



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

TİTANYUM BRAKETLERİN KLİNİK BAŞARILARININ İNCELENMESİ

UZMANLIK TEZİ

Onur ÖZCAN

Samsun
Kasım – 2016



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

TİTANYUM BRAKETLERİN KLİNİK BAŞARILARININ İNCELENMESİ

UZMANLIK TEZİ

Onur ÖZCAN

Danışman
Doç. Dr. Selma ELEKDAĞ-TÜRK

Samsun
Kasım – 2016

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının hazırlanması sırasında değerli bilgi birikimini ve yardımlarını esirgemeyen, her konuda yol gösteren ve destek olan tez danışmanım Doç. Dr. Selma Elekdağ Türk'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca, bilimsel yöntemi öğrenmemde yardımlarını esirgemeyen ve tez çalışmamızda önemli katkılar sunan Prof. Dr. Tamer Türk'e,

Uzmanlık tezimin hazırlanması sırasında tez izleme komitesinde bulunan değerli fikirleri ve katkılarını esirgemeyen Prof. Dr. Mete Özer ve Gazi Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Neslihan Üçüncü'ye

Uzmanlık eğitimim süresince her anlamda bilgi birikimi ve tecrübelerinden faydalandığım Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nın kıymetli öğretim üyeleri Prof.Dr. Selim Arıcı, Doç.Dr. Nursel Arıcı, Yrd.Doç.Dr. Alper Öz, Yrd.Doç.Dr. Sabahat Yazıcıoğlu, Yrd.Doç.Dr. Zeynep Öz'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca hep yanımda olan, değerli dostluk ve yardımlarını esirgemeyen sevgili asistan arkadaşlarım'a

Bu günlere gelmemde büyük emekleri olan, bana güvenen ve inanan sevgili ailem'e

En içten teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

TİTANYUM BRAKETLERİN KLİNİK BAŞARILARININ İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı titanyum braketlerin sağkalım oranları ile kopma oranlarının paslanmaz çelik braketler ile karşılaştırılmasıdır.

Materyal ve Metot: Yaşları 11 ile 22,5 arasında değişen (yaş ortalaması 15 yıl 6 ay) 27 kadın ve 13 erkek hasta çalışmaya dahil edildi. Hastalar bir hekim tarafından split-mouth düzeni ile braketlendi, paslanmaz çelik ve titanyum, braketler ile tedavi edildi. Çalışmamızda titanyum'dan üretilmiş 400 adet 0,022 inç slotlu klasik pretork Equilibrium[®]Ti (Dentaurum, Ispringen, Almanya) ile paslanmaz çelikten üretilmiş 400 adet 0,022 inç slotlu klasik pretork Equilibrium[®]2 (Dentaurum, Ispringen, Almanya) braketler kullanıldı. Transbond XT Primer (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) ve Transbond XT ışıkla sertleşen yapıştırıcı (3M Unitek) kullanılarak braketler yapıştırıldı. Hastalar 6 ay boyunca 4 haftada bir kontrol edildi. Braket kopmaları kaydedildi ve Adhesiv Artık Skorlaması (ARI) yapıldı. Braket kopma oranları braket materyaline, çenelere, diş tipine (kesici, kanin ve premolar) ve cinsiyete göre hesaplandı. Sonuçlar Ki-kare testi ile karşılaştırıldı. Braket sağkalım oranları Kaplan-Meier analizi ile hesaplandı. Braket sağkalım dağılımları braket materyaline, çenelere, diş tipine (kesici, kanin ve premolar) ve cinsiyete göre log-rank testi ile karşılaştırıldı.

Bulgular: Çalışmamızda 6 adet (%1,5) paslanmaz çelik ve 4 adet (%1,0) titanyum braketle bağlanma başarısızlığı izlendi. Bağlanma ve sağkalım oranları braket materyalleri, alt ve üst çeneler, diş tipleri veya cinsiyet arasında önemli fark göstermedi ($P>0,05$). Titanyum ve paslanmaz çelik braketler arasında Adeziv Artık Skorlaması (ARI) açısından fark bulunmadı ($P>0,05$).

Sonuç: Bu randomize klinik çalışma braket materyalinin, paslanmaz çelik veya titanyum, kopma ve sağkalım oranları üzerine etkisi olmadığını gösterdi.

Anahtar Kelimeler: Braket; Titanyum; Paslanmaz çelik; Bağlanma başarısızlığı; Sağkalım oranı.

Onur ÖZCAN, Uzmanlık Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Kasım-2016

ABSTRACT
THE EVALUATION OF THE CLINICAL SUCCESS OF TITANIUM
BRACKETS

Aim: The aim of this study was the comparison of the survival and failure rates of stainless steel and titanium brackets.

Materials and Methods: Thirteen males and 27 females patients with an age range of 11 to 22.5 years (mean age of 15 years 6 months) were included in this study. The patients were bonded and treated by one operator using a split-mouth design, with either stainless steel or titanium brackets. Four hundred titanium brackets, 0.022-inch slot, classic pre-torqued Equilibrium® Ti (Dentaurum, Ispringen, Germany) and 400 stainless steel, 0.022-inch slot, classic metal pre-torqued Equilibrium® 2 (Dentaurum, Ispringen, Germany) brackets were used. These brackets were bonded with Transbond XT primer (3M Unitek, Monrovia, Calif., USA) and Transbond XT light cure adhesive (3M Unitek, Monrovia, Calif., USA). The patients were seen every 4 weeks for a period of 6 months. Bracket failures were recorded and adhesive remnants were scored according to the adhesive remnant index (ARI). Bracket failure rates were estimated with respect to bracket material, dental arch, type of tooth (incisor, canine, and premolar), and gender. The results were evaluated using the chi-square test. The survival rate of the brackets was estimated with the Kaplan – Meier analysis. Bracket survival distributions with respect to bracket material, dental arch, type of tooth (incisor, canine, and premolar) and patient gender were compared with the log-rank test.

Results: In this study the bracket failure for stainless steel and titanium was 6 (1.5%) and 4 (1.0 %) brackets, respectively. The failure and survival rates did not show any significant differences between the bracket materials, upper and lower dental arches, types of teeth or gender ($P > 0.05$). No significant difference was observed for the ARI scores ($P > 0.05$).

Conclusion: The results of this randomized clinical trial demonstrated that the bracket material, stainless steel or titanium, did not have any effect on failure and survival rates.

Keywords: Bracket; Titanium; Stainless Steel; Failure rates; Survival rates

Onur ÖZCAN, Thesis
Ondokuz Mayıs University - Samsun, November

SİMGELER VE KISALTMALAR

BİS-GMA	: Bisfenol A glisidil dimetakrilat
Bis EMA	: Etoksi bisfenol A-dimetakrilat
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
mm²	: Milimetrekare
mm	: Milimetre
nm	: Nanometre
µm	: Mikrometre
mg	: Miligram
H⁺	: Hidrojen iyonu
OH⁻	: Hidroksil iyonu
Fe	: Demir
Ti	: Titanyum
Cr	: Krom
Ni	: Nikel
SS	: Paslanmaz çelik

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Bonding prosedürü	4
2.1.1. Temizleme İşlemi	4
2.1.2. Mine Yüzeyinin Hazırlanması.....	5
2.1.3. Sealing	6
2.1.4. Bonding.	6
2.2. Braket Çeşitleri.....	7
2.2.1. Plastik Braketler.....	8
2.2.2. Seramik Braketler	8
2.2.3. Metal Braketler	9
2.3. Braket Üretiminde Kullanılan Metallerinin Genel Özellikleri.....	11
2.3.1. Nikel	11
2.3.2. Krom.....	13
2.3.3. Demir	13
2.3.4. Titanyum.....	14
2.4. Korozyon.....	14
3. MATERYAL VE METOT	16
3.1. Birey	16
3.2. Yöntem.....	17
3.2.1. Polisaj İşlemi Uygulanması	18
3.2.2. Kullanılan Braketler.....	18
3.2.3. Braketlerin Yapıştırılması.....	19
3.2.4. Kullanılan Ark Telleri.....	21
3.2.5. Hastaların Takip Süreci	21
3.3. İstatistiksel Analiz.....	22
4. BULGULAR	23

5. TARTIŞMA	28
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	34
KAYNAKLAR	35
EKLER	40
ÖZGEÇMİŞ	42



1. GİRİŞ

Günümüzde estetiğe verilen önemin artmasına bağlı olarak ortodontik tedaviye olan talep artmaktadır. Gelişen ve değişen teknoloji ile birlikte insanların beklentilerine yönelik ortodontide de kullanılan malzemelerde sürekli gelişim ve değişimler gerçekleşmektedir.

Ortodontik tedavi yöntemleri arasında en önemli yeri tutan sabit mekanik tekniklerin kuvvet aktarıcı unsurlarından olan braketler, uzun yıllar boyunca dişler üzerine bandlar aracılığı ile yapıştırılmıştır (Erbay ve Erbay, 1995). 1965 yılında ilk defa "Direct Bonding" olarak isimlendirilen "Braketlerin Doğrudan Dişler Üzerine Yapıştırılması Yöntemi" ortodonti kliniğine girmiştir (Newman, 1992).

Sabit ortodontik tedavi sırasında kuvvetler dişlerin köklerine mine yüzeyine yapıştırılmış olan braket adı verilen ataşmanlar tarafından iletilmektedir. Ortodontik tedavilerin etkili bir şekilde uygulanması için braketler ve mine yüzeyi arasında yeterli tutuculuğun sağlanmış olması gerekmektedir. Buonocore tarafından 1955 yılında tanıtılmış olan minenin %85'lik fosforik asit ile pürüzlendirilmesi sayesinde dental rezinlerin mine yüzeyine aktif biçimde tutunması sağlanmıştır (Buonocore, 1955). Bu gelişmeyi takip eden dönemde ise Newman %40'lık fosforik asit kullanarak pürüzlendirdiği mine yüzeyine ortodontik apareyleri yapıştırmış ve ilk defa direkt yapıştırma tekniğini ortodontiye kazandırmıştır (Newman, 1992).

Diş yüzeyi ile braketler arasındaki bağlanma başarısızlıkları ve kayıp braketlerin yeniden yapıştırılması verimsizliğe, zaman kaybına ve maliyet artışına yol açtığından dolayı, bağlanma başarısızlığını azaltmak öncelikli amaç olmalıdır (Graber ve ark., 2011). Braketlerin bağlanma başarısızlıklarının sebeplerinin bilinmesi, yapıştırma tekniğinin değerlendirilmesi veya değiştirilmesi konusunda ortodontist için yol gösterici olmaktadır. Mine yüzeyi ve braket arasındaki bağlanma yetersizliği çeşitli sebeplere dayanmaktadır. Braketlerin diş yüzeyine bağlanmasındaki başarısızlık tedavi başarısını etkiler, tedavi süresini uzatır, tedavi maliyetlerini arttırır ve hastanın tedavi sırasında rahatsızlık yaşamasına neden olabilmektedir (Powers ve ark., 1997).

Nikel alerji potansiyeli olan bir metaldir. Titanyum braketler nikel içermemeleri ve daha biyouyumlu olmaları nedeniyle tercih edilebilir. Proffit ve ark. (2014) titanyum braketlerin hipoalerjenik özelliklerinin yanında titanyum materyalinin

daha ıslanabilir bir yapıya sahip olması nedeniyle braketlerin ve tüplerin tabanındaki retansiyon alanları ile yapıştırma materyalinin daha iyi bağlanabileceğini ifade etmişlerdir. Ayrıca titanyum paslanmaz çeliğe göre daha esnek bir materyal olduğu için darbeleri daha iyi absorbe etme özelliğine sahip olduğunu ve titanyum braketlerin bu özellikleri sayesinde bağlanma başarısızlığı oranlarının daha düşük olabileceğini belirtmişlerdir.

Bu çalışmanın amacı ortodonti kliniğinde yaygın olarak kullanımda olan paslanmaz çelikten üretilen braketler ile titanyumdan üretilen braketlerin klinik olarak değerlendirilmesi ve bağlanma başarılarının karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızın null hipotezi; Titanyumdan üretilen braketler ile paslanmaz çelikten üretilen braketler arasında başarısızlık ve sağkalım oranları ile adeziv artık skorları arasında fark yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

Hastalar ortodontik tedaviye karar verme aşamasında tedavinin ne kadar zaman alacağını bilmek istemektedir, tedaviyi zamanında tamamlayan hekimler daha memnun olmakta ve ilave daha fazla hasta tedavi etme imkanları olmaktadır. Tedavinin zamanında tamamlanması hekim açısından tedavi maliyetinin belirlenmesi ve ne kadar daha ilave hasta tedavi edebilme imkanının olduğunu tahmin edebilmesi için önemlidir. Hastalar ve ebeveynleri açısından bakıldığı zaman ise tedavi süresinin kısalması hastanın yaşam kalitesini etkilemektedir (Skidmore ve ark., 2006).

Ortodontide direkt yapıştırma tekniğinin geliştirilmesinden önce bandların yapıştırılması amacıyla çinko fosfat siman kullanılmıştır. Fakat sabit ortodontik ataşmanların direkt bağlanması için mekanik tutuculuk ve adhezyon yeterli değildir. Çinko polikarboksilat simanlar az da olsa adhezyona sahiptirler, ancak braketlerin diş yüzeyine direkt bağlanması için yeterli bağlanma dayanıklılığına sahip değildirler. Cam iyonomer simanlar ise diş yüzeyine direkt bağlanabilme özelliğine sahip olan braket adhezivleridir, ayrıca flor salınımı özelliklerine sahiptirler. Fakat, direkt bağlanma terimi ilk olarak minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesi ve kompozit rezinlerin ortodontide kullanıma sunulması ile pratikte kullanılmaya başlanmıştır (Powers ve ark., 1997).

Ortodontik tedavilerin klinik uygulamaları sırasında mine yüzeyi ve ortodontik ataşmanların arasında yeterli adheziv bağlantısı gerekmektedir, bu amaçla çeşitli adheziv sistemleri geliştirilmiştir (Grubisa ve ark., 2004).

Ortodontide direkt yapıştırmada kullanılan adhezyon sistemleri yeterli bağlanma dayanıklılığı sağlamaktadırlar. Bu nedenle ortodonti kliniğinde kullanımı rutin hale gelmiştir (Yamada ve ark., 2002).

Ortodontistler tüm dünyada kırk yıldır kliniklerinde başarılı ve güvenilir bir şekilde ortodontik bonding işlemini uygulamaktadır. Günümüzde Amerika Birleşik Devletlerinde ortodontik tedavilerde ortalama bonding sonrası bağlanmadaki başarısızlık oranı ortalama %5'dir (Keim ve ark., 2008).

Braketlerin mine yüzeyine adhezyonunun temeli minenin fosforik asit ile pürüzlendirilmesine dayanmaktadır. 1955 yılında Buonocore tarafından ilk defa tanımlanmıştır (Buonocore, 1955). 1970'li yıllarda önemli sayıda direkt ve indirekt

bonding işlemi uygulanmış ve vakalar yayın yapılmıştır. Direkt bondingin geniş bir hasta grubu üzerinde tamamlanması ve tedavi sonuçlarının değerlendirilmesi ise ilk defa 1977 yılında Zachrisson tarafından yayımlanmıştır (Zachrisson, 1977).

2.1. Bonding Prosedürü

Bonding işlemi teknik doğru bir biçimde ve kurallarına uygun olarak uygulanmadığı zaman hatalı sonuçlara yol açabilmektedir. Ortodontide başarılı bonding işlemi gerçekleştirmek için adhezyonun mantığının iyi anlaşılması, ortodontik ve koruyucu diş hekimliği prensiplerinin iyi bilinmesi gerekmektedir. Bonding işleminden önce, ortodontist kendisinin tecrübe, yetenek ve tercihlerine göre tüm dişleri dikkatli bir biçimde incelemelidir (Graber ve ark., 2011). Bukkal veya lingual yüzeye uygulanan direkt ve indirekt bonding işleminde sırasıyla uygulanan işlem basamakları şunlardır.

- Temizleme işlemi
- Mine yüzeyinin hazırlanması
- Sealing
- Bonding

2.1.1. Temizleme İşlemi

Dişlerin yüzeylerinde bulunan plakların ve normalde tüm dişlerin etrafını sarmış olan pelikül tabakasının pomza ile temizlenmesi gerekmektedir. Ortodontist temizleme işlemi sırasında gingival marjinlerin travmatize edilmesinden ve tam olarak sürmemiş olan dişlerin etrafındaki dokularda kanamaya sebep olmaktan kaçınmalıdır. Pomza profilaksisi bonding prosedürünü olumsuz yönde etkileyen bir etkiye sahip değildir. Temizleme işleminden sonra plağın ve debrislerin kaldırılması sonrasında bonding işlemi uygulanırken diş yüzeyi mine ve rezin bağlantısı için daha uygun bir hale gelir (Graber ve ark., 2011).

Lindauer ve ark. (1997) pomza profilaksisinin etkinliğini incelemek amacıyla çekilmiş dişler üzerinde laboratuvar çalışması ile bağlanma dayanıklılığını incelenmiştir. Bağlanma dayanıklılığı profilaksi yapılan grupta daha yüksek bulunmasına rağmen istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Lill ve ark. (2008) yaptıkları klinik çalışmada ise 18 ay boyunca bağlanma başarısızlıkları incelenmiş ve benzer sonuçlara ulaşılmıştır. Yapılan klinik çalışmada self-etching primer ile bonding

uygulanmasında, pomza profilaksisinin etkinliğini incelemişler. Pomza uygulanan dişlerde daha az braket bağlanma başarısızlığının bulunduğunu belirtmişlerdir.

2.1.2. Mine Yüzeyinin Hazırlanması

Yıkama ve temizleme işleminden sonra tükürüğün kontaminasyonunun kontrolü ve kuru bir çalışma ortamının sağlanması gerekmektedir. Operasyon alanının izolasyonu sağlandıktan sonra mine yüzeyine solüsyon veya jel formundaki asit 15 ve 30 saniye arasında bir sürede uygulanmalıdır. Asitleme protokolü bitirildikten sonra diş yüzeyleri su spreyi ile yıkanmalıdır. Asitleme işlemi uygulanmış diş yüzeylerine tükürük kontaminasyonundan kesin olarak kaçınılmalıdır, tükürük kontaminasyonu olduğu zaman ise kontamine olan diş yüzeyine daha kısa bir süre tekrar asitleme işleminin uygulanması gerekmektedir. Dişler yıkama işlemi sona erdikten sonra kurutulmalı ve mine yüzeyinde klasik donuk ve mat bir görünüm elde edilmelidir. Mine yüzeyinde yeterli donuk ve mat görünüm elde edilememiş ise tekrar asitleme işleminin uygulanması gerekmektedir (Graber ve ark., 2011).

Adheziv materyal ve asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyi arasında kuvvetli bir bağlanma istense de, braketlerin sökülmesi işlemi sırasında minede kırık ve çatlaklara yol açmayacak düzeyde bir tutunma sağlanması önerilmektedir. Minenin asitlenmesinin etkinliğini;

- Asidin tipi
- Asidin konsantrasyonu
- Asidin uygulama süresi değiştirebilmektedir (Brantley ve Eliades, 2001).

Minenin asit ile şekillendirilmesi birçok uygulayıcı tarafından rutin bir teknik olarak kullanılırken, bu uygulamanın bazı iatrojenik etkileri de bulunmaktadır. Mine yüzeyine asit uygulanması sırasında minede 10-20 µm'lik tabaka kaldırılır. Pürüzlendirilmiş mine yüzeylerinin zamanla tükürük kaynaklı çökeltilelerle dolmasına rağmen pürüzlü olması sebebiyle lekelenmeler için retansiyon alanları oluşturabilmektedir. Tedavi sonrasında söküm işleminde ortodontik apareylerin çıkartılmasında dikkatli davranılmasına rağmen, mine yüzeyinde kırık ve çatlaklara yol açma ihtimali bulunmaktadır. Söküm işlemi gerçekleştirilirken 6-50 µm derinliğinde bir mine kaybı da gerçekleşebilmektedir. Braketlerin sökümünden sonra mine yüzeyinde

kalan rezin artıkları sebebiyle zaman içerisinde renkleşme alanları oluşabilmektedir (Brantley ve Eliades, 2001).

2.1.3. Sealing

Dişler tamamen kurutulduktan ve asitlenmiş alanlarda mat beyaz bir görünümün elde edilmesinden sonra, ince bir bonding ajanı (primer) asitlenmiş mine yüzeyine uygulanmalıdır. Uygulama işleminden sonra 1-2 saniye hava spreyi ile nazik bir şekilde inceltmelidir. Braketlerin yerleştirilmesi işlemine tüm asitlenmiş yüzeylerin örtülmesinden sonra zaman kaybetmeden başlanmalıdır. Bazı araştırmacılar arada kullanılan rezinin (primer) gerekli olan yapışma dayanıklılığının sağlanması için önemli olduğunu belirtirken, bazı araştırmacılar mikrosızıntıya karşı direncin artırılması için gerekli olduğunu belirtmiştir, diğerleri ise her iki amaçla kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Fakat bazı araştırmacılara göre ise ara yüzde rezin (primer) kullanmak gerekli değildir (Graber ve ark., 2011). Nandhra ve ark. (2015) yaptıkları klinik çalışmada bonding işleminde primer uygulanan ve uygulanmayan hasta grubunu 12 aylık bir çalışma ile incelemiştir. Primer uygulanan ve primer uygulanmayan hasta gruplarında braketlerin bağlanma başarısızlıkları arasında istatistiksel bir fark bulunmamıştır.

2.1.4. Bonding

Tüm dişler primer ile örtüldükten sonra ortodontist braketlerin yapıştırılması işlemine geçer. Günümüzde klinisyenlerin büyük bir çoğunluğu braketlerin yapıştırılması işlemi için direkt bonding tekniğini indirekt bonding tekniğine tercih etmektedir. 2008 yılında Amerika Birleşik Devletlerinde yapılan araştırmaya göre ortodontistlerin % 90'lık bir bölümünün rutin olarak direkt bonding yöntemini kullandığı belirtilmiştir (Keim ve ark., 2008).

Tavsiye edilen braket bonding prosedürü aşağıdaki basamakları içermektedir.

- Transfer
- Pozisyonlandırma
- Sabitleme
- Fazlalıkların alınması

Transfer

Klinisyen braketi braket tutucu yardımıyla tutmalı ve adhezivi braketin tabanına uygulamalıdır. Klinisyen diş yüzeyine braketi doğru pozisyonda ve zaman kaybetmeden yerleştirmelidir.

Pozisyonlandırma

Klinisyen braketlerin meziodistal ve insizal pozisyonlandırmasında ve braketlerin dişlerin uzun akslarına uygun bir biçimde yerleştirilmelidir. Vertikal yöndeki pozisyonlandırmada, haç şeklindeki ölçüm aletleri kullanılabilir. Ağız aynası kullanılarak tüm braketlerin dişler üzerindeki horizontal konumlandırması kontrol edilmelidir.

Uyumlandırma

Klinisyen sond yardımıyla braketi tek nokta teması ile dişte doğru bastırılmalıdır. Daha dar boşluk daha iyi bond dayanıklılığı sağlamaktadır (Evans ve Powers, 1985). Debonding esnasında daha az artık materyal (kompozit; adheziv) diş üzerinde kalmalıdır, braketin tabanında daha optimal adheziv penetrasyonu oluşmalı ve fazla materyal dışarıya doğru taşmalıdır.

Fazlalıkların Alınması

Braketin diş yüzeyine bastırılmasından sonra taşan adheziv sond yardımıyla temizlenmelidir. Adheziv polimerize olmuş ise bir frez ile temizlenmelidir. Braketin etrafında taşmış olan adheziv, gingival irritasyon veya plak birikimine uygun bir alan oluşturması ihtimaline karşı mutlaka temizlenmelidir. Taşan adheziv artıkları zaman içerisinde renk değişimine uğrayabilir ve estetik olmayan bir görüntüye sebep olabilir (Graber ve ark., 2011).

2.2. Braket Çeşitleri

Günümüzde ortodontik braket seçiminde temel olarak üretildikleri materyallere göre üç çeşit braket mevcuttur. Bunlar; Plastik, seramik ve metal kökenli braketlerdir. Bunların içerisinde klinisyenlerin rutin uygulamalar için en çok tercih ettikleri metal braketlerdir (Keim ve ark., 2008). Ağız içerisinde kullanılan tüm materyaller gibi braket materyalleri de bazı temel özelliklere sahip olmalıdır. Temel olarak hijyenik olması, toksik özelliklerinin olmaması, korozyona dirençli olması, ark teli ve oklüzal kuvvetlere

karşı dayanıklı olması ve maliyetlerinin düşük olması gibi özellikler istenmektedir. Bunların dışında braketlerin estetik olması, renk değiştirmemesi, dişe kuvvetli yapışması, kaydırma mekaniklerinde sürtünme kuvvetlerinin düşük olması da istenmektedir (Tosun, 1999).

2.2.1. Plastik Braketler

Erişkin hastaların estetik talebini karşılamak amacıyla geliştirilen plastik braketler ilk defa 1969 yılında Newman tarafından tanıtılmıştır. Tipik olarak polikarbonat ve plastik şekillendirici tozdan oluşan plastik braketlerin fiber-cam, cam parçacıkları ile desteklenmiş olan türleri de mevcuttur. Yapıştırıcının braketin tabanına yapışması mekanik tutuculuğa dayanır. Plastik braketlerin bağlanma dirençleri düşük olarak değerlendirilmiştir (Newman, 1969).

Plastik braketlerin seri üretimi 1980'li yıllarda başlatılmış ve o tarihten bu yana satışa sunulmuştur. Plastik braketler genellikle estetik sebeplerden dolayı tercih edilmektedirler. Plastik braketlerin üç adet çözülmemiş problemi bulunmaktadır.

- Özellikle kahve ve sigara kullanan hastalarda lekelenme ve renk değişimlerinin bulunması.
- Zayıf boyutsal stabilitelerinin bulunması.
- Plastik braketler ve metal teller arasındaki sürtünme miktarının fazla olması sebebiyle dişin yeni pozisyonuna hareket ettirilmesinin zor olması.

Metal slotlu plastik braketlerin kullanılması ikinci ve üçüncü sıradaki problemin çözülmesine yardımcı olduğu ifade edilmektedir. Ancak, plastik braketler sadece kompleks diş hareketleri gerektirmeyen vakalarda kullanılması önerilmektedir (Proffit ve ark., 2014).

2.2.2. Seramik Braketler

Günümüzde ortodonti çoğu kadınlardan oluşan, çok sayıda yetişkin hastaya hizmet vermektedir. Bu sebeplerden dolayı ortodontik apareylerin iyi bir estetik görünüme sahip olması önem kazanmıştır (Karamouzou ve ark., 1997).

Seramik braketler geçen yüz yılın sonlarında tanıtılmıştır ve zaman içerisinde polikarbonat braketlere alternatif olmuşlardır (Bazakidou ve ark., 1997).

Günümüzde en çok kullanılan seramik braketler Al_2O_3 (aliminyum oksit)ten oluşmaktadır. Temel olarak iki farklı üretim tekniğine dayalı olarak üretilmiş iki tip braket mevcuttur. Bunlar polikristalin ve monokristalin seramik braketlerdir. Polikristalin seramik braketlerin üretimi daha az komplike olduğundan dolayı günümüzde kullanımı daha yaygındır (Swartz, 1988). Polikristalin ve monokristalin braketler arasındaki en önemli fark optik berraklıklarıdır. Monokristalin braketler daha berrak ve translusent bir görünüme sahiptir. Hem monokristalin ve hemde polikristalin braketler lekelenmeye ve renklenmeye karşı dirençlidir (Jena ve ark., 2007).

Zirkondan üretilen seramik braketler ise Al_2O_3 ten üretilen seramik braketlere bir alternatif oluşturmaktadır. Zirkondan üretilen seramik yapısı daha kuvvetli olmakta, ancak estetik açıdan değerlendirildiği zaman ise renk ve opaklık ile alakalı problemleri bulunmaktadır (Jena ve ark., 2007).

2.2.3. Metal Braketler

Paslanmaz çelikten üretilmiş braketler, başarı oranı yüksek klinik sonuçlar ile birlikte uzun zamandır kullanılmaktadır (Brantley ve Eliades, 2001). Günümüzde üretilen braketlerin büyük bir kısmı 18-8 olarak adlandırılan ve içerisinde %18 krom ve %8 nikel içeren ostenit paslanmaz çelikten üretilmektedir. Braketlerin üretildikleri çelik tipleri American Iron and Steel Institute (AISI) tarafından belirtilmiş standartlar içinde, üretici firmalara göre 303, 304, 316 gibi kodlarla belirtilmektedir. Braket kullanımında kullanılan çeliklerin içerikleri Tablo 1’de gösterilmektedir (Tosun, 1999).

Temel olarak paslanmaz çelik braketlerin ve tüplerin üretilmesi sırasında iki temel üretim tekniği kullanılmaktadır; Metal enjeksiyonla kalıplama (metal injection molding) ve döküm (casting). Günümüzde braketlerin ve tüplerin çoğu metal enjeksiyonla kalıplama tekniği ile üretilmektedir, fakat döküm ile üretilen braketler de vardır. Braket slotunun boyutlarının hassas bir şekilde üretilebilmesi için en iyi yöntem, döküm ile üretilen braketlerin soğuması sırasında büzülme ile oluşan hataların düzeltilmesi amacıyla frezeleme işlemi uygulanması ile gerçekleştirilir (Proffit ve ark., 2014).

Tablo 3.1. Paslanmaz çelik braketlerin üretiminde kullanılan çelik tipleri (Matasa, 1995).

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

Ortodontik tedavide kullanılan malzemelerin üretildiği alaşımlar ağız epiteli, diş dokuları, kemik, bağ dokusu ile temas halinde oldukları için biyolojik uyumları büyük bir önem taşımaktadır (Doğan ve Ulusoy, 2013). Birçok ortodontik malzeme metal alaşımlarından üretilmektedir. Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda metal alaşımlarından üretilen dental materyallerde korozyona bağlı olarak iyon salınımı gerçekleşmektedir. Bu salınan metal iyonları lokal ve sistemik olarak dağılmakta, oral ve sistemik patolojik durumların etiolojisinde rol oynayabilmektedir (Geurtsen, 2002). Dental alaşımların biyolojik güvenilirlikleri değerlendirildiği zaman en önemli kriter korozyon özellikleridir. Sistemik ve lokal toksisite, alerji ve kanserojenik özellikler ağız içerisinde korozyon esnasında salınan elementlere bağlı olarak gerçekleşmektedir. Dental alaşımların sistemik toksisitesini destekleyen araştırma sayısı azdır. Dental alaşımların lokal toksik etkileri tam olarak anlaşılammıştır, fakat lokal dokular daha yüksek konsantrasyonda serbest metal iyonuna maruz kaldıkları için risk daha yüksektir. Bazı elementler, özellikle nikel ve kobalt göreceli olarak daha yüksek alerjik potansiyele sahiptirler (Wataha, 2000). Ark tellerinin birçoğu nikel ve titanyum alaşım içermektedir. Nikel en sık alerjik kontakt dermatid etkenidir. Oral mukozada oluşan lezyonları şiddetlendirmesi beklenmektedir. Paslanmaz çelikler genellikle %15 den az nikel içermektedir. Nikel titanyum ark telleri ise %50 nikel içermektedir. Paslanmaz çelik içerisinde bulunan krom sayesinde oluşan krom oksit tabakası korozyonu azaltma özelliğine sahiptir bu sayede nikelin serbestleşmesi ve çevre dokulara dağılmasını büyük oranda kısıtlamaktadır. Paslanmaz çeliğin bükülme işlemine maruz kalması veya yüzeyinin aşınması ile bu koruyucu tabaka ortadan kalkmakta ve nikel salınımı

gerçekleşebilmektedir. Bu durum da hastanın alerjiye karşı eğilimini arttırabilmektedir (Dunlap ve ark., 1989).

Ortodontik braketlerin üretimi sürecinde estetik ve güvenlik iki vazgeçilmez kriterdir. Titanyum braketler ise mükemmel biyouyum sergilemektedirler (Deguchi ve ark., 1996). Nikel potansiyel alerjik bir materyaldir. Ortodontik açıdan değerlendirildiği zaman ise nikelin mukozal alerjisi deride oluşabilecek alerjiye göre oldukça düşük oranda gerçekleşmektedir. Titanyum braketler 1980'li yıllardan itibaren yaygınlaşmaya başlamıştır. Titanyum braketlerin nikel içermemeleri ve mükemmel biyouyumları nedeniyle tercih edilebilmektedir. Nikel alerjisi olan bireylerde titanyum braketlerin nikel içermemesi ve daha biyouyumlu olmaları nedeniyle tercih edilebilir. Proffit ve ark. (2014) titanyum braketlerin hipoalerjik özelliğinin yanında daha ıslanabilir yüzey özelliği sayesinde kompozit ile daha iyi bir bağlanma gösterebileceğini ifade etmişlerdir. Titanyum, paslanmaz çeliğe oranla daha esnek bir materyaldir ve darbeleri paslanmaz çeliğe oranla daha iyi absorbe etme yeteneğine sahiptir. Bu özellikler sayesinde titanyum braketlerin paslanmaz çelik braketlere oranla daha düşük bağlanma başarısızlığı göstermesi beklenebilir.

Paslanmaz çelikten üretilen ortodontik apareylerin, nikelin sahip olduğu ferromanyetik özellikten dolayı manyetik rezonans imaj taramalarından (MRI) önce artefaktlara sebep olmaları nedeniyle sökülmeleri gerekmektedir. Debonding prosedürü zaman kaybına neden olmakta, mine yüzeyinde hasara sebep olmakta, hasta için problem oluşturmakta ve tedavi maliyetini arttırmaktadır. Paslanmaz çelik braketler, titanyum ve seramik braketlere göre MRI görüntülemelerinde daha büyük çaplı artefaktlara neden olmaktadır. İncelenmesi istenilen bölge baş ve boyun bölgesi ise paslanmaz çelik braketlerin sökülmeleri gerekmektedir. Titanyum ve seramik braketler ise görüntü üzerinde çok az veya hiç artefakt oluşturmamaktadır. İncelenmek istenen bölgenin oral kaviteyi kapsamadığı durumlarda titanyum braketlerin sökülmesine gerek olmamaktadır (Beau ve ark., 2015).

2.3. Braket Üretiminde Kullanılan Metallerinin Genel Özellikleri

2.3.1. Nikel

Nikel sembolü Ni ve atom numarası 28 olan bir elementtir. Parlak gümüş beyazı ve hafif altın sarısı bir görünüme sahiptir. Nikel bir geçiş metalidir esnek ve

bükülebilir bir özelliğe sahiptir. Nikel saf haldeyken ve toz haline getirilip yüzey alanı arttırıldığı zaman yüksek bir kimyasal aktivite göstermektedir. Fakat doğada nikel ve benzer metaller etrafında gelişen koruyucu oksit tabakası nedeniyle reaksiyona girme özelliği daha az olmaktadır. Doğal nikel oksijen ile kolaylıkla reaksiyona girebilmektedir. Bu yüzden dünya üzerinde doğal nikel oldukça nadir bulunmaktadır. Doğada nikel genellikle demir ile karışım halde bulunmaktadır. Nikel oda sıcaklığında düşük oksidasyon özelliğine sahip olduğu için korozyona dirençli olarak adlandırılmaktadır. Nikel sıklıkla korozyon direnci ve parlaklık özelliğinden dolayı kimyasal kaplama işleminde kullanılmaktadır. Nikel uzun bir dönem bozuk paraların üretiminde de kullanılmış fakat daha sonraları yerini daha ucuz metallere bırakmıştır. Saf nikel ile kaplama işlemi nikel alerjisi bulunan kişilerde alerjik durumu şiddetlendirebilmektedir. Nikel oda sıcaklığında ferromanyetik özelliğe sahip olan demir, kobalt, gadolinyum ile birlikte dört elementten biridir. Nikel üretiminin büyük bir kısmı paslanmaz çelik üretiminde kullanılmaktadır. Daha az miktarlarda ise süper alaşımların üretilmesinde ve kaplama sektöründe kullanılmaktadır (Aigueperse ve ark., 2005).

Diş hekimliğinde altın ve diğer kıymetli elementlerin maliyeti arttırmaları nedeni ile kıymetsiz olan alaşımlara yönelim artmıştır. Birçok kıymetsiz alaşım nikel içermektedir. Son dönemlerde diş hekimliğinde nikel alerjisi ile ilgili araştırmalar artmaktadır. Nikel ile temas hassas bireylerde çeşitli derecelerde hipersensivite reaksiyonlarına sebep olmaktadır (Jones ve ark., 1986). Günlük hayatta yiyecekler içme suyu ve çeşitli kaynaklardan ortalama olarak 300 mg nikel alımı gerçekleşmektedir. Nikel hayvanlarda ve insanlarda kümülatif etki gösteren bir metal değildir. Ciddi sistemik zehirlenme vakalarında başlangıçta nonspesifik belirtiler ve solunum yollarında irritasyon izlenmektedir. Daha yüksek doz zehirlenmelerde pulmoner ve gastrointestinal toksisiteye yol açmaktadır. Daha sonrasında ise diffüz intestinal pnömotozis ve serebral ödeme bağlı ölüm gerçekleşir. Nikel ve nikelli bileşikler kanserojenik olarak tanımlanmıştır. Ancak, hangi tür nikel bileşik veya bileşiklerinin kanserojen etkisinin olduğu tartışmalıdır. Metalik nikel maruz kalmanın kanser riskini arttırdığını gösteren verilerin sayısı fazla değildir (Barceloux ve Barceloux, 1999).

Alerjik kontakt dermatitin en sık rastlanan sebeplerinden birisi nikel temasıdır. Toplumda nikel alerjisi incelendiği zaman kadınlarda daha yüksek izlenmiştir.

Kadınlarda ortalama %9 erkeklerde ortalama %0.9 oranında nikel alerjisi izlenmektedir (Prystowsky ve ark., 1979). Nikel tip 1 ve tip 4 alerjik reaksiyona yol açabilen kontakt alerjendir. Bu alerjik reaksiyonlar alerjene spesifik T-lenfositler aracılığı ile gerçekleşmektedir (Hostynek, 2006). Nikel içerikli alaşımların diş hekimliğinde kullanımının artması bu alaşımların biyolojik güvenliklerinin sorgulanmasına yol açmaktadır. Nikele bağlı gelişen dermatit genellikle deride kaşıntı ve yanma ile karakterize papüler eritem şeklinde izlenmektedir. Diğer bir nikel dermatiti formunda ise likenifikasyona eğilimli papüler veya papüloveziküler lezyonlar izlenmektedir. Nikel içeren dental alaşımlar nikel alerjisi veya şüphesi bulunan bireylerde kullanılmamalıdır (Moffa, 1982).

2.3.2. Krom

Krom sembolü Cr ve atom numarası 24 olan bir elementtir. Periyodik tabloda bir geçiş metali olarak yer almaktadır. Krom doğal olarak doğada, toprakta, havada ve kayalarda bulunur. Kromun üç ana formu vardır bunlar krom(0), krom(III), ve krom(VI) olarak belirlenmiştir. Krom(VI) en toksik olan formudur. Bu formlar içerisinde insan metabolizması için az miktarda krom(III) gerekmektedir. Krom paslanmaz çelik üretiminde kullanılmaktadır. Krom toprakta suda ve havada endüstriyel artık olarak bulunmaktadır. Krom deri işleme, metal kaplama, tekstil sektörlerinde kullanılmaktadır. Fosil yakıtların kullanılması ile atmosfere salınmaktadır. İnsan vücuduna solunum, sindirim ve dermal kontakt yolu ile alınımı gerçekleşmektedir. Krom en fazla solunum yollarında toksik etki göstermektedir. Burun mukozasında inflamasyon, burun akıntısı, astım, öksürük, hırıltılı solunum ve deri döküntüleri gözlenmektedir. Krom(VI) anemiye, sindirim sisteminde irritasyon ve ülser neden olabilmektedir. Krom(VI) kanserojenik olarak tanımlanmıştır. Krom sanayisinde çalışanlarda krom(VI) inhalasyon ile alındığı zaman akciğer kanserine sebep olduğu gösterilmiştir. Hayvan çalışmalarında ise mide, bağırsak ve akciğer tümörlerine sebep olduğu gösterilmiştir (Wilbur ve ark., 2012).

2.3.3. Demir

Demir dünyada yeryüzü katmanında en fazla bulunan metaldir. Demir genellikle hematit (Fe_2O_3), magnetit (Fe_3O_4) ve siderit ($FeCO_3$) formunda bulunur. Dünya üzerinde çıkarılan demirin büyük bir çoğunluğu çelik üretiminde

kullanılmaktadır. Demir toprak ve suda çeşitli konsantrasyonlarda bulunur. Günlük gıda alımı ile ortalama 9-35 mg arası demir alımı gerçekleşmektedir. Çok yüksek demir alımı karaciğerde birikime yol açarak siroza neden olabilmektedir. Demir insan için alınması zorunlu olan bir elementtir. Hem molekülünde porfirin ile kombine olarak, miyoglobin molekülünde ve çeşitli enzimlerin yapısında görev almaktadır (Kazantzis, 1981).

2.3.4. Titanyum

Titanyum atom numarası 22 olan grimsi bir geçiş metalidir ve yeryüzünde en sık rastlanan sekizinci elementtir. Dünyada geniş bir alana dağılmış olarak bulunmaktadır. Titanyum alaşımlar vücut sıvıları ile temas ettiklerinde korozyona karşı dirençli oldukları için cerrahi implantların yapımında kullanılmaktadır. Titanyum dioksit formunda boyama işlemlerinde, ferro titanyum formunda ise çelik sanayisinde kullanılmaktadır. Titanyum içme sularında sebze ve tahıllarda belli konsantrasyonda bulunur. Günlük gıda alımı ile ortalama 0,3 ila 2 mg arası vücuda girmektedir. Titanyumun vücutta absorpsiyonu düşük miktarlardadır ve herhangi bir metabolik rolü gösterilmemiştir (Kazantzis, 1981).

2.4. Korozyon

Korozyon metal iyonlarının direkt solüsyon içerisine doğru geçmesi veya metal yüzeyindeki koruyucu tabakanın bozulması ile gerçekleşmektedir. Bu bozulma genellikle oksit veya sülfid şeklindedir. Buna karşın altın ve platin gibi bazı metaller soy ve inert özellik göstermektedirler. Genellikle korozyon oksidasyon ve reaksiyon formunda iki simultane reaksiyon şeklinde gerçekleşmektedir. Demir asiditesi zayıf bir ortamda oksidasyon reaksiyonu sonucunda çözülmüş demir iyonlarına dönüşmektedir ($Fe \rightarrow Fe(II) + 2e$). Redüksiyon reaksiyonu ise katotta meydana gelmektedir. Hidrojen iyonları hidrojen gazına dönüşür ($2H+2e \rightarrow H_2$). Bu korozyon süreci metal tamamen tükenene kadar gerçekleşmektedir. Paslanmaz çelik, krom-kobalt ve titanyum alaşımlardan üretilmiş ortodontik apareylerde pasif bir oksit film tabakası oluşmakta ve korozyona karşı direnç göstermektedir. Bu koruyucu tabaka kimyasal ve mekanik etkenler ile bozulabilmektedir (House ve ark., 2008).

Nikel alerjisinin insidansının yüksek olması ve nikel içeren dental materyallerin kullanımının artması ilgi çekmektedir. Ortodontide kullanılan alaşımlardan tükürük içerisine nikel ve krom iyonları salınmaktadır (Grimsdottir ve

ark., 1992). Çeşitli fiziksel ve mekaniksel amaçlar ile çeşitli alaşımlar ortodontide kullanılmaktadır. Bu alaşımlar ağızda birçok strese maruz kalmaktadır. Bunlar tükürük ve sindirim sıvılarına maruz kalmak, ağız ısısında oluşan değişimler ve apareye yüklenen çiğneme basınçlarıdır. Bu etkenler korozyonu arttırıcı etki göstermektedir. Ortodontide ağız ortamında gerçekleşen korozyon klinisyenlerin özellikle iki konuda dikkatini çekmektedir. Birincisi eğer korozyon gerçekleştiği zaman ortaya çıkan iyonlar vücutta absorbe edilirse sistemik ve lokal etkilerinin ne olacağıdır. İkincisi ise korozyonun ortodontide kullanılan apareylerin fiziksel özellikleri ve klinik performansını nasıl etkilediğidir (House ve ark., 2008).

Literatürde paslanmaz çelik ve titanyum braketlerin klinik başarılarını araştıran bir çalışma bulunmamaktadır. Elsaka ve ark. (2014) yaptıkları laboratuvar çalışmasında seramik, paslanmaz çelik ve titanyumdan üretilmiş braketlerin bağlanma dayanıklılıklarını incelemişlerdir. Seramik braketler paslanmaz çelik ve titanyum braketlere oranla yüksek bağlanma dayanıklılık değerleri göstermiştir. Paslanmaz çelik braketler ise titanyum braketlere göre daha yüksek bağlanma değerleri göstermesine rağmen aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.(Elsaka ve ark., 2014).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Birey

Çalışmamıza Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na tedavilerinin yapılması amacıyla başvurmuş ve yaşları 11 ile 22,5 arasında değişen 27 kadın 13 erkek hasta dahil edildi. Çalışmanın verileri braketlerin yapıştırılması işleminden sonra takip eden 6 aylık süreçte, braketlerin bağlanma başarısızlıklarının kaydedilmesi ve Adhezive Remnant İndeks (ARI) skorlarının kaydedilmesi ile elde edildi (Årtun ve Bergland, 1984).

Çalışmanın yürütülebilmesi amacıyla 2015/281 sayılı ve 25.06.2015 tarihli Ondokuz Mayıs Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul kararı alındı. Ayrıca hastalara ve hasta velilerine çalışma hakkında bilgi verildi ve hasta onam formları okutularak imzalatıldı.

Çalışmaya dahil olan hastaların seçiminde aşağıdaki kriterler göz önüne alındı:

- Daimi dentisyonun tamamlanmış olması.
- Ağız hijyeninin iyi durumda olması.
- Çapraşıklık miktarının çekimsiz sabit tedaviye izin verecek miktardan fazla olmaması.
- Hastalarda konjenital veya diş çekimine bağlı diş eksikliği bulunmaması.
- Dişlerin bukkal yüzeylerinde braketlerin yapıştırılacağı alanlarda herhangi bir restorasyon veya yapısal mine bozukluğunun bulunmaması.
- Hastaların herhangi bir sistemik hastalığının bulunmaması.
- Daha önce sabit ortodontik tedavi uygulanmamış olması.
- Overbite'in normal sınırlar içinde bulunması.

Çalışmamızda gönüllü hasta sayısının belirlenmesi ve grupların karşılaştırılması amacıyla güç analizi uygulandı. 0,7 standart sapma, %95 güven sınırı ve 0.95 test gücü ile en az 36 birey yer alması gerektiği bulundu ve 40 hasta üzerinde çalışma yürütüldü.

Çalışmamızda yer alan hasta grubunun büyüklüğü, ortalama yaş, cinsiyete göre dağılım, yaşa göre dağılım ve diş tipine göre dağılım özellikleri tablo 3.1 de verilmiştir.

Tablo 3.1. Hasta grubu genel özellikleri.

	Sayı	Yüzde
Hasta sayısı	40	-
Hastaların cinsiyete göre dağılımı		
Kadın	27	67,5
Erkek	13	32,5
Yaşa göre dağılım		
< 12	2	5
12– 13	9	22,5
14– 15	12	30
16– 18	9	22,5
> 18	8	20
Ortalama yaş		
15 yıl 6 ay		
Toplam braket sayısı	800	
Braketlerin üretildikleri materyale göre dağılımı		
Paslanmaz çelik	400	50
Titanyum	400	50
Braketlerin cinsiyete göre dağılımı		
Kadın	540	67,5
Erkek	260	32,5
Braketlerin dental ark tipine göre dağılımı		
Üst	400	50
Alt	400	50
Braketlerin diş tipine göre dağılımı		
Kesici	320	40
Kanin	160	20
Premolar	320	40

3.2. Yöntem

Çalışmaya gönüllü olarak katılmak isteyen hastalara uygulanacak olan tedavi protokolü ve hastanın uyması gereken kurallar ayrıntılı olarak açıklandı. Tedavi öncesinde çalışmamıza uygun olan ve şartları kabul eden hastalardan alçı model, röntgen ve fotoğraf kayıtları alındı.

3.2.1. Polisaj işlemi uygulanması

Bonding işleminden önce flor içermeyen bir pat (Detartine, Septodont, Saint Maur, Fransa) ile polisaj işlemi uygulandı (Şekil 3.1).

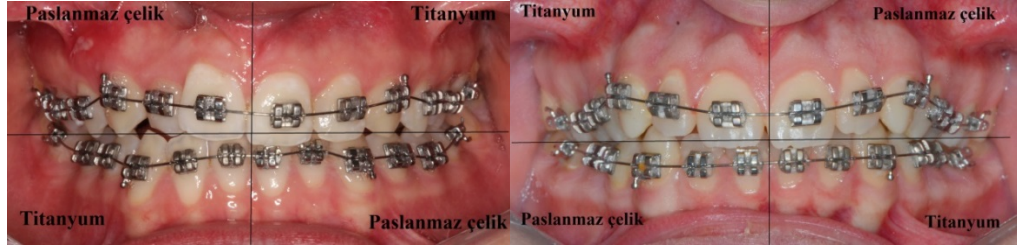


Şekil 3.1. Flor içermeyen pat (Detartine, Septodont)

3.2.2 Kullanılan braketler

Her hastada 20 adet braket ve 4 adet paslanmaz çelik tüp kullanılmıştır. Çalışmamıza dahil edilen hastalara split-mouth düzeni ile metal ve titanyum braketler çapraz yarım çenelerdeki dişlere yapıştırıldı. Braketlerin sağ ve sol dağılımlarını eşitleyebilmek için, rasgele olarak, hastaların yarısında (20 hasta) sağ üst çenede ve sol alt çenede 0,022 inç slotlu klasik metal pretork Equilibrium® 2 (Dentaurum, Ispringen, Almanya) braketler, sol üst ve sağ alt çenede ise 0,022 inç slotlu klasik titanyum pretork Equilibrium® Ti (Dentaurum, Ispringen, Almanya) braketler kullanıldı. Diğer 20 hastada ise sol üst çenede ve sağ alt çenede 0,022 inç slotlu klasik metal pretork Equilibrium® 2 (Dentaurum, Ispringen, Almanya) braketler, sağ üst çenede ve sol alt çenede 0,022 inç slotlu klasik titanyum pretork Equilibrium® Ti (Dentaurum, Ispringen, Almanya) braketler kullanıldı. Kullanılan metal ve titanyum braketlerin üretim biçimlerinin, bağlanma yüzeylerinin ve şekillerinin aynı olduğu üretici firma tarafından

teyid edilmiştir (Ek 2). Kullanılan tüpler (Dentaurum, Ispringen, Almanya) 0,022 inç slotlu paslanmaz çelik materyalden üretilmiştir.



Şekil 3.2. Braket uygulaması yapılmış hastalar



Şekil 3.3. Paslanmaz çelik braketler (Equilibrium® 2, Dentaurum, Ispringen, Almanya) ve Titanyum braketler (Equilibrium® Ti, Dentaurum, Ispringen, Almanya)

3.2.3 Braketlerin Yapıştırılması

Çalışmamızda hastalara polisaj işlemi uygulandıktan sonra alt ve üst çenede aynı seansta split-mouth düzeni ile bonding işlemine geçildi. Dişlere %32'lik ortofosforik asit jel (3M Unitek®, Monrovia, Kaliforniya, ABD) ile 15 saniye asitlendikten sonra suyla yıkandı. Asit uygulanmış diş yüzeylerinde opak ve mat bir görüntü elde edilene kadar hava ile kurutuldu. Transbond XT Primer (3M Unitek) ve Transbond XT (3M Unitek) yapıştırıcı kullanılarak braketler yapıştırıldı. Primer; ışık ile sertleşen, %45-55 Bis EMA ve %45-55 Trietilen-GMA içermektedir. Transbond XT ise ışık ile sertleşen bir kompozit yapıştırıcıdır. %14 Bis-GMA, %9 Bis-EMA'dan oluşmakta ve içinde %77 oranında quartz ve silika parçacıkları bulunmaktadır.



Şekil 3.4. 3M Unitek® Scotchbond Universal Etchant %32'lik ortofosforik asit jel



Şekil 3.5. Transbond XT primer ve yapıştırıcı

Kompozit yapıştırıcının polimerizasyonunu sağlamak için 1500 mW/cm^2 yoğunluğunda ve 430-480 nm dalga boyunda mavi ışık üreten Hilux Ledmax-550 (Benlioglu, Türkiye) LED ışık kaynağı kullanılmıştır (Şekil 3.6). Polimerizasyon süresi, üretici firmanın önerdiği gibi her braket için 5 saniye mezial ve 5 saniye distal taraftan olmak üzere toplam 10 saniyedir.



Şekil 3.6. Ledmax 550 Cordless LED ışık kaynağı

3.2.4 Kullanılan ark telleri

Braketlerin yapıştırılması işlemi tamamlandıktan sonra seviyeleme aşamasına geçildi. Çalışmaya dahil olan her hastada 0,014 inç Nikel-Titanyum (Ni-Ti) ark teli (Dentaurum, Ispringen, Almanya) tatbik edildi. İlerleyen seanslarda sırasıyla 0,016 inç, 0,018 inç ve 0,019 X 0,025 inç Nikel-Titanyum (Ni-Ti) ark telleri (Dentaurum, Ispringen, Almanya) uygulandı.

3.2.5. Hastaların takip süreci

Hastalar 6 ay boyunca rutin olarak 4 haftada bir olmak üzere kontrol seanslarına çağırıldı. Hastalara gerekli bilgilendirme yapıldı ve braketlerinde bağlanma başarısızlığı gerçekleşmesi durumunda randevu tarihini beklemeden gerekli irtibat numarasından tarafımıza ulaşmaları istendi. Bağlanma başarısızlığı gerçekleşen braketlerin numaraları, bağlanma başarısızlığının nedenleri ve kopmanın gerçekleştiği tarih kayıt altına alındı. Bağlanma başarısızlığı gerçekleşen dişler üzerinde Adhezive Remnant Index (ARI) skorlaması yapıldı: Skor 0: Diş üzerinde hiç adheziv bulunmamakta; Skor 1: Adhezivin yarısından azı diş üzerinde bulunmakta; Skor 2: Adhezivin yarısından çoğu diş üzerinde bulunmakta; Skor 3: Adhezivin tamamı diş yüzeyinde bulunmakta (Årtun ve Bergland, 1984).

3.3. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda braketlerin sağkalım oranları Kaplan-Meier testi kullanılarak değerlendirildi. Braketlerin üretildikleri materyale (paslanmaz çelik, titanyum), dental ark tipine (üst çene, alt çene), diş tipine (kesici, kanin, premolar), ve hastanın cinsiyetine (kadın, erkek) göre sağkalım dağılımları log-rank testi ile karşılaştırıldı ($P<0,05$). Altı aylık takip süresi boyunca materyal, dental ark tipi, diş tipi ve cinsiyete göre bağlanma başarısızlıklarının belirlendi. Bağlanma başarısızlıklarının karşılaştırılmasında Ki-kare testi kullanıldı ($P<0,05$). Braketlerin üretildiği materyaller arasında ARI skorları arasındaki farkın kıyaslanması amacıyla Ki-kare testi uygulandı ($P<0,05$).

4. BULGULAR

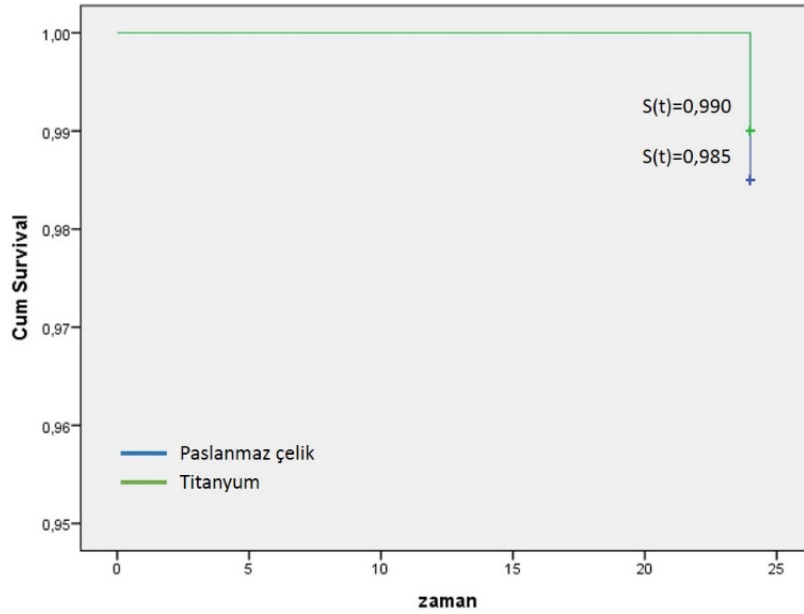
Çalışmamızda 6 aylık takip periyodunda, toplam 10 adet brakette bağlanma başarısızlığı gerçekleşmiştir: 6 adet paslanmaz çelikten üretilen braket (%1,5) ve 4 adet titanyum braket (%1,0). Braketlerin üretildikleri materyallere göre bağlanma başarısızlıkları arasında fark izlenmedi (Tablo 4.1; P=0,524).

Tablo 4.1. Braket materyaline göre başarısızlık oranları

	Paslanmaz çelik	Titanyum
Başarısızlık	6 (% 1,5)	4 (% 1,0)

$$\chi^2 = 0,405; P = 0,524$$

Braket materyaline göre izlenen sağkalım eğrileri Kaplan–Meier testi ile çizildi (Şekil 4.1). Braket materyalinin sağkalım oranları üzerinde önemli etkiye sahip olmadığı görüldü (P=0,525). Altıncı ayda braketlerin yerinde kalma olasılığı paslanmaz çelik braket için 0,985 ve titanyum braket için 0,990 olarak izlendi.



Şekil 4.1 Braket materyaline göre sağkalım dağılımları

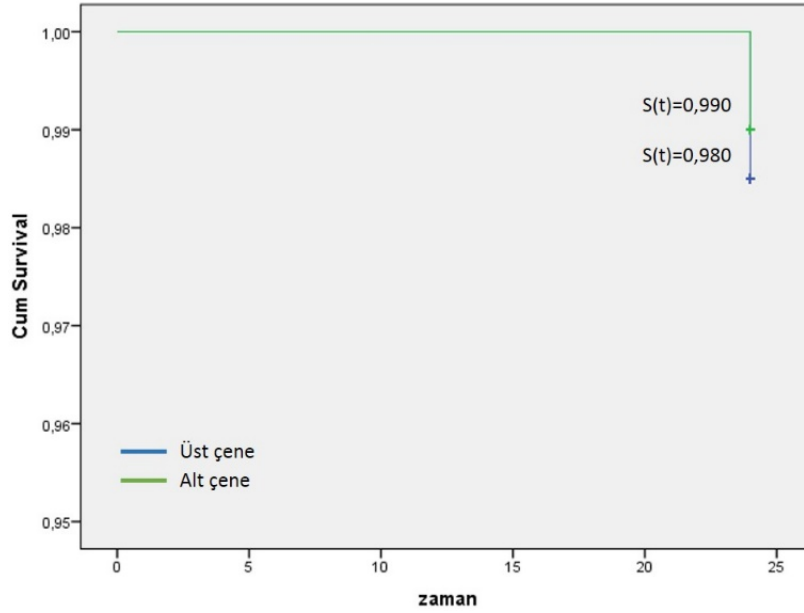
Üst ve alt çeneler için bağlanma başarısızlığı oranları, sırası ile %1,5 ve %1,0 olarak izlendi. Farkın istatistiksel olarak farklı olmadığı bulundu (Tablo 4.2; P=0,524).

Tablo 4.2. Çenelere göre başarısızlık oranları

	Üst çene	Alt çene
Başarısızlık	6 (% 1,5)	4 (% 1,0)

$$\chi^2 = 0,405; P = 0,524$$

Çenelerin braket sağkalım oranına etkisi şekil 4.2’de görülmektedir. Log-rank testi ile üst (S[t]= 0.980) ve alt çene (S[t]= 0.990) arasında önemli bir fark izlenmedi (P=0,525).



Şekil 4.2. Çenelere göre sağkalım dağılımları

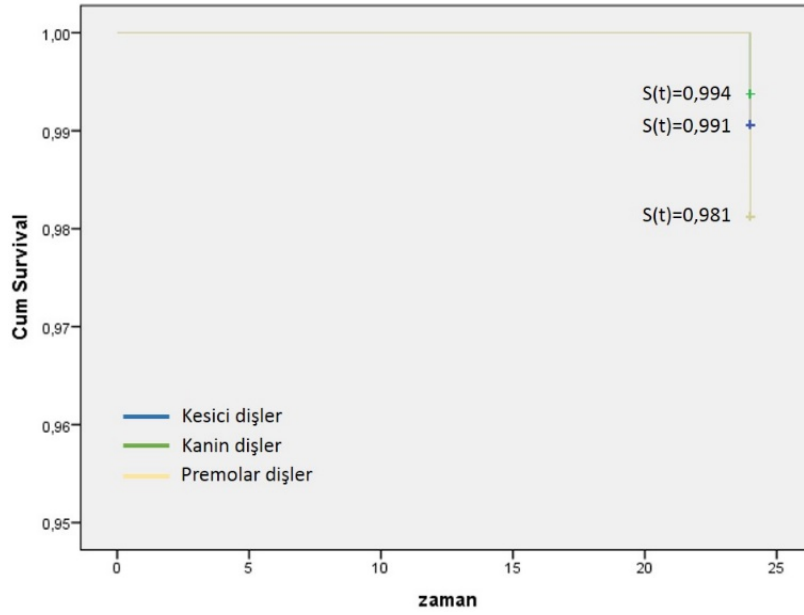
Premolar dişler (%1,9), kesici dişlere (%0,9) ve kanin dişlere göre (%0,6) daha yüksek bağlanma başarısızlığı göstermesine rağmen istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (Tablo 4.3; P=0,412).

Tablo 4.3. Diş tiplerine göre başarısızlık oranları

	Kesici	Kanin	Premolar
Başarısızlık	3 (%0,9)	1 (%0,6)	6 (%1,9)

$$\chi^2 = 1,772; P = 0,412$$

Diş tipinin braket sağkalım oranına etkisi Şekil 4.3’de gösterilmektedir. Log-rank testi kesici, kanin ve premolar dişler arasında sağkalım oranı açısından önemli bir fark göstermedi (P=0,286).



Şekil 4.3. Dişlere göre sağkalım dağılımları

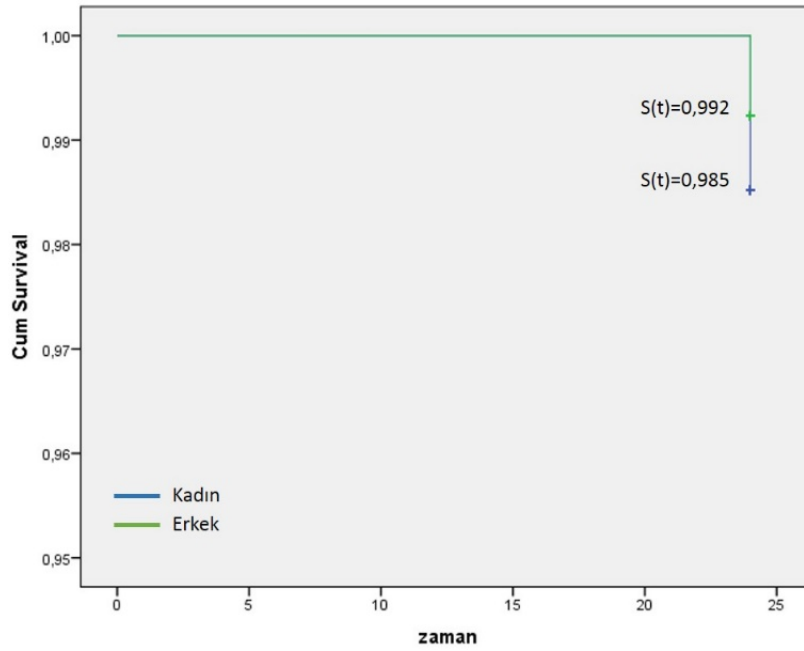
Kadın hastalarda bağlanma başarısızlığı oranı %1,5 olarak, erkek hastalarda ise %0,8 olarak izlendi. Bu fark istatistiksel olarak önemli bulunmadı (Tablo 4.4; P=0,396).

Tablo 4.4. Cinsiyete göre başarısızlık oranları

	Kadın	Erkek
Başarısızlık	8 (%1,5)	2 (%0,8)

$$\chi^2 = 0,721; P = 0,396$$

Cinsiyetin braket sağkalım oranları üzerine etkisi Şekil 4.4'de gösterilmektedir. Kadınlar ($S[t]= 0,985$) ve erkekler ($S[t]= 0,992$) arasında Long-rank testi ile önemli bir fark bulunmadı ($P=0,396$).



Şekil 4.4. Cinsiyete göre sağkalım dağılımları

Braketlerin üretildiği materyaller arasında ARI skorları dağılımı ve Ki-kare testi sonuçları Tablo 4.5’de sunuldu. Braketler arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (P=0,129).

Tablo 4.5. Braketlerin üretildikleri materyallere göre ARI skorları dağılımı

	ARI Skorları			
	0	1	2	3
Paslanmaz çelik	3	2	1	0
Titanyum	0	1	3	0

$$\chi^2 = 4,097; P = 0,129$$

5. TARTIŞMA

Ortodontik tedavilerde braketler ile diş yüzeyi arasındaki bağlanma başarısızlıkları toplam tedavi süresini etkilemektedir. Skidmore ve ark. (2006) yapmış oldukları çalışmada braket bağlanma başarısızlığının toplam tedavi süresini uzattığını belirtmişlerdir. Diş yüzeyi ile braketler arasındaki bağlanma başarısızlıkları ve kopan braketlerin yeniden yapıştırılması verimsizliğe, zaman kaybına ve maliyet artışına yol açmaktadır (Graber ve ark., 2011). Proffit ve ark. (2014) titanyum braketlerin hipoalerjenik özelliklerinin yanında titanyum materyalinin daha ıslanabilir bir yapıya sahip olması nedeniyle braketlerin ve tüplerin tabanındaki retansiyon alanları ile yapıştırma materyalinin daha iyi bağlanabileceğini ifade etmişlerdir. Ayrıca titanyum paslanmaz çeliğe göre daha esnek bir materyal olduğu için darbeleri daha iyi absorbe etme özelliğine sahiptir. Proffit ve ark. (2014) Titanyum braketlerin bu özellikleri sayesinde bağlanma başarısızlığı oranlarının daha düşük olabileceğini ifade etmişlerdir. Çalışmamızda, yaygın bir biçimde kullanımda olan paslanmaz çelikten üretilen braketler ile titanyumdan üretilen braketlerin, klinik başarılarının incelenmesi ve değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Braket bağlanma başarısızlıklarının büyük bir kısmının braketler yapıştırıldıktan sonra ilk 3-6 ay arasında gerçekleştiği rapor edilmiştir (Aljubouri ve ark., 2004; Hegarty ve Macfarlane, 2002; O'Brien ve ark., 1989). Hegarty and Macfarlane (2002) yapmış oldukları klinik çalışmada braket bağlanma başarısızlıklarının %54'lük kısmının ilk 3 ayda gerçekleştiğini rapor etmişlerdir. O'Brien ve ark. (1989) yapmış oldukları klinik çalışmada ilk ayda braket bağlanma başarısızlıklarının %37'lik kısmının gerçekleştiğini, ilk 6 ayda ise toplam bağlanma başarısızlıklarının %82'sinin gerçekleştiğini rapor etmişlerdir. Jung (2014) yaptığı klinik çalışmada braketler ve tüplerde izlenen bağlanma başarısızlıklarını 12 ay süre ile aylık takip etmiş ve tüm bağlanma başarısızlıklarının %64'lük bölümünün ilk 6 ay içinde gerçekleştiğini rapor etmiştir. O'Brien ve ark. (1989) braket bağlanma başarısızlıklarının büyük bölümünün, ilk 6 ayda gerçekleşmesini muhtemel üç sebep ile açıklamıştır:

İlk sebep, braketler ile diş yüzeyi arasında gerçekleşen bağlanmayı etkileyen kusurların (yetersiz asitleme, izolasyonun yetersiz yapılması) erken dönemde braket bağlanma başarısızlığına yol açabilmesidir.

Hastanın bonding işleminden sonra yeni durumuna alışması için belirli bir süre gerekmektedir. Hastanın bu alışma sürecinde beslenme alışkanlıklarını değiştirmesi ve yeni yaşam tarzına alışması gerekmektedir. İkinci sebep, bazı hastaların bu kurallara uymamaları sonucu, bu alışma periyodunda bağlanma başarısızlıkları gerçekleşmesidir.

Üçüncü sebep ise, bazı hastalarda tedavi öncesi kapanış nedeniyle, bazı braketler üzerine ağır kuvvetler gelebilmesi ve braketlerde bağlanma başarısızlığı gerçekleşmesidir. Çalışmamızda hastaların 6 aylık takip verileri kullanılmıştır.

Braket bağlanmasının araştırıldığı klinik çalışmalarda genellikle 'split-mouth' dizaynı tercih edilmektedir. Kontralateral kuadranlarda aynı yöntem uygulanmaktadır. Bir tarafın kontralateral kuadranları çalışma grubu oluştururken, diğer tarafın kontralateral kuadranları ise kontrol grubunu oluşturmaktadır. Test grubu ve kontrol grubu aynı hasta ağızında bulunduğu için hasta davranışları, alışkanlıkları ve hijyen seviyeleri arasındaki farklar ortadan kaldırılmaktadır (Manning ve ark., 2006). Bu çalışmada split-mouth dizaynı tercih edilmiştir.

Lindauer ve ark. (1997) pomza profilaksisinin etkinliğini incelemek amacıyla çekilmiş dişler üzerinde laboratuvar çalışması ile bağlanma dayanıklılığını incelenmiştir. Bağlanma dayanıklılığı profilaksi yapılan grupta daha yüksek bulunmasına rağmen istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Klinik çalışmada ise 18 ay boyunca bağlanma başarısızlıkları incelenmiş ve polisaj işlemi uygulanan grup ile uygulanmayan grup arasında bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda hastalar üzerinde aynı standartları sağlamak amacıyla, bonding işleminden önce flor içermeyen bir pat ile polisaj işlemi uygulanmıştır.

Çalışmamızda elde edilen 6 aylık verilerin analizinde, 4 adet titanyum braket ve 6 adet paslanmaz çelik braketle bağlanma başarısızlığı gerçekleştiği belirlenmiştir. Titanyum braketlerde bağlanma başarısızlığı oranı %1, paslanmaz çelik braketlerde ise %1.5 olarak rapor edilmiştir. Paslanmaz çelik ve titanyum braketlerin kıyaslanmasında

braketlerin sağkalım oranları incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Literatürlerde daha önce yapılmış olan benzer çalışmalar incelendiği zaman araştırmacıların farklı sonuçlar elde ettikleri görülmektedir.

dos Santos ve ark. (2006) yaptıkları klinik çalışmada aynı yapıştırma metodunda ve 6 aylık takip periyodu sonucunda, paslanmaz çelik braketler için %10.6 gibi yüksek braket bağlanma başarısızlık oranı rapor etmişlerdir.

Ireland ve ark. (2003) yaptıkları klinik çalışmada 6 aylık takip periyodu sonucunda aynı yapıştırma metodu kullanılarak yapıştırılan paslanmaz çelik braketlerde %4.95 oranında braket bağlanma başarısızlığı bildirilmiştir.

Jung (2014) ise birinci ve ikinci molarları da dahil ettiği çalışmasında benzer yapıştırma metodu kullanılarak, 6. ay sonunda %3.7, 12. ay sonunda ise %5.7 oranında braket ve tüp bağlanma başarısızlığı tespit etmiştir.

Manning ve ark. (2006) ise klinik çalışmalarında benzer iki aşamalı yapıştırma metodu ile yapıştırılan paslanmaz çelik braketlerde, 6 aylık takip periyodu sonucunda, %2, 12 aylık takip periyodu sonucunda ise %3.5 oranında braket bağlanma başarısızlığı rapor etmişlerdir.

House ve ark. (2008) benzer 2 aşamalı yapıştırma metodu kullanılarak yaptıkları klinik çalışmada, 1. ay sonunda %3, 6. ay sonunda %5.3, 12. ay sonunda ise paslanmaz çelik braketlerde %14.8 oranında bağlanma başarısızlığı tespit etmişlerdir.

Aljubouri ve ark. (2004) yaptıkları klinik çalışmada, benzer 2 aşamalı yapıştırma yöntemini kullanarak paslanmaz çelik braketlerde 6. ay sonunda %1.1, 12. ay sonunda ise %3.1 oranında bağlanma başarısızlığı belirtmişlerdir.

Elekdag-Turk ve ark. (2008) benzer 2 aşamalı yapıştırma metodu kullanarak, paslanmaz çelik braketlerin bağlanma başarısızlık oranını %0.6 gibi daha düşük bir oran olarak belirtmişlerdir.

Elekdag-Turk ve ark. (2008) yaptığı diğer bir çalışmada benzer 2 aşamalı yapıştırma metodu kullanarak yaptıkları klinik çalışmada, paslanmaz çelik braketlerde

6. ve 12. ay sonunda braket bağlanma başarısızlığı değerlendirilmiş, 6. ay sonunda %1.2, 12. ay sonunda ise %1.7'lik bir oranda bağlanma başarısızlığı tespit edilmiştir.

Çalışmamızda paslanmaz çelik braketler için %1.5; titanyum braketler için %1.0 oranında elde edilen braket bağlanma başarısızlık oranları yapılan araştırmaların birçoğu ile kıyaslandığı zaman daha düşük bir oranda tespit edilmiştir. Farklı popülasyonlarda diyet alışkanlıklarının kültürel farklılıklardan dolayı çeşitlilik göstermesi ve cinsiyet farklılığının braket bağlanma başarısızlığını etkilemesinden dolayı, braket bağlanma başarılarını inceleyen çalışmalarda aynı materyallerin kullanılması ile yapılan çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilebilmektedir (Pandis ve Eliades, 2005).

İnsan popülasyonları ile birlikte yapılan çalışmalarda, popülasyon çalışma hakkında bilgilendirildiği zaman davranışlarını değiştirdiği ve geliştirdiği belirtilmiştir. Bu olgu ilk defa 1958 yılında Henry A. Landsberger tarafından tanımlanmış ve literatüre Hawthorne efekti ismi ile tanıtılmıştır. Hawthorne efekti, gözlemlenen insan popülasyonundaki bireylerin yapılan çalışma hakkında bilgilendirildikleri zaman, izlendiklerinin farkında olması nedeni ile araştırmacının istediği yönde davranması ve motive olması olarak tanımlanmıştır (Fox ve ark., 2008; McCarney ve ark., 2007). Çalışmamızda da hasta popülasyonu çalışma hakkında ayrıntılı olarak bilgilendirilmiştir. Braket bağlanma başarısızlık oranlarının benzer çalışmalara oranla daha düşük bulunmasının sebeplerinden birisi Hawthorne efekti olabilir.

Çalışmamızda hastalara ve velilerine bonding işleminden sonra ayrıntılı bir eğitim verilmiştir. Hastalara tüketmemesi gereken gıdalar ayrıntılı bir şekilde anlatılmıştır. Çalışmamızda hastalar 'Index of Complexity, Outcome, and Need' (ICON) indeksi ile değerlendirilmiş ve skorlama yapılmıştır. Hastaların tamamı ICON indeksi puanlamasında 43 ve altı puan ile skorlanmıştır. Hastalar Sosyal Güvenlik Kurumu (SGK) ödeme kapsamı dışında kaldığından dolayı tedavi için ücret ödemiştir. Bağlanma başarısızlığı gerçekleşen braketler tekrar yapılandırılmamış, yenileri hasta tarafından satın alınmıştır. Çalışmamızda braket başarısızlık oranlarının diğer çalışmalara göre daha düşük çıkmasının nedeni, hastalara verilen son derece detaylı eğitim, hastaların tedavi ve malzeme ücreti ödemeleri olabilir.

Çalışmamızda üst çenede 6 adet (%1.5), alt çenede ise 4 adet (%1) braketle bağlanma başarısızlığı gerçekleşmiştir. Bu çalışmada alt ve üst çene arasında braket sağkalım oranları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Manning ve ark. (2006) yaptıkları klinik çalışmada üst çenede alt çeneye göre braket bağlanma başarısızlığını daha yüksek bulmuştur. Bu farkın sebebini maksiller anterior dişlerin, tırnak yeme ve kalem ısırma gibi alışkanlıklardan daha fazla etkilenmesi olabileceğini bildirilmiştir. Mavropoulos ve ark. (2003), Pandis ve ark. (2006), Elekdag-Turk ve ark. (2008) alt ve üst çene arasında, braket sağkalım oranları açısından, bizim çalışmamızla benzer biçimde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmamışlardır.

Bu çalışmada kesici dişlerde 3 braketle (%0.9), kanin dişlerde 1 braketle (%0.6), premolar dişlerde ise 6 braketle (%1.9) bağlanma başarısızlığı gerçekleşmiştir. Diş tipleri arasında braketlerin sağkalım oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Daha önce yapılmış klinik çalışmalarda premolarlar için daha yüksek bağlanma başarısızlığı rapor edilmiştir (Kinch ve ark., 1988; Millett ve Gordon, 1994; O'Brien ve ark., 1989). Mavropoulos ve ark. (2003) yaptıkları klinik çalışmada posterior dişlerdeki (birinci ve ikinci premolar) bağlanma başarısızlıklarını anterior dişlere (keser ve kanin) göre 3 kat fazla bulmuşlardır. Ozer ve ark. (2013) yaptıkları klinik çalışmada premolarlarda keser ve kanin dişlere oranla daha fazla bağlanma başarısızlığı rapor etmişlerdir. Premolarların yüksek bağlanma başarısızlığı oranı çeşitli faktörlere bağlı olabilir. Bunlardan birincisi, premolarların üzerinde büyük miktarda aprizmatik mine bulunmasıdır (Whittaker, 1982). Diş yüzeyine braketlerin yapıştırılması işleminden önce mine yüzeyinde asitleme işlemi uygulanmaktadır. Elektron mikroskobu ile yapılan incelemelerde asitleme işlemi sonrası mine yüzeyinde temel olarak 3 tip yüzey görüntüsü izlenmektedir. Bunlardan tip 1 olarak adlandırılan görüntüde hidroksiapatit kristallerinin merkez kısmında erozyon izlenmektedir. Tip 2 olarak adlandırılan görüntüde hidroksiapatit kristallerinin kenar kısımlarında erozyon izlenmektedir. Tip 3 olarak adlandırılan görüntüde ise rastgele geniş ve düzensiz bir erozyon izlenmektedir. Hidroksiapatit kristallerinin orta kısımları yan kısımlarına göre çözünmeye daha müsait bir yapıdadır. Kristaller mine yüzeyine dik seyrettiği zaman mine yüzeyi asitlemeye karşı daha dayanıksız olmaktadır. Asitleme sonrasında elde edilen tip 1 ve tip 2 yüzey görüntüleri hidroksiapatit kristallerinin mine yüzeyindeki farklı açılanmaları ile açıklanmaktadır (Nanci, 2007). İkincisi bonding işlemi sırasında

izolasyon kontrolünün premolar ve molar bölgede daha zor olmasıdır (Millett ve ark., 1998; Trimpeneers ve Dermaut, 1996). Üçüncüsü çiğneme sırasında posterior dişlerin daha ağır oklüzal kuvvetlere maruz kalmasıdır (Sunna, 1998). Bizim çalışmamızda da premolar dişlerdeki bağlanma başarısızlığı oranları, keser ve kanin dişlerdeki bağlanma başarısızlığı oranlarından daha fazladır.

Çalışmamızda kadın hastalarda 8 adet (%1,5), erkek hastalarda ise 2 adet (%0,8) brakette bağlanma başarısızlığı gerçekleşmiştir. Cinsiyetler arasında braket sağkalım oranları açısından karşılaştırıldığı zaman istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır. Jung (2014) yaptığı klinik çalışmada erkeklerde braket bağlanma başarısızlığı oranını daha fazla bulmuştur. Erkeklerde çiğneme kuvvetleri daha fazla olduğu için, cinsiyet farklılığının bağlanma başarısızlığı üzerinde fark oluşturabileceğini bildirmiştir. Murfitt ve ark. (2006) yaptıkları klinik çalışmada erkeklerde braket bağlanma başarısızlığı oranını kadınlara göre 2,4 kat daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Hitmi ve ark. (2001) ise kadınlarda braket bağlanma başarısızlığı oranını daha fazla bulmuştur, ancak istatistiksel olarak kadın ve erkek hastalarda braket bağlanma başarısızlığı oranları arasında fark bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda ise Mavropoulos ve ark. (2003), Pandis ve ark. (2006), Elekdag-Turk ve ark. (2008) ile benzer şekilde cinsiyetler arasında braket sağkalım oranları açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Çalışmamızda paslanmaz çelik braketlerde toplam 6 adet bağlanma başarısızlığı gerçekleşmiştir. Bunların 3 tanesinde skor 0, yani adheziv bağlanma başarısızlığı izlenmiştir. Diğer 3 tanesinde ise koheziv bağlanma başarısızlığı izlenmiştir. Bunlarında 2 tanesinde skor 1, bir tanesinde ise skor 2 izlenmiştir. Titanyum braketlerde ise adheziv bağlanma başarısızlığı izlenmemiştir. Toplam 4 adet koheziv bağlanma başarısızlığı izlenmiştir. Bunların 1 tanesinde skor 1, 3 tanesinde ise skor 2 izlenmiştir. Paslanmaz çelik ve titanyum braketlerin hiç birinde skor 3 izlenmemiştir. Braketlerin söküldükten sonra mine yüzeyinde az rezin artığı kalmasının dişlerin temizlenmesi için harcanan zamanı kısalttığı ve temizleme sırasında dişlere verilebilecek zararı azalttığı belirtilmiştir (Linn ve ark., 2006). Çalışmamızda paslanmaz çelik ve titanyum braketlerin hiç birinde skor 3 izlenmemiştir. Titanyum materyalinin daha ıslanabilir bir yapıya sahip olması nedeni ile yapıştırma materyali ile daha iyi bir bağlanma göstermesi ve daha az skor 3 izlenmesi beklenmiştir. Ancak, paslanmaz çelik ve titanyum braketler arasında fark izlenmemiştir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Braket materyalinin başarısızlık ve sağkalım oranlarına etkisinin incelendiği çalışmamızda şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Çalışmamızın null hipotezi “titanyumdan üretilen braketler ile paslanmaz çelikten üretilen braketler arasında başarısızlık ve sağkalım oranları ile adeziv artık skorları arasında fark yoktur” şeklindeydi. Elde edilen sonuçlara göre Null hipotezi kabul edildi.
2. Braketlerin üretildikleri materyallerin sağkalım oranları üzerindeki etkisi olmadığı bulundu.
3. Braketlerin sağkalım oranları üzerinde, üst ve alt çene, diş tipleri (kesici, kanin, premolar) ve cinsiyet gibi faktörlerin etkisinin olmadığı bulundu.
4. Nikel alerjisi bulunan hastalarda, paslanmaz çelik braketler yerine titanyum braketler tercih edilebilir.
5. İleride yapılacak benzer çalışmalarda daha uzun takip süresi ile değerlendirme yapılabilir.

KAYNAKLAR

- Aigueperse J, Mollard P, Devilliers D, Chemla M, Faron R, Romano R, Cuer J. Ullmann's encyclopedia of industrial chemistry. Wiley-VCH, Weinheim. 2005; 61-65.
- Aljubouri Y, Millett D, Gilmour W. Six and 12 months' evaluation of a self-etching primer versus two-stage etch and prime for orthodontic bonding: a randomized clinical trial. *The European Journal of Orthodontics* 2004; 26(6): 565-571.
- Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American journal of orthodontics* 1984; 85(4): 333-340.
- Barceloux D G, Barceloux D. Nickel. *Journal of Toxicology: Clinical Toxicology* 1999; 37(2): 239-258.
- Bazakidou E, Nanda R S, Duncanson M G, Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1997; 112(2): 138-144.
- Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S. Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *The European Journal of Orthodontics* 2015; 37(1): 105-110.
- Brantley W A, Eliades T. *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects*. Thieme Stuttgart. 2001; 107-110.
- Buonocore M G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research* 1955; 34(6): 849-853.
- Deguchi T, Ito M, Obata A, Koh Y, Yamagishi T, Oshida Y. Trial production of titanium orthodontic brackets fabricated by metal injection molding (MIM) with sintering. *Journal of Dental Research* 1996; 75(7): 1491-1496.
- Doğan M, Ulusoy Ç. Ortodontide biyouyumluluk. *Acta Odontologica Turcica* 2013; 30(2): 110-114.
- dos Santos J E, Quioca J, Loguercio A D, Reis A. Six-month bracket survival with a self-etch adhesive. *The Angle orthodontist* 2006; 76(5): 863-868.
- Dunlap C L, Vincent S K, Barker B F. Allergic reaction to orthodontic wire: report of case. *The Journal of the American Dental Association* 1989; 118(4): 449-450.
- Elsaka S E, Hammad S M, Ibrahim N F. Evaluation of stresses developed in different bracket-cement-enamel systems using finite element analysis with in vitro bond strength tests. *Progress in orthodontics* 2014; 15(1): 1-8.

- Elekdag-Turk S, Cakmak F, Isci D, Turk T. 12-month self-ligating bracket failure rate with a self-etching primer. *The Angle orthodontist* 2008; 78(6): 1095-1100.
- Elekdag-Turk S, Isci D, Turk T, Cakmak F. Six-month bracket failure rate evaluation of a self-etching primer. *The European Journal of Orthodontics* 2008; 30(2): 211-216.
- Erbay Ş, Erbay E. Farklı braket kaide tipleri ile yapıştırıcıların kopma sıklıklarının in vivo olarak incelenmesi. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry* 1995; 29(3): 170-176.
- Evans L B, Powers J M. Factors affecting in vitro bond strength of no-mix orthodontic cements. *American journal of orthodontics* 1985; 87(6): 508-512.
- Fox N S, Brennan J S, Chasen S T. Clinical estimation of fetal weight and the Hawthorne effect. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology* 2008; 141(2): 111-114.
- Geurtsen W. Biocompatibility of dental casting alloys. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 2002; 13(1): 71-84.
- Graber L W, Vanarsdall Jr R L, Vig K W. *Orthodontics: current principles and techniques*. Elsevier Health Sciences. 2011a; 727.
- Graber L W, Vanarsdall Jr R L, Vig K W. *Orthodontics: current principles and techniques*. Elsevier Health Sciences. 2011b; 727-735.
- Grimsdottir M R, Gjerdet N R, Hensten-Pettersen A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1992; 101(6): 525-532.
- Grubisa H S, Heo G, Raboud D, Glover K E, Major P W. An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2004; 126(2): 213-219.
- Hegarty D J, Macfarlane T V. In vivo bracket retention comparison of a resin-modified glass ionomer cement and a resin-based bracket adhesive system after a year. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 2002; 121(5): 496-501.
- Hitmi L, Muller C, Mujajic M, Attal J-P. An 18-month clinical study of bond failures with resin-modified glass ionomer cement in orthodontic practice. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 2001; 120(4): 406-415.
- Hostynek J J. Sensitization to nickel: etiology, epidemiology, immune reactions, prevention, and therapy. *Reviews on environmental health* 2006; 21(4): 253-280.

- House K, Sernetz F, Dymock D, Sandy J R, Ireland A J. Corrosion of orthodontic appliances—should we care? *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 2008; 133(4): 584-592.
- Ireland A J, Knight H, Sherriff M. An in vivo investigation into bond failure rates with a new self-etching primer system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 2003; 124(3): 323-326.
- Jena A K, Duggal R, Mehrotra A. Physical properties and clinical characteristics of ceramic brackets: a comprehensive review. *Trends Biomater Artif Organs* 2007; 20(2): 101-115.
- Jones T K, Hansen C A, Singer M T, Kessler H P. Dental implications of nickel hypersensitivity. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1986; 56(4): 507-509.
- Jung M-H. Survival analysis of brackets and tubes: A twelve-month assessment. *The Angle orthodontist* 2014; 84(6): 1034-1040.
- Karamouzos A, Athanasiou A E, Papadopoulos M A. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1997; 112(1): 34-40.
- Kazantzis G. Role of cobalt, iron, lead, manganese, mercury, platinum, selenium, and titanium in carcinogenesis. *Environmental Health Perspectives* 1981; 40: 143.
- Keim R G, Eugene L. Gottlieb, Nelson A H. 2008 study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. *Journal of Clinical Orthodontics*: 2008; 2002(1996): 1990.
- Kinch A P, Taylor H, Warltler R, Oliver R G, Newcombe R G. A clinical trial comparing the failure rates of directly bonded brackets using etch times of 15 or 60 seconds. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 1988; 94(6): 476-483.
- Lill D J, Lindauer S J, Tüfekçi E, Shroff B. Importance of pumice prophylaxis for bonding with self-etch primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008; 133(3): 423-426.
- Lindauer S J, Shroff B, Marshall F, Anderson R H, Moon P C. Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 1997; 111(6): 599-605.
- Linn B J, Berzins D W, Dhuru V B, Bradley T G. A comparison of bond strength between direct-and indirect-bonding methods. *The Angle orthodontist* 2006; 76(2): 289-294.
- Manning N, Chadwick S, Plunkett D, Macfarlane T. A randomized clinical trial comparing 'one-step' and 'two-step' orthodontic bonding systems. *Journal of Orthodontics* 2006; 33(4): 276-283.

- Matasa C G. Attachment corrosion and its testing. *Journal of Clinical Orthodontics*; 1995; 29(1): 16.
- Mavropoulos A, Karamouzos A, Kolokithas G, Athanasiou A. In vivo evaluation of two new moisture-resistant orthodontic adhesive systems: a comparative clinical trial. *Journal of Orthodontics* 2003.
- McCarney R, Warner J, Iliffe S, Van Haselen R, Griffin M, Fisher P. The Hawthorne Effect: a randomised, controlled trial. *BMC medical research methodology* 2007; 7(1): 1.
- Millett D, Gordon P. A 5-year clinical review of bond failure with a no-mix adhesive (Right on®). *The European Journal of Orthodontics* 1994; 16(3): 203-211.
- Millett D, 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. *The Angle orthodontist* 1998; 68(4): 351-356.
- Moffa J. Biological effects of nickel-containing dental alloys. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *Journal of the American Dental Association* (1939) 1982; 104(4): 501-505.
- Murfitt P, Quick A, Swain M, Herbison G. A randomised clinical trial to investigate bond failure rates using a self-etching primer. *The European Journal of Orthodontics* 2006; 28(5): 444-449.
- Nanci A. Ten cate's oral histology-pageburst on vitalsource: development, structure, and function. Elsevier Health Sciences. 2007; 189-190.
- Nandhra S S, Littlewood S J, Houghton N, Luther F, Prabhu J, Munyombwe T, Wood S R. Do we need primer for orthodontic bonding? A randomized controlled trial. *The European Journal of Orthodontics* 2015; 37(2): 147-155.
- Newman G V. Adhesion and orthodontic plastic attachments. *American journal of orthodontics* 1969; 56(6): 573-588.
- Newman G V. First direct bonding in orthodontia. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 1992; 101(2): 190-191.
- O'Brien K, Read M, Sandison R, Roberts C. A visible light-activated direct-bonding material: an in vivo comparative study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 1989; 95(4): 348-351.
- Ozer M, Bayram M, Dincyurek C, Tokalak F. Clinical bond failure rates of adhesive precoated self-ligating brackets using a self-etching primer. *The Angle orthodontist* 2013; 84(1): 155-160.
- Pandis N, Eliades T. A comparative in vivo assessment of the long-term failure rate of 2 self-etching primers. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 2005; 128(1): 96-98.

- Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Failure rate of self-ligating and edgewise brackets bonded with conventional acid etching and a self-etching primer: a prospective in vivo study. *The Angle orthodontist* 2006; 76(1): 119-122.
- Powers J M, Kim H B, Turner D S. Orthodontic adhesives and bond strength testing. *Seminars in Orthodontics* 1997; 3(3): 147-156.
- Proffit W R, Fields Jr H W, Sarver D M. *Contemporary orthodontics*. Elsevier Health Sciences. 2014; 369-370.
- Prystowsky S D, Allen A M, Smith R W, Nonomura J H, Odom R B, Akers W A. Allergic contact hypersensitivity to nickel, neomycin, ethylenediamine, and benzocaine: relationships between age, sex, history of exposure, and reactivity to standard patch tests and use tests in a general population. *Archives of Dermatology* 1979; 115(8): 959-962.
- Skidmore K J, Brook K J, Thomson W M, Harding W J. Factors influencing treatment time in orthodontic patients. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 2006; 129(2): 230-238.
- Sunna R W P. Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: a randomized clinical trial. *British Journal of Orthodontics* 1998; 25: 283-287.
- Swartz M L. Ceramic brackets. *Journal of Clinical Orthodontics*: 1988; 22(2): 82-88.
- Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. 1999; 73-74.
- Trimpeneers L, Dermaut L. A clinical trial comparing the failure rates of two orthodontic bonding systems. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 1996; 110(5): 547-550.
- Wataha J C. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2000; 83(2): 223-234.
- Whittaker D. Structural variations in the surface zone of human tooth enamel observed by scanning electron microscopy. *Archives of Oral Biology* 1982; 27(5): 383-392.
- Wilbur S, Abadin H, Fay M, Yu D, Tencza B, Ingerman L, . . . James S. Toxicological profile for chromium. 2012.
- Yamada R, Hayakawa T, Kasai K. Effect of Using Self-Etching Primer for Bonding Orthodontic Brackets. *The Angle orthodontist* 2002; 72(6): 558-564.
- Zachrisson B U. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *American journal of orthodontics* 1977; 71(2): 173-189.



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: B.30.2.ODM.0.20.08/1843

09.07.2015

Sayın Doç. Dr. Selma Elekdağ Türk

Etik Kurulumuza sunmuş olduğunuz **Titanyum braketlerin klinik başarılarının incelenmesi** başlıklı OMÜ KAEK 2015/281 Karar nolu nitelikli araştırma projeniz amaç, gerekçe, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamaları açısından Klinik Araştırmalar Etik Kurulu yönergesine göre incelenmiş ve etik açıdan bir sakınca olmadığına, çalışmanın süresi 6 ayı geçerse 6 aylık bildirimlerinin yapılmasına, çalışma tamamlandıktan sonra sonucunun tarafımıza en geç üç(3) ay içerisinde bildirilmesine 25.06.2015 tarihli Etik kurulumuzda oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinize arz/rica ederim.

Prof. Dr. A.Tevfik SÜNER
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

Ek 2: Braketlerin bonding alanları

REF	Product Name	tooth	Bonding area [mm ²]	Projection surface [mm ²]
722-302-11	equilibrium 2, +17°T., +4°A.	11	13,16	13,08
722-302-12	equilibrium 2, +10°T., +8°A.	12	11,59	11,3
722-342-13	equilibrium 2, 0°T., +8°A., with hook	13	12,75	12,5
722-302-14	equilibrium 2, -7°T., 0°A.	14	12,7	12,38
722-302-15	equilibrium 2, -7°T., 0°A.	15	12,19	11,83
722-302-21	equilibrium 2, +17°T., +4°A.	21	13,16	13,08
722-302-22	equilibrium 2, +10°T., +8°A.	22	11,59	11,3
722-342-23	equilibrium 2, 0°T., +8°A., with hook	23	12,75	12,5
722-302-24	equilibrium 2, -7°T., 0°A.	24	12,7	12,38
722-302-25	equilibrium 2, -7°T., 0°A.	25	12,19	11,83
722-302-31	equilibrium 2, -6°T., 0°A.	31	9,94	9,35
722-302-32	equilibrium 2, -6°T., 0°A.	32	9,94	9,35
722-342-33	equilibrium 2, 0°T., +3°A., with hook	33	12,38	12,06
722-302-34	equilibrium 2, -12°T., +2°A.	34	13,84	13,5
722-302-35	equilibrium 2, -17°T., +2°A.	35	13,84	13,5
722-302-41	equilibrium 2, -6°T., 0°A.	41	9,94	9,35
722-302-42	equilibrium 2, -6°T., 0°A.	42	9,94	9,35
722-342-43	equilibrium 2, 0°T., +3°A., with hook	43	12,38	12,06
722-302-44	equilibrium 2, -12°T., +2°A.	44	13,84	13,5
722-302-45	equilibrium 2, -17°T., +2°A.	45	13,84	13,5
722-502-11	equilibrium Ti, +17°T., +4°A.	11	13,49	13,1
722-502-12	equilibrium Ti, +10°T., +8°A.	12	11,59	11,3
722-542-13	equilibrium Ti, 0°T., +8°A., with hook	13	12,78	12,5
722-502-14	equilibrium Ti, -7°T., 0°A.	14	12,76	12,39
722-502-15	equilibrium Ti, -7°T., 0°A.	15	12,2	13,5
722-502-21	equilibrium Ti, +17°T., +4°A.	21	13,49	13,1
722-502-22	equilibrium Ti, +10°T., +8°A.	22	11,59	11,3
722-542-23	equilibrium Ti, 0°T., +8°A., with hook	23	12,78	12,5
722-502-24	equilibrium Ti, -7°T., 0°A.	24	12,76	12,39
722-502-25	equilibrium Ti, -7°T., 0°A.	25	12,2	13,5
722-502-31	equilibrium Ti, -6°T., 0°A.	31	9,46	9,14
722-502-32	equilibrium Ti, -6°T., 0°A.	32	9,46	9,14
722-542-33	equilibrium Ti, 0°T., +3°A., with hook	33	12,39	12,07
722-502-34	equilibrium Ti, -12°T., +2°A.	34	13,62	13,5
722-502-35	equilibrium Ti, -17°T., +2°A.	35	13,85	13,5
722-502-41	equilibrium Ti, -6°T., 0°A.	41	9,46	9,14
722-502-42	equilibrium Ti, -6°T., 0°A.	42	9,46	9,14
722-542-43	equilibrium Ti, 0°T., +3°A., with hook	43	12,39	12,07
722-502-44	equilibrium Ti, -12°T., +2°A.	44	13,62	13,5
722-502-45	equilibrium Ti, -17°T., +2°A.	45	13,85	13,5

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Onur Özcan
Doğum Yeri : Antalya
Doğum Tarihi : 23.10.1988
Medeni Hali : Bekar
Bildiği Yabancı Diller : İngilizce
Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl) : Lisans (2006-2011)
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Çalıştığı Kurum/Kurumlar : Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı
e-posta : Ozcan828mail.com