ark., 2016). İlave olarak konuyu değişik açılardan irdeleyen üç tane in vitro çalışma da InVu braketlerin çıkarıldıktan sonra mine yüzeyinin orijinal özelliğini koruduğu sonucuna varılmıştır (Kitahara-Céia ve ark. (2008); Elekdag-Türk ve ark. (2009) ve Lemke ve ark. (2010)). Bununla birlikte, seramik/polimer yüzeyde braket taban kırıkları kaydedilmiştir (Elekdag-Türk ve ark., 2009).

Bazı üreticiler, adezivle kaplı seramik braket çeşitleri sunmaktadırlar (Zachrisson ve ark., 2017). Cooper ve ark. (1992) yaptıkları çalışmalarında adeziv kaplı braketlerin avantajlarından bahsetmektedir. Bunlardan bazıları; ışıqla sertleşen adeziv miktarının tutarlı olması, bonding işleminden sonra kolay temizlik, minimum atık, gelişmiş asepsi (canlı patojen organizmaların bulunmadığı bir durum), daha iyi envanter kontrolü, hasta başına daha az zaman geçirme ve böylece artan çalışma verimliliğidir (Stedman Resimli Tıp Sözlüğü "verimlilik" kavramını şöyle tanımlar: "bir şey yaparken veya arzulanan bir sonucu gerçekleştirme sürecinde enerji, emek, para ve zaman kaybetmekten kaçınma").

Sunulan in vivo tez çalışmasının amaçları:

- InVu braketlerle (hekimce kaplanan InVu seramik braketlerle Read- Base hazır adezivli InVu seramik braketler arasında) karşılaşılan bond hatalarının (düşme) sayısını belirlemek.
- Kanat kırığı sayısını tespit etmek.
- Seramik braketlerin çıkarılmasından sonra mine yüzeyindeki kalıntı miktarını (yani, adeziv ve polimer tabanı) değerlendirmek.
- Debonding (çıkarma) işlemini takiben yatay çatlak oluşumunu incelemek.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramik Braketlerin Yapısı

Seramik braketler, alümina olarak da adlandırılan alüminyum oksit (Al_2O_3) parçacıklarından oluşmaktadır. Üretim yöntemine göre temelde iki çeşit seramik braket mevcuttur. Bu iki tip; monokristal (safir) ve polikristal seramik braketlerdir (Swartz, 1988; Zachrisson ve ark., 2017).

Polikristal braketler, bir bağlayıcının Al_2O_3 partikülleri (yaklaşık 0,3 mikron boyutunda) ile karıştırılmasıyla hazırlanmaktadır ve böylece karışım bir braket biçiminde kalıplanabilmektedir. Bu kalıplanmış karışım, daha sonra, bağlayıcının yanması ve bu partiküllerin eritilmeden kaynaşmasını sağlamak için $1,800^{\circ}C$ 'nin üzerindeki sıcaklıklara maruz bırakılmaktadır. Bu işleme sinterleme olarak adlandırılmaktadır. Ardından, oluk boyutlarını kesmek için elmas kesme aletleri kullanılmaktadır. Son olarak, braketler ısıyla işlenmektedir. Bu işlemin amacı, yüzey kusurlarını en aza indirmektir (Swartz, 1988).

Polikristal braketlerin üretim işlemi sırasında hafif kusurlar kalabilmektedir. Bu kusurlar miktarları %0,001 gibi düşük bir oranda olmasına rağmen, klinik kullanım sırasında

veya sökme işlemi sırasında baskı nedeniyle braketin kırılmasına yol açabilmektedir (Swartz, 1988).

Polikristal braket üretimi için bir diğer teknik de, ısı işlem teknolojisinde bir ilerleme olan seramik enjeksiyon döküm, yani 'ceramic injection molding' (CIM), yöntemidir. Bu teknik, Al_2O_3 parçacıklarının bir bağlayıcı ile birleştirilmesini ve ardından malzemenin bir braket kalıbına enjekte edilmesini, böylece işleme (kesme) adımının ortadan kaldırılmasını içermektedir (Omana ve ark., 1992). Bu teknik braketlerin işlenmesini gerektirmediği için, bu işlemde kaynaklanan yapısal kusurlar ortadan kalkmaktadır (Russell, 2005; Gautam ve Valiathan, 2007). CIM teknolojisinin avantajı kompleks şekilli hassas parçaları hızlı ve pürüzsüz bir şekilde üretebilmesidir (Reimann ve ark., 2016).

Monokristal seramik braketlerin üretim yöntemi, polikristal braketlerin üretim yönteminden farklıdır. Burada, Al_2O_3 parçacıkları $2,100^\circ C$ 'nin üzerindeki sıcaklıklarda eritilmektedir. Elde edilen kütle yavaş yavaş soğutulmuş kontrollü bir kristalizasyon sağlanarak büyük tek kristaller elde edilmektedir. Çubuk biçimindeki bu büyük, tek kristaller daha sonra ultrasonik kesme teknikleri ve/veya elmas kesme aletleri ile braket şekline freze edilmektedir. Freze işleminden sonra, monokristal braketler, yüzey kusurlarını gidermek ve freze prosedürünün neden olduğu stresin hafifletilmesi için ısıya maruz bırakılmaktadır. Monokristal braketlerin üretimi, polikristal braketlerinkine göre daha pahalı olmaktadır. Bu artan masraf, esasen freze işleminin zorluğundan kaynaklanmaktadır (Swartz, 1988).

Ortodonti camiasında zirkonya büyük ilgi çekti. Bu malzeme düşük sürtünme özelliğiyle alümina braketlere uygun bir alternatif olacağı düşünülüyordu. Bununla birlikte, bu braketlerin sürtünme özelliklerine göre alümina braketlere kıyasla belirgin bir avantajı olmadığı bildirilmiştir (Keith ve ark., 1994). Ayrıca, renk ve opaklık (yetersiz ışık geçirgenliği) ile ilgili sorunlar rapor edilmiştir (Keith ve ark., 1994). Üreticiler alümina braketleri geliştirdikçe, zirkon braketler tercih edilmez hale geldi (Russell, 2005).

2.2. Seramik Braketlerin Özellikleri

2.2.1. Seramik Braketlerin Sertliği

Seramik braketler sertlikleri ile bilinmekte. Seramik braketler mineden yaklaşık dokuz kat daha serttirler (Russell, 2005; Gautam ve Valiathan, 2007). Monokristal braketlerin polikristal braketlerden bile daha sert olduklarına dikkat çekilmiştir (Scott, 1988; Birnie, 1990). Bu nedenle, minenin her iki seramik braketlerde temasından kaçınılmalıdır, çünkü böyle bir temas ciddi mine hasarına yol açabilmektedir (Viazis ve ark., 1989). Bu zararlı

temastan kaçınmak için pek çok uygulama mevcuttur. Üst kesici dişlerin lingual yüzeyinde ve posterior dişlerin oklüzal yüzeyinde doğrudan yapıştırma malzemesi kullanılması, ve hareketli akrilik plakların uygulanması önerilmiştir (McLaughlin ve ark., 2001).

2.2.2. Seramik Braketlerin Çekme Direnci

Powers ve Sakaguchi (2006), çoğunlukla gerilme mukavemeti (TS) olarak kısaltılan asal gerilme mukavemetini (UTS) "bir malzemenin başarısızlık veya kopma olmadan dayanabileceği maksimum çekme veya gerilme kuvveti" olarak tanımlamıştır. Ortodontide kullanılan seramik materyaller/malzemeler kolayca kırılabilen ve parçalanabilmektedir, çünkü kalıcı deformasyona izin veren bir mekanizma yoktur. Kuvvet, seramik bir materyale uygulandığında dayanıklı atomik yapısı stresin dağıtılmasını ve rahatlamasını imkânsız hale getirmekte ve böylece kırılmaya neden olmaktadır (Swartz, 1988). Daha esnek olan (esneklik; metal ve polimerler gibi katı bir maddenin çekme gerilmesi altında deformasyon yapabilme yeteneği) diğer maddeler kırılmadan önce plastik deformasyona uğramaktadırlar (Brantley, 2001; Eliades ve Sifakakis, 2017). Başka bir deyişle, kırılma ('brittle fracture'; kılcal çatlak) sırasındaki safir gibi seramik malzemelerin uzaması %1'den az, ancak paslanmaz çeliğin uzaması ('ductile fracture'; düktilite çatlak) yaklaşık %20'dir (Øgaard ve ark., 2004). Seramik maddeler birbiriyle karşılaştırıldığında, monokristal alüminanın polikristal alüminadan daha yüksek bir gerilme mukavemetine sahip olduğu rapor edilmiştir (Scott, 1988; Swartz, 1988; Birnie, 1990). Bu özellik, monokristal (tek kristal alümina) braketlerin klinik kullanım için uygun olduğunu düşündürse de dikkate alınması gereken diğer önemli özellikler de mevcuttur (Johnson ve ark., 2005).

2.2.3. Seramik Braketlerin Kırılma Tokluğu

Kırılma tokluğu "çatlak içeren bir malzemenin/maddenin kırığa direnme gücünü tanımlayan bir özelliktir" (Brantley, 2001). Mikroskobik çizikler, çatlaklar, boşluklar ve gözenekler gibi kusurlar materyallerin üretimi sırasında tamamen önlenemez olduğundan, bunlar önemli materyal özelliklerdir. Bu mikroskobik kusurlar, incelenen maddenin kırılma tokluğu, malzeme/madde üzerindeki stres, çatlak uzunluğu ve malzemenin çatlak yayılımına direnci gibi bir dizi faktörle birlikte malzeme ortamına bağlı olarak, materyal için zararlı olabilmekte veya olmayabilmektedir (Scott, 1988).

Materyalin kırılma tokluğu ne kadar yüksek olursa, materyalde bir çatlak yayılması da o kadar zor olmaktadır (Brantley, 2001). Polikristal alümina braketlerinin kırılma tokluğu,

monokristal alümina braketlerin kırılma tokluğundan daha yüksektir. Bu, tek-kristal alümina (safır) braketlerde çatlak yayılımının, polikristal alümina braketlere kıyasla nispeten daha kolay olduğu anlamına gelmektedir (Brantley, 2001). Polikristal braketler, gren sınırları ile çatlak etkileşiminden ötürü çatlak yayılımına karşı daha yüksek bir dirence sahiptirler, diğer bir deyişle, çatlaklar gren sınırlarında engellenmektedir (Eliades ve Sifakakis, 2017).

Seramik braketlerin yüzeylerini çizebilecek klinik uygulamalar, kırılma tokluğunu önemli ölçüde azaltabilmekte ve böylece seramik braketlerin nihai kırığa yatkın olmasına neden olabilmektedir (Brantley, 2001). Bu nedenle, tedavi sırasında alet ve paslanmaz çelik ligatür telleri ile seramik braket yüzeylerini çizmemeye özen gösterilmelidir. Dahası, klinisyen yapıştırma aşamasında fazla stres uygulamamalıdır. Tersiyer uygulamalar çatlak büyümesini ve yayılımını başlatarak sonunda braketin kırılmasına yol açabilmektedir (Scott, 1988). Seramik braket kırığı, özellikle de kanat kırıklarını önlemek için yapıştırma süresinde azami dikkatin gösterilmesi gerekmekte ve elastomerik modüller (ligatürler) veya kaplamalı ligatürlerin kullanılması önerilmektedir (Karamouzou ve ark., 1997).

Minenin kırılma tokluğu seramiklerin kırılma tokluğundan daha düşüktür (Scott, 1988) ve sert, kırılğan mine üzerine yapıştırılmış seramik braketler, çok az stres emme yeteneğine sahiptirler (Swartz, 1988). Braket sökülmesi sırasında oluşan benzer stresler dağıtılamaz ve kırılğan mineye aktarılırsa, mine yüzeyin bütünlüğü zarar görebilmektedir. Bu nedenle seramik braketler, endodontik tedavi görmüş dişler, geniş restorasyon barındıran dişler, hipoplazili dişler veya herhangi bir fiziksel kusur ve çatlak belirtisi olan dişler gibi riskli dişlere yapıştırılmamalıdır (Russell, 2005).

Son olarak, alüminanın su veya tükürüğe maruz kalmasının, kırılma tokluğunu azalttığını belirtmek gerekmektedir (Eliades and Sifakakis, 2017).

2.2.4. Seramik Braketlerde Kanat Kırıkları

Seramik braketlerde kanat kırığı ortodontist için bir kaygı kaynağıdır çünkü braket fonksiyonel olmaz, yani etkin ve etkili ark teli bağlanması artık mümkün değildir. Hasar görmüş braketin tamamen kırılması ark telinin bağlanması esnasında veya tedavinin seyri sırasında ortaya çıkabilmektedir. Hasar görmüş braketin sökülmesi ve bunun yerine yeni bir braket kullanılması, tedbirli bir risk yönetimi stratejisidir. Hastanın oral yumuşak dokularına seramik parçacık batması, solunması veya yutması riski mevcuttur. Seramik braketler radyolüsenttir (ışın geçirgen), bu nedenle radyograflarda seramik braket parçaları görünmemektedir (Eliades ve ark., 2001; Jena ve ark., 2007).

Kanat kırıklarının, çatlak yayılımına daha az direnç göstermeleri nedeniyle, monokristal braketlerde daha yaygın olduğu rapor edilmiştir (Eliades ve ark., 2001). Sanchez ve ark.'nın ilginç bir in vitro çalışmasında (2008), florür profilaktik ajanlarına maruz bırakıldıktan sonra polikristal ve monokristal braketlerin kanat kırılma direncini test edilmiştir (Prevident 5000 ve Phos-flur jel; Colgate Pharmaceuticals, Canton, Mass, USA). Bu laboratuvar çalışmasının sonuçlarında, topikal florür ajanlarının kullanılmasının, klinik koşullar altında monokristal braketlerin kanat kırıklarına duyarlılığını artırabileceği ima edilmiştir. Yazarlar, florür profilaktik ajanlarına gereksinim görülen kötü oral hijyen hastaları için polikristal braketlerin uygun seçim olabileceği sonucuna varmışlardır. Bu sonucun, muhtemelen, polikristal mikroyapının sınır çatlak yayılımının önlemesiyle ilişkili olduğunu belirtmiştir.

2.2.5. Seramik Braketlerin Sürtünme Özellikleri

Seramik braketlerin yüzey kalitesinin sürtünmeyi belirlemede önemli bir değişken olduğu kavramı son yıllarda vurgulanmaktadır (Proffit ve Sarver, 2013). Seramik braketlerin üretim işleminde (freze) oluk yüzeylerinin idealden uzak olduğu ve bunun da sürtünme özelliklerini arttırdığı rapor edilmiştir (Proffit ve Sarver, 2013). Polikristal seramikler monokristal seramiklerle karşılaştırıldığında, polikristal seramiklerin daha yüksek sürtünme katsayısına sahip olduğu sonucuna varılmıştır. Aslında, monokristal braketlerin metal braketlere benzer sürtünme özelliklerine sahip oldukları belirtilmiştir (Russell, 2005).

Polikristal braket üreticileri, sürtünme direnci probleminin üstesinden gelmek için çok sayıda modifikasyon gerçekleştirmişlerdir. Ark teli yuvasına metal yerleştirilmiş polikristal seramik braketler (metal oluklar) geliştirilmiştir. Ancak, metal eklerin keskin kenarlarının daha yumuşak olan ark teli malzemesine zarar verebileceği, böylece kaymaya karşı direncin arttığı ve dolayısıyla diş hareketinin etkinliğinin azaldığı bildirilmiştir (Devanathan, 2003; Guerrero, 2010). Bazı üreticiler, polikristal seramik braket yuvasının zemini boyunca tümsekler ekleyerek sürtünmeyi azaltmaya çalışmışlardır. Ancak sürtünme direncini azaltmada bu tümsekler etkili olmadığı tespit edilmiştir (Thorstenson ve Kusy, 2004).

Günümüzde polikristal seramik braketlerin çoğunluğu CIM yöntemiyle üretilmektedir. Daha önce de belirtildiği gibi, bu işlem braketlerin işlenmesini gerektirmemekte ve böylece kesme işleminden dolayı oluşan yapısal kusurları ortaya çıkarmamaktadır. İşlenmiş yüzeylere sahip braketlere kıyasla CIM ile son derece pürüzsüz

yüzeyler üretildiği belirtilmiştir (Omana ve ark., 1992; Devanathan, 2003; Gautam ve Valiathan, 2007). CIM yöntemi ile üretilen pürüzsüz yüzeyleri nedeniyle InVu polikristal seramik braketlerin (TP Ortodontics) metal braketlerle benzer sürtünme değerlerine sahip olduğu bildirilmiştir (Devanathan, 2003).

2.2.6. Seramik Braketlerin Biyouyumluluğu

“Biyouyumluluk, bir maddenin vücutta minimum tepkiyle, başarılı bir şekilde hizmet edebilme yeteneğidir” (O'Brien, 1997). Biyouyumluluk, yalnızca malzemenin ev sahibine zarar vermediği anlamına gelmemekte, aynı zamanda çevredeki dokuların malzemeyi değiştirmedikleri anlamına gelmektedir. Geleneksel seramik braketlerin oral ortamda kimyasal olarak kararlı (inert) oldukları ve oral dokularla mükemmel biyouyumluluk sergiledikleri belirtilmiştir (Sáenz ve ark., 1999; Gautam ve Valiathan, 2007).

2012'de Retamoso ve arkadaşları. çeşitli ortodontik braketleri değerlendiren in vitro sitotoksitesite çalışmalarında monokristal seramik braketlerin iyi biyouyumluluk değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bu sonuç, dental seramik malzemelerinin hiçbir sitotoksitesitesini bildirmeyen Sjögren ve arkadaşlarının. (2000) bulguları ile uyumludur. Öte yandan, metal yuvalı polikristal seramik braketler bazı toksik etkiler göstermişlerdir. Yazarlar, bu braketlerin metalik yuvasının nikel iyonu serbest bırakabilme özelliğinin hücre yaşayabilirliğinin azalmasından sorumlu ana faktör olduğunu belirtmişlerdir. En yüksek sitotoksik etkiyi polikarbonat braketler göstermiştir. Polikarbonat braketlerin bozunması bisfenol-A'nın serbest bırakılmasına neden olmaktadır (Suzuki ve ark., 2000). Retamoso ve arkadaşları. (2012), sitotoksitesiteyi değerlendiren çalışmalara devam edilmesinin şart olduğu sonucuna varmışlardır.

Herhangi bir maddenin toksisitesi ispatlandıysa alternatif malzemeler kullanılmalıdır.

2.2.7. Seramik Braketler ve Plak Birikimi

Hangi braket maddesinin bakterilerin yapışmasına ve plak birikimine daha az yatkın olduğuna ilişkin sınırlı bilgi mevcuttur. Yaklaşık 20 yıl önce Fournier ve ark. (1998), bakteri birikimi bakımından metal braketlerin plastik ve seramik braketlere kıyasla daha avantajlı olduğunu bildirmişlerdir. Eliades ve ark. yaptığı bir araştırma (1995a), Fournier ve ark.'nın (1998) bulgularını doğrulamamıştır. Eliades ve ark. (1995a), polikristal alümina ve polikarbonat braketlerle karşılaştırıldığında paslanmaz çelik metal braketler için daha yüksek plak tutma kapasitesi bildirmiştir. Anhoury ve ark. (2002), metal ve seramik

braketlerde oluşan plağın bakteri bileşiminde hafif bir fark olduğunu bildirmişlerdir. Bununla beraber, bakteri plağı tutulumu bakımından diğer braket materyallerinden bariz fark sergileyen bir braket materyali bulunamamıştır. 2011 yılında Lindel ve ark. seramik braketlerin metal braketlere göre daha az uzun dönem biyofilm birikimi sergilediği sonucuna varmışlardır. Bu araştırmacılar, periodontal parametrelerin değerlendirilmesinin, seramik braketler için olumlu sonuçlara eğilim olsa da, seramik ve metal braketler arasında anlamlı bir farklılık gözlenmediğini bildirmişlerdir. İlave olarak ise, gelecek araştırmaların biyofilm birikiminde, metal ve seramik braketler arasındaki farkın dekalsifikasyonların gelişimi üzerinde klinik olarak önemli bir etkisinin olup olmadığını belirlemeyi amaçlamaları gerektiğini vurgulamışlardır. Lindel ve ark. (2011), gelecekte yapılacak araştırmalardan elde edilen sonuçların, ağız hijyeni yetersizliği olan hastalarda braket malzemesini seçerken güçlü bir etkisi olabileceğini belirtmişlerdir.

2.2.8. Seramik Braketlerin Optik Özellikleri

Seramik braketlerin optik özellikleri, pekçok hasta için çekici bir seçenektir. Polikristal seramik braketler, ışığı yansıtan ve bir miktar opaklık oluşturan kristal tane sınırları olan bir mikro yapıya sahiptirler. Buna karşın, monokristal braketler tanecik sınırlarına sahip değildirler; böylece ışığın geçişine izin veren bu braketler, translüsent hale gelmektedirler (Swartz, 1988; Bishara ve Fehr, 1997; Eliades ve Sifakakis, 2017).

Yukarıda belirtildiği gibi, monokristal braketler polikristal braketlerden daha fazla optik berraklığa sahiptirler. Bu farklılığın estetik açıdan önemi olup olmadığı, ortodontistin yanı sıra hasta tarafından verilmesi gereken bir karardır (Swartz, 1988).

Ortodontik tedavi boyunca seramik braketlerin renk stabilitesi, özellikle estetiğe dikkat eden hastalar için çok önemli bir özelliktir. Ne yazık ki, literatür taramasında optik özelliklerini zamana bağlı analiz eden herhangi bir in vivo çalışmaya rastlanmamıştır. Çeşitli in vitro çalışmalar, hem monokristal hem de polikristal seramik braketlerin, kahve, siyah çay, kola ve kırmızı şaraba maruz kaldığında renklendiği sonucuna varmıştır (Bishara ve Fehr, 1997; de Oliveira ve ark., 2014; Guignone ve ark., 2015).

Seramik braketlerin, optik özelliklerinden dolayı ışıkla sertleştirme sırasında iletilen ışık miktarını etkilediği gösterilmiştir. Seramik braketler aracılığıyla iletilen ışık miktarı, ışıkla sertleşen yapıştırıcının sertleşme verimini etkilemektedir. Polikristal braketlerin ve polimer ağına sahip polikristal braketlerin doğrudan ışık geçişini monokristal braketlerden daha fazla bloke ettiği bulunmuştur. Seramik braketlerin tanımlanması ve işlenmesi için tasarlanan renk

kodlu braketlerin, ışıkla sertleşen yapışkanlarla bağlandığı zaman ışık geçirgenliğini engellediği unutulmamalıdır. Braketlerin doğru yerleştirilmesin sağlamak amacıyla renkli kenarları olan şeffaf tutucuların kullanılması önerilmektedir (Eliades ve ark., 1995b; Eliades ve ark., 2001).

2.3. Seramik Braketlerin Manyetik Rezonans Görüntüleme Uyumluluğu

Özellikle baş ve boyun bölgesinde patoloji ararken veya hastanın eklem diski hakkında bilgi gerektiği zaman hastayı radyasyona maruz bırakmayan bir teşhis yöntemi olan Manyetik Rezonans (MR) Görüntüleme taramasından önce ortodontistlerin sıklıkla sabit ortodontik apareyleri çıkarmaları istenmektedir (Mah ve ark., 2012; Beau ve ark., 2015). Beau ve ark. (2015), baş ve boyun bölgesinin MR taramasından önce sabit ortodontik apareylerin çıkarılmasına ilişkin endikasyonlar ile ilgili ayrıntılı bir akış şeması hazırlamışlardır. Bu akış şemasına göre, seramik braketlerin bir MR taramasından önce çıkartılmasına gerek yoktur. Bunlar MR'da güvenle kullanılabilir. Bununla birlikte, muayene edilecek bölge bu braketlere bitişik ise, veya muayene edilecek bölge ağız boşluğuysa paslanmaz çelik yuvalar gibi herhangi bir metal bileşene sahip seramik braketler çıkarılmalıdır. Paslanmaz çelik, görüntü kalitesini klinik olarak kabul edilemez hale getirebilecek yoğun artefaktlara neden olmaktadır. Beau ve ark. (2015), araştırmalarına ark tellerini veya çıkarılabilir apareyleri dahil etmediklerini, çünkü bu elemanların MR taramasından önce kolayca çıkarılabildiklerini ifade etmişlerdir.

2.4. Seramik Braket Tabanlarının Özellikleri

Seramik braket tabanlarının yapışkana tutturulması için birkaç tutunma mekanizması geliştirilmiştir. Bunlar, kimyasal tutunma, mekanik tutunma, her iki yöntemin bir kombinasyonu ve polimer ağ taban tutunmasıdır (Bishara ve ark., 1993; Kitahara-Céia ve ark., 2008). İlk geliştirilen yöntem, kimyasal tutunma yöntemidir. Bu yöntemde, braket tabanına cam kaplaması yapılmakta ve daha sonra cam kaplı düz braket tabanı ile yapıştırıcı arasında kimyasal bir bağ elde etmek için silan birleştirici kullanılmaktadır. Silan molekülü iki fonksiyonlu bir moleküldür; yani bir ucu braket tabanının cam kaplaması ile reaksiyona girerken diğer ucu yapışkanla reaksiyona girmektedir (Bishara ve Trulove, 1990a; Eliades ve ark., 2001; Øgaard ve ark., 2004). Kimyasal tutunma mekanizmasının, sökme işlemi sırasında çatlaklar ve yıpranma görülen mineye telafi edilemez zarar verebilecek çok yüksek seviyede

kuvvete sebep olduğu ve böylece mine bütünlüğünü ve diş sağlığını tehlikeye attığı belirtilmiştir (Odegaard ve Segner, 1988; Birnie, 1990; Bishara ve Trulove, 1990a; Winchester, 1991; Eliades ve ark., 2001; Øgaard ve ark., 2004; Russell, 2005; Kitahara-Céia ve ark., 2008).

Yaklaşık otuz yıl önce, Ghafari ve Chen (1990), kimyasal tutunan seramik braketlerin performansını, silan ile işlem görmüş oluklu tabanlı (kimyasal ve mekanik tutunmanın bir kombinasyonu) seramik braketlerle karşılaştırdı. Ghafari ve Chen (1990), mekanik retansiyonun artmasının, yapıştırıcı madde içindeki deformasyonu destekleyerek, mine yüzeyinin bütünlüğünü ve seramik braketin bütünlüğünü koruyarak debonding işleminin olumsuz etkilerini azaltabileceği sonucuna varmıştır.

Debonding işlemi sırasında görülen iyatrojenik diş hasarıyla ilgili raporlar, üreticileri seramik braketlerin taban tasarımlarını değiştirmelerine ve bağlanma kuvvetleri için mekanik retansiyona daha çok önem vermeleri sonucunu doğurmuştur. Bugün piyasada mevcut olan seramik braketlerin çoğunluğu mekanik olarak tutunan braketlerdir (Ghafari, 1992; Russell, 2005; Kitahara-Céia ve ark., 2008). Mekanik retansiyon, braket tabanına alttan kesikler veya oluklar oluşturarak sağlanmaktadır. Bu yüzey düzensizlikleri yapışkan bağlanma ajanı ile mekanik bir kilit oluşturmaktadır (Bishara ve ark., 1993).

Hâlihazırda, stres kompanse eden olan mikrokristal tabanlı braketler, mantar taban, küre taban, ‘dovetail’ taban, ‘dimple’ tabana ilaveten esnek polimer kaplı taban braketler, lazerle yapılandırılmış taban ve ‘portal’ yapıştırma taban gibi birçok farklı mekanik taban tasarımına sahiptirler (Russell, 2005; G&H Orthodontics, 2017; Dentaurum Inc, 2014).

Retansiyon için bir başka seçenek ise seramik braket tabanına polimerin ince bir tabaka halinde uygulamasıdır (Devanathan, 2003). Polimer ağ taban retansiyonlu seramik braketlerde yapıştırıcı, mine ve esnek polimer ağ tabanı arasında yer almaktadır. Polimer ağ taban retansiyonlu seramik braketlerin metal braketler gibi debonding (söküm) özelliklerine sahip olduğu bildirilmiştir (Devanathan, 2003; Russell, 2005).

Üç in vitro çalışmada (Kitahara-Céia ve ark., 2008; Elekdag-Turk ve ark., 2009; Lemke ve ark., 2010) ve bir in vivo çalışmada (Elekdag-Turk ve ark., 2016) bu polikristal polimer ağ tabanlı seramik braketlerin bağlanma özellikleri değerlendirmiştir. Araştırmacılar, bağlanmadan sonra mine yüzeyinin korunması ile ilgili cesaret verici sonuçlar elde ettiklerini bildirmişlerdir.

2.5. Seramik Braketlerin Tekrar Yapıştırılması

Tedavi sırasında ortodontik bir braketin bağlanma başarısızlığı (kopması) nadir bir durum değildir (Read ve O'Brien, 1990). Ayrıca, klinisyenler bazen daha iyi tedavi sonuçları elde etmek için bir veya birden fazla braketin pozisyonunu değiştirmek zorunda kalabilmektedirler. Sağlam, bağlantısı bozulmuş braket yerine yenisini koymak veya bu braketi yeniden yapıştırmak klinisyenin vermesi gereken bir karardır.

Ortodontik malzeme sağlayan bazı önemli şirketler estetik braketlerinin tek kullanımlık olduğunu açıkça belirtse de (örneğin InVu, Clarity, Discovery Pearl), çeşitli çalışmalar seramik braketin bütünlüğünden ödün verilmedikçe rebonding için çeşitli teknikler önermektedir (Lew ve Djeng, 1990; Lew ve ark., 1991; Harris ve ark., 1992; Gaffey ve ark., 1995; Chung ve ark., 2002; Ahrari ve ark., 2013; Guarita ve ark., 2015; Han ve ark., 2016).

Lew ve Djeng (1990), kimyasal retansiyonlu seramik braketler için klinikte yapılan (chairside) bir geri dönüşüm prosedürü tanımlamışlardır (Transcend, 3M Unitek, Monrovia, Calif). Bu prosedürde kalan kompozit rezinin yakılmasını (braketler kiraz kırmızısına kadar ısıtılmasını) takiben braketler %100 alkolle durulanıp kurumaya bırakmıştır. Rebonding işleminden önce bir silan birleştirici ajan uygulanmıştır (Lew ve Deng, 1990). Daha sonra yapılan bir çalışmada, Lew ve ark. (1991), bu yeniden yapıştırılmış kimyasal retansiyonlu braketlerin bağlanma kuvvetinin, klinik olarak yeterli olmasına rağmen, yeni kimyasal retansiyonlu seramik braketlerinkinden yaklaşık %40 daha düşük olduğunu bildirmiştir (Transcend).

Chung ve ark. (2002) mekanik retansiyonlu seramik braket tabanından yapışkan kalıntıların giderilmesi için, 20-30 saniye, 65 pound/inç (psi) 50 mikron (μm) Al_2O_3 partikülleri ile kuşlama işleminin seramik braketlerde, klinik olarak yetersiz bağlantı kuvvetleri ile sonuçlandığı bulunmuştur. Bununla birlikte, bu braketlerin silan ajanı ile muamele edilmesi, bağlantı kuvvetini klinik olarak yeterli bir seviyeye gelmiştir. Ahrari ve arkadaşları. (2013), Er, Cr: YSGG (erbium, chromium: yttrium-scandium-galliumgarnet) lazer ile yapıştırıcı ajanının dişten uzaklaştırılmasındaki ve mekanik retansiyonlu seramik braketlerden temizlenmesindeki etkinliğini değerlendirilmiştir (Inspire Ice,Ormco, Glendora, Calif). Çalışmada araştırmacılar olumlu sonuçlar almış ve lazer uygulamasının seramik braketlerin hassas yüzeylerinin temizlenmesinde etkili olduğunu ve sonuçta yeni braketlere kıyasla daha fazla bağlantı kuvveti sağlayabildikleri sonucuna varmışlardır. Dahası, Ahrari ve arkadaşları. (2013), lazerin absorpsiyonunun kompozitte, seramik materyale göre daha fazla

olması nedeniyle seramik braketlerin tabanlarındanın lazer uygulaması ile temizlenmesinde başarılı sonuçlar doğurduğunu gözlemlemişlerdir.

2015'de, Guarita ve arkadaşları. rebonding işleminden önce yapışkan kalıntıların uzaklaştırılması için farklı yöntemlere maruz bırakılan dişten ayrılmış mekanik retansiyonlu seramik braketlerin (Sapphire Perfect Clear Bracket) bağlanma gücünü incelemişlerdir. Bu araştırmacılar, silika (30 µm silikadioksit partikülleri) kaplamasını takiben silan uygulama, kumlama (50µm'lik Al₂O₃ partikülleri) ve kumlamayı takiben silan uygulama (50µm'lik Al₂O₃ partikülleri) yapılan braket tabanlarının, klinik olarak kontrol grubundan anlamlı fark olmayan yeterli bağlanma mukavemeti sağladığını bildirmişlerdir. Yazarlar, seramik braketleri yeniden yapıştırma için Al₂O₃ kumlama yönteminin, klinik ortam için basit, etkili ve düşük maliyetli bir prosedür olduğunu belirtmişlerdir.

Han ve arkadaşları. yaptıkları çalışmada (2016), kopmuş seramik braketlerin Er: YAG lazerle yeniden yapıştırılmasını, geleneksel klinik içi yakma ve kumlama yöntemleri ile karşılaştırmışlardır. Seramik braketler için yakma prosedürü, yeni braketlere benzer bir bağ kuvveti sağlamıştır ancak, seramik braketlerin estetiğini de etkilemiştir. Yakma işlemine maruz kalan braketler koyu renk almıştır. Kumlama, ise braketlerin narın olan taban yapısına zarar verdiğini ifade etmişlerdir. Er: YAG lazerler braket tabanında kalan adeziv kalıntılarını seramik braket tabanına zarar vermeden tamamen kaldırmıştır. Ayrıca, Er: YAG lazerlerle geri dönüştürülmüş braketlerin yapışma mukavemeti yeni braketlere benzer olarak bulunmuştur. Bu araştırmacılar, lazer yönteminin diğer geri dönüşüm yöntemlerine göre daha fazla tercih edilebileceği sonucuna varmışlardır.

2.6. Seramik Braketlerin Sökülmesi

Debonding, ortodontik tedavinin sonunda ortodontik braketlerin ve kalıcı yapıştırıcıların iyatrojenik hasar oluşturmadan diş minesinden çıkarılması olarak tanımlanmaktadır (Oliver, 1988).

Sert seramik braketler, ortodontik tedavinin sonunda dişten uzaklaştırma işlem sırasında maruz kaldıkları kuvvetlere esneklik göstermezler (Hershey, 1988; Birnie, 1990; Joseph ve Rossouw, 1990). Bu sebepten, braket kırılması ve mine hasarı oluşabilmektedir (Øgaard ve ark., 2004). Mine hasarı, bağ kopmasının braket tabanı yapıştırıcı katmanından ziyade mine-yapıştırıcı katmanında, yani istenmeyen bir katmanda gerçekleşmesinden dolayı ortaya çıkmaktadır. Braket kırığı sonucu brakete ait parçacıkları diş yüzeyinde kalabilmektedir. Bu parçacıkların, yüksek hızlı bir el aleti ve elmas frezle sökülmesi

gerkelebilmektedir. Bu işlem zaman alıcıdır ve seramik tozu üretebilmektedir. Bu tozun gözlerin tahriş olmasına ve ellerde kaşınmaya neden olduğu belirtilmiştir (Winchester, 1992). Hava veya su soğutucu kullanılmayan düşük hızlı aşındırıcı kullanılırsa, üretilen ısı pulpa hasarına neden olabilmektedir (Vukovich ve ark., 1991).

Geri döndürülemez mine hasarı riskini azaltmak için braket sökme işleminde çeşitli yaklaşımlar önerilmiştir. Bunlar geleneksel (mekanik), ultrasonik, elektrotermal ve lazerle debonding yöntemleridir (Bishara ve Fehr, 1997).

2.6.1. Mekanik Debonding Tekniği

Geleneksel (mekanik) debonding tekniği tanımlanan ilk yöntemdir ve hala seramik braketler için en yaygın kabul gören sökme tekniği olduğu bildirilmiştir (Øgaard ve ark., 2004; Jena ve ark., 2007). Bu teknik, mine yüzeyine ve yapışkan arasına yerleştirilen pensin keskin uçlarının işlem için yavaşça mesio-distal yönde sıkıştırma kuvveti uygulanmasını içermektedir. Yavaş yavaş kademeli bir sıkıştırma ile üretilen bu kuvvetin yapıştırıcı içinde çatlak yayılımını başlatmak için en iyi yöntem olduğu belirtilmektedir. Böylece yapıştırıcıda koheziv bir ayrılma meydana gelmektedir. Koheziv ayrılma, atom molekülleri arasındaki koheziv bağların kopmasıdır. Böylece, yapıştırma ajanının yapısal bütünlüğü bozulmakta ve mine hasar riski en aza indirgenmektedir (Swartz, 1988; Bishara ve Fehr, 1997; Brantley, 2001; Øgaard ve ark., 2004).

Bishara ve Fehr (1993) tarafından insan maksiller molar dişleri kullanılarak yapılan bir in vitro çalışmada, seramik braket sökülmesinde kullanılan geniş (3,2 mm) ve dar (2 mm) bıçaklı pensler ile üretilen kuvvet seviyelerini ve etkinliğini değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bulgular, dar bıçaklarla uygulanan kuvvetin ($120\text{kg}/\text{cm}^2$) braketleri etkin şekilde ayırdığı ve geniş bıçaklarla uygulanan ortalama kuvvete ($150\text{kg}/\text{cm}^2$) göre önemli derecede düşük olduğunu göstermiştir. Bishara ve Fehr (1993), ayırma kuvvetinde böylesine önemli bir azalmanın (%20) mine yüzeyine daha az baskı oluşturduğu ve böylece mine hasarı riskini azalttığı sonucuna varmışlardır. Geleneksel sökme pensleriyle braketlerin uzaklaştırılması sırasında $138\text{ kg}/\text{cm}^2$ 'den ($13,53\text{ MPa}$) daha büyük kuvvetlerin uygulanmaması gerektiği tekrar tekrar vurgulanmıştır (Retief, 1974; Bishara ve ark., 1994).

2000 yılında Arıcı ve Minors, dört farklı mekanik ayırma yöntemi ile in vitro bir çalışma yapmışlardır. Geniş bıçakları (3,2 mm), dar bıçakları (2 mm), sivri bıçakları (sivri uçlar vermek için geniş bıçaklar modifiye edildi) ve geniş bıçakları seramik braketin mesio- incisal ve disto-gingival (köşegen karşıt) köşeleri boyunca uyguladılar. Çapraz karşıt bıçaklar

en düşük ortalama ayırma kuvveti oluşturdu (8,37 MPa). Geniş bıçaklar, en yüksek kuvveti (14,51 MPa) uyguladı, bunu dar bıçaklar (10,77 MPa) ve sivri bıçaklar (10,05 MPa) izledi. Temas alanını, yani pens bıçakları ve yapıştırıcı arasındaki temas alanını azaltmanın ayrılmayı başlatmak için gerekli kuvveti azalttığı sonucuna varmışlardır. Arıcı ve Minors (2000), bulgularının temelde Bishara ve Fehr'in bulgularını doğruladığına dikkat çekmişlerdir (1993). Arıcı ve Minors (2000), makroskopik olarak, herhangi bir numune (sığır mandibular insizör dişler) için mine hasar veya braket kırığı bildirmemiştir.

Seramik braketlerin piyasaya çıkmasından bu yana, debonding kuvvetini azaltmaya ve dolayısıyla mine ve braket bütünlüğü korumaya yönelik çok sayıda öneri ve araştırma yapılmıştır (Øgaard ve ark., 2004). Günümüzde, pek çok seramik braket üreticisi ayrıntılı debonding talimatları önermektedir. Hatta birçok üretici, özellikle kendi braket markası için tasarlanmış sökme aletleri piyasaya sürmüştür. Bu üreticiler, klinisyenlerin bu talimatları titizlikle uyguladığında braketlerinin metal braketler kadar kolay ve güvenli şekilde söküldüğünü iddia etmektedir (Karamouzos ve ark., 1997; Øgaard ve ark., 2004; Russell, 2005; Jena ve ark., 2007).

"Öncelikle zarar verme", ortodontist ve üretici için temel prensip olmalıdır. Üreticiler piyasaya sürdükleri ürünlerin, örneğin seramik braketlerin, performans testlerinden sorumlu tutulmalıdır (Eliades ve ark., 2001). Ortodontist ise herhangi bir eksikliği derhal bildirmekle yükümlü olmalıdır.

Mekanik Debonding Tekniklerinde Klinik Önlemler

Kırılgan nonvital dişler (endodontik tedavi görmüş dişler), gelişim defektli dişler, mine çatlakları olan dişler ve/veya büyük restorasyonlu dişler gibi riskli dişlere seramik braket yapıştırmaktan mümkün olduğunca kaçınılmalıdır. Bu dişler, mekanik braket sökme işlemi sırasında sağlıklı bir dişe kıyasla mine hasarı konusunda daha büyük risk altındadır (Bishara ve Fehr, 1997).

Yapıştırma işlemi esnasında, yapıştırıcı fazlalıkları (EAF) sertleştirilmeden bir sond ile temizlenmeli veya sertleşme ardından frezlerle temizlenmelidir. EAF'nin çıkarılması, plak retentif alanlarının, gingival iritasyonun ve potansiyel beyaz nokta lezyonlarının azaltılması için gereklidir (Armstrong ve ark., 2007). Titiz EAF temizliği, sadece temiz ve düzgün bir görünüm sağlayarak değil, aynı zamanda renksiz ve çirkin görünen yapışkan fazlalığını ortadan kaldırarak da estetiği artırabilmektedir (Zachrisson ve ark., 2017). Ayrıca EAF'nin çıkarılması, seramik braketin sökülmesi sırasında sökme pensinin keskin bıçaklarının mine

üzerine tamamen oturmasını sağlamaktadır. Bu, yapışkanda güvenli bir kuvvet iletimi ve çatlak yayılımı üretmekte ve yapışkan içinde koheziv bir kırık oluşturmaktadır. Böylece minenin yanı sıra braket bütünlüğü korunmaktadır (Bishara ve Fehr, 1997).

Debonding işlemi braket kırılmasına neden olabilmektedir. Braket parçaları kopabilmekte veya mine yüzeyinde kalabilmektedir. Seramik braket parçalarının, su soğutması olmaksızın düşük hız veya yüksek hızda frezle temizlenmesi, diş pulpasının kalıcı hasar ve nekrozuna sebep olabilmektedir. Bu nedenle, seramik braket parçalarının kazınması/çıkarılması sırasında su soğutması kesinlikle gereklidir (Vukovich ve ark., 1991; Zachrisson ve ark., 2017). Seramik parçacıklarının operasyon alanına yayılmasını en aza indirmek için frezleme alanının yanında yüksek emişli tükürük emici önerilmektedir (Vukovich ve ark., 1991). Seramik parçalarının çıkarılmasından sonra, Zachrisson (1977) ve Zachrisson ve ark. (2017) tarafından sunulan kılavuza göre yapışkan kalıntı çıkarma işlemi yapılması önerilmektedir.

Kırılmış seramik braketler, radyolüsent parçaların aspirasyonu veya yutulması gibi ciddi sorunlara neden olabilmektedir. Ayrıca, seramik parçalarının ortama yüksek hızda saçılması hastanın ve klinisyenin gözüne zarar verebilmektedir. Klinisyen için koruyucu gözlük ve maske önerilmektedir. Hasta da koruyucu gözlük kullanmalıdır (Vukovich ve ark., 1991; Ghafari, 1992; Bishara ve Fehr, 1997).

Dişlere uygulanan debonding kuvveti hastada rahatsızlığa neden olabilmektedir. Bu nedenle, klinisyen dişleri daima parmaklarıyla desteklemeli veya hastaya bir pamuk ruloyu sıkıca ısırtmalıdır. Debonding esnasında hastaya pamuk ruloyu sıkıca ısırtmalarını söylemek, braket ve kırık parçaların oral kaviteye gitme riskini en aza indirmektedir (Ghafari, 1992; Bishara ve Fehr, 1997). Kırık seramik braket parçalarının tespitini kolaylaştırabileceğinden, renkli pamuk rulolarının kullanılması önerilmektedir.

Ayrıca, Bishara ve Fehr (1997), 50 braketin debond işleminden sonra bıçak ağızlarının yenilenmesini tavsiye etmektedir. Bıçak ağızları değiştirilemeyen pensler ise düzenli olarak keskinleştirilmelidir. Keskin pens bıçakları, braket sökme etkinliği için önemlidir.

Klinisyen, asla seramik braket sökme için yardımcıları devretmemelidir (Bishara ve Fehr, 1997). Hasta/veliler (ve ortodontist) tarafından imzalanan her bilgilendirilmiş onam formu, özellikle dava açma sıklığı artan toplumlarda, seramik braket sökümünün risklerini içermelidir.

Mekanik Braket Debonding için Önerilen Yardımcı Yöntemler

Larmour ve Chadwick (1995) ticari olarak sunulan yeni bir debonding materyalini yani post debonding ajanını incelemişlerdir (P-de-A) (Oradent Ltd, Eton, Berks, UK). Bir nane yağı türevi içeren bu yeşil jelin, 1-2 dakika uygulandığında seramik braket ve yapışkan artıklarının giderilmesini kolaylaştırdığı bildirmişlerdir. P-de-A üreticileri, rezini yumuşatmak için 1 ila 2 dakika uygulama zamanı önermiştir (Larmour ve Chadwick 1995; Larmour ve ark., 1998a).

Arıcı ve ark. (1997a; 1997b), seramik braketlerin sökülme işlemini kolaylaştırmak için ezilebilir gözenekli bir seramik tabaka kullanılmasını önermişlerdir. Bu gözenekli tabakalar yapışkan rezin ile braket tabanına tutturuldu. Daha sonra, bu braket/tabakalar deney dişlerinin (sığır mandibular kesici dişlerin) minesine bağlanmıştır. Basitçe söylemek gerekirse, bu ezilebilir tabakalar adeziv rezinle sandviç yapılmıştır. Yazarlar (1997b), bu in vitro çalışmada, seramik braket/katman bileşiminin, seramik braketin kırılmasına veya mine hasarına ilişkin herhangi bir kanıt olmadan mine yüzeyinden güvenli bir şekilde ayrılabilceği sonucuna varmışlardır. Bununla birlikte, bu seramik braket/katman bileşiminin ticari üretimi olmamıştır.

Larmour ve ark. (1998b), kompozit yapıştırıcı tabakasında bir çentik açarak seramik braket debonding işleminin komplikasyonlarını azaltma ihtimalini değerlendirmiştir. Böyle bir çentik yaratmak için araştırmacılar ex vivo incelemelerinde yapıştırma tekniğini değiştirmişlerdir. Mylar matris bandının bir bölümü (boyutlar = 0,01 mm kalınlık ve 0,75 mm genişlik) yapıştırıcı ajanla yerleştirilmiştir. Yapıştırıcı maddesi sertleştirdikten sonra matris bandı çıkarılarak "çentikli" bir bağ katmanı oluşturulmuştur. Larmour ve ark. (1998b), bağlama maddesinin çentiklenmesinin seramik braket sökmeyi kolaylaştırdığı sonucuna varmıştır. Bununla birlikte, Larmour ve ark. (1998b), bu modifikasyonun, klinik ortamda, gerekli zaman ve "çentikli" bir bağ tabakası oluşturmanın teknik zorluğundan dolayı mümkün olmadığını vurgulamıştır. Ayrıca, "çentikli" adeziv tabaka plak birikimini kolaylaştırabilmektedir.

Carter (2003), sıcak su banyosunun seramik braket debonding işlemini kolaylaştıracağını belirtmiştir. Hastalara bir bardak sıcak su verilmiş ve suyu ağızlarında bir dakika boyunca yutmadan tutmalarını istenmiştir. Daha sonra, uygun pensle mekanik debonding gerçekleştirilmiştir. Carter, 1986'dan beri kliniğinde uyguladığı bu yöntemle mine kırılması veya benzer iyatrojenik hasarlarla karşılaşmadığını vurgulamıştır. Carter (2003), bu

sıcak su banyosunun her türlü seramik braket için yararlı olduğu sonucuna varmıştır. Carter (2003), sıcak suyun güvenli bir sıcaklığa sahip bir kahve makinesinden tedarik edildiğini belirtmektedir. Ne yazık ki, Carter bu sıcak su banyosunun sıcaklığı ile ilgili ayrıntılı bilgi vermemiştir.

2.6.2. Ultrasonik Debonding Tekniği

Ultrasonik debonding tekniğinin, mine hasarını ve ayrıca braket kırığı olasılığını azalttığı bildirilmiştir. Aynı zamanda, sökme işleminden sonra kalan artık adeziv, braket çıkarma için kullanılan ultrasonik uçla çıkartılabilmektedir. Bununla birlikte, mekanik veya elektrotermal debonding teknikleriyle karşılaştırıldığında, sökme süresi daha olarak tespit edilmiştir. Ultrasonik sökme tekniği, sökme süresi braket başına 1 saniye olan mekanik sökme tekniği ile karşılaştırıldığında, braket başına 38 ila 50 saniye olduğu bildirilmektedir. Dahası, "sert" seramik braket ile ultrasonik uç arasındaki temasın bu pahalı ucun aşınmasına ve hasar görmesine neden olduğu bildirilmiştir. Ultrasonik debonding işlemi sırasında pulpa hasarını önlemek için su soğutması zorunludur. Bu yöntem daha fazla test gerektirmekte ve klinik kullanım için bu tekniği öneren bir çalışmaya rastlanmamıştır (Bishara ve Truelove, 1990a; 1990b; Boyer ve ark., 1995; Bishara ve Fehr 1997; Øgaard ve ark., 2004; Chen ve ark., 2015).

2.6.3. Elektrotermal Debraketing Tekniği

1986'da Sheridan ve ark. Yaptıkları çalışma, metalik braketlerin çıkarılması için elektrotermal debraketing'i (ETD) ilk tanımlayan araştırmadır (Sheridan ve ark., 1986). In vitro olan bu çalışmada, ısı (yaklaşık $150^{\circ}\text{C} \pm 15^{\circ}\text{C}$) üretmek ve braket yuvasına yerleştirilen bir bıçak yoluyla brakete aktarmak için şarj edilebilir bir kablosuz ısıtma aleti kullanılmıştır (Sheridan ve ark., 1986). Yapıştırıcı materyalin yumuşatılması/zayıflatılması, bağlanmış metal braketlerin herhangi bir distorsiyon olmaksızın kolaylıkla çıkarılmasına imkân vermiştir (Sheridan ve ark., 1986). Seramik braketlerle ETD'nin, braket kırık insidansında azalma sağladığı bildirilmiştir. Braket kırılmasının insidansındaki azalmaya ısıyla tetiklenen yapışkan malzemenin yumuşatılmasına bağlı olarak bağlantı direncinin azalmasından sonra bağ kırmak için gereken kuvvetin azalması sebep olmaktadır. Braket başına nispeten kısa sökme süresi ($2 \text{ saniye} \pm 1 \text{ saniye}$) belirtilmiştir. Çalışma sonucunda pulpa hasar olasılığı bildirilmiş, ancak, bu hasarın geri dönüşlü bir hasar olduğu ortaya konulmuştur (Dovgan ve ark., 1995; Jost-Brinkmann ve ark., 1997; Øgaard ve ark., 2004; Kailasam ve ark., 2014). Her ne kadar mine yüzey sıcaklığında bir artışa neden olsa da teknik, hastalar tarafından genellikle sorunsuz

kabul edilmiştir. Ancak bu tekniğin mine çatlaklarına sebep olması hususunda güvenli bilgi mevcut değildir (Brown ve ark., 1972; Dovgan ve ark., 1995; Jost-Brinkmann ve ark., 1997)

2.6.4. Lazer Debonding Tekniği

Seramik braket sökme işlemi için farklı lazer türleri kullanılmıştır. Her birinin farklı avantajları vardır (Ghazanfari ve ark., 2016). Lazer ışınlarının uygulanması, yapışkan malzemenin yumuşamasına neden olmaktadır. Bu özelliği yönüyle ETD'ye oldukça benzemektedir birlikte, lazer debonding işlemi ile seramik braketlere iletilen termal enerjinin miktarının kontrolü mümkün olmakta, böylece aşırı ısınma önlenmektedir (Bishara ve Fehr, 1997; Ma ve ark., 1997). Seramik braketlerin lazer tekniği ile sökülmesi için harcanan süre 1 ila 5 saniyedir ve hasta rahatsızlığı veya geri döndürülemez pulpal değişikliklere neden olmamaktadır. Debonding kuvvetleri lazerlerle önemli ölçüde azaltılabilmektedir. Bu nedenle, mine hasarı ve braket kırığı riskleri önemli ölçüde düşmüştür (Azzeh ve Feldon, 2003; Ghazanfari ve ark., 2016). Bu cihazın yüksek maliyeti, ortodontistler için önemli bir dezavantaj olabilmektedir (Bishara ve Fehr, 1997; Rickabaugh ve ark., 1996; Øgaard ve ark., 2004).

2.7. Kaplamalı Seramik Braketler

Adeziv kaplamalı (APC) braketler ilk olarak 1991'de piyasaya sürülmüştür (Hirani, 2005) ve bu şekilde hem metalik hem de seramik kaplamalı braketler üretilmeye başlanmıştır. Bu kaplamalı braketleri üretenler, klinikte zaman kazandırabileceklerini, tutarlı bir kalitede ve miktarda yapışkana sahip olduklarını (daha düzgün bir kalınlık sunarak), bonding işleminden sonra kolay temizlik, yapıştırma sırasında minimum atık, gelişmiş asepsi ve kaplanmamış braketlere kıyasla daha iyi envanter kontrolü sağladıklarını iddiasıyla piyasada kendilerine yer elde ettiler (Cooper ve ark., 1992).

Kaplamalı braket üreticileri, kaplamalı ortodontik braketlerde kullanılan yapışkan materyalin Transbond XT'nin modifiye edilmiş bir şekli olduğunu belirtmişlerdir (Bishara ve ark., 2002). Üreticiler, yapışkanın viskozitesini arttırmak için artan miktarda doldurucu kullanmışlardır (Bishara ve ark., 1997; Bishara ve ark., 2002). Bu artan viskozite, yani akışa direnç özelliği, yapışkan maddenin braket tabanında kalmasını sağlamaktadır. Böylece braketler, braket konumlandırmanın ilk aşamasında diş yüzeyine hızlı ve kolay bir şekilde yapışabilmektedir (Bishara ve ark., 2002).

Günümüzde ortodontik braket şirketlerinin çoğu, adeziv uygulanmış metalik ve seramik braketler üretmektedir. İlginç bir şekilde, TP Ortodontics, InVu seramik braketlerinin, yani Readi-Base eXact InVu seramik braketlerinin tabanında X şeklinde özgün bir yapışkan uygulama sunmuştur. Bu X-şekilli adezivin mantığı, yapıştırma prosedürünün ardından braket tabanının çevresinde en az temizlik gereksinimi sağlamaktır (TP Orthodontics, 2016).

2004'te Verstrynge ve ark. adeziv kaplamalı (APC) Clarity (3M Unitek) braketlerin klinik performansını değerlendirmeyi ve bunları kaplanmamış Clarity braketleri ile karşılaştırmayı amaçlamıştır. Kaplanmamış Clarity braketleri için kullanılan bond (bağlama) sistemi, Transbond XT (3M Unitek) ışıkla sertleşen yapıştırma ajanının kullanımını içermektedir. Bu çalışmada 20 hasta rasgele seçilmiş ve split-mouth tasarımı ile tedavi edilmiştir. İlginçtir ki, her iki Clarity braket grubunda da tedavi esnasında bir bond başarısızlığı ('bond failure') görülmemiştir. APC grubunda sadece bir kanat kırığı görülmüştür. Araştırmacılar, bu kanat kırığının, seramik braketin etrafına metal ligatürün çok kuvvetli bağlamasından kaynaklanmış olabileceğini belirtmiştir. Sökme işleminde, iki braket arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Verstrynge ve ark. (2004), iki braket türünün özdeş performans sergilediği sonucuna varmıştır.

Son zamanlarda 3M Unitek tarafından APC Flash-Free Adeziv Kaplamalı Apanye Sistemi piyasaya sunulmuştur. APC Flash-Free Adeziv, düşük viskoziteli bir yapışkan rezin ile ıslatılmış sıkıştırılabilir bir nonwoven matın benzersiz bir bileşimidir. Üretici APC flash-free apanyelerin flash uzaklaştırmayı gerektirmeyen bir yapıştırma prosedürü sunduğunu belirtmektedir. Böylece, uygulayıcı yalnızca braket konumlandırmaya odaklanabilmektedir (Cinader ve ark., 2013). Bu ilginç teknoloji ile ilgili henüz hiçbir klinik çalışma bulunmamaktadır.

2.8. Son Olarak

- Estetik açıdan giderek daha fazla talebi olan bir topluma hizmet eden ortodontistin özenle tasarlanmış seramik braket kullanması gitgide kaçınılmaz hale gelmektedir. Basit bir risk yönetimi stratejisi olarak, ayrıntılı bonding ve debonding talimatları bulunmayan seramik braketler kesinlikle kullanılmamalıdır. Büyük olasılıkla bu tür braketler satışlarından önce uygun ve ayrıntılı test prosedürlerine tabi tutulmamıştır.
- Özellikle maksiller kanin ve santral diş dışında kalan dişlerde, dikey mine çatlaklarının saptanması veya yatay yönde mine çatlaklarının saptanması son

derece endişe vericidir. Bu, uygun olmayan bağlanma ve/veya braket sökme prosedürleri veya prensiplerinin bir işareti olabilir (Eliades ve ark., 2001; Zachrisson ve ark., 2017).

- Ortodontist, seramik braketlerin yapıştırılması ve çıkarılması için her bir üreticinin güncel talimatına harfiyen uymaya etmelidir. Olumsuz sonuçların önlenmesi için bu talimatlara sıkı sıkıya uyulmalıdır. Ortodontist, davaya maruz kalırsa, ortodontistin talimatları tam olarak izlememesi üreticinin yasal sorumluluktan kurtulmasının en kolay yoludur. Bu yüzden, ortodontistin dikkatli olması ve gündemi takip etmesi önem taşır (Verstryngge ve ark., 2004).
- Hastalar ve eğer reşit değilse ebeveynler, sabit ortodontik tedaviden önce mine kusurlarının varlığı, özellikle mine çatlakları konusunda bilgilendirilmelidir. Pek çok hasta, tedavinin tamamlanmasından sonra her dişi çok dikkatle inceleme eğilimindedir. Bu nedenle en önemli kural erken dönemde, yani tedaviden önce bilgilendirmektir. Mine çatlakları rutin intraoral fotoğrafta görülmez, bu nedenle bu çatlakların tedavi öncesi ayrıntılı inceleme ile tespit yapılmaz ise sabit ortodontik tedavi prosedürleriyle ilgisiz olduğunu ispatlamak neredeyse imkansızdır (Machen, 1990; Zachrisson ve ark., 2017).

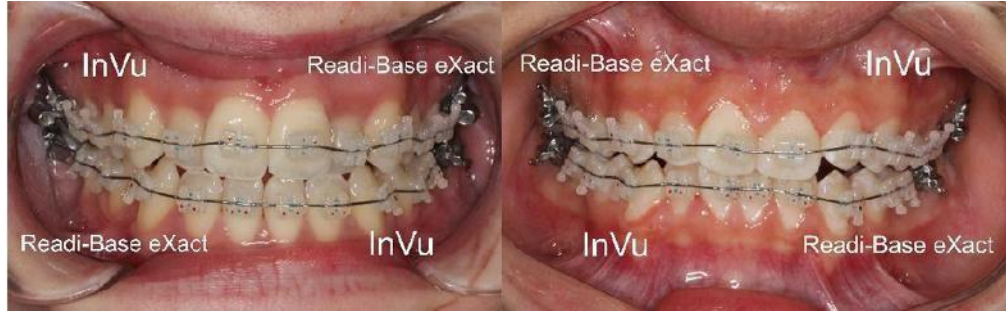
3. MATERYAL VE METOT

3.1. Materyal

3.1.1. Birey

Işıklı sertleşen polimer kaplamalı seramik braketlerin (Readi-Base eXact seramik braketler, TP Ortodontics) ve hekimce kaplanan polimer tabanlı seramik braketlerin (InVu Seramik Braketler, TP Ortodontics) başarı ve bonding özelliklerini değerlendiren bu klinik çalışmanın etik onayı, 3 Ekim 2014 tarihinde Ondokuz Mayıs Üniversitesi klinik araştırmalar etik kurulundan (B.30.2.ODM.0.20.08 /) alınmıştır (Ek 1).

Örneklem büyüklüğü, Elekdağ-Türk et al. (2008) tarafından, kendinden asitli primerin geleneksel iki kademeli asitleme ve primer yöntemine göre (%80 güç; %5 önem düzeyi; 2-tailed) braket başarısızlık oranına etkisi üzerine yapılan bir araştırmaya göre, G*Power (3.1.9.2 versiyonu), Faul ve ark. (2007) tarafından belirlenmiştir. Başarısızlık oranına yönelik %1,0'lik bir farkı gözlemlemek için, Müdahale A ile Müdahale B (Şekil 3) arasındaki önemli bir farkı saptamak üzere, her bir müdahale için 269 braketlik bir minimum örneklem büyüklüğü gerekmektedir. Olası firelere (drop-out) karşı, her müdahale grubu için örneklem büyüklüğü 40 hastaya, yani 400 brakete yükseltilmiştir.



Şekil 3. Müdahale A ve Müdahale B

Araştırmaya, çekimsiz sabit ortodontik tedavi uygulanan 40 hasta (31 kadın ve 9 erkek) dahil edildi. Bu deneklerin yaşları 13 ile 24 yıl arasındaydı, ortalama yaş ise 16 yıl 4 ay idi. Tüm hastalar Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalına tedavi olmak üzere başvurular arasından seçildi. Bu hastalar, Kompleksite, Sonuç ve İhtiyaç Dizini'ni (Index of Complexity, Outcome and Need ICON) (Daniels ve Richmond, 2000) kullanan Türk Sosyal Güvenlik Kurumu'nun kurallarına göre tedaviyi kabul etmiştir. Bu kurum, ICON skorunun 43 ve üstü olduğu durumlarda tedavi masraflarını karşılamaktadır. Dahil edilen tüm hastaların ICON skoru 42 veya 42'nin altındaydı. Hasta seçim kriterleri şöyleydi:

- Herhangi bir sistemik ve iskeletsel problemi olmayan hastalar.
- Çekim gerektirmeyen, Sınıf 1 molar ilişkisi ve diş eksikliği bulunmayan hastalar.
- Yer darlığınının 4 mm'den az olan hastalar (Proffit, 2013).
- Overbite normal sınırlar içinde (yani 1-2 mm) olan hastalar (Proffit, 2013).
- Şiddetli dental rotasyonun bulunmaması (şiddetli dental rotasyon sınırı braketin ilk seansda doğru yapıştırılmasına/konumlandırılmasına engel oluşturacak düzey olarak seçilmiştir).
- Dişlerin bukkal yüzeylerinde braketlerin yapıştırılacağı alanlarda herhangi bir restorasyonun veya yapısal mine bozukluğunun bulunmaması.
- Yatay mine çatlakların bulunmaması.

Yatay mine çatlaklarının varlığı taşınabilir bir diş transilluminatörü (DiscoverLight LED, Burstein, Enterprises Inc., Canada) (Zachrisson ve ark., 1980, Zachrisson ve ark., 2017) ile tespit edildi.

Katılımcı sayısı, araştırmanın başlamasından kısa bir süre sonra 38'e düştü. Ailelerinin aniden taşınmak zorunda kalması nedeniyle bir erkek ve bir kız çocuğu Ondokuz Mayıs Üniversitesinde tedaviye devam edemedi. Araştırmaya dahil edilen örneklem büyüklüğü, ortalama yaş ve cinsiyete, yaşa ve diş tipine göre hasta dağılımı ayrıntıları Tablo 3'te verilmiştir.

Tablo 3. Örneklem özellikleri

Toplam hasta sayısı

	Sayı	yüzde
	38	---
Hastaların cinsiyete göre dağılımı		
Kadın	30	78,94
Erkek	8	21,05

Hastaların yaşlara göre dağılımı

Tablo 3. 'devam' Örneklem özellikleri

	Sayı	yüzde
12- 13	6	15,8
14- 15	12	31,6
16- 18	9	23,7
> 18	11	28,9
Yaş ortalaması		
16 yıl 4 ay		
Braket sayısı	760	---
Braketlerin adeziv tipine göre dağılımı		
Transbond XT ışıkla sertleşen adeziv	380	50
Kaplama ışıkla sertleşen adeziv	380	50
Braketlerin cinsiyete göre dağılımı		
Kadın	580	76,32
Erkek	180	23,68
Braketlerin dental arklara göre dağılımı		
Üst ark	380	50
Alt ark	380	50
Braketlerin diş tipine göre dağılımı		
Kesici	304	40
Kanin	152	20
Premolar	304	40

Sabit mekaniklerle ortodontik tedaviye başlamadan önce, hastalar periodontoloji bölümünde bir uzman tarafından yeniden değerlendirildi. Daha sonra her hastadan ortodontik çalışma modelleri, panoramik röntgenler, intra-oral ve ekstra-oral fotoğraflar alındı. Hastalar ve (gerektiğinde) ebeveynler tarafından imzalanmış onam formları alındı ve her hastanın dosyasına eklendi.

3.2. Metot

3.2.1. Braketler

InVu ve ışıkla sertleşen adeziv kaplamalı InVu seramik braketler (0,022 inç slotlu MBT preskripsiyon (TP Ortodontics) split-mouth yöntemi gözeterek yerleştirildi. Ağız segmentlere bölündü. Müdahale A ve B olarak adlandırdığımız kontralateral bir braket şablonu, sağ ve sol tarafta eşit dağılım sağlamak üzere rasgele olarak değiştirildi (Şekil 3).

3.2.2. Hasta Dağılımı

40 hasta, Müdahale A ve Müdahale B grubuna rastgele dağıtıldı. Her müdahale grubu 20 hastadan oluşuyordu. Müdahale A: Hazır uygulanmış ışıkla sertleşen adezivli (Readi-Base eXact) InVu seramik braketler ikinci ve dördüncü segmentlere yerleştirilirken, InVu seramik braketler birinci ve üçüncü segmentlere yerleştirildi. Müdahale B: Readi-Base eXact InVu seramik braketler birinci ve üçüncü segmente yerleştirilirken, InVu seramik braketler ikinci ve dördüncü segmentlere yerleştirildi (Şekil 3). 40 hastanın dağılımı için bilgisayar tarafından rasgele üretilen bir sayı listesi kullanıldı (Saghaei, 2004). Daha önce belirtildiği gibi, iki hasta merkezimizdeki tedaviyi bırakmak zorunda kaldı (Müdahale A) (Şekil 3).

3.2.3. Bonding İşlemi

Bonding işleminden önce dişler, florsuz patlar (Septodont, Saint Maur des Fosses, France) ve lastik frezlerle temizlendi. Tüm dişler %37 fosforik aşındırıcı sıvı jel (3M Unitek) ile 30 saniye boyunca asitlendi, durulandı ve asitlenmiş dişlerin bukkal yüzeyleri renk olarak tebeşir beyazı görününceye kadar kurutuldu. Asitleme işleminden sonra, asitlenen mine üzerine ince bir tabaka Transbond XT primer (3M Unitek) uygulandı. Hazır uygulanmış ışıkla sertleşen adezivli (Readi-Base eXact) InVu seramik braketler (TP Ortodontics) uygun bir basınç ile uygun dişler üzerine yerleştirildi. Braket tabanının dışındaki fazla adeziv bir sond yardımıyla titizlikle temizlendi ve ışıkla sertleştirme gerçekleştirildi. Işıkla sertleştirme, braket üreticisinin talimatlarına uygun olarak gerçekleştirildi, diğer bir deyişle, her braket, doğrudan labiyal yüzey üzerinden 30 saniye boyunca ışıkla sertleştirildi.

InVu seramik braketler (TP Ortodontics) karşılıklı segmentlerde Transbond XT adeziv (3M Unitek) ile yapıştırıldı. Readi-Base eXact InVu seramik braketlerde olduğu gibi, fazla adeziv temizlendi ve ışıkla sertleştirme yapıldı. Adeziv reçineleri polimerize etmek için 850 mW/cm²-1000 mW/cm² çıkış gücü olan bir ışıkla sertleştirme cihazı (Led.G, Guilin Woodpecker Medical Instrument Co., Ltd, Guangxi, China) kullanıldı. Braketlerin hiç birinde renk kodlu veya şeffaf tutucular yoktu. Üreticiler, her adeziv en iyi yapıştırma kuvveti için yüksek içerikle formüle edildiğini bildirdi.

Molar bantların simantasyonu için Transbond Plus Light-Cure Band Adhesive (3M Unitek) kullanıldı. Ayrıca, bir risk yönetim stratejisi olarak, seramik braketlerin mineyi aşındırmasını veya hasar vermesini önlemek için, oklüzyon bir miktar açılması adına birinci alt moların oklüzal yüzeylerine bu simandan ince bir tabaka sürüldü (cam iyonomer sivri uçlarının oklüzal seviyelerini geçmedi).

3.2.4. Ortodonti Tedavisi

Tedaviye, tüm hastalarda 0.014 inç HANT (ısıyla aktive edilmiş nikel titanyum) ark telleriyle başlandı. Her hastadan aynı ortodontik fırça (Oral-B, Ohio, Cincinnati, USA), diş ipi (Oral-B Superfloss) ve diş macunu (Sensodyne Pronamel, Glaxo SmithKline, Brentford, Middlesex, U.K) kullanılması istendi. Ağız hijyen ve bakım talimatları tüm hastalara ve (gerektiğinde) ebeveynlere verildi.

Hastaların aktif ortodonti tedavisinin süresi 10-12 ay arasında değişiklik gösterdi. Tüm hastalar için kullanılan tel sekansı 0.014 inç HANT, 0.016 inç HANT, 0.016 inç SS, 0.018 inç SS, 0.019x0.025 inç HANT, 0.019x0.025 inç SS idi. Sadece elastik ligatür kullanıldı. Kopan braketler ve kanat kırıkları bulunan braketlerin yerine metal braketler kullanıldı. Tedaviden önce hastalar bu prosedür hakkında bilgilendirildi.

Hastalara 4 haftada bir randevu verildi. Ayrıca hastalara, gevşek braket veya braket kırığı olup olmadığını her gün kontrol etmeleri söylendi. Kopma veya kanat kırığı oluştuğunda, derhal ortodontistle (H. A.) irtibata geçmeleri ve mümkün olan en kısa sürede kliniğe gelmeleri istendi. Bond kopmaları ve kanat kırıkları kaydedildi. Gözlem döneminde kaydedilen kanat kırıklarının haritalandırılması bu araştırmanın sonuna eklendi. Buna ek olarak, kanat kırıklarını özetleyen tablolar ve kopan braketlerin ayrıntıları da eklendi (Ek 2-Ek 6).

2.3.5. Debonding İşlemi

Ortodontik tedavinin sonunda seramik braketler üreticinin talimatlarına göre çıkarıldı. Mine yüzeyine mümkün olduğunca yakın şekilde keskin bir ligatür kesici yerleştirdikten sonra mesio-distal olarak sıkıştırıldı. Üreticinin belirttiği gibi, braketlerin fırlamasını önlemek için braket çıkarma işlemi esnasında tel bağlı bırakıldı (TP Orthodontics, 2016). Ligatür kesiciler keskinliklerini sürekli kaybettikleri için (Bishara ve Fehr, 1997) düzenli olarak (diğer bir deyişle her hasta öncesinde) bilendi. Çıkarma işlemi boyunca hasta ve hekim (H. A.) gözlük kullandı.

Braket çıkarma işleminden sonra, diş üzerindeki kalıntı miktarı orijinal Adhesive Remnant Index'in (Artun and Bergland, 1984) bir modifiye edilmiş haline göre değerlendirildi. Modifiye kalıntı endeksi (MRI) olarak adlandırılan bu modifiye edilmiş endeks şu skorlara sahipti: 0, dişte hiç adeziv kalmadı; 1, adezivin yarısından azı diş üzerinde kaldı; 2, adezivin yarısından fazlası dişte kaldı; 3, adezivin tamamı diş üzerinde kaldı, braket kafes tabanının izi üzerinde kaldı; 4, polimer kafes tabanının bir kısmı dahil, adezivin tamamı diş üzerinde kaldı; 5, polimer kafes tabanının tamamı ve adezivin tamamı diş üzerinde kaldı (Elekdag-Turk ve ark., 2016).

Kalıntılar, 25.000 rpm (dakikada devir sayısı) yavaş hızlı bir el aletinde, 12oluklu konik tungsten karpit frez (Hager ve Meisinger GmbH Neuss, Germany) ile mine yüzeyinden temizlendi. Zaman zaman toz oluşumunu önlemek için su spreyi kullanıldı. Daha sonra her diş yatay çatlaklar için yeniden incelendi.

Tedavinin sonunda ortodontik çalışma modelleri, panoramik röntgenler, intraoral ve ekstra-oral fotoğraflar çekildi ve her hastanın dosyalarına eklendi. Retansiyon apareylerin yapımının ardından tedavi sonlandırıldı.

3.2.6. İstatistiksel Analizler

Her braket, dental ark, diş tipi (kesici, kanin ve premolar) ve hasta cinsiyetine göre braket düşme oranları belirlendi. Başarısız bonding oranlarını karşılaştırmak için kıkare testi ($P < 0,05$) kullanıldı.

Braketlerin sağkalım oranları Kaplan-Meier testi ile tahmin edildi. Braket, dental ark, diş türü (kesici, kanin ve premolar) ve hasta cinsiyetine göre braket sağkalım dağılımları, log rank testi ($P < 0,05$) kullanılarak karşılaştırıldı.

Ki-kare analizi, braket çıkarma işleminden sonra braketlerin MRI skorlarındaki anlamlı farklılıkları saptamak için de kullanıldı ($p < 0,05$). Ayrıca, braketler arasındaki kanat kırıklarına yönelik anlamlı farkları bulmak için ki-kare analizi kullanıldı ($P < 0,05$).

Yatay çatlaklar, istatistiksel bir analize tabi tutulamamıştır, çünkü işlem sonunda, yani debonding işleminin ardından yatay çatlak tespit edilmemiştir.



4. BULGULAR

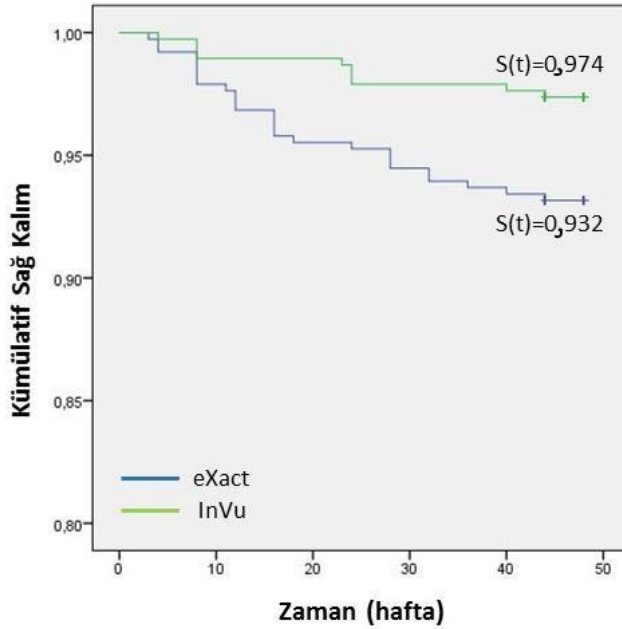
Gözlem periyodu boyunca ($45,89 \pm 2,0$ hafta) toplam 36 braket başarısız oldu: 26'sı Readi-Base eXact InVu seramik braket (%6,8) ve 10'u InVu seramik braket (%2,6) idi (Tablo 4). Başarısızlık oranları arasında ($\chi^2 = 7,465$; $P = 0,006$) önemli bir fark bulundu. Gözlem periyodu için braket sağkalım eğrileri Kaplan-Meier tahmini ile planlandı (Şekil 4).

Tablo 4. Braketler için bonding başarısızlık oranları

InVu			eXact			P	Log-rank Testi
Başarılı	Başarısız	Başarısızlık oranı	Başarılı	Başarısız	Başarısızlık oranı		
370	10	2,6%	354	26	6,8%	0,006*	0,006

1 df'de $\chi^2 = 7,465$

Braket tipi, braket sağkalım oranları üzerinde belirgin bir etki gösterdi (Tablo 4; P = 0,006). Gözlem periyodunun sonunda halen yerinde duran braket olması olasılıkları InVu ve eXact InVu seramik braketler için sırasıyla 0,974 ve 0,932 idi.



Şekil 4. Braketlerin sağkalım dağılımı

Bond başarısızlık oranları, kesiciler için %1,0 (3 braket) ve premolarlar için %10,9 (33 braket) idi (Tablo 4). Kesici ve premolar dişlerde başarısızlık oranlarında önemli farklılıklar gözlemlendi (Tablo 4, P = 0,000).

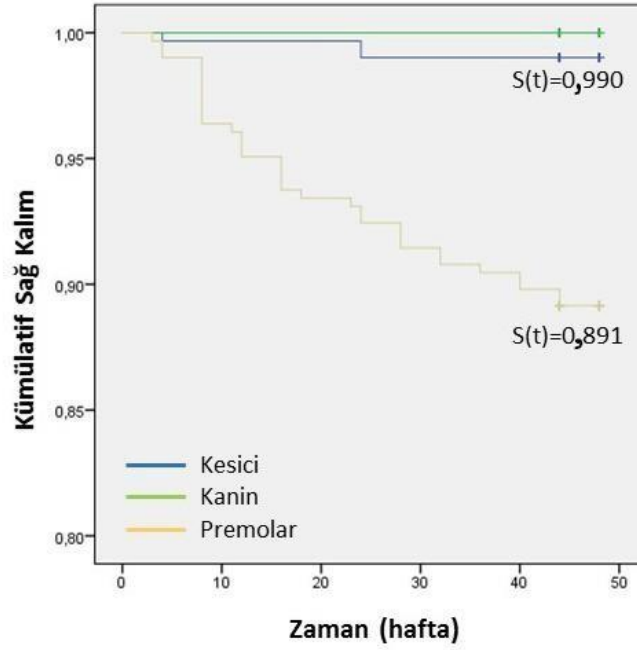
Tablo 4. Diş tipine (keser, kanin ve premolar) göre bonding başarısızlık oranları*

	Başarılı	Başarısız	Başarısızlık Oranı	Log-rank testi
Kesici	301	3	1,0%	
Kanin	152	--	0,0%	0,000

Premolar 271 33 10,9%

* 2 df'de $\chi^2 = 42,251$; P = 0,000

Şekil 4, braketin arktaki konumunun sağkalım oranı üzerindeki etkisini göstermektedir. Log-rank testi, kesici ve premolar dişler üzerindeki sağkalım oranında anlamlı farklar göstermiştir (P = 0,000).



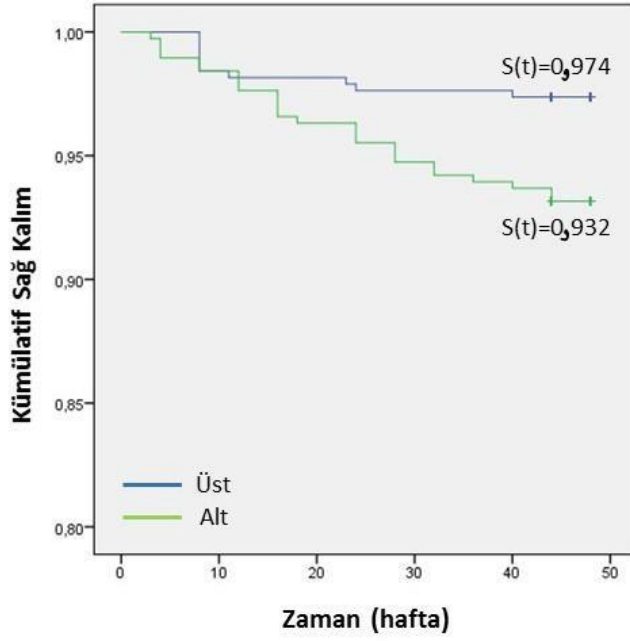
Şekil 4. Diş tipine (kesici, kanin ve premolar) göre braket sağkalım dağılımı
Bond başarısızlık oranları sırasıyla üst ve alt arkalarda %2,6 (10 braket) ve %6,8 (26 braket) idi. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu (Tablo 4; P = 0,007).

Tablo 4. Üst ve alt arklar için bond başarısızlık oranları *

	Başarılı	Başarısız	Başarısızlık Oranı	Log-rank testi
Üst	370	10	2,6%	0,007
Alt	354	26	6,8%	

* 1 df'de $\chi^2 = 7,465$; P = 0,007

Dental arkların braketlerin sağkalım oranı üzerindeki etkisi Şekil 4'te gösterilmektedir. Log-rank testi, üst (S [t] = 0,974) ve alt (S [t] = 0,932) dental arklar arasında anlamlı bir farklılık gösterdi (P = 0,007).



Şekil 4. Dental arklara göre braket sağkalım dağılımı

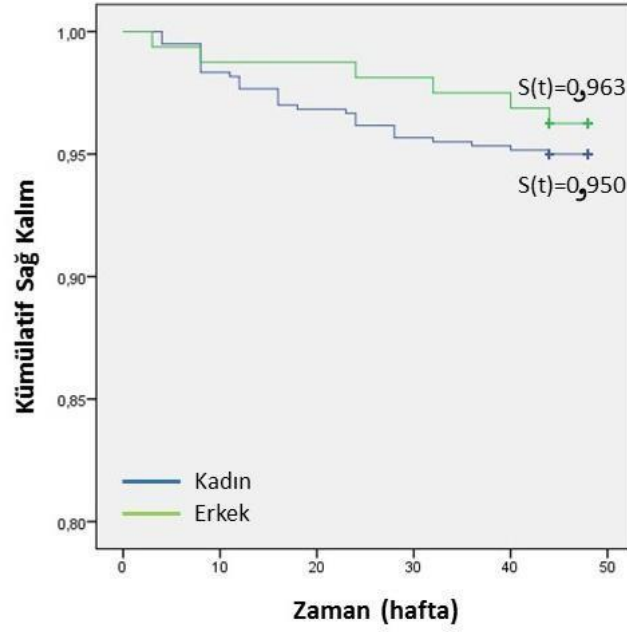
Kadın ve erkek hastalarda sırasıyla %5,0 (30 braket) ve %3,8 (6 braket) başarısızlık oranı görüldü (Tablo 4). Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($P = 0,503$).

Tablo 4. Kadın ve erkeklere göre bond başarısızlık oranları *

	Başarılı	Başarısız	Başarısızlık oranı	Log-rank testi
Kadın	570	30	5,6%	0,503
Erkek	154	6	3,8%	

* 1 df'de $\chi^2 = 0,437$; $P = 0,503$

Cinsiyetin braket sağkalım oranı üzerindeki etkisi Şekil 4'de gösterilmektedir. Log-rank testine göre, kadınlar ($S [t] = 0,950$) ve erkekler ($S [t] = 0,963$) arasında anlamlı bir fark yoktu ($P = 0,503$).



Şekil 4. Hasta cinsiyete göre braket sağkalım dağılımı

Kanat kırıklarının frekans dağılımı ve χ^2 analizinin sonucu Tablo 4'de sunulmaktadır.

İki braket tipi arasında anlamlı bir fark yoktu ($P = 0,174$).

Tablo 4. Kanat kırıklarının frekans dağılımı ve χ^2 analizinin sonucu*

	Kırık Yok	Kırık Var	Kırık Oranı
eXact	367	13	%3,4
InVu	373	7	%1,8

* 1 df'de $\chi^2 = 1,849$; $P = 0,174$

Debonding işlemlerinden sonra frekans dağılımı ve MRI skorlarının χ^2 analizinin sonucu Tablo 4'da sunulmuştur. Braketler arasında anlamlı bir fark bulundu ($P = 0,000$).

Tablo 4. Debonding işlemlerinden sonra frekans dağılımı ve MRI skorlarının χ^2 analizi*

MRI Skorları	MRI Skorları						Total
	0	1	2	3	4	5	
Exact	121	105	26	4	25	60	341
InVu	133	55	10	18	34	113	363

* 5 df'de $\chi^2 = 49,183$; $P = 0,000$

5. TARTIŞMA

Sabit ortodontik tedavinin başarısı, güvenilir bağlama kuvveti ve mümkün olduğunca az braket kopma oranları olmasına bağlıdır. Kopan braketlerin değiştirilmek zorunda kalınması, sabit ortodontik tedavinin düzgün ilerlemesini engelleyebilir. Braket başarısızlığı hem hasta, hem de ortodontist için zahmetli ve pahalıdır. Bu nedenle, mümkün olduğunca düşük bir bond kopma oranı her ortodontist için yüksek öncelikli bir hedef olmalıdır (Miles ve ark., 2012). Basitçe belirtmek gerekirse, daha düşük bir kayıp oranı, acil klinik ziyareti sayısının azalması, boşa harcanmış zamanın azalması, boşa harcanan paranın azalması, mutlu hastalar ve daha mutlu ortodontistler anlamına gelmektedir.

Amerika Birleşik Devletleri'ndeki hekimler için Labial mekaniklerde bond başarısızlık oranının ortalama %5 olduğu bildirilmiştir (Keim ve ark., 2008; Zachrisson ve ark., 2017). Bond başarısızlığına ilişkin bu verilerin bir anketten (Keim ve ark., 2008) alındığı ve bu nedenle gerçek bond başarısızlık oranının daha yüksek olabileceği belirtilmektedir (Miles ve ark., 2012). Bu araştırma, mesh tabanlı paslanmaz çelik braketlerin tercih edildiğini de göstermektedir. Ayrıca hem seramik, hem de hazır adezivli braketlerin kullanımında bir artış olduğu bildirilmiştir (Keim ve ark., 2008).

Yaklaşık 30 yıl önce, 1991'de ilk adeziv kaplamalı (APC) braketler piyasaya sürülmüştür. Bu tip braketler, tüm braket tabanını kaplayan düzgün bir adeziv kaplama ile üretilmektedir. Böylece bonding işlemi daha kolay olmaktadır (Hirani, 2005).

Literatür taraması sonucunda APC sistemini geleneksel yaklaşımla, yani Transbond XT ışıkla sertleşen adezivi hekimce kaplanmış olanla karşılaştıran üç randomize klinik çalışma (RCTs) bulundu. Bu randomize klinik çalışmalarda split-mouth tasarımı kullanılmıştır ve bond başarısızlığı bakımından iki yaklaşım arasında önemli bir fark bulunamamıştır (Kula ve ark., 2002; Wong ve Power, 2003; Verstrynge ve ark., 2004). Bu çalışmaların biri seramik braketlerle gerçekleştirilmiştir (Verstrynge ve ark., 2004).

Kula ve arkadaşları (2002), değerlendirilen her zaman periyodunda (90, 180 veya 365 gün) her iki yaklaşımın da eşit derecede etkili olduğu sonucuna varmıştı. Yazarlar paslanmaz çelik braketlerin nispeten tecrübesiz asistanlar, yani birinci yılında olan dört ortodonti asistanı tarafından yerleştirildiğini belirtmişti. 12 aylık bir gözlem süresi için %7,5'lik genel bir bond başarısızlığı kaydedilmiştir.

Wong ve Power'ın (2003) sonuçları da her iki yaklaşımın eşit derecede etkili olduğunu göstermiştir. Bu çalışmada paslanmaz çelik braketler bir hekim tarafından yerleştirilmiştir. 6 aylık bir gözlem sonucunda bond kopma oranı %7,37 olarak bildirilmiştir. Ayrıca, adeziv kaplamalı braketler, "hasta başına geçirilen zaman" açısından herhangi bir avantaj sağladığı bildirilmiştir.

İlginçtir, Verstrynge ve arkadaşları tarafından yapılan araştırmada (2004) tedavinin sonunda herhangi bir bond başarısızlığı görülmemiştir. Bu çalışma, tabana entegre mikro-mekanik bir tutma mekanizmasına sahip polikristal, 'true-twin' seramik braketlerle gerçekleştirilmiştir. Tedavi sırasında APC grubunda sadece bir kanat kırığı görülmüştür. Yazarlar, bu kanat kırığının büyük olasılıkla bir metal ligatürün fazla sıkıştırılmış olmasından kaynaklandığına karar vermişlerdir.

Ağustos 2013'te, Read-Base eXact adeziv kaplamalı InVu seramik braketler piyasaya çıkmıştır. Adeziv braket tabanına X şeklinde uygulanmıştır. Üretici firma, braket tabanındaki bu özgün X-şekilli adeziv tasarımının braket tabanı etrafında fazla temizlik gerektirmediğini ve üstün bonding gücü sağladığını iddia etmektedir (TP Orthodontics, 2016). Ancak, çalışmamızın bulguları, adeziv kaplamalı InVu seramik braketlerin, yani Read-Base eXact'in, hekimce adeziv uygulanan InVu seramik braketlerden daha büyük bir oranda başarısız olduğunu gösterdi. Tedavinin sonunda (45,89 ± 2,0 hafta), bonding başarısızlık oranları, Read-Base eXact braketleri için %6,8 (26 braket) ve hekimce adeziv uygulanan braketler için %2,6 (10 braket) idi. Her iki yaklaşım için elde edilen başarısızlık oranları istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermiştir ($\chi^2 = 7,465$; $P = 0,006$).

Sonuçlarımız, Kula ve ark.'ın (2002), Wong ve Power'ın (2003) ve Verstrynge ve ark.'ın (2004) sonuçlarıyla örtüşmüyor; bu çalışmalar her iki yaklaşımın da klinik ortamda eşit derecede etkili olduğunu rapor etmişti. Bizim elde ettiğimiz sonuçların, braket tabanındaki X-şeklinde uygulanan adezivden kaynaklandığına inanıyoruz. Bu tip braketler diş üzerine yerleştirildiğinde ve preslendiğinde, X-şekilli yapışkan malzeme braket tabanının ve mine yüzeyinin tamamına yayılmayabilir. Bu durum, diş-adezivbraket bütününde boşluk oluşmasına, dolayısıyla tutunma özelliğinin zayıflamasına neden olabilir. Ağız sıvılarının ve mikroorganizmaların bu boşluklara sızması ve dolması, halihazırda düşme tehlikesi olan braketlerin tutunmasını daha da zayıflatabilir (Arhun ve ark., 2006; Arıkan ve ark., 2006). Matasa (1995), mikroorganizmalar adezivlerin yediğini sonucuna varmış ve bu durumun bond başarısızlığının nedeni olabileceğini belirtmiştir.

Her ne kadar araştırmayı yürüten hekimin (H. A.) ncesinde hazır adezivli braketlerde deneyimi bulunmasa da, eXact adeziv kaplamalı braketlerin yapıştırılma ve ele alınma süreçleri üretici talimatlarına uygun olarak gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan eXact adeziv kaplamalı braketlerin tavsiye edilen sıcaklık aralığının dışına çıkarılması durumunda kalıcı hasara uğrayabileceği belirtildiğinden braket paketleri, Samsun'daki ortodonti bölümüne vardıktan sonra, yatay, yüzü yukarı bakacak Şekilde ve aşırı sıcaklık değişimlerine karşı korunacak Şeklinde saklandı. Önerilen sıcaklık aralığı 2 ila 27°C arasındadır (TP Ortodontics, 2016).

Braket başarısızlık oranları, diğer çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırılmasına imkan tanıdığından, braket performansının değerlendirilmesi için geniş kabul gören bir yöntemdir (Hitmi ve ark., 2001). Basit bir kopma durumuna ilaveten sağkalım oranının da değerlendirmesi, braket kopmasından önceki zaman aralığının değerlendirilmesini sağlamaktadır. Dolayısıyla sağkalım oranını değerlendirmek, salt başarısızlık oranlarıyla fark edilmesi mümkün olmayan bazı önemli farklılıkların altını çizmeye imkân vermektedir (Hitmi ve ark., 2001).

Araştırmamıza göre, adeziv kaplanmamış InVu ve Readi-Base eXact InVu braketler için sağkalım oranları sırasıyla 0,974 ve 0,932 idi. Braket tipi, braket sağkalım oranı üzerinde belirgin bir etki göstermiştir (P = 0,006). Elde edilen sağkalım oranlarına göre, gözlem periyodunun sonunda adeziv kaplanmamış InVu ve Readi-Base eXact InVu braketlerinin hala yerinde duruyor olma ihtimali sırasıyla %97 ve %93 olarak hesaplanmıştır.

Araştırmamız süresince (45,89 ± 2,0 hafta), 3 kesici (%1,0) ve 33 premolardaki (%10,9) braketlerde n ve arka bölgelerde başarısızlık anlamında önemli bir fark olacak Şekilde (P = 0,000) bond başarısızlığı gerçekleşti. Literatür araştırması sonucunda, sonuçlarımızla uyumlu çok sayıda yayın bulundu. Bu yayınlardan, posterior bölgede braket kopma oranının diş arkının anterior bölgesine göre daha yüksek olmasının nedenlerini özetleyebilmek için birkaç araştırma seçilmiştir. (Zachrisson, 1977; O'Brien ve ark., 1989; Millett ve ark., 1998; Adolfsson ve ark., 2002; Kula ve ark., 2002; Koupis ve ark., 2008; Cal-Neto ve ark., 2009; Mohammed ve ark., 2016). İlginçtir ki, tam tersi, yani n bölgede daha yüksek braket başarısızlık oranı bildiren iki çalışma ile karşılaşılmıştır. Pettemerides ve ark. (2004) bu sonuçla ilgili hiçbir açıklamada bulunmazken, Manning ve ark. (2006) bunun nedeninin tırnak yeme ve kalem çiğneme gibi alışkanlıkların olabileceğini belirtmiştir.

Dentisyonun arka bölgedeki braket başarısızlık oranının ön bölgeden yüksek olmasının nedenleri aşağıda özetlenmiştir:

- Dentisyonun arka segmentlerinde nem/ıslaklık kontrolünün zor olması, yani diş eti sıvıları veya tükürükten nemlenmesi (Zachrisson, 1977; O'Brien ve ark., 1989; Millett ve ark., 1998; Adolfsson ve ark., 2002; Kula ve ark., 2002; Koupis ve ark., 2008; Cal-Neto ve ark., 2009; Mohammed ve ark., 2016).
- Arka dişlerin daha büyük oklüzal stres ve çiğneme kuvvetlerine maruz kalması (Zachrisson, 1977; O'Brien ve ark., 1989; Adolfsson ve ark., 2002; Kula ve ark., 2002; Koupis ve ark., 2008; Cal-Neto ve ark., 2009; Mohammed ve ark., 2016).
- Premolarların bukkal anatomisine bağlı olarak braket tabanı adaptasyonunun yetersiz kalması (Zachrisson, 1977; Kula ve ark., 2002).
- Aşırı tükürük salgılanması gibi münferit nedenler (Zachrisson, 1977).
- Bonding sırasında erişme ve görme zorlukları (Kula et al., 2002, Koupis ve ark., 2008, Cal-Neto ve ark., 2009).
- Arka dişlerde aprizmatik mine genişliği (Millett ve ark., 1998; Kula ve ark., 2002; Koupis ve ark., 2008; Cal-Neto ve ark., 2009; Mohammed ve ark., 2016). Aprizmatik minenin asitlemenin başarısız olmasına neden olduğu düşünülmektedir (Whittaker, 1988).

Büyük olasılıkla bu nedenlerin hepsi; aşırı tükürük salgılanması hariç olmak üzere, çalışmamızda arka dişlerde belirgin bir braket başarısızlığı olmasına neden oldu. Hatta arka dişlerde (premolarlarda) braket kopma oranı kesici dişlere göre 11 kat daha yüksekti. Readi-Base eXact InVu braketlerinin özgün X-şekilli adezivlerinin bu sonucu arttırdığına inanıyoruz.

Hastaların dosyalarının detaylı incelenmesi üzerine, 33 başarısız premolar braketin 25'inin Readi-Base eXact InVu premolar braketler olduğu görülmüştür (Ek 5-6). Diş-adeziv-braket bütünündeki efektif marjinal sızdırmazlığın, X-şekilli adeziv kullanımıyla birlikte premolarların bukkal yapısına bağlı olarak bozulduğunu ve bond'un daha zayıf olduğunu düşünmekteyiz.

Braketin sağkalım oranı ön ve arka dişlerde anlamlı bir farklılık gösterdi ($P = 0,000$). Premolarlara sağkalım "eğrisinin" şekli, kanin ve kesicilerin sağkalım "eğrileriyle" karşılaştırıldığında, dik bir merdiven görünümüne sahiptir. Sağkalım oranlarına göre, kanin, kesici ve premolarlardaki braketlerinin hala yerinde duruyor olma ihtimali sırasıyla %100, %99 ve %89 olarak hesaplanmıştır.

Miles ve ark. (2012), üst ve alt diş arkları arasındaki braket başarısızlık dağılımının bazı değişiklikler gösterdiğini bildirmiştir. Bununla birlikte, mandibular arkta maksiller arka göre bond kopma riskinin daha yüksek olduğu görülmüştür. Ortodontik tedavinin ilk aşamının ardından, alt ve üst çenedeki braketlerin arasında oluşan oklüzal enterferans ve mandibular arkta çiğneme yükünün artması yüksek bond kopmanın sebebi olabilmektedir (Adolfsson ve ark., 2002; Koupis ve ark., 2008).

Araştırmamızda üst arkta bond kopma oranı %2,6 (10 braket) ve alt arkta %6,8 (26 braket) idi. Bond kopma oranlarının arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P = 0,007$). Alt ve üst dental arklarda bulunan braketler arasındaki oklüzal interferans problemini ortadan kaldırmak için, hastalarımızda alttaki ilk molar dişlerin oklüzal yüzeylerine ince bir tabaka siman (Transbond Plus Light-Cure Band Adhesive) sürüldüğünden çalışmamızdaki başarısız mandibular bondların (braket) daha fazla olmasının nedeni mandibular bondlardaki artan çiğneme yükü olabilir. Ayrıca, hasta dosyalarının detaylı incelenmesi sonucunda, başarısız 26 mandibular braketin 22'sinin Read-Base eXact InVu braketler olduğunu gördük (Ek 5-6). Bu bulgunun, braket tabanındaki X-şekillindeki adezivün yükselen braket başarısızlık oranlarında önemli bir rol oynadığı hipotezimizi pekiştirdiği düşününlebilir.

Üst ve alt dental arklardaki braketlerinin sağkalım oranlarının arasındaki anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($P = 0,007$). Elde edilen sağkalım oranlarına göre, üst ve alt dental arklar için braketlerin gözlem periyodunun sonunda hala yerinde duruyor olma ihtimali sırasıyla %97 ve %93'tü.

Starnbach ve Kaplan (1975) cinsiyetin hastanın tedavi uyumu için önemli bir etken olduğu sonucuna varmıştır. Bu araştırmacılara göre kadınlar tedaviye erkeklerden daha uyumlu hareket etmektedir. Bunun nedeni olarak da ortodontik tedavinin, genç kızların erkeklerden daha fazla önem verdiği estetiğin geliştirilmesiyle alakalı olması verilmiştir. Dahası, araştırmacılar (Starnbach ve Kaplan, 1975) genç kızların erkeklerden daha erken olgunlaşma eğilimi gösterdiklerini ve bu nedenle de ortodontik tedaviye karşı daha duyarlı bir tutuma sahip olduklarını belirtmişlerdir.

Bu bilgiler ışığında, erkeklerde daha yüksek bond başarısızlık oranları beklenebilir. Hatta, Adolfsson ve ark. (2002), Manning ve ark. (2006) ve Koupis ve ark. (2008) araştırmalarında erkek hastalarda daha yüksek bond başarısızlık oranlarına dikkat çekmiştir. Adolfsson ve ark. (2002), genç kızların diş teli bakımında erkeklerden daha dikkatli

olduklarını öne sürmüştür. Cal-Neto ve arkadaşlarının. (2009) yaptıkları çalışmada kadınlarda (%7,23) erkeklere (%3,70) kıyasla daha yüksek bir bond başarısızlık oranı elde etmişlerdir. Araştırmamızın sonuçları, Cal-Neto ve ark.'ın sonuçları ile uyumludur (2009). Bond başarısızlık oranları kadın ve erkek hastalarda sırasıyla %5,6 ve %3,8 idi. Ancak çalışmamızda, hastanın cinseyleti braket kopma ve sağkalım oranları üzerine istatistiksel olarak önemli etki göstermedi ($P = 0,503$).

Bond başarısızlık oranlarındaki değişkenlik ilginçtir. Bonding başarısızlığını değerlendiren klinik araştırmalarda, benzer geçmişleri olan hekimler tarafından özdeş malzemelerle yapılan araştırmaların karşılaştırılması bile dikkatle yapılmalı. Hastaların sosyoekonomik ve dişlerinin durumu, maloklüzyon sınıflaması ve ortaya çıkan mekanoterapi, yüz türüne göre değişen çigneme kuvvetleri ve kültüre göre değişen beslenme alışkanlıkları gibi birçok faktör sonuçların, yani başarısızlık oranların üzerinde etkili olabilir (Pandis ve Eliades, 2005).

Seramik braketlerde kanat çatlakları, ark telinin bozulmuş brakete etkin şekilde bağlanmasını engellediğinden, ciddi bir problem teşkil etmektedir. Dahası, bozulmuş braketler çatlağın tamamen kırılmasına neden olabilmektedir. Dolayısıyla, bir risk yönetim olarak, bozulmuş braketin çıkarılıp yerine yeni bir braket yapıştırılması, yani rebonding işleminin yapılması gerekmektedir

Araştırmamızda Read-Base eXact ve hekimce adeziv uygulanmış InVu seramik braketler için sırasıyla 13 (%3,4) ve 7 (%1,8) braket yenilendi. Sonuç istatistiksel olarak anlamlı olmasa da ($P = 0,174$), Read-Base eXact InVu braketlerde, hekim tarafından adeziv uygulanmış InVu braketlere kıyasla neredeyse iki kat daha fazla kanat çatlağı meydana geldi. Her iki braket de aynı olduğundan, bununla ilgili net bir yorumda bulunamamaktayız. Bununla birlikte, hekim tarafından adeziv uygulanmış braketlerin, Xşekilli yapıştırıcıyla kaplanmış braketlere göre daha gelişmiş, tek biçimli bir sabitleme özelliği getirdiğini ve dolayısıyla hekim tarafından adeziv uygulanmış braketin daha sağlam olduğunu düşünülebilir.

Hasta dosyalarını yakından inceledikten sonra, her iki braket tipi için toplam 20 kanat kırığından 15'inin, birinci ve ikinci premolarda olduğunu gördük (Ek 2-4). Ark telinin molar tüplere yerleştirilmesi sırasında pense ucunun braketlerin kanatlarını çizmiş olma ihtimali vardır. Seramik braketin yüzeyindeki en ufak bir çizik bile kırılması için gereken kuvveti büyük ölçüde azalttığı düşünülecek olursa, bu ufak zedelenme iki premolar braketlerindeki kırılmanın sebebi olmuş olabilir (Jena ve ark., 2007).

Kanat kırıklarının (başarısızlıklarının) yanı sıra braket kopmaları da rebonding işleminin yapılmasını gerektiren bir durumdur. Bu, Readı-Base eXact ve hekim tarafından adeziv uygulanmış InVu seramik braketler için sırasıyla %10,2 (%6,8 + %3,4) ve %4,4 (%2,6 + %1,8) total başarısızlık oranı demektir. Hekim tarafından adeziv uygulanmış InVu braketinin (%4,4) akıbeti, Keim ve ark. (2008) ve Zachrisson ve ark. (2017), tarafından sunulan başarısızlık oranına (%5) kıyasla cesaret vericidir.

InVu braketler (TP Ortodontics), ince esnek bir polimer ağ tabana sahip enjeksiyonla kalıplanmış polikristal seramik braketlerdir. Üretici bu esnek tabanın, tedavinin sonunda güvenli bir çıkartma işlemi sağladığını belirtmektedir. Sunum şeklinde takdim edilen bir in vivo araştırma (Elekdağ-Türk ve ark., 2016) ve üç in vitro araştırmaya (Kitahara-Céia ve ark., 2008; Elekdağ-Türk ve ark., 2009; Lemke ve ark., 2010) göre InVu braket çıkarıldıktan sonra mine yüzeyini korunduğu, bununla birlikte, seramik/polimer yüzeyde braket taban kırıkları gözlemlenmiştir (Kitahara-Céia ve ark., 2008; Elekdağ-Türk ve ark., 2009). Klinik araştırmamızın sonuçları bu sonuçlarla uyumludur.

Çalışmamızda, bondingin başarısız olduğu yerlere, 1 ila 5 arasında değişen bir MRI değeri verildi (Elekdağ-Türk ve ark., 2016). Daha yüksek puanlar, yapışkan-polimer ağ taban yüzeylerine daha yakın olan kırıkları göstermektedir. Mine yüzeyindeki kalıntılar, mine yüzeyini koruduğundan bazı araştırmacılar tarafından bir avantaj olarak değerlendirilebilmektedir (Bishara ve ark., 2008). Araştırmamızda, MRI skorlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edildi ($P = 0,000$). Hekim tarafından adeziv uygulanmış braketler, Readı-Base eXact InVu braketlere göre, neredeyse iki kat daha fazla 5 MRI puanı (polimer ağ tabanının ve adezivin tamamı dişte kaldı) vardı. Bu da 113 diş karşılık 60 diş demektir. Bu durum, 113 diş için mine-adeziv-esnek polimer ağ taban bütününe daha kuvvetli olmasından ileri geliyor olabilmektedir. Öte yandan hekim tarafından adeziv uygulanmış 133 InVu diş ve Readı-Base eXact kullanılan 121 dişin MRI skoru 0'dı (dişte adeziv kalmadı). Braket çıkarma işlemi sırasında minenin kırılma riski olduğundan bu konum dezavantajlı olarak değerlendirilmektedir (Bishara ve ark., 2008). Bununla birlikte, her iki tipteki braketlerin uygulandığı dişlerin tümünün mine yüzeyi transillüminasyon ile incelendi ve herhangi bir hasar veya yatay çatlak olmadığı görüldü. Esnek polimer ağ taban, braketin seramik kısmı ile mine arasında stres emme alanı oluşturduğundan koruyucu bir bariyer gibidir. Dahası, Zachrisson (1977) ve Zachrisson ve ark.'a (2017) göre, yatay çatlaklar olmaması iyi bir debonding tekniği uygulandığını göstermektedir.

MRI skorlarının 4 ve 5 olması, seramik/polimer ağ taban yüzeyinde kırıklar olduğuna işaret eder. Polimer taban kalıntıları, adeziv kalıntılarını temizlemek için kullanılan frezle kolayca çıkarıldı. Ayrıca, braketlerin seramik kısımlarında herhangi bir kırılma görülmemiştir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

çalışmamızda şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Her iki braket tipi (yani Readı Base eXact InVu seramik braketler ve hekim tarafından adeziv uygulanmış InVu seramik braketler) için başarısızlık oranı ve sağkalım oranı arasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmuştur($P = 0,006$).
2. Kesici ve premolar dişlerdeki braketlerin başarısızlık ve sağkalım oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($P = 0,000$).
3. Üst ve alt arklardaki braketlerin başarısızlık ve sağkalım oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($P = 0,007$).
4. Hasta cinsiyetinin, braket başarısızlık ve sağkalım oranı üzerine etkisi istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($P = 0,503$).
5. İki braket tipi arasında, kanat kırılması oranı açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P = 0,174$).
6. Braket çıkarma işlemi sonrası braketlerin MRI değerlendirilmesiyle, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($P = 0,000$).
7. Braket çıkarma işlemi takiben iki braket türünde de yatay çatlak gözlemlenmemiştir.

Gelecek araştırmalar için şu öneriler sunulmuştur:

1. Daha kompleks maloklüzyonları içeren bir klinik araştırma, test edilen seramik braketlere yönelik farklı başarısızlık oranları elde edebilir.
2. Readı-Base eXact InVu seramik braketlerin bonding kuvvetini ve mikro sızıntısını değerlendiren bir in vitro araştırma ortodonti camiası için faydalı olabilir.

KAYNAKLAR

- Adolfsson U, Larsson E, Ogaard B. Bond failure of a no-mix adhesive during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122(3):277-281.
- Ahrari F, Fekrazad R, Kalhori KA, Ramtin M. Reconditioning of ceramic orthodontic brackets with an Er,Cr:YSGG laser. *Lasers Med Sci* 2013;28(1):223-228.
- Anhoury P, Nathanson D, Hughes CV, Socransky S, Feres M, Chou LL. Microbial profile on metallic and ceramic bracket materials. *Angle Orthod* 2002;72(4):338-343.
- Arhun N, Arman A, Cehreli SB, Arikan S, Karabulut E, Gülçahi K. Microleakage beneath ceramic and metal brackets bonded with a conventional and an antibacterial adhesive system. *Angle Orthod* 2006;76(6):1028-1034.
- Arici S, Minors C. The force levels required to mechanically debond ceramic brackets: an in vitro comparative study. *Eur J Orthod* 2000;22(3):327-334.
- Arici S, Minors CJ, Messer PF. Porous ceramic lamellae for orthodontic ceramic brackets: part I: fabrication and characterization. *J Mater Sci Mater Med* 1997a;8(7):441-446.
- Arici S, Minors CJ, Messer PF. Porous ceramic lamellae for orthodontic ceramic brackets: part II: in vitro performance testing. *J Mater Sci Mater Med* 1997b;8(7): 447-453.
- Arikan S, Arhun N, Arman A, Cehreli SB. Microleakage beneath ceramic and metal brackets photopolymerized with LED or conventional light curing units. *Angle Orthod* 2006;76(6):1035-1040.
- Armstrong D, Shen G, Petocz P, Darendeliler MA. Excess adhesive flash upon bracket placement. A typodont study comparing APC PLUS and Transbond XT. *Angle Orthod* 2007;77(6):1101-1108.
- Azzeh E, Feldon PJ. Laser debonding of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123(1):79-83.
- Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acidetch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 1984; 85(4):333-340.
- Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S. Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *Eur J Orthod* 2015;37(1):105-110.
- Birnie D. Ceramic brackets. *Br J Orthod* 1990;17(1):71-74.

- Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part I. Background and methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990a;98(2):145-153.
- Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part II. Findings and clinical implications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990b;98(3):263-673.
- Bishara SE, Fehr DE. Comparisons of the effectiveness of pliers with narrow and wide blades in debonding ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103(3):253-257.
- Bishara SE, Fehr DE, Jakobsen JR. A comparative study of the debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners, and adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;104(2):170-179.
- Bishara SE, Forrseca JM, Fehr DE, Boyer DB. Debonding forces applied to ceramic brackets simulating clinical conditions. *Angle Orthod* 1994;64(4):277-282.
- Bishara SE, Fehr DE. Ceramic brackets: something old, something new, a review. *Semin Orthod* 1997;3(3):178-188.
- Bishara SE, Olsen M, Von Wald L. Comparisons of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112(6):617-621.
- Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J. Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2002;72(5):464-667.
- Bishara SE, Ostby AW, Laffoon J, Warren JJ. Enamel cracks and ceramic bracket failure during debonding in vitro. *Angle Orthod* 2008;78(6):1078-1083.
- Boyer DB, Engelhardt G, Bishara SE. Debonding orthodontic ceramic brackets by ultrasonic instrumentation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108(3):262-266.
- Brantley WA. Structure and properties of orthodontic materials. In: Brantley WA, Eliades T (eds). *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects*. Germany, Aprinta. 2001;1-25.
- Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res* 1972;51(2):461-467.
- Cal-Neto JP, Quintão CA, Almeida MA, Miguel JA. Bond failure rates with a self-etching primer: a randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135(6):782-786.
- Carter RN. Hot-water bath facilitates ceramic debracketing. *J Clin Orthod* 2003;37(11):620.

- Chen YL, Chen HY, Chiang YC, Chang HH, Lin CP. Effect of the precrack preparation with an ultrasonic instrument on the ceramic bracket removal. *J Formos Med Assoc* 2015;114(8):704-709.
- Chung CH, Friedman SD, Mante FK. Shear bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122(3):282- 287.
- Cinader DK, Aung M, Ugai R, Conley A. APC™ Flash-Free Adhesive: A Technical Overview. *Orthodontic Perspectives Innova Vol. XX No.1.2013.*
- Cooper RB, Goss M, Hamula W. Direct bonding with light-cured adhesive precoated brackets. *J Clin Orthod* 1992;26(8):477-479.
- Daniels C, Richmond S. The development of the index of complexity, outcome and need (ICON). *J Orthod* 2000;27(2):149-162.
- Devanathan D. Design and developmental of ultimate ceramic brackets. 2003;996-372E Apr, TP Orthodontics, Inc., La Porte.
- de Oliveira CB, Maia LG, Santos-Pinto A, Gandini Junior LG. In vitro study of color stability of polycrystalline and monocrystalline ceramic brackets. *Dental Press J Orthod* 2014;19(4):114-121.
- Dovgan JS, Walton RE, Bishara SE. Electrothermal debracketing: patient acceptance and effects on the dental pulp. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108(3):249-255.
- Elekdag-Turk S, Cakmak F, Isci D, Turk T. 12-month self-ligating bracket failure rate with a self-etching primer. *Angle Orthod* 2008;78(6):1095-1100.
- Elekdag-Turk S, Isci D, Ozkalayci N, Turk T. Debonding characteristics of a polymer mesh base ceramic bracket bonded with two different conditioning methods. *Eur J Orthod* 2009;31(1):84-89.
- Elekdag-Turk S, Isci D, Cakmak F, Turk T. Debonding characteristics of a polymer mesh base ceramic brackets cured with two different curing units. 92nd European Orthodontic Society, Stockholm, Sweden,2016;128.
- Eliades T, Eliades G, Brantley WA. Microbial attachment on orthodontic appliances: I. Wettability and early pellicle formation on bracket materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995a;108(4):351-360.
- Eliades T, Eliades G, Brantley WA, Johnston WM. Polymerization efficiency of chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives: degree of cure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995b;108(3):294-301.

- Eliades T, Eliades G, Brantley WA. Orthodontic brackets. In: Brantley WA, Eliades T (eds). Orthodontic materials: Scientific and clinical aspects. Germany, Aprinta. 2001;143172.
- Eliades T, Sifakakis L. Clinically Relevant Aspects of Dental Materials Science in Orthodontics. In: Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ. Orthodontics: current principles and techniques, Sixth Edition, United States of America, Elsevier. 2017;187-199.
- Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behav Res Methods 2007;39(2):175-191.
- Fournier A, Payant L, Bouclin R. Adherence of Streptococcus mutans to orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998;114(4):414-417.
- Gaffey PG, Major PW, Glover K, Grace M, Koehler JR. Shear/peel bond strength of repositioned ceramic brackets. Angle Orthod 1995;65(5):351-357.
- Gautam P, Valiathan A. Ceramic brackets: in search of an ideal! Trends Biomater Artif Organs 2007;20(2):122-126.
- Ghazanfari R, Nokhbatolfoghahaei H, Alikhasi M. Laser-Aided Ceramic Bracket Debonding: A Comprehensive Review J Lasers Med Sci 2016;7(1):2-11.
- Ghafari J, Chen SS. Mechanical and SEM study of debonding two types of ceramic brackets (abstract). J Dent Res 1990;69: abstract no1837.
- Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. Angle Orthod 1992;62(2):145-152.
- Gottlieb EL, Vogels DS. Orthodontic practice study. Part 2. Practice success. J Clin Orthod 1984;18(4):247-253.
- Guerrero AP, Guariza Filho O, Tanaka O, Camargo ES, Vieira S. Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared with metal brackets. Braz Oral Res 2010;24(1):40-45.
- Guarita MK, Moresca AH, Losso EM, Moro A, Moresca RC, Correr GM. Effect of different surface treatments for ceramic bracket base on bond strength of rebonded brackets. Braz Dent J 2015;26(1):61-65.
- Guignone BC, Silva LK, Soares RV, Akaki E, Goiato MC, Pithon MM, Oliveira DD. Color stability of ceramic brackets immersed in potentially staining solutions. Dental Press J Orthod 2015;20(4):32-38.
- Han RQ, Yang K, Ji LF, Ling C. Analysis of shear bond strength and morphology of Er:YAG laser-recycled ceramic orthodontic brackets. Biomed Res Int 2016;2016:7276287.

- Harris AM, Joseph VP, Rossouw PE. Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;102(3):215-219.
- Hershey HG. The orthodontic appliance: esthetic considerations. *J Am Dent Assoc* 1988;117(4):29E-34E.
- Hirani S. Handling characteristics of precoated and operator-coated brackets. *J Clin Orthod* 2005;39(7):429-431.
- Hitmi L, Muller C, Mujajic M, Attal JP. An 18-month clinical study of bond failures with resin-modified glass ionomer cement in orthodontic practice. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120(4):406-415.
- Illustrated Stedman's Medical Dictionary. 24th Edition, Baltimore, United States of America, Williams & Wilkins. 1982;445.
- Jena AK, Duggal R, Mehrotra AK. Physical properties and clinical characteristics of ceramic brackets; a comprehensive review. *Trends Biomater Artif Organs* 2007;20(2):101-115.
- Johnson G, Walker MP, Kula K. Fracture strength of ceramic bracket tie wings subjected to tension. *Angle Orthod* 2005;75(1):95-100.
- Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;97(2):121-125.
- Jost-Brinkmann PG, Radlanski RJ, Artun J, Loidl H. Risk of pulp damage due to temperature increase during thermodebonding of ceramic brackets. *Eur J Orthod* 1997;19(6):623-628.
- Kailasam V, Valiathan A, Rao N. Histological evaluation after electrothermal debonding of ceramic brackets. *Indian J Dent Res* 2014;25(2):143-146.
- Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112 (1):34-40.
- Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS 3rd. 2008 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, part 1: results and trends. *J Clin Orthod* 2008;42(11):625-640.
- Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106(6):605-614.
- Lew KK, Djeng SK. Recycling ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1990;24(1):44-47.

- Kitahara-Céia FM, Mucha JN, Marques dos Santos PA. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134(4):548-555.
- Koupiis NS, Eliades T, Athanasiou AE. Clinical evaluation of bracket bonding using two different polymerization sources. *Angle Orthod* 2008;78(5):922-5.
- Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E, Obrez A, Agran B. How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135(1):27-35.
- Kula K, Schreiner R, Brown J, Glaros A. Clinical bond failure of pre-coated and operatorcoated orthodontic brackets. *Orthod Craniofac Res* 2002;5(3):161-165.
- Kusy RP. Morphology of polycrystalline alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength. *Angle Orthod* 1988;58(3):197-203.
- Larmour CJ, Chadwick RG. Effects of a commercial orthodontic debonding agent upon the surface microhardness of two orthodontic bonding resins. *J Dent* 1995;23(1):37-40.
- Larmour CJ, McCabe JF, Gordon PH. An ex vivo investigation into the effects of chemical solvents on the debond behaviour of ceramic orthodontic brackets. *Br J Orthod* 1998a;25(1):35-39.
- Larmour CJ, McCabe JF, Gordon PH. Notching of orthodontic bonding resin to facilitate ceramic bracket debond--an ex vivo investigation. *Br J Orthod* 1998b;25(4):289-291.
- Lemke K, Xu X, Hagan JL, Armbruster PC, Ballard RW. Bond strengths and debonding characteristics of two types of polycrystalline ceramic brackets. *Aust Orthod J* 2010;26(2):134-140.
- Lew KK, Chew CL, Lee KW. A comparison of shear bond strengths between new and recycled ceramic brackets. *Eur J Orthod* 1991;13(4):306-310.
- Lindel ID, Elter C, Heuer W, Heidenblut T, Stiesch M, Schwestka-Polly R, Demling AP. Comparative analysis of long-term biofilm formation on metal and ceramic brackets. *Angle Orthod* 2011;81(5):907-914.
- Ma T, Marangoni RD, Flint W. In vitro comparison of debonding force and intrapulpal temperature changes during ceramic orthodontic bracket removal using a carbon dioxide laser. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;111(2):203-210.
- Machen DE. Legal aspects of orthodontic practice: risk management concepts. Ceramic bracket update. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98(2):185-186.
- Mah KJ, Hatcher D, William E. Harrell, Jr. Craniofacial imaging in orthodontics. In: Graber LW, Vanarsdall, Jr RL, Vig KW (eds). *Orthodontics current principles and techniques*. Fifth Edition, United States of America, Mosby Inc. 2012;109- 139.
- Manning N, Chadwick SM, Plunkett D, Macfarlane TV. A randomized clinical trial comparing 'one-step' and 'two-step' orthodontic bonding systems. *J Orthod* 2006;33(4):276-283.

- Matasa CG. Microbial attack of orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108(2):132-141.
- McLaughlin RP, Bennett JC, Trevisi H. *Systematized Orthodontic Treatment Mechanics*. First Edition, Scotland, Elsevier. 2001;129-159.
- Millett DT, Hallgren A, Cattanach D, McFadzean R, Pattison J, Robertson M, Love J. A 5 year clinical review of bond failure with a light-cured resin adhesive. *Angle Orthod* 1998;68(4):351-356.
- Miles PG, Eliades T, Pandis N. Bonding and adhesives in orthodontics. In: Miles PG, Rinchuse DJ, Rinchuse DJ (eds). *Evidence-Based Clinical Orthodontics*. Chicago, Quintessence Publishing Inc. 2012; 17-29.
- Mohammed RE, Abass S, Abubakr NH, Mohammed ZM. Comparing orthodontic bond failures of light-cured composite resin with chemical-cured composite resin: A 12 month clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2016;150(2):290-294.
- O'Brien KD, Read MJ, Sandison RJ, Roberts CT. A visible light-activated direct-bonding material: an in vivo comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;95(4):348-351.
- O'Brien WJ. Dental amalgams. In: O'Brien WJ (eds). *Dental materials and their selection*. Second Edition, United States of America, Quintessence Publishing. 1997;187-201.
- Øgaard B, Bishara SE, Duschner H. Enamel effects during bonding-debonding and treatment with fixed appliances. In: Graber TM, Eliades T, Athanasiou AE (eds). *Risk management in orthodontics: experts' guide to malpractice*. United States of America, Quintessence Publishing. 2004;19-46.
- Odegaard J, Segner D. Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94(3):201-206.
- Oliver RG. The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93(3):196-200.
- Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1992;26(7):425-432.
- Pandis N, Eliades T. A comparative in vivo assessment of the long-term failure rate of 2 selfetching primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128(1):96-98.
- Paquette DE, Colville C, Wheeler T. Clear Aligner Treatment. In: Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ. *Orthodontics: current principles and techniques*, Sixth Edition, United States of America, Elsevier. 2017;778-800.
- Pettemerides AP, Sherriff M, Ireland AJ. An in vivo study to compare a plasma arc light and a conventional quartz halogen curing light in orthodontic bonding. *Eur J Orthod* 2004;26(6):573-577.

- Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. Twelfth Edition, United States of America, Elsevier. 2006;51-96.
- Proffit WR, Sarver DM. Malocclusion and dentofacial deformity in contemporary society. In: Proffit WR, Field HW, Sarver DM (eds). Contemporary Orthodontics. Fifth Edition, United States of America, Elsevier. 2013;2-18.
- Proffit WR, Sarver DM. Contemporary orthodontic appliances. In: Proffit WR, Field HW, Sarver DM (eds). Contemporary Orthodontics. Fifth Edition, United States of America, Elsevier. 2013;347-389.
- Read MJ, O'Brien KD. A clinical trial of an indirect bonding technique with a visible lightcured adhesive. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990;98(3):259-262.
- Reimann S, Bourauel C, Weber A, Dirk C, Lietz T. Friction behavior of ceramic injectionmolded (CIM) brackets. J Orofac Orthop 2016;77(4):262-271.
- Retamoso LB, Luz TB, Marinowic DR, Machado DC, De Menezes LM, Freitas MP, Oshima HM. Cytotoxicity of esthetic, metallic, and nickel-free orthodontic brackets: cellular behavior and viability. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012;142(1):70-74.
- Retief DH. Failure at the dental adhesive-etchedenamel interface. J Oral Rehabil 1974;1(3):265-84.
- Rickabaugh JL, Marangoni RD, McCaffrey KK. Ceramic bracket debonding with the carbon dioxide laser. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;110(4):388-393.
- Russell JS. Aesthetic orthodontic brackets. J Orthod 2005;32(2):146-163.
- Sáenz A, Rivera-Muñoz E, Brostow W, Castaño VM. Ceramic biomaterials: an introductory overview. J Mater Edu 1999;21(5-6):297-306.
- Saghaei M. Random allocation software for parallel group randomized trials. BMC Med Res Methodol 2004;9;4:26.
- Sanchez DJ, Walker MP, Kula K, Williams KB, Eick JD. Fluoride prophylactic agents effect on ceramic bracket kanat fracture strength. Angle Orthod 2008;78(3):524-530.
- Scott GE Jr. Fracture toughness and surface cracks--the key to understanding ceramic brackets. Angle Orthod 1988;58(1):5-8.
- Sheridan JJ, Brawley G, Hastings J. Electrothermal debracketing. Part I. An in vitro study. Am J Orthod 1986;89(1):21-27.
- Sjögren G, Sletten G, Dahl JE. Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests. J Prosthet Dent 2000;84(2):229-236.
- Starnbach HK, Kaplan A. Profile of an excellent orthodontic patient. Angle Orthod 1975;45(2):141-145.

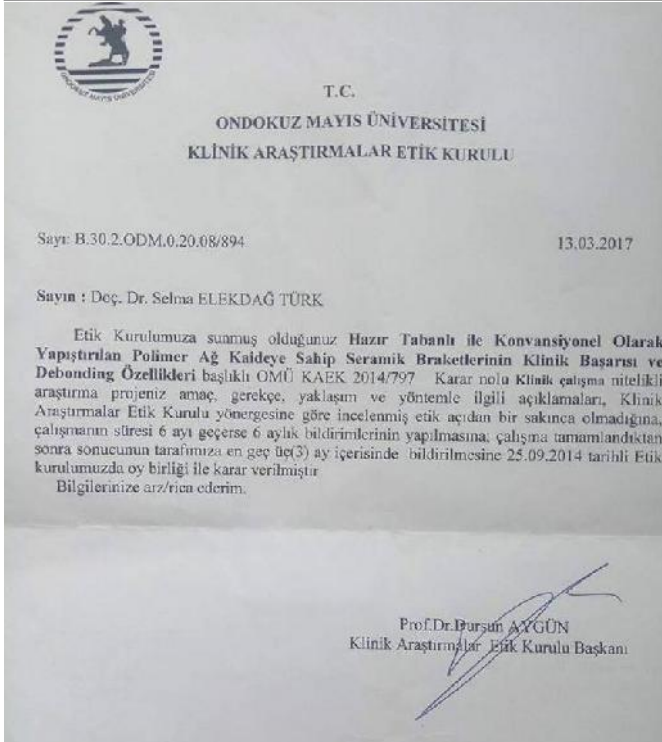
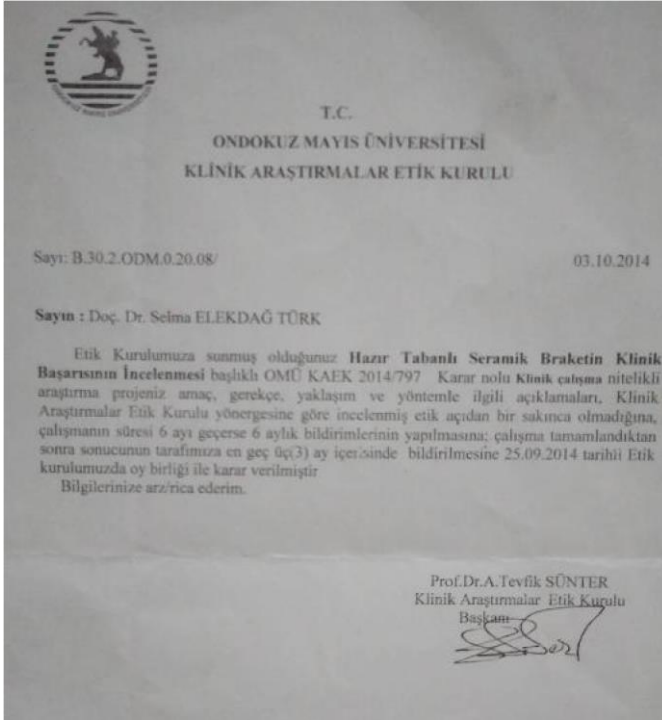
- Suzuki K, Ishikawa K, Sugiyama K, Furuta H, Nishimura F. Content and release of bisphenol A from polycarbonate dental products. *Dent Mater J* 2000;19(4):389- 395.
- Swartz ML. Ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1988;22(2):82-8.
- Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of orthodontic brackets with bumps in the slot floors and walls: effects of second-order angulation. *Dent Mater* 2004;20(9):881892.
- Verstrynge A, Ghesquiere A, Willems G. Clinical comparison of an adhesive precoated vs. an uncoated ceramic bracket system. *Orthod Craniofac Res* 2004;7(1):15-20.
- Viazis AD, DeLong R, Bevis RR, Douglas WH, Speidel TM. Enamel surface abrasion from ceramic orthodontic brackets: a special case report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96(6):514-518.
- Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98(3):214-221.
- Vukovich ME, Wood DP, Daley TD. Heat generated by grinding during removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99(6):505-512.
- Whittaker DK. Structural variations in the surface zone of human tooth enamel observed by scanning electron microscopy. *Arch Oral Biol* 1982;27(5):383-392.
- Wiechmann D, Grauer D. *Lingual Appliance Treatment*. In: Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ. *Orthodontics: current principles and techniques*, Sixth Edition, United States of America, Elsevier. 2017;761-777.
- Winchester LJ. Bond strengths of five different ceramic brackets: an in vitro study. *Eur J Orthod* 1991;13(4):293-305.
- Winchester L. Methods of debonding ceramic brackets. *Br J Orthod* 1992;19(3):233-237.
- Wong M, Power S. A prospective randomized clinical trial to compare pre-coated and nonpre-coated brackets. *J Orthod* 2003;30(2):155-158.
- Zachrisson BJ. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod* 1977;71(2):173-189.
- Zachrisson BU, Skogan O, Höymyhr S. Enamel cracks in debonded, debanded, and orthodontically untreated teeth. *Am J Orthod* 1980;77(3):307-319.
- Zachrisson BU, Usumez S, Büyüylmaz T. *Bonding in Orthodontics*. In: Graber LW, Vanarsdall RL, Vig kw, Huang GJ. *Orthodontics: current principles an techniques*, Sixth Edition, United States of America, Elsevier. 2017;812-867.
- TP Orthodontics, 2014. InVu seramik braketler. [http://www.tportho.com/products/aesthetic-bracket-systems/invu-aesthetic brackets/](http://www.tportho.com/products/aesthetic-bracket-systems/invu-aesthetic-brackets/), 2014.
- Dentaurum, 2014. discovery pearl seramik braketler. https://www.dentaurum.de/eng/press-archive-12613_23529.aspx/, 2016.

G&H Orthodontics, 2017. Vapor seramik braketter.
<https://www.ghorthodontics.com/store/main.aspx?p=brackets&group=vapor/>, 2017.



EKLER

Ek 1: Etik kurul yazısı



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Huda H. A. Ebulkbash
Doğum Yeri: Filistin/Al-Samou
Doğum Tarihi: 6 Ağustos 1985
Anadili: Arapça
Yabancı Diller: İngilizce ve Türkçe

Eğitim:

2003 – 2008: Al-Quds Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Abu Dis (Kudüs'ün 3,8 km Güney-doğusunda bir kasaba) Filistin

2008 – 2009: Palestine Red Crescent Society Clinic, Ramallah

2009 – 2011: Al-Samou'da özel bir klinik (Kudüs'ün 60 km Güney-batısında bir kasaba)

2012: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Samsun/ TC

e-posta: drhudasafi@hotmail.com

