



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ORTODONTİDE ANKRAJ AMAÇLI KULLANILAN MİNİ VİDALARIN
TEKRAR KULLANILABİLİRLİĞİNİN İNCELENMESİ**

İHSAN SAMİ GÜVENÇ

DOKTORA TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

SİVAS-2015



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ORTODONTİDE ANKRAJ AMAÇLI KULLANILAN MİNİ VİDALARIN
TEKRAR KULLANILABİLİRLİĞİNİN İNCELENMESİ**

İHSAN SAMİ GÜVENÇ

DOKTORA TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**DANIŞMAN
Prof. Dr. CENK DORUK**

SİVAS-2015

Bu alışma Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan (Danışman)	Prof. Dr. Cenk DORUK	_____
ye	Prof. Dr. Ali Altuğ BIÇAKÇI	_____
ye	Doç. Dr. Hüseyin KöşGER	_____
ye	Yrd. Doç. Dr. Mustafa ERSÖZ	_____
ye	Yrd. Doç. Dr. Hasan İlhan MUTAF	_____

ONAY

Bu tez çalışması, 14/01/2015 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri yeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ali ÇELİKSÖZ
SAğLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

Bu tez Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 24.09.2008 tarihli ve 007 sayılı toplantısında kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzu adlı yönergeye göre hazırlanmıştır.

ÖZET

ORTODONTİDE ANKRAJ AMAÇLI KULLANILAN MİNİ VİDALARIN TEKRAR KULLANILABİLİRLİĞİNİN İNCELENMESİ

İhsan Sami GÜVENÇ

Doktora Tezi, Ortodonti Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Cenk DORUK

2015, 72 sayfa

Çalışmamızın amacı; ortodontide ankraj amaçlı kullanılan dört farklı mini vidanın tekrar kullanım sonrası yüzey karakteristiğini ve stabilitesini değerlendirmektir.

Çalışmamız, yaşları 6 ay olan, 3-3,5 kg ağırlığında 12 adet erkek Beyaz Yeni Zelanda tavşanı üzerinde yürütülmüştür. Her tavşan birden on ikiye kadar numaralandırılmıştır. Çalışmamızda, 1,6 mm çapında, 8 mm uzunluğunda, toplam 48 adet self-drilling Titanyum-Alüminyum-Vanadyum (Ti6Al4V) alaşımı dört farklı marka ortodontik mini vida kullanılmıştır. Vidalar, her bacağa iki adet olacak şekilde ve uzun aksları birbirine paralel, eksternal tibial kortekse dik, monokortikal olarak yerleştirilmiştir. Vidaların yerleştirme ve çıkarma tork değerleri portatif dijital tork ölçme cihazı ile ölçülmüştür. Vidalara yerleştirildikleri anda iki vida arasına yerleştirilen nikel-titanyum coil springler ile 150 g kuvvet uygulanmıştır. Birinci aşamada bir aylık kuvvet uygulama dönemi sonrasında vidalar çıkarılmış ve yüzey karakteristiğindeki değişimler taramalı elektron mikroskobu ile değerlendirilmiştir. İkinci aşamada, daha önce kullanılan vidalar sterilize edilip aynı numaralı tavşanlara aynı yöntemle yerleştirilerek birinci aşamadaki işlemler tekrarlanmıştır.

Kullandığımız tüm vidalar iki aşamada da yerleştirildikleri anda kabul edilebilir bir stabilite göstermiş ve herhangi bir mobilite bulgusu gözlenmemiştir.

Yerleştirilmelerini takiben kuvvet uygulanan dört farklı mini vidanın tekrar kullanımı ile yüzey karakteristiğinde olumsuz bir etkilenme görülmemiştir. Birinci ve ikinci aşama sonrası vidaların yeterli stabilite değerlerine sahip olduğu tespit edilmiş

ancak maksimum yerleştirme ve çıkarma tork değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Ortodontik mini vida, tekrar kullanılabilirlik, tork testi, taramalı elektron mikroskobu

ABSTRACT

INVESTIGATION OF MINI SCREWS REUSABILITY USED FOR ANCHORAGE IN ORTHODONTICS

İhsan Sami GÜVENÇ

Doctoral Thesis, Department of Orthodontics

Supervisor: Prof. Dr. Cenk DORUK

2015, 72 pages

The aim of this study was to evaluate the success rate and reusability of 4 different mini screws used as orthodontic anchorage and investigate the surface characteristics and stability.

Twelve 6-month-old male New Zealand white rabbits, weighing 3,0 to 3,5 kg, were used in this study. Each rabbit was numbered from one to twelve. A total of 48 self-drilling orthodontic mini-screws made of Ti6Al4V alloy with a diameter of 1,6 mm and length of 8 mm and produced by four different manufacturers were used. The mini screws were threaded at the first cortex of the fibula with their longitudinal axes parallel to each other and perpendicular to the external cortical tibia (without reaching the second cortex). The measurement of the initial and removal torque values were done by a digital portable torque gauge. Mini screws in the experimental groups were loaded with a nickel-titanium closed-coil spring between two miniscrews with 150 g of force. In the first phase, after the one month force application period the screws removed and changes in surface characteristics was evaluated by scanning electron microscope. Subsequently, mini screws were sterilized. In the second phase, previously used screws were inserted the same number rabbits and the process was repeated as in the first phase.

All mini screws had acceptable clinical primary stability at the time of insertion and there were no signs of mobility.

As a result; there were no adverse effects in the reuse of the 4 different trademark orthodontic mini screws surface which were applied immediate force. After the first and second phase, mini screws had adequate stability values but statistically significant differences were found in torque values.

Keywords: Orthodontic mini screw, reusability, torque test, scanning electron microscope

TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimim boyunca bana büyük emeği geçen değerli tez danışmanım ve hocam Prof. Dr. Cenk DORUK'a,

Ortodonti eğitimim boyunca bilgilerini paylaşan, teorik ve pratik katkılarını esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Hasan BABACAN'a, Prof. Dr. A. Altuğ BIÇAKÇI'ya ve Yrd. Doç. Dr. H. İlhan MUTAF'a,

İstatistik bilgisini ve deneyimlerini benimle paylaşan Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a,

Laboratuvar çalışmalarındaki yardımlarından dolayı asistan arkadaşım Baran TALAY'a,

Ortodonti eğitimim boyunca yanımda olmalarından mutluluk duyduğum ve Sivas denilince aklıma ilk gelecek olan dönem arkadaşlarım Özkan Semih ÇANKAYA ve Selman DURSUN'a,

Sevgileri ve bana duydukları güvenle beni bugünlere getiren ve her zaman destek veren canım annem Müşerref GÜVENÇ'e, ablalarım Türkan Nadire YEŞİL ve İsmet GÜVENÇ KAYAŞ'a, nişanlım Pınar KÖŞKER'e ve hayatımda her zaman örnek aldığım, her hareketimde varlığını yanımda hissettiğim ve hissedeceğim babam Ömer Atilla GÜVENÇ'e

En içten şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xiv
KISALTMALAR DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Ortodontik Ankraj.....	3
2.1.1 Ankraj Tipleri	4
2.2 Ortodontide İmplantlar	5
2.2.1 Ortosistem İmplantlar.....	6
2.2.2 Onplantlar	6
2.2.3 Graz İmplantlar	6
2.2.4 Biodegradable İmplantlar (BIOS).....	6
2.2.5 Modüler Transizyonel İmplantlar (MTI).....	7
2.2.6 Mini İmplantlar	7
2.2.7 Mikro İmplantlar	7
2.2.8 Mini Plaklar	7
2.2.9 Mini Vidalar.....	8
2.3 Terminoloji	9
2.4 Vida Tasarımı.....	9
2.5 Ortodontik Mini Vidaların Endikasyonları ⁴⁶	11
2.6 Ortodontik Ankraj Amaçlı Kullanılabilecek Vida Bölgeleri.....	12
2.6.1 Maksilla	12
2.6.2 Mandibula.....	12
2.7 Mini Vidaların Klinik Uygulamaları.....	13

2.7.1	Üst Molar İntrüzyonu	13
2.7.2	Premolar Distalizasyonu.....	13
2.7.3	Alt Molar Mezializasyonu	13
2.7.4	Kesici İntrüzyonu	13
2.7.5	Oklüzal Düzlem Düzeltimi	13
2.7.6	Gömülü Kaninlerin Ekstrüze Edilmesi	14
2.7.7	Molar Dişin Dikleştirilmesi	14
2.7.8	Kanin Distalizasyonu	14
2.7.9	Molar Distalizasyonu	14
2.7.10	Çekimsiz Ortodontik Tedavi Vakalarında Vida Uygulaması.....	15
2.8	Mini Vidaya Kuvvet Yüklemesi ile İlgili Faktörler	15
2.8.1	Yükleme Zamanlaması.....	15
2.8.2	Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Miktarı	16
2.8.3	Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi	16
2.8.4	Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Tipi	16
2.8.5	Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü	17
2.9	Mini Vida Başarısı ve Stabilitayı Etkileyen Faktörler	17
2.9.1	Hasta Faktörleri.....	18
2.9.2	Cerrahi Yöntemle İlgili Faktörler	18
2.9.3	Mini Vidaya Bağlı Faktörler.....	21
3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	23
3.1	Gereç	23
3.1.1	Deney Grubu.....	23
3.1.2	Kontrol Grubu	26
3.1.3	Vida Uygulama ve Çıkarma Tornavidaları	26
3.1.4	Tork Ölçer Tornavida.....	26
3.2	Yöntem	27

3.2.1	Vidaların Yerleştirme ve Çıkarma Tork Değerlerinin Ölçülmesi.....	28
3.2.2	Vidaların Sterilizasyonu	32
3.2.3	SEM Değerlendirmesi	33
3.3	İstatistiksel Değerlendirme	33
4.	BULGULAR	34
4.1	Klinik Bulgular	34
4.2	Biyomekanik Bulgular	34
4.3	SEM bulguları.....	40
5.	TARTIŞMA	46
6.	SONUÇ	57
7.	KAYNAKLAR.....	59
8.	ÖZGEÇMİŞ	72

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2-1 Mini vida bölümleri.....	9
Şekil 2-2 (a) pre-drilling, (b) self-drilling mini vida.....	11
Şekil 3-1 Anchor Plus marka mini vida	24
Şekil 3-2 Dewimed marka mini vida	24
Şekil 3-3 MTN marka mini vida.....	25
Şekil 3-4 Dual Top marka mini vida.....	25
Şekil 3-5 Mini Vida Yerleştirme ve Çıkarılmasında Kullanılan Tornavidalar	26
Şekil 3-6 Tork Ölçer Tornavida ve Uçları.....	26
Şekil 3-7 Numaralandırılmış Tavşan Örneği.....	28
Şekil 3-8 İnsizyon sonrası operasyon bölgesinin görünümü	29
Şekil 3-9 Disseksiyon sonrası açığa çıkarılan kemik görüntüsü	29
Şekil 3-10 Mini vidaların yerleştirildikten sonraki görüntüsü.....	30
Şekil 3-11 Nikel-titanyum coil springin mini vidalara bağlandıktan sonraki görüntüsü	30
Şekil 3-12 (a) Deri altı fasyanın suture edildikten sonraki görüntüsü (b) Derinin suture edildikten sonraki görüntüsü.....	31
Şekil 3-13 İkinci aşamada mini vidaların yerleştirilmesinden sonraki görüntüsü.....	31
Şekil 3-14 Melag Euroklav 23V-S marka Otoklav.....	32
Şekil 3-15 Leo 440 marka Taramalı Elektron Mikroskopu.....	33
Şekil 4-1 Mini vidaların 1. ve 2. yerleştirme tork değeri ortalamalarının verilerini gösteren grafik.....	37
Şekil 4-2 Mini vidaların 1. ve 2. çıkarma tork değeri ortalamalarının verilerini gösteren grafik.....	40
Şekil 4-3 Anchor plus-0 mini vida SEM görüntüsü.....	41
Şekil 4-4 Anchor Plus-1 mini vida SEM görüntüsü	41
Şekil 4-5 Anchor Plus-2.1 mini vida SEM görüntüsü.....	41
Şekil 4-6 Dewimed-0 mini vida SEM görüntüsü.....	42
Şekil 4-7 Dewimed-1 mini vida SEM görüntüsü.....	42
Şekil 4-8 Dewimed-2 mini vida SEM görüntüsü.....	42
Şekil 4-9 MTN-0 mini vida SEM görüntüsü	43
Şekil 4-10 MTN-1 mini vida SEM görüntüsü	43
Şekil 4-11 MTN-2 mini vida SEM görüntüsü	43
Şekil 4-12 Dual Top-0 mini vida SEM görüntüsü.....	44

Şekil 4-13 Dual Top-1 mini vida SEM görüntüsü.....	44
Şekil 4-14 Dual Top-2 mini vida SEM görüntüsü.....	44
Şekil 4-15 Anchor Plus-2.2 mini vida SEM görüntüsü.....	45

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4-1 Gruplara göre 1. yerleştirme tork değerleri	34
Çizelge 4-2 Gruplara göre 2. yerleştirme tork değerleri	35
Çizelge 4-3 Gruplara göre 1. ve 2. yerleştirme tork değerleri	36
Çizelge 4-4 Gruplara göre yerleştirme torklarındaki farklar	36
Çizelge 4-5 1. ve 2. yerleştirme tork değeri ortalamaları ve Standart Sapmaları	36
Çizelge 4-6 Gruplara göre 1. çıkarma tork değerleri	37
Çizelge 4-7 Gruplara göre 2. çıkarma tork değerleri	38
Çizelge 4-8 Gruplara göre 1. ve 2. çıkarma tork değerleri	39
Çizelge 4-9 Gruplara göre çıkarma torklarındaki farklar	39
Çizelge 4-10 1. ve 2. çıkarma Tork değeri ortalamaları ve Standart Sapmaları	39

KISALTMALAR DİZİNİ

SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
BIOS	Biodegradable İmplantlar
MTI	Modüler Transizyonel İmplant
SLA	Kumlanmış Asitle Pürüzlendirilmiş
RFA	Rezonans Frekans Analizi
N	Newton
cm	Santimetre
g	Gram
mm	Milimetre
kg	Kilogram
cc	Santimetre Küp
HCL	Hidrojen Klorür

1. GİRİŞ

Ortodontik diş hareketi, dişlere ve periyodonsiyuma uygulanan kontrollü mekanik kuvvet sonucu elde edilmektedir. Mekanik kuvvet uygulayan ortodontik apareyler yardımıyla biyolojik aktiviteyi tetikleyen stimuluslar diş hareketine neden olmaktadır. Kemik remodellingi ve dişlerin yeniden pozisyonlanması bu sürecin bir neticesidir. Bu açıdan ortodontik tedavi bir stimulus-cevap modeli olarak özetlenebilir.^{1,2}

Başarılı ankraj kontrolü ve biyomekanik prensiplerin kusursuz uygulanması ortodontik tedavide başarının anahtarıdır. Her olgunun ankraj gereksinimi tedavinin başında belirlenmelidir. Ankraj kontrolü, planlanan tedavi etkilerini elde etmeyi sağlayan uygun direnç sistemlerini oluşturma işlemidir. Ankrajı desteklemek amacıyla pek çok aparey geliştirilmiş ve kullanılmıştır; ancak kullanılan ağız içi apareylerin çoğu (palatal veya lingual bar, nance apareyi, intermaksiller elastik) protrüzyon, ekstrüzyon ve eğilme gibi yan etkilere neden olmaktadır.³

Son zamanlarda ankraj amaçlı kullanılan mini vidalara ilgi giderek artmıştır. Mini vidaların avantajları arasında; yerleştirmede minimal anatomik limitasyon, mini plaklara oranla düşük maliyet ve daha basit cerrahi işlem yer almaktadır.⁴ Mini vidaların başarısını değerlendirmek amacıyla yapılan çalışmalar sonucunda başarıyı etkileyen pek çok faktör tanımlanmıştır.^{3,5} Bu faktörlerden biri, uygulamanın hemen ardından elde edilen tutuculuk olarak tanımlanan primer stabilitedir. Protetik implantların stabilitesi büyük ölçüde osseointegrasyona bağlı iken mini vidaların primer stabilitesi, kortikal kemik ile temas eden vida yüzey alanının miktarına ve mekanik bağlanmanın kalitesine bağlıdır.^{4,6}

Ortodontik ankraj amaçlı tasarlanmış mini vidalara uygulanan döndürme kuvveti, ilgili anatomik yapılara zarar vermeden ve vidada kırılma riski oluşturmadan kolayca çıkmasına izin vermelidir.⁷ Protetik implantlarda retansiyonun osseointegrasyon ile istenmesine karşılık, mini vidalarda, tedavi sonrası kolayca uzaklaştırılabilmeleri için retansiyonun mekanik olarak gerçekleşmesi istenir.⁸

Mini implantların stabilitesinin ölçülmesinde mobilite testi, rezonans frekans analizi (RFA) ve tork ölçümleri uygulanabilir.⁹ Stabilite veya diğer bir tanımla vidalama ile elde edilen mekanik tutunmanın değerlendirilmesinde yerleştirme ve çıkarma tork testi uygulaması kolay ve güvenilir bir yöntemdir.¹⁰

Bu çalışmada amacımız, immedıat kuvvet uygulanan dört farklı ortodontik mini vidanın stabilitesini yerleştirme-çıkarma tork testi ile ve yüzey karakteriştiğini taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi yardımıyla inceleyip, mini vidaların tekrar kullanılabilirliğini değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Ortodontik Ankraj

Ankraj, uygulanan kuvvete karşı koyan direnç olarak tanımlanmaktadır. Başarılı bir ortodontik ve dentofasiyal ortopedik tedavi için ankraj kontrolünün ve yeterli ankraj sağlanmasının önemi ortodontistler tarafından bilinen bir gerçektir. Newton'un 3. hareket kanunu olan etki-tepki prensibine göre her etkiye karşılık eşit ve zıt yönlü bir tepki ortaya çıkmaktadır. Buna göre anterior dişlerin retraksiyonu sırasında uygulanan distal yönlü kuvvetler ankraj üniteleri üzerinde mezial yönde eşit ve zıt kuvvetler oluşturmaktadırlar.¹¹

Ortodontik kuvvetin destek aldığı ve harekete karşı direnci yüksek olan bölge ankraj bölgesidir. Hareket bölgesi ise ortodontik kuvvetin etkisi altında hareketi istenen bölge veya çalışma bölgesi olarak tanımlanabilir. Hareketi istenen diş veya dişler grubunun da harekete karşı bir direnci yani ankrajı vardır. Ortodontide asıl önemli olan konu, ankraj olarak alınan bölgenin harekete karşı olan direnci ile hareketi istenen bölgenin harekete karşı olan direnci arasındaki ilişkidir.¹²

Yeterli bir ankraj kontrolü için ilave ankraj arttırma yöntemlerine ihtiyaç vardır. Çeneler arası elastikler ve ağız dışı apareyler geleneksel ilave ankraj arttırma yöntemleri olarak kullanılmaktadır.¹³ Bu yöntemler ankraj arttırmada etkili olmalarına rağmen, başarıları hasta kooperasyonuna dayanmaktadır. Geleneksel ankraj arttırma yöntemleri potansiyel olarak hareket etmeye hazır dişlere uygulandığı, enselik veya elastik kullanımı gibi hasta kooperasyonu gerektirdiği için hiçbir zaman ideali yakalayamamıştır. Bunlara ek olarak dudak tamponu, nance apareyi gibi ankraj arttırmada kullanılan birçok aparey hastalar açısından kullanışsız, rahatsız edici ve zahmetli olmakla beraber hijyenik de değildirler.¹⁴

Ortodontistler, ortodontik ankrajın alveoler kemikten sağlanması durumunda, ankraj ünitesinin stabilitesinin mükemmel bir şekilde arttırılabileceğinin farkına varmışlar ve çalışmalarını bu konu üzerine yönlendirmeye başlamışlardır.¹⁵ Bu yönüyle mini vidalar daha az aparey ve yardımcı eleman kullanımı gerektirmesi ve daha etkili tedavi sağlamasıyla biyomekanik olarak avantaj sağlamaktadır.

2.1.1 Ankraj Tipleri

2.1.1.1 Kuvvet Uygulama Şekline Göre

a) **Basit Ankraj:** Eğilme hareketine gösterilen dirençtir. Calvin Case'nin önerdiği ankraj tiplerinden biridir.¹

b) **Sabit Ankraj:** Kütlesel harekete karşı oluşan dirençtir. Dişin sadece kütleli hareketine izin verilir. Angle'm önerdiği ankraj tiplerinden biridir.¹

c) **Karşılıklı Ankraj:** İki veya daha fazla dişin birbirlerine doğru hareketine gösterdiği dirençtir. Bu diş hareketinde dişlere uygulanan kuvvet ve periodontal ligamente yayılan kuvvet birbirine eşit ve zıt yönlüdür.¹

2.1.1.2 Uygulanan Çeneye Göre

a) **Çene İçi Ankraj:** Ankraj tek çene içinde sağlanmaktadır.¹⁶

b) **Çeneler Arası Ankraj:** Ankraj her iki çeneden de sağlanmaktadır.¹⁶

2.1.1.3 Ankraj Alınan Bölgeye Göre

a) **Ağız İçi Ankraj:**¹⁶

—Alveoler trabekülün düzenlenmesiyle diş hareketine direnç gösteren alveoler kemik,

—Alveoler kemikte şekil, boyut, sayı, inklınasyon ve köklerin pozisyonuna göre varyasyon göstermesine bağlı harekete karşı direnç oluşturan dişler,

—Dişler bir apareyle birbirine bağlandığında harekete bir ünite olarak direnç gösteren dental arklar,

—Kuvvet uygulandığında harekete karşı koyan palatal ve mandibuler bazal kemik.

b) Ağız Dışı Ankraj: Ağız dışı dokulardan destek alınır. Servikal, oksipital, kraniyal ve fasiyal bölgelerden de destek alınabilmektedir.¹⁶

c) Muskuler Ankraj: Kasların hareketinden elde edilen ankraj tipidir.¹⁶

2.1.1.4 Ankraj Ünitesinin Sayısına Göre

a) Tek Ankraj: Ankraj ünitesi olarak tek bir diş alınır.¹⁶

b) Birleşik Ankraj: İki veya daha fazla diş ankraj ünitesi olarak alınır.¹⁶

c) Desteklenmiş Ankraj: Dental olmayan ankraj bölgelerinin ankraj ünitesine eklenmesidir. Ör: mukoza, kas, baş, boyun.¹⁶

2.1.1.5 Çekim Boşluğunun Kullanılışına Göre Ankraj Sınıflaması

a) Maksimum Ankraj: Bu kategori posterior diş pozisyonunun kritik durumunu tanımlamaktadır. Çekim boşluğunun %75'i veya daha fazlasının anterior dişlerin retraksiyonu için kullanılması gerekmektedir.^{17,18}

b) Moderate Ankraj: Bu kategori diş çekim boşluğunun daha simetrik kapanmasını tanımlamaktadır. Posterior ve anterior dişlerin eşit hareketi istenmektedir. Genelde en kolay boşluk kapatma yöntemi olarak tanımlanmaktadır.^{17,18}

c) Minimum Ankraj: Bu kategori "kritik olmayan" ankrajı tanımlamaktadır. Diş çekim boşluğunu %75 veya daha fazlasının posterior dişlerin mezializasyonu ile kapanmasının istendiği bu durum "kritik anterior ankraj" ya da "burning ankraj" olarak da tanımlanmaktadır.^{17,18}

2.2 Ortodontide İmplantlar

Ortodontide implantlar direkt ve indirekt ankraj olarak iki şekilde kullanılabilir. İmplantın mukoza dışında kalan kısmı ankraj alınarak kuvvet uygulanıyorsa direkt ankraj, bir diş veya diş grubu implant ile stabilize edilip, bu stabilize segment ankraj alınarak kuvvet uygulanıyorsa indirekt ankraj olarak adlandırılır.¹⁴

2.2.1 Ortosistem İmplantlar

Ortosistem implantlar, endosseöz implant gövdesi, transmukozal boyun kısmı ve abutmenttan oluşan ve titanyumdan hazırlanan tek parça implantlardır. Endosseöz implant gövdesi kumlanmış, geniş dişli ve yüzeyi asitle pürüzlendirilmiş kendinden geçmeli bir vidadır. Çapı 3,3 mm, uzunluğu ise 4-6 mm dir. Transmukozal boyun kısmı 4,1 mm çapında, silindirik şekilli ve taban kısmı hariç polisajlanmıştır. Boyun yüksekliği bölgedeki mukoza kalınlığına bağlıdır ve 1,5-2,5 mm ve 4,5 mm uzunluğunda kullanılabilir. Taban kısmı kumlanmış, asitlenmiş ve kemik yüzeyle temas halindedir. Abutmentı 0,8 x 0,8 veya 1,2 x 1,2 mm lik kare kesitli, bölümlü ark tellerinin yerleştirilebileceği bir slot içeren titanyum bir klempten oluşmaktadır. İmplant yerleştirildikten sonra osseointegrasyon için 9-15 hafta beklenmelidir.¹⁹

2.2.2 Onplantlar

Onplant, 1989 yılında Block ve Hoffman²⁰ tarafından dizayn edilmiş titanyumdan hazırlanan subperiosteal bir diskdir. Diskin kemiğe bakan tarafı hidroksiapatitle kaplanmış diğer yüzeyinde ise abutmentların yerleştirilebileceği bir yuva hazırlanmıştır. Onplantın tedaviye ek mali yük getirmesine karşılık, yerleştirme ve çıkarılma işlemlerinin atravmatik olması, tedavi süresini kısaltması ve hasta kooperasyonu gerektirmemesi gibi avantajları göz önüne alındığında klinik kullanımı daha da artacaktır.¹⁴

2.2.3 Graz İmplantlar

Efektif bir palatal implant, yerleştirildikten sonra osseointegrasyon için beklemeden hemen kuvvet uygulanmasına izin vermeli, rotasyona dirençli olmalı ve molar distalizasyonu için gereken kuvvetlere dayanıklı olmalıdır. Graz implantlar, bu kriterleri sağlamaktadır. Titanyumdan hazırlanan graz implantlar, 4 adet deliği bulunan bir plak üzerine yerleştirilmiş 9 mm uzunluğunda 2 adet pinden oluşmaktadır ve 4 adet 5 mm'lik mini vida ile kemiğe fikse edilmektedir.²¹

2.2.4 Biodegradable İmplantlar (BIOS)

BIOS implantlar, biyolojik ortamda rezorbe olabilen bir ortodontik implant ankraj sistemidir. Bu implantlar, rezorbe olabilen polylaktid alfa-polyester materyalden hazırlanan bir implant gövdesinden ve çeşitli metaller içeren abutment üst yapılardan oluşmaktadır.²² İmplant gövdesi, materyalin kalıp içine enjeksiyonuyla şekillendirilmektedir. Metal abutmentlar ise ITI-Bonefit vida implantlardan esinlenerek

yapılan 6 mm uzunluğunda vidalardır. BIOS implantlar, çene kemiğine yerleştirildikten sonra 9–12 ay stabil kalmaktadır. Daha sonra hiçbir kalıntı bırakmadan ve yabancı cisim reaksiyonu oluşturmadan rezorbe olmaktadır. Bu sayede tedavi bitiminde implantların çıkartılması için ikinci bir cerrahi işleme gerek duyulmamaktadır.²²

2.2.5 Modüler Transizyonel İmplantlar (MTI)

MTI'lar, aslında protetik restorasyonlar için implant yerleştirildikten sonra, iyileşme periyodu boyunca geçici restorasyonlara destek amacıyla dizayn edilmiştir. 1,8 mm çapında, 14, 17, 21 mm uzunluğunda titanyum alaşımlarıdır. Gray ve Smith²³, preprotetik ortodontik tedavi sırasında MTI'ları kullandıkları araştırmalarında implanta kuvvet uygulamadan önce biraz beklenmesi ve rotasyona karşı stabilite sağlanması gerektiğini belirtmişlerdir.

2.2.6 Mini İmplantlar

Kanomi ve ark.²⁴ tarafından 1997'de tanımlanan mini implantlar 1,2 mm çapında, 6 mm uzunluğunda mini vidalardır. Dental implantların sınırlı alanlara yerleştirilebilmesi, uygulanan kuvvet yönündeki kısıtlamalar ve hijyen sağlama zorlukları düşünülerek geliştirilen mini implantlar istenen bölgeye kolayca yerleştirilebilmekte ve tedavi bitiminde kolayca çıkartılabilmektedir. Mini implantlar molar intrüzyonu, kanin retraksiyonu ve molar distalizasyonu gibi birtakım amaçlarla kullanılabilir.²⁴

2.2.7 Mikro İmplantlar

Bae ve ark.²⁵ ve Park ve ark.²⁶ mikro-implant olarak adlandırdıkları mini vidaları kullandıkları birçok çalışma yayınlamışlardır. Mikro-implantların kesiti, silindirik veya uca doğru incelen tarzda iki tipi mevcuttur. Silindirik olanların stabilitesi daha yüksektir. Ancak uca doğru incelen tipleri çevre anatomik yapıların korunması açısından daha avantajlıdır.²⁷ Mikro-implantlar farklı uzunluklarda, 1-2 mm çapında, interradiküler bölge dâhil, istenilen bölgeye yerleştirilebilecek boyutlardadır. 200-300 g'lık ortodontik kuvvetlere dayanıklıdır.¹⁴

2.2.8 Mini Plaklar

Titanyum mini plaklar maksillofasial fraktürlerde ve ortognatik cerrahi uygulamalarında fragmanların stabilizasyonu için kullanılmaktadır. Bu miniplakların üzerinde 5-7 mm uzunluğunda monokortikal titanyum mini vidaların yerleştirileceği delikler bulunmaktadır. Mini vidalar plağın kemiğe fiksasyonunu sağlamaktadır. Mini plaklar yerleştirildikten sonra osseointegrasyon için beklemeden hemen kuvvet

uygulanabilmektedir. Ortodontik ankraj için kullanılacak mini plaklar L, Y, T ve I gibi çeşitli şekillerde olabilmektedir. Maksillada genellikle Y ve T, mandibulada ise yerleştirilme kolaylığından dolayı L şeklinde mini plaklar tercih edilmektedir.²⁸⁻³¹

2.2.9 Mini Vidalar

Vida üretiminde titanyum ve titanyum alaşımları en çok tercih edilen materyaldir. Titanyumun biyouyumluluğunun iyi olması, herhangi bir alerjik reaksiyonun bildirilmemiş olması, çok hafif bir materyal olması ve çekme-kesme kuvvetlerine karşı çok dayanıklı olması gibi avantajları hem ağız içinde rahatlıkla kullanımına hem de çiğneme ve ortodontik kuvvetlere kolaylıkla karşı koyabilmesine olanak tanımaktadır. Titanyum vidalarda çeşitli yüzey tipleri bulunmaktadır. Bunlar; torna yüzeyli titanyum vidalar, gritle pürüzlendirilmiş titanyum vidalar, torna yüzeyli kalsiyum fosfat kaplı titanyum vidalar, gritle pürüzlendirilmiş kalsiyum fosfat kaplı titanyum vidalar, kumlanmış ve asitle pürüzlendirilmiş yüzeyli titanyum vidalar ve titanyum plazma kaplı titanyum vidalar olarak sınıflandırılabilir.³²

Titanyum mini vidalar 2 mm çapında ve 9 mm uzunluğundadır. Kemik içinde kalan kısım, lokalizasyona bağlı olarak 5-7 mm, kemik dışında kalan kısmı 2-4 mm arasında değişmektedir. Mini vidalar lokal anestezi altında, flap kaldırmayı gerektirmeksizin direkt yerleştirilebilmektedir. Tedavi sonrasında lokal anestezi altında cerrahi tornavida kullanılarak kolaylıkla çıkartılabilir.³³ Mukogingival birleşimin altına yerleştirildiğinde vidanın baş kısmını örten yumuşak doku nedeniyle elastik kuvvet uygulamak zorlaşır.³⁴

Dental ve ortodontik implantların kemik ankrajını artırmak için günümüzde birçok çalışma yapılmaktadır.^{25,26,35} Pürüzlü yüzeye sahip vidaların düz yüzeyli vidalara göre daha iyi kemik fiksasyonu sağladığı gözlenmiştir.³² Bazı çalışmalarda asitle pürüzlendirilmiş ve kumlanmış (SLA) vidalar, titanyum plazma kaplı vidalara göre hem daha iyi kemik kontağı sağlamış hem de vidaların çıkartılması sırasında daha fazla tork uygulanmıştır.³⁶ Hayakawa ve ark.³⁷, asitle pürüzlendirilmiş ve kumlanmış (SLA) ve kaybedilmiş bir vida ile ortodontik ankraj amaçlı kullanılarak çıkarılmış plazma kaplı titanyum bir vida etrafındaki kemik oluşumunu incelemişler ve SLA etrafındaki kemik cevabının daha iyi olduğunu görmüşlerdir. Titanyum dışında daha önceki çalışmalarda kullanılan materyaller arasında paslanmaz çelik, krom – kobalt alaşımları, karbon, vetroseramik apatit hidroksit ve seramik oksidize alüminyum sayılabilmektedir.

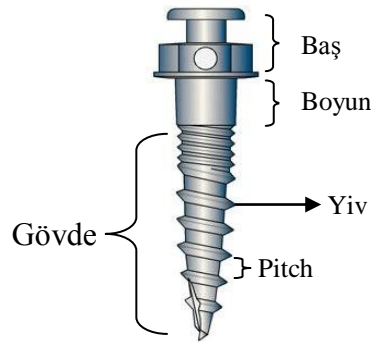
Glatzmeier ve ark.²² metal üst yapısı olan biyorezorbsiyon özelliğine sahip polilaktid implantları tanıtmışlar ve bu implantların ankraj kaybı olmaksızın horizontal yönde 50 N, vertical yönde 155 N kuvvete dayandıklarını rapor etmişlerdir. Bununla birlikte araştırmacılar, bu vidaların ortodontik ankraj olarak kullanılabilirliklerini ve enflamasyona neden olmadan tekrar absorbe olabildiklerini göstermişlerdir.

2.3 Terminoloji

Ortodontik amaçlı kullanılan vidaların tanımlanmasında terminolojik olarak bir fikir birliği yoktur. Yıllardır mini vida³⁸, mini implant³⁹, mikro implant⁴⁰, gibi terimler kullanılmıştır. 'Micro', mikroskobîğin kısaltılmasıdır ve tanım olarak görülebilmesi için büyütülmesi gereken bir şeyi ifade etmektedir. Bu terim, hiçbir ortodontik implantı tam olarak tanımlayamaz. 'Mini' ise, minyatürün kısaltılmasıdır ve benzer objelerle kıyaslandığında daha küçük olduğunu ifade etmek için kullanılır. Ortodontik amaçlı kullanılan implantların küçük ve vida şeklinde olmasından dolayı ortodontik implantlar bu çalışmada ortodontik mini vida olarak adlandırılacaktır.

2.4 Vida Tasarımı

Vida, rotasyonel hareketi gövdesel harekete çevirerek mekanik avantaj sağlayan basit bir cihaz olarak tanımlanmaktadır. Yaygın olarak kullanılan vidalar; baş, gövde ve yiv kısımları olmak üzere 3 bölümden oluşmaktadır. Yivler gövdeyi saran yapılar olarak tanımlanmaktadır. Vidanın çapı gövdeden ölçüldüğünde vidanın iç çapı, yivlerden ölçüldüğünde vidanın dış çapı elde edilmektedir. Komşu iki yiv arasındaki vertikal mesafe 'pitch' olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2-1).

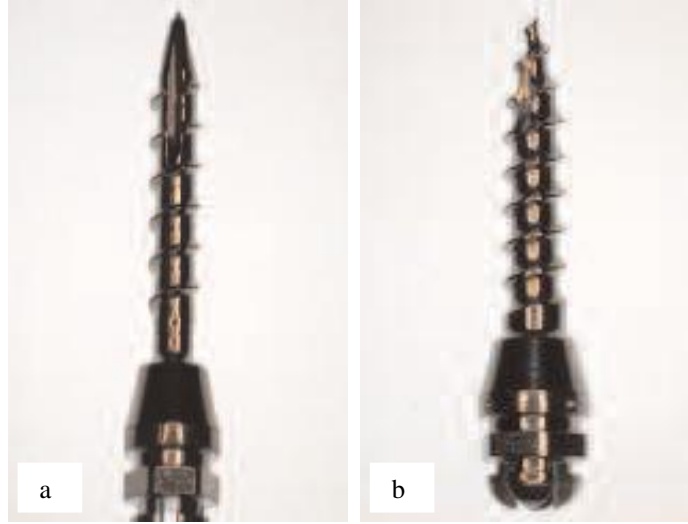


Şekil 2-1 Mini vida bölümleri

Ortodontik mini vidalar, konvansiyonel kemik vidalarından farklı olarak ortodontik tedavide kullanılmak üzere lingual button ve braket kafalı olacak şekilde iki farklı tasarıma sahiptir. Üretici firmaya göre farklılık gösteren baş kısımları altıgen, sekizgen veya yuvarlak olabilmektedir. Vidanın boynu, baş ve gövde bölümleri arasında gingival yumuşak dokularla temasta olan kısmı olarak ifade edilmektedir. Bazı üreticiler, gingival dokuların kalın olduğu palatinal veya retromolar bölgelerde kullanılması için uzun boyun bölümüne sahip vidalar üretmektedir.⁴¹

Mini vidaların gövdesi, maksimum stabilite sağlanabilmesi ve vidanın kemik içine kolayca yerleştirilmesine imkân sağlayacak şekilde tasarlanmaktadır. Üretici firmalara göre çok çeşitli çaplarda mini vidalar üretilmektedir. Mini vida seçiminde göz önüne alınması gereken temel özellikler, vidanın çapı ve vidanın uzunluğunun ne kadarında yivlerin bulunduğu.⁴¹

Bazı ortodontik mini vidaların yerleştirilmesinden önce vidanın içine yerleştirileceği kavite hazırlanması gerekmektedir. Böyle mini vidalara ‘pre-drilling veya self-tapping’ mini vidalar denilmektedir (Şekil 2-2a).⁴² Günümüzde kullanılan mini vidaların çoğunluğunda yerleştirilmeden önce herhangi bir kavite hazırlanmasına gerek yoktur. Böyle vidalara da ‘self-drilling’ veya ‘drill-free’ mini vidalar denilmektedir (Şekil 2-2b).⁴² Bu tür mini vidalar özel olarak tasarlanmış kesici yivlere sahip olduğu için kavite açılmasına gerek kalmadan direkt olarak kemiğe yerleştirilebilmektedir. Gövdenin uç kısmında bulunan dikey oluk mini vidanın yerleştirilmesi esnasında oluşan kemik debrislerinin tıkanıklığa neden olmasını önler. Pre-drilling ve self-drilling mini vidaların yivleri kemiğe yerleştirilmeleri sırasında kemiğin içinde ilerleyebilmeleri için kemiği kesebilecek keskinlikte üretilmektedir. Tüm ortodontik mini vidalar bu özelliğe sahiptir. Çalışmalar self-drilling mini vidaların pre-drilling mini vidalara göre daha az miktarda kemik debris ve termal zarar oluşturduğunu ve daha geniş bir kemik implant kontağı sağladığını göstermektedir.^{43,44} Self-drilling mini vidaların pre-drilling mini vidalarla karşılaştırıldığında daha fazla kemik remodellingi ve osseointegrasyon sağladığı, bununla beraber periostat ile ölçüldüğünde daha az mobilite gösterdiği tespit edilmiştir.⁴⁵



Şekil 2-2 (a) pre-drilling, (b) self-drilling mini vida

2.5 Ortodontik Mini Vidaların Endikasyonları⁴⁶

- a) Supraerüpsiyona uğramış diş ya da diş gruplarının buldukları ark üzerinde gömülmesinde,
- b) Açık kapanış vakalarında aşırı erüpsiyona uğramış olan posterior segmentin gömülmesi ya da kesici dişlerin uzatılmasında,
- c) Sınıf II maloklüzyonların tedavisinde molar distalizasyonu ya da tüm arkın en-masse retraksiyonunda,
- d) Çekimli maksimum ankraj vakalarında posterior segmentin ankrajının artırılması ve anterior segmentin retraksiyonunda,
- e) Çekimsiz vakalarda posterior ve anterior segmentin hareket ettirilmesinde,
- f) Rijit bir destek noktası olarak gömülü dişlerin sürdürülmesinde,
- g) Meziale devrilmiş dişlerin (genellikle alt ikinci ve üçüncü molarlar) eksen eğimlerinin düzeltilmesinde ve bireysel diş hareketlerinin gerçekleştirilmesinde,
- h) Öncelikle preprotetik olarak dişlerin sıralanması daha sonra gerekiyorsa eksik diş veya dişlerin daimi restorasyonunda,
- i) Büyüme ve gelişim çalışmalarında sabit değişmez referans olarak,

i) Ortopedik kuvvet veya cerrahi uygulamalarında ankraj olarak kullanılabilceği bildirilmiştir.

2.6 Ortodontik Ankraj Amaçlı Kullanılabilecek Vida Bölgeleri

2.6.1 Maksilla

a) Spina Nasalis Anterior Alt Yüzeği: Bu bölgeye yerleştirilen vidalar keser proklinasyonu için kullanılabilir.^{25,35}

b) Midpalatal Sütür: Buraya yerleştirilecek vidanın anteroposterior pozisyonu kemik yapısındaki farklılıklardan etkilenmektedir. Vidanın doğrultusu da anterior oblikten, vertikale kadar değişmektedir. Bu bölgeye yerleştirilen vidalar keser retraksiyonu ve intrüzyonunda direkt ankraj olarak kullanılabilir. Ayrıca yan grup dişlerin simetrik distalizasyonunda, mezializasyonunda ve indirekt olarak ankraj için kullanılan dişlerin ankrajının arttırılmasında kullanılabilir.^{25,35}

c) İnfrazigomatik Sırt: Yerleştirilecek vidanın seviyesi ve yönü anatomik farklılıklara göre değişmektedir. Vida bu bölgeye yerleştirildiğinde genel olarak anterior dişlerin intrüzyonu, retraksiyonu ve molar dişlerin intrüzyonu sağlanabilmektedir.^{25,35}

2.6.2 Mandibula

a) Retromolar Bölge: Meziale devrilmiş molarların eksen eğimlerini düzeltmek amacıyla bu bölgeye yerleştirilebilmektedirler. Ayrıca mandibular dişlerin retraksiyonu veya bütün dentisyonun retraksiyonunu sağlamak amacıyla da bu bölgede kullanılmaları mümkündür.^{25,35,47}

b) Alveolar Çıkıntı: Bu bölgeye vida yerleştirilmesinin amacı diğer dişleri etkilemeden tek dişin hareketini sağlamaktır. Vidalar molar ve premolar bölgede lateral olarak yerleştirildiğinde bu dişlerin vertikal ve transvers hareketlerini gerçekteştirmek için ankraj olarak kullanılabilir.^{25,35}

c) Simfizis: Mandibular simfizis bölgesine yerleştirilen vidalarla mandibular kesici dişlerin intrüzyonu ve proklinasyonu sağlanabilir. Bunun yanı sıra dental ankrajı güçlendirmek için indirekt ankraj olarak da kullanılabilir.^{25,35}

2.7 Mini Vidaların Klinik Uygulamaları

2.7.1 Üst Molar İntrüzyonu

Yetişkin hastalarda aşırı uzamış molarlar nedeniyle karşıt çeneye protetik restorasyonlar yapılamadığında veya açık kapanış olgularında etyoloji molar ekstrüzyonu ise mini vida ankrajından yararlanılıp molar intrüzyonu elde edilebilmektedir.^{48,49}

2.7.2 Premolar Distalizasyonu

Mini vidaları kullanarak distalizasyon elde etmek oldukça basit bir harekettir. Diş ile vida arasına kapalı sarmal yay veya elastik zincir yerleştirmek yeterlidir. Burada vidanın distalizasyon sırasında komşulukta bulunduğu kök kontağını engellemek için yerleştirileceği bölgeye karar vermek önem taşımaktadır.⁵⁰

2.7.3 Alt Molar Mezializasyonu

Ortodontik tedavide endikasyonuna göre çekim boşluğunu kapatmak için molar dişlerin mezial yönde hareketi istenebilmektedir. Bu işlem sırasında anterior ankraj kaybı ve molar dişlerin eğilmesi gibi problemlerle karşılaşılabilir. Bununla birlikte alt molar mezializasyonu için alt anterior dişlerin stabilizasyonuna gereksinim vardır. Konvansiyonel ankrajla ileri itim artışını elimine etmek için reverse curve verilmiş arklar ve alt kesicilere ağır kuvvetler uygulanmaktadır. Bu nedenle kök rezorpsiyonlarıyla sık karşılaşılabilir. Mini vidalar reverse curve verilmiş arklara ve ağır kuvvet uygulanmasına olan ihtiyacı ortadan kaldırmıştır. Mezializasyon boyunca segmental arkın direnç merkezine yakın olması nedeniyle kök paralellenmesi daha kolaylıkla sağlanmaktadır.⁵¹

2.7.4 Kesici İntrüzyonu

Kesici dişlerin intrüzyonu alt arkta veya dişlerden direkt olarak mini vidaya kuvvet uygulanması yoluyla elde edilebildiği gibi mini vidadan alt kesicilere utility ark uygulanabilmektedir. Vidanın yerleştirilme bölgesi istenen harekete göre değişmektedir. İntrüzyonla beraber bir miktar labializasyon da isteniyorsa mini vidanın iki santral kesici arasına, daha çok intrüzyon hareketi isteniyorsa lateral kesici ile kanin dişi arasına yerleştirilmesi uygundur.⁵²

2.7.5 Oklüzal Düzlem Düzeltimi

Eğimlenmiş oklüzal düzlemi geleneksel ortodontik tedavi ile düzeltmek oldukça güçtür. Mini vidalar eğimli taraftaki dişleri intrüze etmek için iskeletsel ankraj oluşturmaktadır.

İntrüze edilmesi istenilen dişlerle çatışmayı önlemek için mini vidaların kökler arası mesafenin tam ortasına yerleştirilmeleri gerekmektedir.⁵³

2.7.6 Gömülü Kaninlerin Ekstrüze Edilmesi

Gömülü kaninler sürdürülürken okluzal düzlemin eğilmesini önlemek ve ankraji korumak için pek çok yöntem önerilmiştir.⁵³ Bu seçeneklerden birisi olan mini vidalar, tedavi zamanını kısaltabilmekte ve diğer dişlerde istenmeyen yan etkileri elimine etmektedirler.

2.7.7 Molar Dişin Dikleştirilmesi

Genelde birinci molarların erken kaybına bağlı olarak ikinci molar dişler çekim boşluğuna devrilebilmektedir. Mini vidalar devrilmiş molarları dikleştirmek için çok iyi bir alternatif oluşturmaktadır.⁵³

2.7.8 Kanin Distalizasyonu

Maksimum ankraj gerektiren maksiller birinci premolar çekimli vakalarda da mini vida kullanımı headgear'a karşı iyi bir alternatif oluşturmaktadır.⁵

Herman ve ark.⁵ sadece maksiller birinci premolarlar veya maksiller ve mandibuler birinci premolarları çekilmiş hastalar üzerinde yaptıkları çalışmalarında mini vida desteği ile kanin distalizasyonu gerçekleştirmiş ve genel itibarıyla kütleli hareket elde etmişlerdir.

2.7.9 Molar Distalizasyonu

Sınıf II maloklüzyon düzeltiminde intraoral sabit maksiller molar distalizasyon apareyleri geçtiğimiz son on yılda popülerite kazanmıştır. Ortodontist tarafından aktive edilen tipinden, itici sarmal yaylara kadar pek çok aparey mevcuttur ve bu apareylerin çoğu ankraj sağlamak için palatinalde akrilik kısım içermektedir. Fakat molar distalizasyon çalışmaları bu apareylerin yine de anterior bölgede ankraj kaybına sebep olduğunu göstermiştir.⁴⁸

Carano ve ark.⁵³, molar distalizasyonunda iskeletsel ankraj için ideal bölgenin palatina olabileceğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar bunun için iki cerrahi işlem gerektiğini ve çapı 2 mm'den küçük vidaların palatina için kullanıldığında genelde stabil olmadıklarını ve kaybedildiklerini rapor etmişlerdir. Bunun için Distal Jet apareyi ve mini vida kullanımının çözüm olabileceğini öne sürmüşlerdir.

2.7.10 Çekimsiz Ortodontik Tedavi Vakalarında Vida Uygulaması

Park ve ark.⁵⁴ Sınıf I molar ilişkisi ve her iki arkta çapraşıklığı olan bir hastada, çekimsiz lingual ortodontik tedavi sırasında mini vidaları ankraj olarak kullanmışlardır. Anterior dişlerin sıralanması, proklinasyonu önlemek amacıyla posterior dişlerin distalizasyonu sonrası boşluk sağlandıktan sonra tek tek yapılmıştır. Sorenson⁵⁵, üst çeneye yerleştirdiği vidaları sınıf 2 elastikler için ankraj sağlamak amacıyla kullanmıştır. Lin⁴⁷, mandibulada bukkal kenara yerleştirdiği vidalarla cerrahisiz ve çekim yapılmadan sınıf 3 hastaları tedavi etmiştir.

2.8 Mini Vidaya Kuvvet Yüklemesi ile İlgili Faktörler

2.8.1 Yükleme Zamanlaması

Ortodontik amaçlı kullanılan mini vidalar, vidanın yerleştirilmesi ve kuvvet uygulaması arasında geçen süre bakımından iki şekilde değerlendirilmektedir. Bunlardan birincisi, uygulamadan hemen sonra veya dört hafta içerisinde kuvvet uygulamasıyla anlaşılan erken yükleme, ikincisi ise dört haftadan fazla sürede kuvvet uygulamasıyla anlaşılan geç yüklemedir. Literatürde mini vida yükleme zamanlaması ile ilgili olarak farklı görüşler yer almaktadır.^{40,56-61} Bazı çalışmalarda geç yükleme yapılması tavsiye edilirken,⁶¹⁻⁶³ bazı çalışmalarda da erken yükleme ile geç yükleme arasında mini vida başarısı açısından farklılık olmadığı belirtilmiştir.^{56,57,59,64}

Zhang ve ark.⁶³ yapmış oldukları hayvan çalışmasında yükleme protokolünün mini vida başarısına ve osseointegrasyonuna olan etkisini incelemişlerdir. Çalışmadaki mini vidaların bir kısmına yerleştirmeden hemen sonra, bir kısmına yerleştirmeden 2 hafta sonra ve diğer bir kısmına yerleştirmeden 4 hafta sonra yükleme yapılmıştır. Hemen yükleme yapılan gruptaki kemik-mini vida teması 2 ve 4 hafta sonra yükleme yapılan gruba göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Araştırmacılar yerleştirmeden 4 hafta sonraki yükleme protokolünü tavsiye etmişlerdir. Wu ve ark.⁶¹ hayvanlar üzerinde yaptıkları çalışmada, yerleştirmeden sonraki ilk iki hafta içinde yapılan yüklemelerin kemik-mini vida ara yüzeyinde hasarlara neden olabileceğini ve dolayısıyla stabiliteyi olumsuz etkileyebileceğini belirtmiştir. Yüklemenin yerleştirmeden 4 hafta sonra yapılmasını tavsiye etmişlerdir. Bu çalışmaların aksine Chen ve ark.⁶⁴ hemen yüklemenin mini vida osseointegrasyonunu önlemediği hatta kemik ile adaptasyonunu arttırabileceğini belirtmişlerdir. Luzi ve ark.⁶⁵ da benzer şekilde hafif kuvvetlerle erken yükleme yapılan mini vidalarda, çevre kemik dokusunda

olumsuz yan etkiler meydana gelmediğini belirtmiştir. Hemen yükleme yapılan mini vidalarda uygulanan kuvvetin 50 N'u geçmemesi gerektiği belirtilmiştir.⁶⁶ Bazı mini vıda çalışmalarında erken yükleme protokolleri uygulanarak %80 – 90 aralığında mini vıda başarısı elde edilmiştir.^{45,56,67-69}

2.8.2 Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Miktarı

Çoğu çalışmada mini vidaya uygulanan kuvvet miktarının 200 g ve altında olduğu görülmektedir. Bununla beraber 50-400 g arasında kuvvet uygulanan klinik çalışmalar da bulunmaktadır. Wehrbein ve ark.⁷⁰ köpek palatal kemiklerinde 1 N kuvvet uygulaması sonucu kontrol grubuna göre ilave kemik yapımı bulmamışlardır. Ancak kuvvet 2 N'a çıkınca baskı olan tarafta kontrol grubundan daha fazla ilave kemik yapımı gözlemişlerdir. Melsen ve Lang⁶⁶ kuvvet uygulanan grupta kontrol grubuna oranla daha fazla yeni kemik yapılanması olduğunu bulmuşlardır.

Erken yükleme yapılan ve fazla kuvvet uygulanmış mini vidaların yer değiştirdiği belirtildiğinden, 50 g kuvvet ile başlayıp ilk iyileşme sonrasında kuvvetlerin artırılmasının daha uygun olabileceği belirtilmiştir.^{38,71-74} Buna karşılık bazı çalışmalarda mini vidaların yer değiştirmesinin düşük kuvvetlerde de mümkün olduğu açıklanmıştır.⁷⁴ Wang ve Lio⁷⁵ çalışmalarında vidanın yer değiştirmesini, 200-425 g arası uygulanan kuvvetin büyüklüğüne veya yönüne değil yükün süresine bağlamışlardır. Birçok araştırmacı fazla kuvvet kullanılmamasını ve fazla kuvvet uygulamalarının sonuçlarını daha iyi açıklayabilecek yeni çalışmaların yapılmasını önermektedir.^{38,70,73}

2.8.3 Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi

Yapılan klinik çalışmalarda mini vidalara uygulanan kuvvetin süresinin 3 aydan 37 aya kadar değişiklik göstermesiyle birlikte çoğunlukla 1 yıla kadar olan süreler değerlendirilmiştir. Bu nedenle mini vidaların uzun dönem stabilitesiyle ilgili çok az şey bilinmektedir. Yapılan üç ayrı çalışmada mini vidaların 6,5-9,5 ay sonra yer değiştirdiği bildirilmiştir.^{72,74,76} Wang ve Liou⁷⁵ kuvvet uygulama süresiyle yer değiştirme miktarı arasında korelasyon bulmuşlar ve yüksek kuvvetin bu etkiyi arttırabileceğini belirtmişlerdir.

2.8.4 Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Tipi

Ortodontik diş hareketi oluşturmak için hem hafif ve devamlı, hem de şiddetli ve aralıklı kuvvetler kullanılabilir. Mini vıda stabilitesi ve kuvvetin tipi ilişkisi

sadece bir klinik çalışmada analiz edilmiş ve vida başarısı ile uygulanan ortodontik kuvvet tipi arasında korelasyon bulunamamıştır.⁵⁷

2.8.5 Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü

Kuvvetin uygulandığı yön ve mini vidaların başarısı arasındaki ilişkiyi değerlendiren bir çok çalışma mevcuttur.^{58,77-80} Costa ve ark.⁷⁷ mini vidaya, vidayı çıkarma yönünde etkileyecek çevirme kuvvetinin vida kaybına neden olabileceğini belirtmişlerdir. Kim ve ark.⁸¹ SLA yüzeyli mini vidaların saat yönünün tersine olan rotasyonel kuvvetlere karşı direnç gösterdiğini belirtmişlerdir. Cheng ve ark.⁵⁸ lateral, ekstruziv ve torsiyonel kuvvetlerden kaçınılmasını önermektedir. Freudenthaler ve ark.⁷⁹, mini vidanın uygulanacağı yerin dişin direnç merkeziyle aynı olmasını önermişlerdir. Uygulanan kuvvet vidanın uzun eksenine paralel olduğunda vidanın direncinin en fazla olduğu görülmüştür. Bunu da uygulanan kuvvetin vida yivlerine dik açı ile geldiği için uygulanan kuvvete direncin en üst seviyeye çıkmasıyla açıklamışlardır.

2.9 Mini Vida Başarısı ve Stabilitayı Etkileyen Faktörler

Mini vidaların başarı oranlarını değerlendiren literatürler incelendiğinde, başarılı bir mini vidanın tanımı ile ilgili tek bir standardizasyon oluşturulamamış ve birçok farklı kriter kullanılmıştır. Çalışmaların çoğunda mini vida başarı oranı %80'in üzerinde bulunmakla beraber, başarı oranları %0 ile %100 aralığında değişmektedir.^{82,83} Bunun nedeni olarak; değerlendirilen zaman aralığı, mobilite varlığı, yer değiştirme miktarı gibi değişkenlerin çalışmalarda farklı tanımlamalarla değerlendirilmiş olması, çalışmaların dizaynı metodoloji farklılıkları ve değişkenlerin kontrolündeki eksikler gösterilmektedir. Buna örnek olarak bazı çalışmalarda mini vida başarısı vida uygulamasından hemen sonra değerlendirilmeye başlanırken, bazı çalışmalar da ise ortodontik kuvvetin uygulanmasını takiben değerlendirilmiştir.^{57,83} Bu tip metodoloji farklılıkları, mini vida başarı oranlarının da çalışmalarda değişkenlik göstermesine neden olmaktadır.

İmplantlarda, hemen uygulama sonrası elde edilen stabiliteye primer stabilite denir. Yerleştirme torku ile ölçülen başlangıç stabilitesi, mini vidaların klinik başarısı için önemlidir.^{84,85} Başarısızlık çoğunlukla erken dönemde meydana gelmektedir.⁸⁶ Bu durumda, mini vidanın primer stabilitesinin artırılması, tedavi sürecinde vida kayıplarının minimuma indirilmesini sağlayacaktır. Stabilitayı etkileyen faktörleri şu şekilde sıralayabiliriz:

2.9.1 Hasta Faktörleri

a) **Genel Durum:** Kemik modelling ve remodelling süreçlerinin devam ettiği dinamik bir dokudur ve bu nedenle kemiğin genel durumu ve sağlığı stabiliteyle yakından ilişkilidir.⁸⁷

b) **Lokal Sert Doku Durumu:** Sert dokunun durumu hastanın yaşına, cinsiyetine ve implant yerleştirilecek alanın lokalizasyonuna bağlıdır.⁸⁸ Kortikal kemiğin kalite ve kantitesi özellikle mekanik destek için önemlidir.^{89,90} Dens trabeküler kemik düşük densitedekine göre daha çok tercih edilmektedir. Sert kortikal kemik cerrahi travmaya karşı oldukça hassastır. Çünkü preperasyon sırasında daha fazla sürtünme ısı meydana gelmektedir bununla birlikte daha limitli kanlanmasının bir sonucu olarak daha düşük iyileşme potansiyeli bulunmaktadır. Ayrıca, yerleştirme sırasında oluşan stres mini vida-kemik ara yüzeyinde kemik dokunun azalmasına sebep olabilmektedir.^{67,91}

c) **Lokal Yumuşak Dokunun Durumu:** Yapışık dişetine yerleştirilmiş bir vida daha stabil iken hareketli dişetinde yer alan vidalar daha az stabildir ve dişeti problemlerine ve enfeksiyona neden olabilmektedirler.⁹²

d) **Lokal Stres Durumu:** Çevreleyen bölgelerdeki stres mini vidanın stabilitesini etkileyebilmektedir. Ör: Mandibular birinci ve ikinci molar dişler arasında çiğneme sırasında meydana gelen aşırı kuvvetler.⁸⁸

e) **Ağız Bakımı:** Kronik peri-implantitis kemik rezorpsiyonuna neden olabilmektedir.^{58,93} Ancak vidanın kaybedilmesinde kronik inflamasyonun bir faktör olduğuna dair herhangi bir kanıt bulunmamaktadır.⁸⁸

2.9.2 Cerrahi Yöntemle İlgili Faktörler

a) **Uygulayan Hekimin Tecrübesi:** Yapılan dental implant uygulamalarında işlemin minimal travmayla gerçekleştirilmesinin implant başarısı açısından önemli olduğu bildirilmiştir.⁹⁴ Benzer şekilde, klinik ortodontide ankraj amaçlı mini vida uygulamalarında el hassasiyetinin önemi çok fazladır. Mini vidayı hiç salınım yapmadan uygulamak, primer stabiliteyi ve başarıyı etkilemektedir.^{65,95} Uygulama sırasında oluşan travmalar ve termal hasarlar implantın fibröz yapıyla çevrenmesine neden olacaktır.⁹⁵ Bu uygulamalarda deneyimin artması başarı oranını da arttırmaktadır.^{57,65,96,97}

b) Rehber Delik Uygulaması: Pilot delik ya da diğer bir deyişle rehber delik, daha az travmatik uygulama yapılabilmesi açısından tercih edilebilir. Bu uygulamanın primer stabilite kalitesini arttıracığı düşünülmektedir. Bu rehber delik mini vida boyu kadar⁶⁷, ya da sadece kortikal kemiği delegecek kadar olabilir.^{78,98} Vidanın “pre-drilling” ya da “self-drilling” olması açılacak olan rehber deliğin nasıl olacağına karar verilmesini etkilemektedir. “Self-drilling” vidalar sadece kortikal kemik delinerek uygulandığı gibi, rehber delik açmadan da uygulanabilir. “Pre-drilling” vidalar ise rehber deliğin tüm minivida boyu kadar hazırlanmasıyla uygulanır.⁹⁹

Sadece kortikal kemik delinerek açılacak rehber delik 3 mm derinliğinde olmalıdır. En kalın kortikal kemik angulus bölgesindedir ve 3 mm olarak ölçülmüştür. Kortikal kemikten sonraki süngerimsi kemikteki delik derinliği mini vida stabilitesini etkilememektedir.^{44,45} Bununla birlikte süngerimsi kemikte rehber delik açılmamasının mini vida yivleri ile kemik arasında daha sıkı bir mekanik tutunma sağlayacağını söyleyen çalışmalar da mevcuttur.^{100,101} Yine rehber delik açılmadan uygulanan bazı mini vida çalışmalarında, daha sıkı kemik-vida bağlanması gösterilmiştir. Araştırmacılar bu durumu, daha az kemik talaşı oluşmasına ve daha az termal hasar ortaya çıkmasına bağlamışlardır.^{43,44} Benzer şekilde Eriksson ve ark.⁹⁵ yapmış oldukları bir hayvan çalışmasında rehber delik açıldığında, açığa çıkan ısının kemik dokusu hasarına yol açtığını açıklamışlardır.

Literatür incelendiğinde mini vida uygulama öncesinde açılacak rehber deliklerin vida çapından 0,7 mm¹⁰², 0,5 mm^{58,72,77,98}, 0,3 mm^{57,59,68,103} daha dar ya da aynı çapta¹⁰¹ olabildiği görülmektedir. Ancak klinik pratiğinde rehber deliğin vida çapından daha dar olması önemlidir.¹⁰⁴ Klinik ortamda el hassasiyetinin de hesaba katılması unutulmamalıdır. Vidayı hiç salınım yapmadan uygulamak oldukça zordur. Bununla birlikte rehber deliğinin vida çapından çok daha dar olduğu durumlarda mini vida ile kemik temas bölgesinde oluşacak stres oranı yükselmekte bu durumda lokal iskemi ve nekroz oluşmasına neden olabilmektedir.^{67,105}

Hayvanlar üzerinde rehber delik açılarak ve açılmadan uygulanan iki farklı çalışmada Kim ve Chang¹⁰⁶ bir haftalık iyileşme periyodu sonrası kuvvet uygularken, Chen ve ark.¹⁰⁷ hemen yükleme yapmışlardır. Her iki deneysel çalışmada da rehber delik açılmayan gruplar daha başarılı bulunmuştur. Rehber delik açılmadan uygulanan mini vidalarda, kemik yüzeyi ile vida arasında daha fazla temas olduğunu gösteren

histolojik çalışmalar da mevcuttur.^{44,45,107} Bununla beraber rehber delik açılmadığında daha az travma yaratıldığı ve daha iyi doku uyumu oluştuğu bildirilmektedir.⁴⁵

Mini vida başarısında rol oynayan kortikal kemik kalınlığı, rehber delik uygulaması kararını belirleyen önemli bir faktördür. Alt ve üst çene vida uygulamalarında alt çenede daha fazla başarısızlık görülmektedir. Bunun nedeni alt çenedeki kortikal kemik kalınlığının, özellikle arka bölgelere doğru daha da fazla olmak üzere, daha kalın olmasıdır. Kortikal kemik kalınlaştıkça, mini vida kırılma riski artmakta^{85,107} ve ayrıca uygulama sırasında açığa çıkan aşırı ısı, enflamasyona sebep olup erken dönem iyileşmeyi geciktirmektedir.⁸⁵

c) Flep Açılması: Literatürde mini vidaların flep açılarak veya açılmaksızın uygulandığı görülmektedir.^{56,96} Mini vidalar genelde flep açılması gerekmeksizin uygulanabilmektedir.¹⁰⁸⁻¹¹⁰ Kuroda ve ark.⁵⁹ 2007'de, flepsiz tekniğin daha başarılı olduğunu, hastaların postoperatif dönemde daha az ağrı ve rahatsızlık duyduklarını bildirmişlerdir.

d) Uygulama Açısı: En sağlıklı primer stabiliteye ulaşmak, maksimum kortikal kemik yüzeyinden yararlanmaktan geçmektedir. Mini vida açılı yerleştirildiğinde kortikal kemik ile temas eden yüzeyi, dolayısıyla stabilitesi artmaktadır. Kortikal kemik desteğini arttırmanın yanı sıra, hasar vermek istemediğimiz anatomik yapılardan kaçınmak için de minivida değişik açılarda yerleştirilmektedir.^{57,62} 2009 yılında Kim ve ark.¹¹¹, minividaların üst çenede posterior bölgede mine–sement sınırından 2-4 mm uzakta ve 45°'den daha az açıda uygulanmasını önermişler. Park ve ark.¹¹² yaptıkları bir çalışmada, meziodistal açıldırmaı irdelemiş ve uygulama sırasında mini vidanın 10°-20° distale açıldırılarak dişlerin kontak noktasının 0,5-2,7 mm distalinden uygulanmasını tavsiye etmişlerdir.

e) Yerleştirme Torku: Primer stabilitenin değerlendirilmesinde sıkça kullanılan yöntemlerden birisi olan uygulama torku mini vidanın kemiğe yerleştirilebilmesi için gereken rotasyonel kuvvet uygulama torku olarak tanımlanmaktadır.^{113,114} Motoyoshi ve ark.⁶⁷ uygulama torku çok düşük olduğu zaman yetersiz mekanik kilitleme sonucu gerekli başlangıç stabilitesinin elde edilemediğini, uygulama torku çok yüksek olduğu zaman ise osseointegrasyon ile desteklenen sekonder stabilitenin sağlanamadığını belirtmişlerdir. Uygulama torkunun en az 5 N/cm olması gerektiği⁶⁷, 20 N/cm'den yüksek yerleştirme torklarının kemikte aşırı sıkışmaya ve mikro hasarlara neden olduğu

ve buna bağı olarak mini vida başarısını olumsuz etkilediği çalışmalarda rapor edilmiştir.^{99,105} Bu nedenle yerleştirme torkunun 20 N/cm'nin üzerine çıkmamasına özen gösterilmelidir.⁹⁹

f) Monokortikal-Bikortikal Uygulama: Bikortikal uygulamada mini vida hem bukkal hem de lingual kortikal kemikten destek almaktadır. Çeşitli çalışmalar bikortikal uygulamanın vidanın kuvvetlere karşı direncini arttırdığını göstermiştir.^{115,116} Ayrıca uygulanan kuvvetin, hareket ettirilecek diş veya diş grubunun direnç merkezinden geçecek şekilde ayarlanabilmesi bu uygulamanın avantajı olarak gösterilmiş ve vidanın kuvvetlere karşı daha dirençli olduğu belirtilmiştir.⁷⁹ Ancak, mini vidalar klinik pratiği ve uygulama kolaylığı açısından çoğunlukla monokortikal olarak uygulanmaktadır.

2.9.3 Mini Vidaya Bağlı Faktörler

a) Biyouyumluluk: Mini vida materyallerinin fiziksel özellikleri, özellikle dokunun direkt temas ettiği yüzey, hücre adezyon yapılarının ve biyomoleküllerin yüzeye tutunmasında etkilidir.^{37,117,118} Ayrıca bu özellikler, kemik ve vida arasındaki ara yüzey oluşumunu ve iyileşme sürecinin hızını etkilemektedirler. Biyouyumluluk, ara yüzeyin orta ve uzun vadede kalıcılığıyla ilişkilidir.¹¹⁹ Materyaller biyoaktif, biyo inert ve biyotoleranslı olarak sınıflandırılabilirler.¹²⁰ Vidalarda, hidroksiapatit veya alüminyum oksit gibi biyoaktif materyallerin kemikle kimyasal bağlantı oluşturduğu bildirilmiştir.⁸⁸

b) Tasarım: Vida tasarımı, komşu kemik dokulara stres dağılımını etkilemektedir. Yüksek düzeyde sıyırma (shear) stres uygulayan vidaların uzun dönem prognozu iyi bulunmamıştır.^{121,122}

c) Mini Vida Boyu: Erken dönem stabiliteyi etkileyen mini vida parametrelerini araştırmak için iki boyutlu modelleri kullanan, yerleştirme işleminden hemen sonra kemik-vida ara yüzeyinin durumunu inceleyen, doğrusal olmayan bir sonlu-eleman model analizi kullanılmıştır.¹²³

Mini vida boyunun stres dağılımında çok az etkili olduğu¹²³ fakat dişli tasarımı ve çapın belirgin şekilde etkili olduğu gösterilmiştir.¹²³ Bu nedenle, başlangıç stabilitesinde dişli tasarımı ve çap önemlidir. İki boyutlu modelleri kullanan çalışmaların sonuçlarını doğrulamak ve fizyolojik eşiği belirlemek için üç boyutlu sonlu-eleman analizi yapılmıştır.¹²⁴ Sonuçlar, stresin daha çok dar alanlarda yoğunlaştığını göstermiştir ve stres dağılımında mini vida tasarımına bağlı

parametrelerde iki boyutlu çalışmada gösterilene benzer sonuçlar bulunmuştur. Freudanthaler ve ark.⁷⁹ yerleştirme işlemi için en az 5 mm boyutundaki mini vidanın kullanılması gerektiğini fakat bikortikal ankraj olmadığı müddetçe mini vidanın boyunun 5 mm'yi aşmasının vidanın primer stabilitesini artırmadığını bildirmişlerdir.

d) Dişli Şekli: Dişli tasarımı veya dişlinin kesit şekli hem yükleme sırasında stres dağılımıyla hem de yerleştirme metoduyla ilişkilidir. Yamuk veya dikdörtgen kesitli dişlinin yerleştirilmesi zordur fakat stres dağılımı açısından daha avantajlıdır.¹²³

e) Çap: Çap, kemik içindeki stres dağılımını belirgin şekilde etkilemektedir.¹²³ Kortikal kemikte kalın çaplı mini vida en uygun stres dağılımını sağlamaktadır.^{79,123,125}

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Çalışmaya başlamadan önce Cumhuriyet Üniversitesi Deney Hayvanları Yerel Etik Kurul onayı alınmış (04/07/2013 tarih ve 379 sayılı yazı) ve Etik Kurulu yönergelerinin 13. maddesinde belirtilen “etik kurallara uygunluk esası” kararına uyulmuştur. Çalışmada kullanılan tüm hayvanlara çalışma süresince deney hayvanları bakım kurallarına uygun muamele edilmiştir.

Çalışmamızın deneysel aşaması Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Deney Hayvanları Araştırma Laboratuvarında, SEM görüntülerinin incelenme aşaması ise Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde gerçekleştirilmiştir.

3.1 Gereç

Çalışma, yaşları 6 ay olan, 3-3,5 kg ağırlığında, birden on ikiye kadar numaralandırılmış (Şekil 3-7) 12 adet erkek beyaz Yeni Zelanda tavşanı üzerinde yürütülmüştür. Çalışmada 1,6 mm çapında, 8 mm uzunluğunda, toplam 48 adet self-drilling Titanyum-Alüminyum-Vanadyum (Ti6Al4Va) alaşımı olan dört farklı marka (Anchor Plus, Dewimed, MTN, Dual Top) mini vida kullanılmıştır. Deney ve kontrol grupları dört gruptan oluşturulmuştur.

3.1.1 Deney Grubu

Çalışmamızda kullanılan vidalar sayı ve yüzey yapısı bakımından benzerlik gösterecek şekilde seçilmiştir. İlk kez kullanılacak vidalar sterilize edildikten sonra deney grubuna dahil edilmiş ve dört gruba ayrılmıştır. Birinci ve dördüncü gruptaki vidalar konik, ikinci ve üçüncü gruptaki vidalar ise silindirik tip vidalardan oluşturulmuştur.

1. grup: 12 adet konik formlu Anchor Plus (KJ, Meditech, Seul-Korea) marka mini vidadan oluşturulmuştur (Şekil 3-1).



Şekil 3-1 Anchor Plus marka mini vida

2.grup: 12 adet silindirik formlu Dewimed (O.S.A.S., Tuttlingen-Germany) marka mini vidadan oluşturulmuştur (Şekil 3-2).



Şekil 3-2 Dewimed marka mini vida

3. grup: 12 adet silindirik formlu MTN (Tasarım Medikal, İstanbul-Türkiye) marka mini vidadan oluşturulmuştur (Şekil 3-3).



Şekil 3-3 MTN marka mini vida

4. grup: 12 adet konik formlu Dual Top (Jeil Medical Corporation, Seul-Korea) marka mini vidadan oluşturulmuştur (Şekil 3-4).



Şekil 3-4 Dual Top marka mini vida

3.1.2 Kontrol Grubu

Kontrol grubu, deney grubunda kullanılan vidaların sterilize edilmesinden sonra tekrar kullanılan vidalardan oluşturulmuş ve dört gruba ayrılmıştır.

3.1.3 Vida Uygulama ve Çıkarma Tornavidaları

Çalışmamızda vidaların uygulanmasında ve çıkarılmasında vidalara ait özel tornavidalar kullanılmıştır (Şekil 3-5).



Şekil 3-5 Mini Vida Yerleştirme ve Çıkarılmasında Kullanılan Tornavidalar

3.1.4 Tork Ölçer Tornavida

Vidaların maksimum yerleştirme ve çıkarma tork değerlerinin ölçülmesinde dijital tork ölçer tornavida (Checkline TSD 50, A.B.D.) kullanılmıştır (Şekil 3-6).



Şekil 3-6 Tork Ölçer Tornavida ve Uçları

3.2 Yöntem

Deneklerin tümüne anestezi için asepsi ve antisepsi kurallarına uyularak intramuskuler yolla Ketamin Hidroklorür (Ketamidor-Richte Pharma) 50 mg/kg ve Xylazine (Rompun-Bayer) 10–20 mg/kg enjeksiyonu yapılmıştır. Anestezi sonrası steril şartlarda deneklerin sağ ve sol bacaklarının üst kısmının medial yüzeyindeki tüyler traş edilmiştir. Operasyon sahası Povidon İyod (Batticon-Adeka) ile temizlendikten sonra steril örtüler ile operasyon sahası açıkta kalacak şekilde örtülmüş ve operasyon bölgesine 2 cc, %4'lük Artikain HCL + 1/100000 Epinefrin HCL (Ultracain D-S Forte-Aventis) lokal anestezisi uygulanmıştır. Bu işlemden sonra operasyona tibianın uzun aksına paralel 50 mm'lik insizyonla başlanmış (Şekil 3-8), subkutan dokular künt disseksiyon ile geçildikten sonra periost minimum zedelenecek kemik açığa çıkarılmıştır (Şekil 3-9). Vidalar eksternal tibial kortekse dik ve tibianın alttaki ikinci korteksine temas etmeyecek şekilde, karşılıklı olarak uzun aksları birbirine paralel olarak yerleştirilmiştir (Şekil 3-10). Birinci ve ikinci gruptaki vidalar deneklerin sağ tibialarına, üçüncü ve dördüncü gruptaki vidalar ise sol tibialarına yerleştirilmiştir. Vidaların yerleştirme tork değeri kuvvet uygulanmadan önce ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Daha sonra iki vida arasına yerleştirilen nikel titanyum coil springler (TAD, GH Wire Company, Hanover, Germany, C2 Size, Medium 15 mm) ile 150 g kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3-11). Son olarak dokular 4-0 kat küt ile sütüre edilerek (Şekil 3-12a-b) çalışmanın birinci aşaması tamamlanmıştır. Deneklerin tümüne operasyon sonrası üç gün süreyle enfeksiyon profilaksisi için Carprofen 4mg/kg (Rimadyl-Pfizer, 20cc flakon) subkutan ve Seftriakson Na (Rocephin-Roche, 1g 1 ampul) 30-50mg/kg intramuskuler uygulanmıştır. Çalışmanın birinci aşamasında, bir ay süresince, ilk kez kullanılan vidalara devamlı ortodontik kuvvet uygulanmış ve birinci ayın sonunda anestezi işlemini takiben numaralandırılmış deneklerden vidalar çıkarma tork değeri kaydedilerek çıkarılmıştır. Vidalar uygulandıkları deneklerin numarasını içeren paketlerle sterilize edilmiş ve taramalı elektron mikroskopunda görüntüleri elde edilmiştir. İkinci aşamada, birinci aşamada kullanmış olduğumuz vidalar sterilize edilip, numaralandırmaya dikkat edilerek deneklere aynı metotla yerleştirilmiş ve birinci aşamadaki uygulamalar tekrar edilmiştir (Şekil 3-13).

Tüm bu işlemleri takiben denekler ikinci aşama tamamlandıktan sonra intravenöz 200 mg/kg sodyum pentotal enjeksiyonu (Petotal-Abbot) ile sakrifiye

edilmiştir. Çalışma sonunda hayvan atıkları plastik torba içinde toplanmış ve hastane tıbbi atıklarına katılmıştır.

3.2.1 Vidaların Yerleştirme ve Çıkarma Tork Değerlerinin Ölçülmesi

Vidaların maksimum yerleştirme ve çıkarma tork değerleri aynı araştırmacı tarafından Şekil 3-6'da gösterilen dijital tork ölçer tornavida ile ölçülmüştür

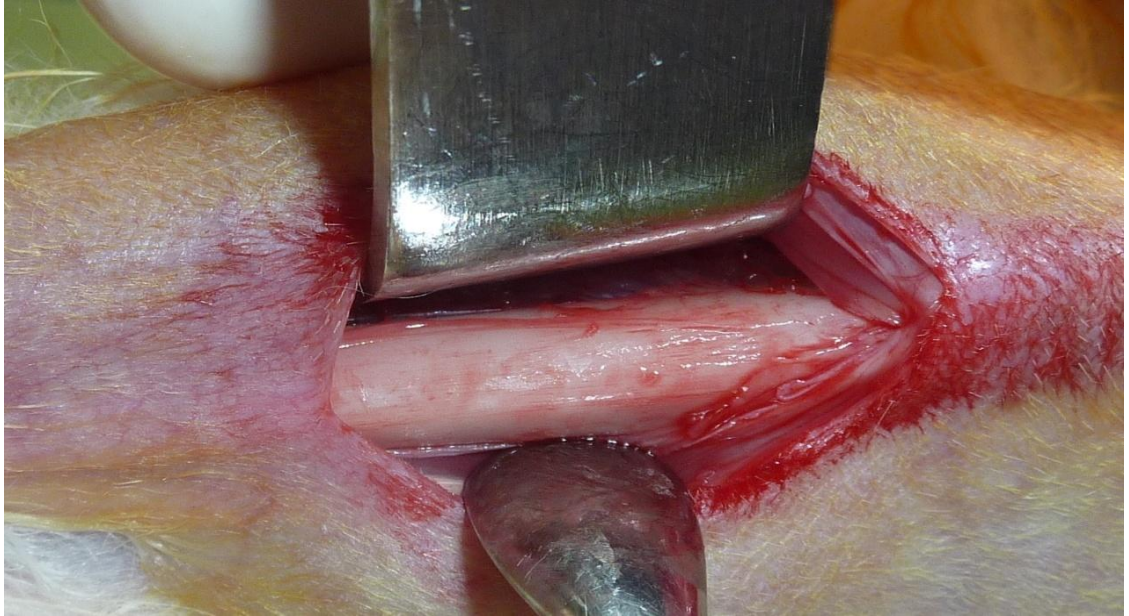
Vidalara ait maksimum yerleştirme tork değerleri, vidaların 2/3'ü kemiğe yerleştirildikten sonra tornavida uçlarının dijital tork ölçme cihazına yerleştirilmesi ile ölçülmüştür. Vidalara ait maksimum çıkarma tork değerleri dijital tork ölçme cihazı ile minimum basınç uygulanarak, vida çevre kemik dokudan ayrılana kadar saat yönünün tersi istikametinde çevrilerek ölçülmüş ve kaydedilmiştir.¹²⁶



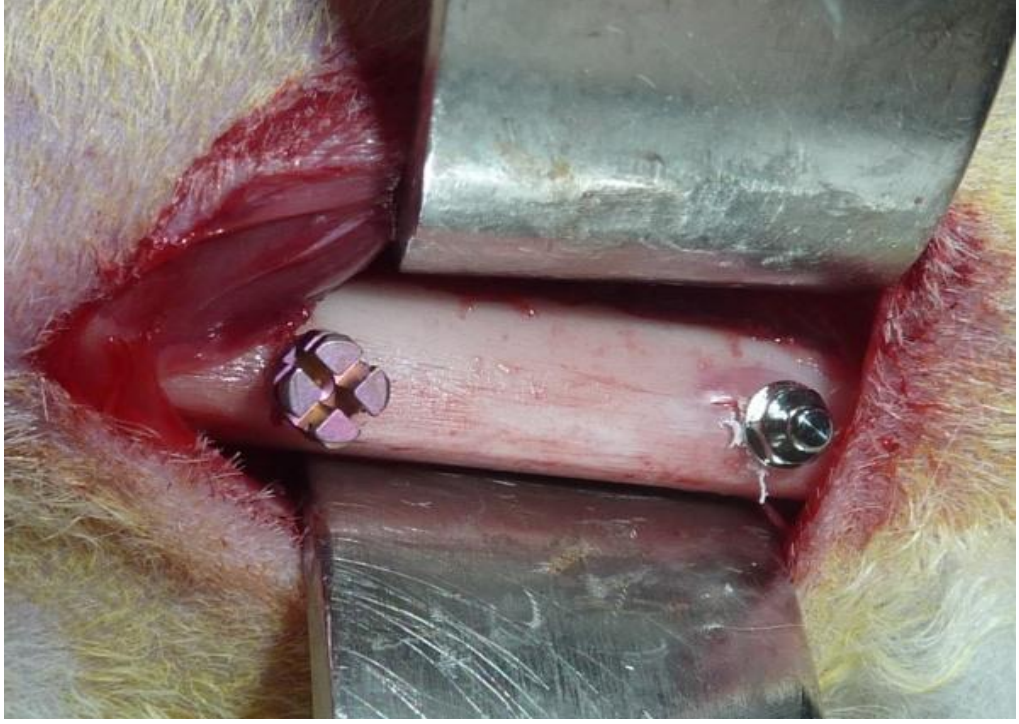
Şekil 3-7 Numaralandırılmış Tavşan Örneği



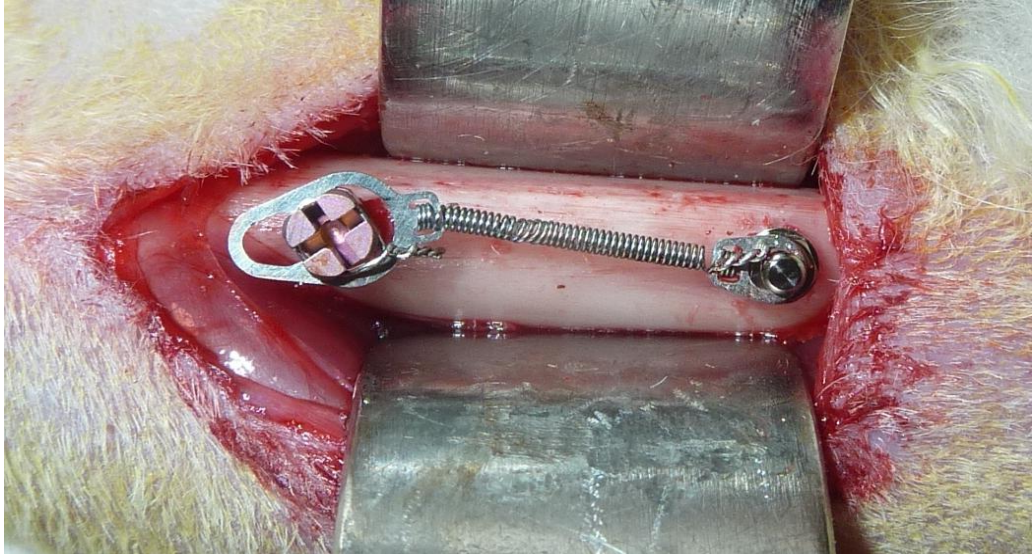
Şekil 3-8 İnsizyon sonrası operasyon bölgesinin görünümü



Şekil 3-9 Disseksiyon sonrası açığa çıkarılan kemik görüntüsü



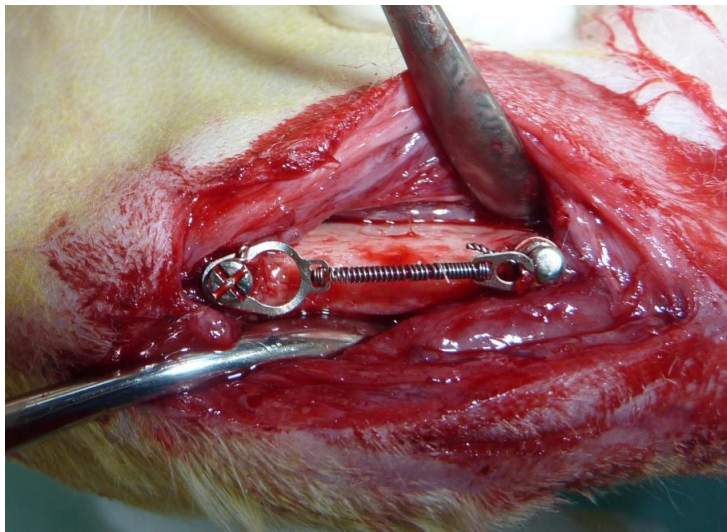
Şekil 3-10 Mini vidaların yerleştirildikten sonraki görüntüsü



Şekil 3-11 Nikel-titanyum coil springin mini vidalara bağlandıktan sonraki görüntüsü



Şekil 3-12 (a) Deri altı fasyanın suture edildikten sonraki görüntüsü (b) Derinin suture edildikten sonraki görüntüsü



Şekil 3-13 İkinci aşamada mini vidaların yerleştirilmesinden sonraki görüntüsü

3.2.2 Vidaların Sterilizasyonu

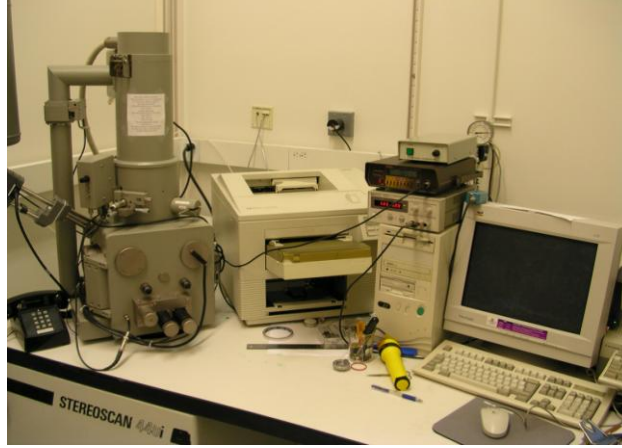
Diş hekimliğinde basınçlı buhar sterilizasyonu, ısı ve neme karşı dayanıklı olan kritik ve yarı kritik aletlerin paketlenmiş veya paketlenmemiş şekilde sterilizasyonu amacıyla kullanılır. Otoklav sterilizasyonunda temel ilke, sterilize edilecek malzemenin her noktasının belli bir ısıya sahip doymuş su buharı ile yeterli süre temas etmesinin sağlanmasıdır. Otoklav sterilizasyonu için yeterli sıcaklık, basınç ve süreler 134°C’de 2 atmosfer ve 3 dakika, cihaz boşken çalıştırıldığında ise toplam süre 20 dakika, 121°C’de 1 atmosfer ve 15 dakika, cihaz boşken çalıştırıldığında toplam süre 40 dakikadır. Çalışmamızda mini vidalar paketlenip 134°C’de 2 atmosfer basınçta ve 3 dakikada Melag Euroklav 23V-S Model otoklavda sterilize edilmiştir (Şekil 3-14).



Şekil 3-14 Melag Euroklav 23V-S marka Otoklav

3.2.3 SEM Değerlendirmesi

Deney ve kontrol aşamaları sonrasında numuneler numaralandırılarak sterilize edilmiş ve SEM değerlendirmesi için Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde, Leo 440 Computer Controlled Digital Model taramalı elektron mikroskopunda incelenerek görüntüler elde edilmiştir (Şekil 3-15).



Şekil 3-15 Leo 440 marka Taramalı Elektron Mikroskobu

3.3 İstatistiksel Değerlendirme

Verilerin analizi SPSS (Statistical Package for Social Science) Windows 11.5 paket programında yapılmıştır. Sürekli sayısal değişkenlerin dağılımının normal dağılıma yakın olup olmadığı Shapiro Wilk testiyle, varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler, ortalama \pm standart sapma biçiminde gösterilmiştir.

Gruplar arasında ortalama değerler yönünden farkın önemliliği Tek Yönlü Varyans analizi ile araştırılmıştır. Tek yönlü varyans analizi sonucunun önemli bulunması halinde farka neden olan durum(lar) post hoc Tukey HSD testi kullanılarak tespit edilmiştir. Gruplar içerisinde yerleştirme ve çıkarma torklarına ilişkin 1. ve 2. ölçümler arasındaki farkın önemliliği ise Bağımlı t testiyle incelenmiştir. Yerleştirme ve çıkarma torkları arasındaki ilişki ise Pearson'un korelasyon katsayısı hesaplanarak değerlendirilmiştir.

Aksi belirtilmedikçe $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Ancak, bu çalışmada olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

4. BULGULAR

4.1 Klinik Bulgular

Çalışmamızda 12 tavşana 48 adet mini vida yerleştirilmiştir. Tüm vidalar yerleştirildikleri anda iyi bir primer stabilite göstermiş ve mobilite bulgusuna rastlanmamıştır. Deney aşamasında bir ay boyunca uygulanan 150g'lık devamlı ortodontik kuvvetin ardından vidalar çıkarılmış ve SEM'de incelenmiştir. Aynı işlemler kontrol aşamasında da tekrarlanmıştır. Tavşanlarda herhangi bir enfeksiyona ve mini vidalarda klinik olarak mobilite bulgusuna rastlanmamıştır.

4.2 Biyomekanik Bulgular

Gruplar arasında 1. yerleştirme ortalama tork değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup ($p<0,001$), Anchor Plus ve Dewimed gruplarına göre sırasıyla; MTN ve Dual Top gruplarının ortalama torkları istatistiksel anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p<0,001$). Ayrıca, MTN grubuna göre Dual Top grubunun da ortalama torkları istatistiksel anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p=0,016$). Anchor Plus ve Dewimed grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,086$).

Çizelge 4-1 Gruplara göre 1. yerleştirme tork değerleri

Gruplar	1.Yerleştirme Torku (N/cm)
Anchor Plus (n=12)	16,26±1,27 ^{AB}
Dewimed (n=12)	15,16±1,04 ^{CD}
MTN (n=12)	12,62±1,13 ^{ACE}
Dual Top (n=12)	11,20±0,98 ^{BDE}
p-değeri‡	<0,001

‡ Tek Yönlü Varyans analizi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: Anchor Plus ile MTN arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), B: Anchor Plus ile Dual Top arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), C: Dewimed ile MTN arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), D: Dewimed ile Dual Top arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), E: MTN ile Dual Top arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,016$).

Gruplar arasında 2. yerleştirme ortalama tork değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark olup ($p<0,001$), Anchor Plus ve Dewimed gruplarına göre sırasıyla; MTN ve Dual Top gruplarının ortalama torkları istatistiksel anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p<0,001$). Ayrıca, MTN grubuna göre Dual Top grubunun da ortalama torkları istatistiksel anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p=0,003$). Anchor Plus ve Dewimed grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p=0,137$).

Çizelge 4-2 Gruplara göre 2. yerleştirme tork değerleri

Gruplar	2.Yerleştirme Torku (N/cm)
Anchor Plus (n=12)	15,57±1,12 ^{AB}
Dewimed (n=12)	14,52±1,32 ^{CD}
MTN (n=12)	12,37±1,18 ^{ACE}
Dual Top (n=12)	10,58±0,96 ^{BDE}
p-değeri‡	<0,001

‡ Tek Yönlü Varyans analizi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: Anchor Plus ile MTN arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), B: Anchor Plus ile Dual Top arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), C: Dewimed ile MTN arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), D: Dewimed ile Dual Top arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), E: MTN ile Dual Top arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,003$).

Anchor Plus grubu içerisinde 1. yerleştirme ortalama torku istatistiksel anlamlı olarak 2. yerleştirme ortalama torkundan daha yüksek bulunmuştur ($p=0,002$). Dewimed grubu içerisinde 1. yerleştirme ortalama torku istatistiksel anlamlı olarak 2. yerleştirme ortalama torkundan daha yüksek bulunmuştur ($p=0,007$). MTN grubu içerisinde 1. yerleştirme ortalama torku ile 2. yerleştirme ortalama torku istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p=0,198$). Dual Top grubu içerisinde 1. yerleştirme ortalama torkunun istatistiksel anlamlı olarak 2. yerleştirme ortalama torkundan daha yüksek olduğu gözlenmiştir ($p=0,002$).

Çizelge 4-3 Gruplara göre 1. ve 2. yerleştirme tork değerleri

Gruplar	1.Yerleştirme (N/cm)	2.Yerleştirme (N/cm)	p-değeri‡
Anchor Plus (n=12)	16,26±1,27	15,57±1,12	0,002
Dewimed (n=12)	15,16±1,04	14,52±1,32	0,007
MTN (n=12)	12,62±1,13	12,37±1,18	0,198
Dual Top (n=12)	11,20±0,98	10,58±0,96	0,002

‡ Gruplar içerisinde 1. ve 2. yerleştirme tork değerleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Bağımlı t-testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Gruplar arasında 1. yerleştirme ve 2. yerleştirme tork farklarının ortalamaları yönünden ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,282$).

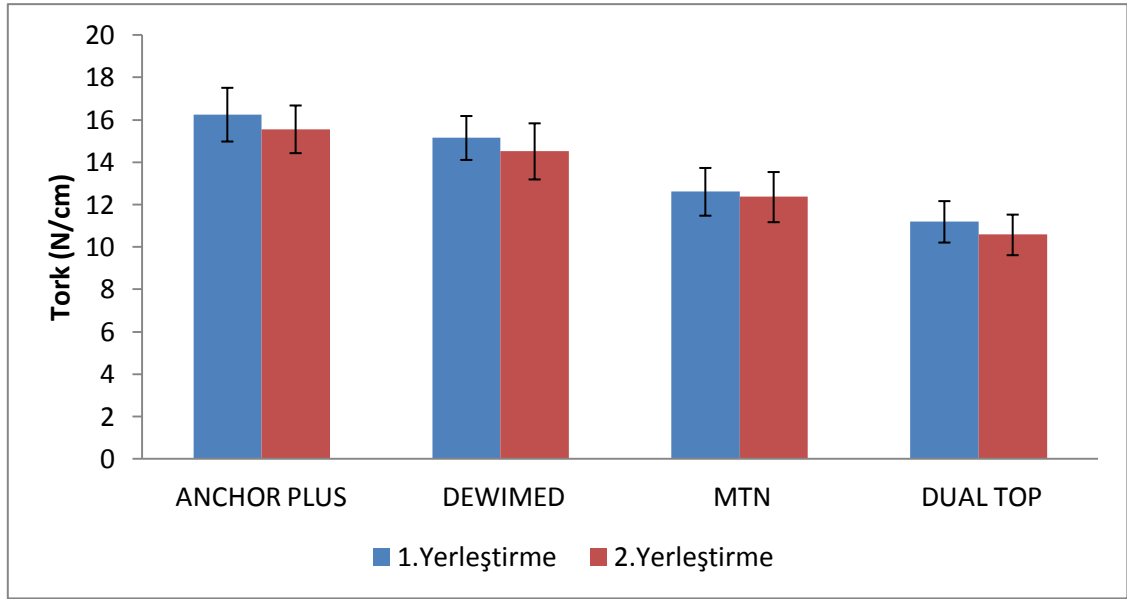
Çizelge 4-4 Gruplara göre yerleştirme torklarındaki farklar

Gruplar	Yerleştirme Torklarındaki Fark (N/cm)
Anchor Plus (n=12)	0,69±0,61
Dewimed (n=12)	0,64±0,66
MTN (n=12)	0,25±0,63
Dual Top (n=12)	0,62±0,52
p-değeri‡	0,282

‡ Tek Yönlü Varyans analizi, $p<0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Çizelge 4-5 1. ve 2. yerleştirme tork değeri ortalamaları ve Standart Sapmaları

Gruplar	Tork Değerleri		Standart Sapma	
	1.Yerleştirme	2.Yerleştirme	1.Yerleştirme	2.Yerleştirme
Anchor Plus	16,26	15,57	1,27	1,12
Dewimed	15,16	14,53	1,04	1,32
MTN	12,62	12,37	1,13	1,18
Dual Top	11,20	10,58	0,98	0,96



Şekil 4-1 Mini vidaların 1. ve 2. yerleştirme tork değeri ortalamalarının verilerini gösteren grafik

Gruplar arasında 1. çıkarma ortalama tork değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup ($p < 0,001$), Anchor Plus grubuna göre sırasıyla; Dewimed, MTN ve Dual Top gruplarının ortalama torkları istatistiksel anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p < 0,001$). Dewimed grubuna göre sırasıyla; MTN ve Dual Top gruplarının ortalama torkları istatistiksel anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p < 0,001$). MTN ve Dual Top grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p = 0,349$).

Çizelge 4-6 Gruplara göre 1. çıkarma tork değerleri

Gruplar	1.Çıkarma Torku (N/cm)
Anchor Plus (n=12)	$9,38 \pm 0,67^{ABC}$
Dewimed (n=12)	$8,42 \pm 0,71^{ADE}$
MTN (n=12)	$7,01 \pm 0,39^{BD}$
Dual Top (n=12)	$6,61 \pm 0,51^{CE}$
p-değeri‡	<0,001

‡ Tek Yönlü Varyans analizi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: Anchor Plus ile Dewimed arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$), B: Anchor Plus ile MTN arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$), C: Anchor Plus ile Dual Top arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$), D: Dewimed ile MTN arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$), E: Dewimed ile Dual Top arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$).

Gruplar arasında 2. çıkarma ortalama tork değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup ($p<0,001$), Anchor Plus grubuna göre sırasıyla; Dewimed, MTN ve Dual Top gruplarının ortalama torkları istatistiksel anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p=0,013$; $p<0,001$ ve $p<0,001$). Dewimed grubuna göre sırasıyla; MTN ve Dual Top gruplarının ortalama torkları istatistiksel anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p<0,001$). Ayrıca, MTN grubuna göre Dual Top grubunun da ortalama torku istatistiksel anlamlı olarak daha düşük olduğu gözlenmiştir ($p=0,014$).

Çizelge 4-7 Gruplara göre 2. çıkarma tork değerleri

Gruplar	2.Çıkarma Torku (N/cm)
Anchor Plus (n=12)	8,97±0,60 ^{ABC}
Dewimed (n=12)	8,20±0,83 ^{ADE}
MTN (n=12)	6,76±0,35 ^{BDF}
Dual Top (n=12)	5,99±0,47 ^{CEF}
p-değeri‡	<0,001

‡ Tek Yönlü Varyans analizi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: Anchor Plus ile Dewimed arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,013$), B: Anchor Plus ile MTN arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), C: Anchor Plus ile Dual Top arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), D: Dewimed ile MTN arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), E: Dewimed ile Dual Top arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), F: MTN ile Dual Top arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,014$).

Anchor Plus grubu içerisinde 1. çıkarma ortalama torku ile 2. çıkarma ortalama torku istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p=0,064$). Dewimed grubu içerisinde 1. çıkarma ortalama torku ile 2. çıkarma ortalama torku istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p=0,060$). MTN grubu içerisinde 1. çıkarma ortalama torku ile 2. çıkarma ortalama torku Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p=0,019$). Dual Top grubu içerisinde ise 1. çıkarma ortalama torku istatistiksel anlamlı olarak 2. çıkarma ortalama torkundan daha yüksek olduğu bulunmuştur ($p<0,001$).

Çizelge 4-8 Gruplara göre 1. ve 2. çıkarma tork değerleri

Gruplar	1.Çıkarma (N/cm)	2.Çıkarma (N/cm)	p-değeri‡
Anchor Plus (n=12)	9,38±0,67	8,97±0,60	0,064
Dewimed (n=12)	8,42±0,71	8,20±0,83	0,060
MTN (n=12)	7,01±0,39	6,76±0,35	0,019
Dual Top (n=12)	6,61±0,51	5,99±0,47	<0,001

‡ Gruplar içerisinde 1. ve 2. yerleştirme tork değerleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Bağımlı t-testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Gruplar arasında 1.çıkarma ve 2. çıkarma tork farklarının ortalamaları yönünden ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,152$).

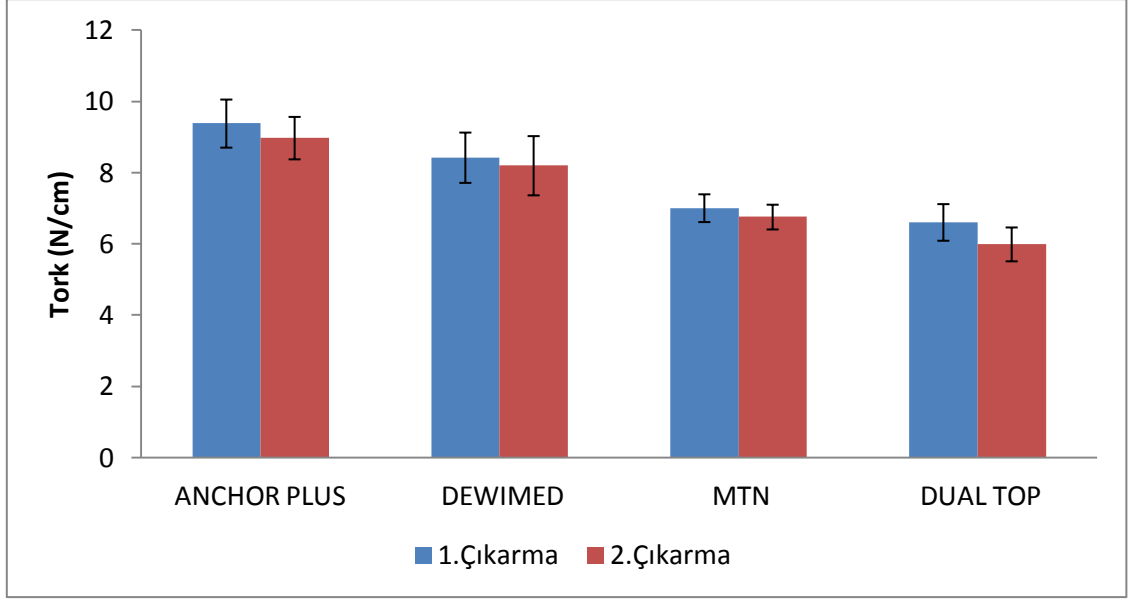
Çizelge 4-9 Gruplara göre çıkarma torklarındaki farklar

Gruplar	Çıkarma Torklarındaki Fark (N/cm)
Anchor Plus (n=12)	0,41±0,69
Dewimed (n=12)	0,22±0,37
MTN (n=12)	0,25±0,31
Dual Top (n=12)	0,62±0,36
p-değeri‡	0,152

‡ Tek Yönlü Varyans analizi, $p<0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Çizelge 4-10 1. ve 2. çıkarma Tork değeri ortalamaları ve Standart Sapmaları

Gruplar	Tork Değerleri		Standart Sapma	
	1.Çıkarma	2.Çıkarma	1.Çıkarma	2.Çıkarma
Anchor Plus	9,38	8,98	0,67	0,60
Dewimed	8,43	8,20	0,71	0,83
MTN	7,01	6,76	0,39	0,35
Dual Top	6,61	5,99	0,51	0,47



Şekil 4-2 Mini vidaların 1. ve 2. çıkarma tork değeri ortalamalarının verilerini gösteren grafik

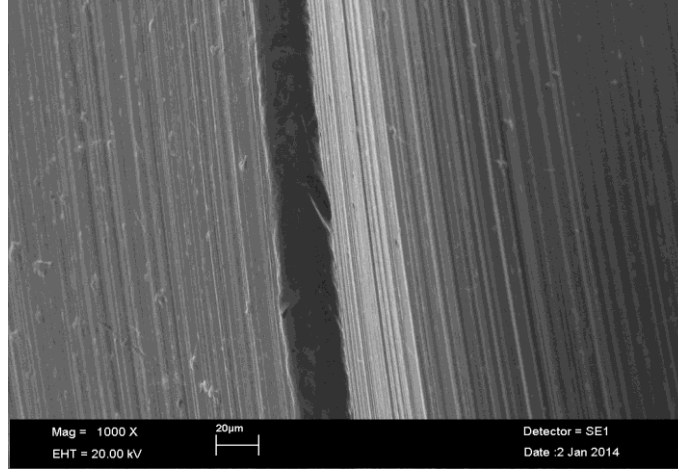
1. yerleştirme torku ne kadar yüksekse, 1.çıkarma torku da istatistiksel anlamlı olarak o kadar yüksek bulunmuştur ($r=0,848$ ve $p<0,001$).

2. yerleştirme torku ne kadar yüksekse, 2.çıkarma torkunun da istatistiksel anlamlı olarak o kadar yüksek olduğu gözlenmiştir ($r=0,818$ ve $p<0,001$).

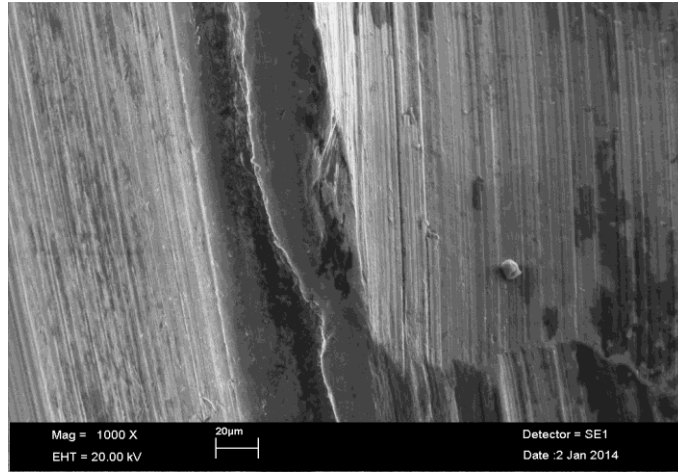
4.3 SEM bulguları

Yapılan SEM incelemesinde, mini vidaların bazı yüzeylerinde düzensizlik tespit edilmesine rağmen morfolojik olarak çok fazla farklılık gözlenmemiştir.

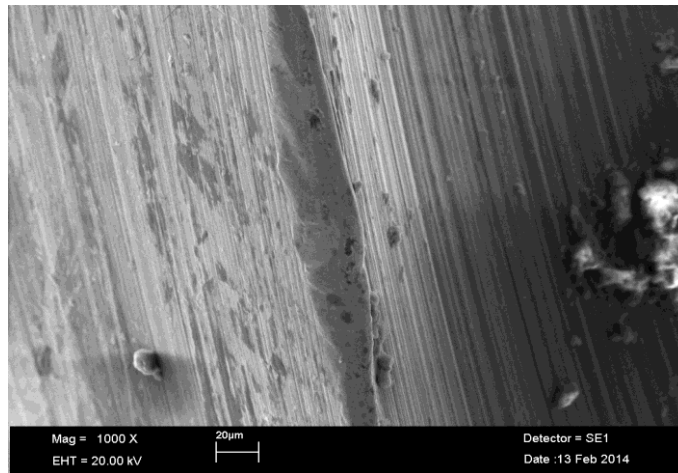
Anchor Plus grubu vidanın kullanım öncesi, birinci ve ikinci kullanım sonrası SEM görüntüleri:



Şekil 4-3 Anchor plus-0 mini vida SEM görüntüsü

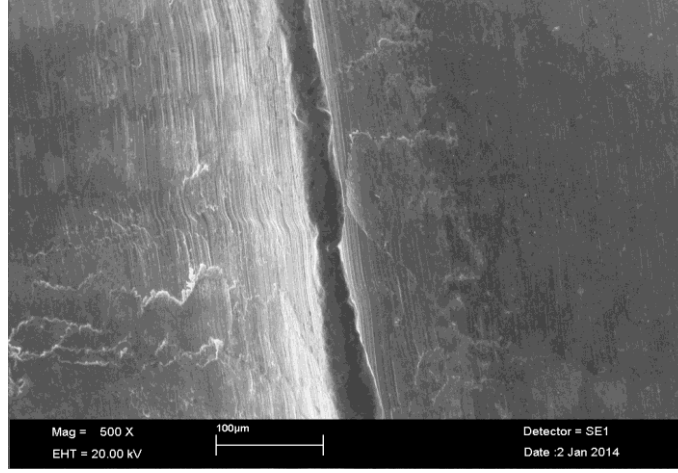


Şekil 4-4 Anchor Plus-1 mini vida SEM görüntüsü

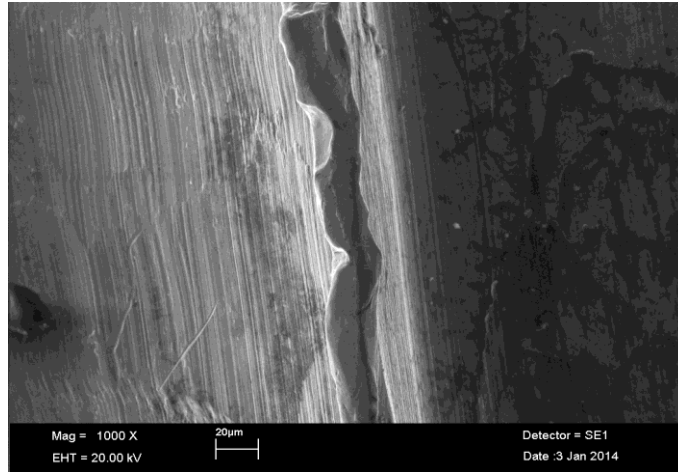


Şekil 4-5 Anchor Plus-2.1 mini vida SEM görüntüsü

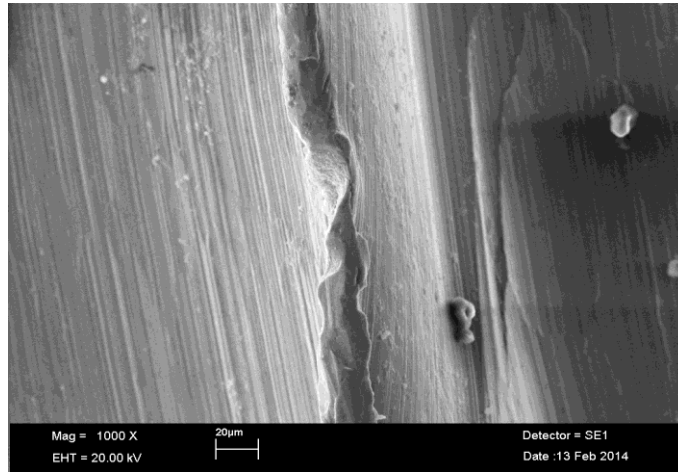
Dewimed grubu vidanın kullanım öncesi, birinci ve ikinci kullanım sonrası SEM görüntüleri:



Şekil 4-6 Dewimed-0 mini vida SEM görüntüsü

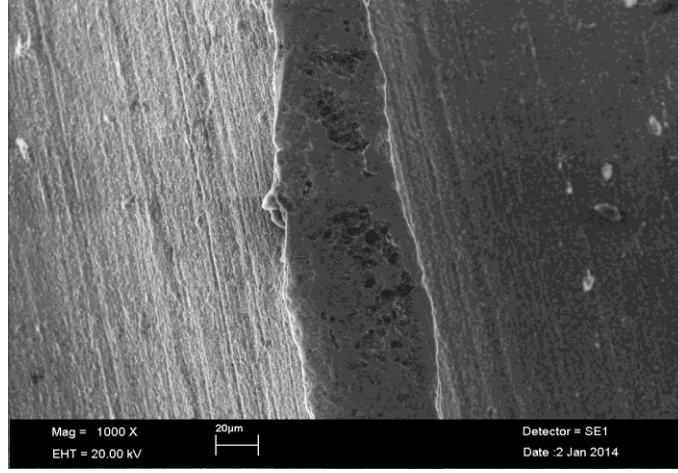


Şekil 4-7 Dewimed-1 mini vida SEM görüntüsü

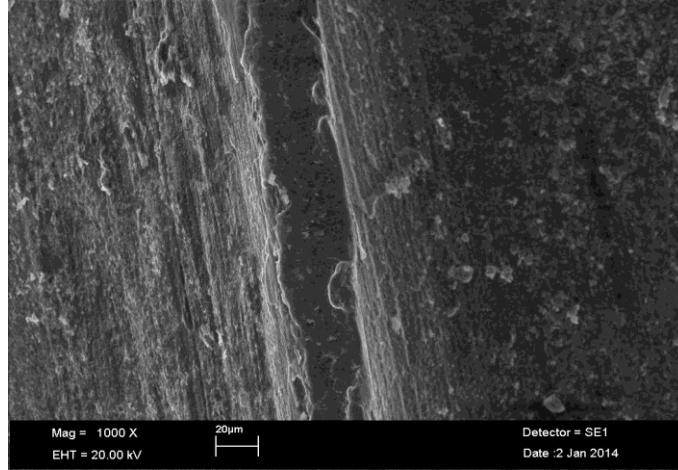


Şekil 4-8 Dewimed-2 mini vida SEM görüntüsü

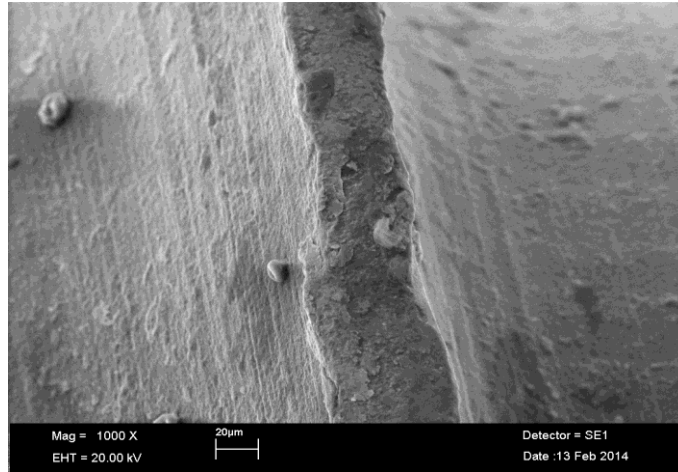
MTN grubu vidanın kullanım öncesi, birinci ve ikinci kullanım sonrası SEM görüntüleri:



Şekil 4-9 MTN-0 mini vida SEM görüntüsü

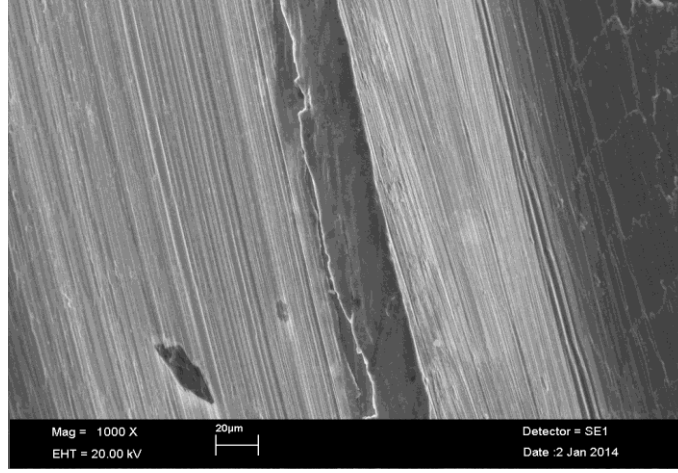


Şekil 4-10 MTN-1 mini vida SEM görüntüsü

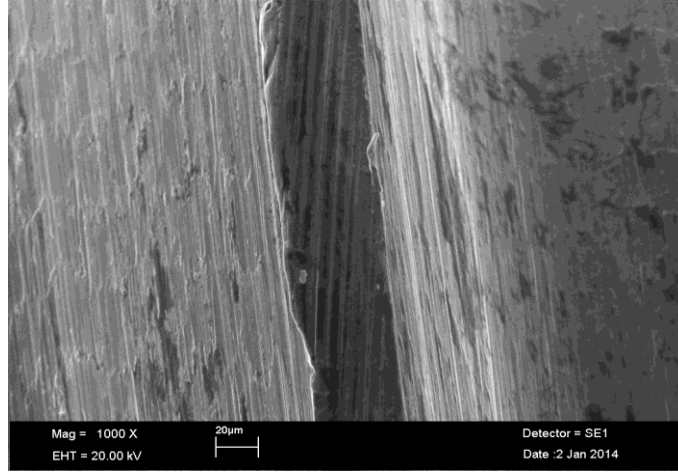


Şekil 4-11 MTN-2 mini vida SEM görüntüsü

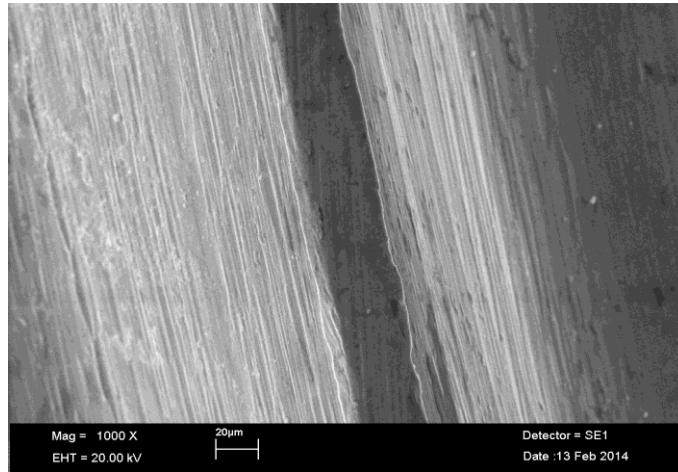
Dual Top grubu vidanın kullanım öncesi, birinci ve ikinci kullanım sonrası SEM görüntüleri:



Şekil 4-12 Dual Top-0 mini vida SEM görüntüsü

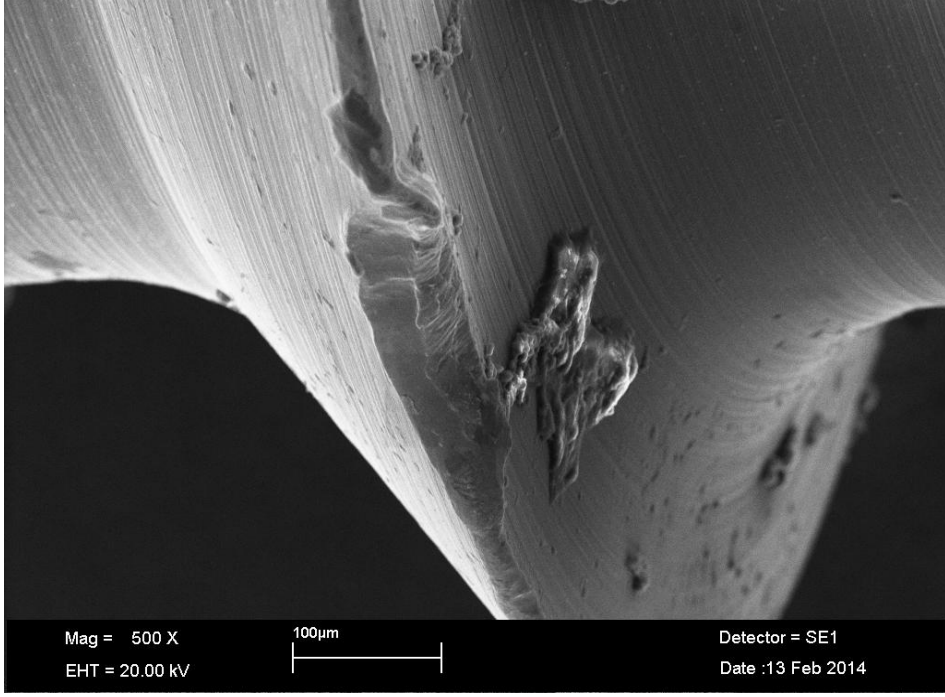


Şekil 4-13 Dual Top-1 mini vida SEM görüntüsü



Şekil 4-14 Dual Top-2 mini vida SEM görüntüsü

Anchor Plus grubundan bir vidanın ikinci kullanım sonrası deforme gösteren SEM görüntüsü



Şekil 4-15 Anchor Plus-2.2 mini vida SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Ortodontide ankraj kontrolü, ortodontik tedavi planlamasının ve başarılı bir ortodontik tedavinin temelini oluşturmaktadır. Ekstraoral apareylerle istenilen ankraj sağlanabilmesine rağmen ankrajın başarısı tamamen hasta kooperasyonuna bağlıdır. Hasta uyumu olmadığı zaman, bu apareyler ankraj kaybına ve istenmeyen tedavi sonuçlarına neden olabilmektedir. İstenilen seviyelerde ankraj kontrolünün yapılamadığı durumlarda iyi bir oklüzyon elde edilebilir ancak iyi bir yüz estetiği sağlanamayabilir.¹²⁷

Yetişkin ortodonti hastası sayısındaki artış ve hasta kooperasyonu gerektirmeden tedavi uygulama isteği bazı ankraj mekaniklerinin ortaya çıkmasını sağlamıştır. Başlangıçta cerrahi vida ve mini plaklar ankraj amacıyla kullanılsa da cerrahi prosedür gerektirmesi ve maliyetlerinin yüksek oluşu gibi sebeplerden dolayı, ortodonti pratiğinde rutin olarak kullanılmayacak olması başka aygıtların dizayn edilmesine neden olmuştur. Tüm bunlar göz önüne alındığında ortodontide kullanılan malzemelerle uyumlu olan ve erken kuvvet yüklemesi yapılabilen mini vidalar geliştirilmiştir. Günümüzde mini vidalar, hemen hemen ilgili tüm bölgelerde ankraj gereksinimini karşılayabilmektedir.²⁴

Mini vidaların uygulandığı hayvan deneylerinde genellikle maymunlar, kediler, domuzlar, köpekler, tavşanlar ve ratlar kullanılmaktadır. Anatomik olarak insan ile benzerliği en fazla olan hayvan maymundur. Ancak bulunduğumuz coğrafyada temininin mümkün olmaması dolayısıyla deney hayvanı olarak maymun kullanılmamıştır. Cornelis ve ark.¹²⁸, domuzlara yerleştirdikleri vidalara devamlı ortodontik kuvvet uygulamış ve histolojik değerlendirme yapmışlardır. Garcez ve ark.¹²⁹ da domuz maksilla ve mandibulasına yerleştirdikleri vidalara düşük doz lazer uygulayıp vidaların başarı oranını değerlendirmişlerdir. Ohmae ve ark.¹³⁰, köpeklere yerleştirdikleri vidaların intrüzyon kuvveti karşısında ankraj potansiyelini değerlendirmişlerdir. Kim ve ark.⁴⁵, erken dönem ortodontik kuvvet uygulamasının vida stabilitesine etkisini incelediği çalışmalarında beagle köpeği kullanmışlardır. Deneyin yapıldığı Cumhuriyet Üniversitesi Tıbbi Deneysel Uygulama ve Araştırma merkezinde rutin olarak üretimlerinin yapılmaması, ayrıca barınakların yeterli seviyede olmaması nedeniyle domuz, köpek ve kediler de bu çalışma için uygun görülmemiştir. Santos ve ark.¹³¹, rat femuruna yerleştirdikleri vidaların primer stabilitesini değerlendirmişlerdir.

Yano ve ark.¹³² ise ratlara yerleştirdikleri konik şekilli vidalara immediat kuvvet yüklemesi yapmışlardır.

Serra ve ark.¹³³ ve Wu ve ark.⁶¹ ise kemik iyileşmesini değerlendirdikleri çalışmalarında denek hayvanı olarak tavşan kullanmışlardır. Biz de 1,6 mm çapında, 8 mm uzunluğundaki vidaların tekrar kullanımı değerlendirdiğimiz çalışmamızda denek hayvanı olarak, iki ay süresince devam edecek çalışmaya karşı daha dayanıklı olduğunu düşündüğümüz için tavşan kullanımını uygun gördük. Çalışmamız, cinsiyetler ve türler arasında ağırlık, gelişim ve metabolik aktiviteler ile ilgili farklılıkları ortadan kaldırmak ve çalışmayı daha standart bir hale getirmek amacıyla yaşları 6 ay olan, 3-3,5 kg ağırlığında, 12 adet erkek beyaz Yeni Zelenda tavşanı üzerinde yrtlmştir.¹³⁴

Molar distalizasyonu, mezializasyonu ve intrüzyonu gibi bazı durumlarda mini vidanın yeniden konumlandırılması gerekebilmektedir. Vidanın yeniden kullanılabilmesi maliyeti azaltıp, vida uygulamasını arttırıp, tedavi kalitesini geliştirebilmektedir. Tıp alanında koroner anjiyoplastik kateter, hemodiyaliz membranları ve kalp pili gibi tıbbi cihazların tekrar kullanımı denenmiştir. Ortodontide bantların, braketlerin ve ark tellerinin tekrardan kullanılabilceği ifade edilmiştir.^{82,135-137} Mini vidaların tekrar kullanılabilmesinde etkili olan faktörler yüzey karakteristiğinde ve stabilitede oluşabilecek değişimlerdir.¹³⁸ Mattos ve ark.¹³⁹ mini vidaların tekrar kullanımının stabiliteyi olumsuz etkileyeceğini belirtmişlerdir. Yapılan diğer bir çalışmada ise vidaların uygun bir şekilde sterilize edilmesi durumunda tekrar kullanılmasının stabiliteyi olumsuz etkilemediği gösterilmiştir.¹³⁸ çalışmamızda klinik uygulamalara da ışık tutabileceğini düşündüğümüz için devamlı ortodontik kuvvet uygulanan ve tekrar kullanılan vidaların stabilitesi ve yüzey karakteristiğindeki değişim incelenmiştir.

Sterilizasyon, vidaların yüzey karakteristiğinde değişime neden olabileceğinden primer ve sekonder stabiliteyi etkileyebilecek diğer bir önemli faktör olarak düşünülebilmektedir.¹⁴⁰ Akyalçın ve ark.¹⁴¹ yaptıkları çalışmada paketlenip 132°C’de 6 dakikada 10 defaya kadar sterilize edilen vidaların stabilitesinde anlamlı bir değişim oluşmadığını ortaya koymuşlardır. Ledingham ve ark.¹⁴² otoklav ile sterilizasyonun mini vidanın klinik stabilitesinde olumsuz etki göstermediğini ortaya koymuşlardır. Bizim sonuçlarımız da önceki çalışmalarla benzer sonuç göstermiş ve sterilizasyonun stabiliteye olumsuz bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir. Çalışmamızda, tavşan tibiasına

yerleştirilen vidaların tekrar kullanımını değerlendirildiğinden dolayı vidalar, kullanım öncesi ve sonrası paketlenerek 134°C’de 2 atmosfer basınçta ve 3 dakikada otoklavda sterilize edilmişlerdir.

Osseointegrasyon, kemikle implant arasında herhangi bir yumuşak doku olmaksızın, direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantıyla karakterizedir. Erken dönem osseointegrasyon ve buna bağlı oluşan sekonder mini vida stabilitesi birkaç hafta sonra meydana gelmektedir.¹⁴³ Vidalar kemiğe sıkıca yerleştirildiği takdirde ortodontik kuvvetler vidaların başarisında rol oynayan osseointegrasyonu engellememektedir.¹⁴⁴ Osseointegrasyon, kuvvet uygulanan mini vidanın stabilitesine katkıda bulunması aćısından avantaj sağlarken, haftalar süren bir retansiyon dönemi sonrasında vidaların aynı zamanda kemikten kolayca çıkartılabilmesi de gerektiğinden, vidalar için potansiyel bir risk de oluşurmaktadır.^{145,146}

Ortodontide mini vidaların osseointegrasyonu ile ilgili ise farklı görüşler vardır. Bazı klinisyenler, vidaların stabilitesinin vidanın yivleri ve kortikal kemik arasında meydana gelen mekanik retansiyona bağlı olduğu ve osseointegrasyonun gerçekleşmesinin mümkün olmadığını söylemektedirler.¹²⁷ Ancak son yıllarda yapılan birçok çalışmada, vida ile kemik arasında osseointegrasyonun gerçekleştiği gösterilmiştir.^{45,85,130} Bunun yanında yapılan çalışmalarda mini vidaların stabilizasyonu için gerekli osseointegrasyon miktarı kesin olarak bildirilmemiştir. Roberts ve ark.¹⁴⁷, ortodontik ankraj için vida ile kemik arasında %10’luk bir integrasyonun yeterli olduğunu göstermişlerdir. Deguchi ve ark.¹⁴⁴ ise kemik-implant ara yüzeyinde %5’lik bir kemik kontağının köpeklerde ortodontik kuvvetlere başarılı bir şekilde direnç gösterebilmek için yeterli olduğunu belirtmişlerdir.

En başarılı primer stabilite değerlerine sahip vida tasarımları merak konusu olduğa, vida ile kemik yüzeyindeki mekanik bağlanmanın kalitesinin iyileştirilmeye çalışılması, zaman içerisinde mini vidaların farklı şekil, boy ve çaplarda olacak şekilde tasarlanmalarına neden olmuştur. Üreticiler, farklı dizayn ve boyutlarda birçok çeşit vidayı ortodontistlerin kullanımına sunmuşlardır. Bu vidalar self-drilling veya self-tapping olmaları, silindirik veya konik formları, simetrik veya asimetrik yivli oluşları, baş kısımlarının farklı şekillerde olmaları gibi temel özellikleri bakımından farklılıklar göstermektedir.^{84,99,148} Günümüzde yapılan çalışmaların mini vidaların klinik kullanımı

ve biyouyumluluğu üzerinde yoğunlaştığı, az sayıda araştırmacının farklı vida tiplerinin biyomekanik özellikleri üzerinde çalışmalar yaptığı görülmektedir.^{61,107,141}

Mini vida uzunluğu ve stabilite arasındaki ilişki için genel görüş komşu sağlıklı dokulara zarar vermeden kullanılacak en uzun vida en stabil vida olarak düşünülmektedir.¹⁴⁹ Bunun yanında, kortikal kemiğin yeterli mekanik retansiyon sağlayacağını düşündüğümüz bölgelerde, daha kısa vidaların kullanılması yeterli olmaktadır. Mini vidaların transmukozal boyun kısmının uzunluğunun seçilmesinde temel öge, yerleştirileceği alanda bulunan yumuşak dokunun kalınlığıdır.⁴¹ Genel bir kanı olarak, maksillada 6 mm'den uzun vidaların, mandibulada da 5 mm'den uzun vidaların kullanılması öngörülmektedir. Bu konuda takip edilmesi gereken temel ilke komşu sağlıklı dokuların sağlığını tehlikeye atmadan mümkün olan en uzun vidanın kullanılması yönündedir.¹⁴⁹ Ayrıca vida çapının artması, kemik ile temas yüzeyini arttıracığından primer stabiliteyi olumlu etkileyecektir.^{67,99,109,148,150} Ancak kök hasarı ve anatomik yapılara komşuluk riskleri geniş çapta vida kullanımını sınırlandırmaktadır. Carano ve ark.¹⁵¹, 1,5 mm'den daha ince vidaların kırılma risklerinden dolayı kullanılmalarını tavsiye etmişlerdir. Benzer şekilde vida çapının küçüldüğü durumlarda vidanın kırılma riski olduğunu belirten birçok çalışma vardır.^{48,57,152} Çalışmamızda, 1,6 mm çapında, 8 mm uzunluğunda vidalar kullanılmıştır.

Vidalar, konik ve silindirik olarak iki farklı şekile sahiptirler. Silindirik vidanın çapı vida ucu dışında vida boyunca sabittir. Konik vidanın çapı ise, vida boynundan vida ucuna doğru azalarak devam eder ve en ince-en kalın çap arasındaki fark 0,3-0,4 mm kadardır. Konik ve silindirik yapıya sahip mini vidaların stabilitelerinin karşılaştırılması ile ilgili yapılmış olan bazı çalışmalar konik yapıdaki vidaların silindirik olanlara göre daha yüksek başlangıç stabilite değerlerine sahip olduğunu göstermiştir.^{84,153} Konik vidanın boyun kısmından uca doğru daralarak devam etmesi temas yüzeyinin azalmasına yol açar ki bu durumun vidanın stabilitesini azaltması beklenir, fakat pratikte durum bu şekilde değildir. Uygulama sırasında vidanın kortikal kemik yüzeyinden boylu boyunca geçerken kortikal kemik yüzeyinde, uygulamaya ve uygulayıcıya bağlı olarak değişen ve farklı miktarlarda oluşan bollaşmalar genişleyen vida şekli ile tolere edilir. Ayrıca konik yapının kök hasar riski açısından silindirik yapıya göre daha avantajlı olduğu gösterilmiştir.¹⁵⁴ Konik şekilli mini vidalar ile iyi bir mekanik retansiyon sağlanmasına karşılık, aynı boyutlardaki silindirik vidalarla karşılaştırıldıklarında, daha yüksek krestal stress oluşmasına neden olurlar. Konik

vidalarda görülen yüksek çıkarma tork değerinin, yüksek mekanik stabilite ile ilişkili olduğu düşünülse de, aşırı yerleştirme tork değeri vida çevresindeki dokular için zararlı olabilir.¹²⁶ Bunun yanında, konik şekilli vidalar, silindirik vidalarla karşılaştırıldıklarında, %20-%30 daha küçük yüzey alanına sahip oldukları görülmüştür.²⁷ Kim ve ark.¹²⁶ yaptıkları çalışmada, silindirik ve konik şekilli mini vidaları çevreleyen kemiğin histomorfometrik olarak incelenmesi sonucunda, kemik-vida ve kemik alanlarını karşılaştırdıklarında iki grup arasında bir farklılık bulunamamışlardır. Bu yüzden çalışmamızda konik ve silindirik mini vidaların stabilitesini karşılaştırabilmemiz açısından daha faydalı olacağını düşündüğümüz için iki tip mini vida da kullanılmıştır. Çalışmamızda konik tip mini vida olarak Anchor Plus ve Dual Top grupları kullanılırken, silindirik tip olarak Dewimed ve MTN grubundaki vidalar kullanılmıştır. Konik ve silindirik tip mini vidaların stabiliteyi arasında anlamlı bir üstünlük bulunamamıştır.

Primer stabiliteyi etkileyebilecek diğer bir faktörün de rehber delik uygulaması olduğu bilinmektedir. Mini vida uygulaması öncesinde, sadece kortikal kemiği veya kortikal ve spongios kemiği içine alan, vida çapından daha dar ya da aynı yarıçapta rehber delik uygulaması sırasında açığa çıkan ısı ve bu ısının yarattığı sert ve yumuşak doku termal hasarının stabiliteyi olumsuz etkilediği bildirilmektedir.⁹⁵ Rehber delik açılmadan, self-drilling özelliğe sahip vidalarla yapılan çalışmalar, daha az kemik talaşı ortaya çıkarttığından, kemik ve vida yüzey temasının daha sıkı olduğunu göstermiştir.^{43,44} Rehber delik uygulamasının hassasiyeti bozabilecek bir faktör olmasından dolayı⁹⁵ çalışmamızda self-drilling özelliğe sahip mini vida kullanmayı tercih ettik.

Mini vida tasarımının yanı sıra stabiliteyi etkileyen diğer bir faktörün anatomik faktörler olduğu bilinmektedir.^{93,155} Vida uygulanan bölgelerin anatomik ve yapısal özelliklerinin incelendiği çalışmalar, farklı bölgelerde kortikal kemik kalınlığının ve dış köklerinin yakınlığının değişkenlik gösterdiğini ortaya koymuştur.^{93,156-159} Bu anatomik ve yapısal farklılıkların başarı üzerindeki etkilerinin saptanması, farklı tasarımların yanında, farklı uygulama ve açılma tekniklerinin de değerlendirilmesine neden olmuştur.^{57,62,112,148} Mini vidanın boyun kısmında yiv sıklığının artırılmasıyla stabilitenin arttırılabileceğini gösteren sınırlı sayıda çalışma vardır. Boyun bölgesi yiv sayısı arttırılmış bu çift tip yivli minividaların, kemik yüzeyine dik açı ile uygulandığında, boyun bölgesine yakın sıklaşmış yiv yapısının bağlanmaya

katılmasıyla, daha fazla kemik yüzey alanından faydalandığı ve daha iyi bir mekanik stabilite elde edildiği ortaya konmuştur.¹⁶⁰ Ancak, gerek diş köklerinin korunması, gerekse kortikal kemik temasının arttırılması amacıyla klinikte çoğunlukla açılı uygulamalar yapılmaktadır ve tavsiye edilmektedir.^{57,62,148} Çalışmamızda vidalar anatomik limitasyonlar ve birbirleriyle paralelliğinin sağlanabilmesi için eksternal kortekse dik olarak yerleştirilmiştir.

Primer stabiliteyi ölçebilen kesin bir standart mevcut değildir. Histolojik değerlendirmelerin yanında, perküsyon testi, radyolojik inceleme, periotest ve pull-out testi gibi çeşitli yöntemler kullanılmaktadır.⁹⁹ Bunlara ilave olarak rezonans frequency analizi (RFA) gibi yöntemlerle de ölçülebilmektedir.⁴⁵ RFA, bir dönüştürücü tarafından implanta aktarılan salınımların frekans sıklığının analiz edilmesi temeline dayanmaktadır.⁸⁴ Vida üretici firmalar, bu yöntemin günümüzde ortodontik mini vidaların dental implantlardan boyut olarak çok küçük olması nedeni ile kullanımının uygun olmayacağını söylemektedir. Ayrıca bu ölçüm yöntemlerinin çoğu düşük hassasiyete sahip olup, çok sağlıklı sonuçlar vermemektedir.^{58,85,161-163}

Stabilitenin değerlendirilmesinde en yaygın olarak kullanılan metot, vidaların yerleştirme ve çıkarma tork değerlerinin ölçülmesidir.^{58,99,145,163,164} Maksimum yerleştirme ve çıkarma torklarının analog tork ölçer tornavida ile ölçüldüğü literatürde mevcuttur.⁶⁷ McManus ve ark.¹⁶⁵ 2011 yılında yaptıkları çalışmada mini vidaların yerleştirme ve çıkarma torklarının ölçümünde dijital tork ölçer tornavidayı kullanmışlardır. Çalışmamızda maksimum yerleştirme ve çıkarma tork değerlerinin ölçümünde analog tork ölçer tornavidaya göre daha hassas değer aralığına sahip olan dijital tork ölçer tornavida kullanılmıştır.

Yerleştirme torku, vidanın kemiğe yerleştirilebilmesi için gereken rotasyonel kuvvettir. Primer stabilitenin sağlanabilmesi için kemik ve vida arasında belirli bir seviyede yerleştirme tork değerinin sağlanması gerektiği ve bu değer ölçümünün primer stabilitenin değerlendirilmesinde sıkça kullanılan güvenilir bir yöntem olduğu da yapılan çalışmalarda belirtilmiştir.^{10,39,61,78,93,98,107,108,155} Yerleştirme tork değerinin vidaların stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılabileceği söylene de^{10,39,61,108,155}, primer stabilite ile düşük bir ilişkiye sahip olduğunu söyleyen ve trabeküler kemik varlığında yüksek yerleştirme tork değeri ölçülmesine rağmen klinik olarak düşük başarı oranı olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur.^{9,166} Sakoh ve ark.¹⁶⁴, aşırı

yerleştirme tork değerinin mini vidayı çevreleyen kemikte mikro çatlaklara ve iskemiye neden olabileceği, kemik iyileşmesini geciktirebileceği ve mini vida başarı oranını azaltabileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca yerleştirme tork değerinin aşırı arttığı durumlarda doku hasarı ve mini vidanın kırılma riski de unutulmamalıdır.^{155,160} Literatürde yerleştirme torku 23 N/cm'den daha yüksek olduğunda vida kırılmaları görüldüğü bildirilmiştir.^{62,67,99,167} Bu yüzden yerleştirme torkunun 20 N/cm'nin üzerine çıktığı durumlarda kemikte stres oluşup stabilite olumsuz etkilenebilmektedir.⁹⁹ Çalışmamızda da literatürde sıklıkla uygulanmış olan bu ölçüm yöntemi kullanılmıştır. Ayrıca yerleştirme tork değerlerinin birinci ve ikinci aşamalarda 10-16 N/cm değer aralığında bulunması yapılan çalışmalarla benzerlik göstermiş ve yerleştirme tork değerlerine göre vidaların stabiliteyi arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur.

Birinci yerleştirme tork değerlerine göre Anchor Plus (16,26 N/cm) ve Dewimed (15,16 N/cm) grupları birbirine benzer bulunurken bunları sırasıyla MTN (12,62 N/cm) ve Dual Top (11,20 N/cm) grupları takip etmiştir. İkinci yerleştirme tork değerleri incelendiğinde ise mini vidalar birinci yerleştirme tork değerlerindeki sıralamanın aynısını göstermişlerdir. Anchor Plus (15,57 N/cm) ve Dewimed gruplarının (14,52 N/cm) yerleştirme torku yine benzer bulunurken, bunları sırasıyla MTN (12,37 N/cm) ve Dual Top (10,58 N/cm) grupları takip etmiştir. Çalışmamızda yerleştirme torkları stabiliteyi olumsuz etkileyebilecek değere çıkmamıştır.

Birinci ve ikinci kullanımlar arasında yerleştirme tork değerlerine göre anlamlı bir farklılık bulunmuştur. Buna göre ilk yerleştirme tork değerleri anlamlı bir şekilde ikinci yerleştirme tork değerlerinden yüksek bulunmuştur. Sadece MTN grubunda birinci ve ikinci yerleştirme tork değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0,198$).

Ortodontide kuvvet uygulamasıyla ilgili farklı görüşte olan birçok çalışma mevcuttur. Bazı çalışmalar immedat kuvvet uygulamasını savunurken^{103,168} bazıları ise mini vida uygulamasından sonra yumuşak doku iyileşmesi için 2 hafta beklenmesi gerektiğini savunmuşlardır.^{72,108} Genel kanı erken dönem yükleme yapılması kemik-mini vida arasında hareketliliğe neden olup stabilitenin olumsuz etkileneceği yönündeyken son dönemde yapılan çalışmalarda immedat kuvvete rağmen osseointegrasyon oluşabildiğini göstermiştir.^{169,170}

Klinikte mini vidalara genellikle immediat kuvvet uygulanmaktadır. Yapılan çalışmalar^{103,168} göz önüne alındığında çalışmamızın klinik çalışmalara da örnek olabilmesi açısından çalışmamızda kullanılan vidalara immediat kuvvet uygulanmıştır. Ortodontide tedavi gereksinimlerini karşılayan tasarımların sağlamış olduğu avantajlarının yanında, çoğunlukla erken dönemde yükleme yapılmasının tercih edilmesi, mini vidanın klinik başarısının da değerlendirilmesini zorunlu kılmıştır. Vida başarısını tanımlayabilecek tam bir değerlendirme kriteri yoktur. Vidaların başarısında, uygulama yapıldığı ilk andaki stabilite çok önemlidir ki bu primer stabilite olarak değerlendirilmektedir. Başarısızlıkların çoğu erken dönemde meydana gelmektedir. Eğer primer stabilite istenilen seviyede olursa, mini vida kayıplarının en aza indirilmesi sağlanacaktır.⁸⁶ Bizim çalışmamızda da vidalar yerleştirildikleri anda iyi bir primer stabilite göstermiş, mobilite bulgusuna rastlanmamış ve vidalarda herhangi bir kayıp gözlenmemiştir.

Çalışmamızda tavşan tibiasına yerleştirilen ve 150 g kuvvet uygulanıp bir defa kullanılan vidaların stabilitesi ve yüzey karakteristiğindeki değişimler iki defa kullanılan vidalarla karşılaştırılmıştır. Yapılan benzer çalışmalarda vidaya uygulanan kuvvet miktarının 200 g ve altında olduğu görülmektedir.^{58,70,133,171} Bununla beraber 50-400 g arasında kuvvet uygulanan klinik çalışmalar da bulunmaktadır.⁷⁵ Wehrbein ve ark.⁷⁰ köpek palatal kemiklerinde 100 g kuvvet uygulaması sonucu kontrol grubuna göre ilave kemik yapımı bulmamışlardır. Ancak kuvvet 200 g'a çıkınca baskı olan tarafta kontrol grubundan daha fazla ilave kemik yapımı gözlemişlerdir. Wang ve ark.⁷⁵ çalışmalarında vidanın yer değiştirmesini, 200-425 g arası kuvvetin büyüklüğüne veya yönüne değil yükün süresine bağlamışlardır. Serra ve ark.¹³³, Yeni Zelanda tavşanlarının tibial metafizine yerleştirilen toplam 72 titanyum-aluminyum-vanadyum alaşımı olan mini vidanın yerleştirilmesinden sonra birinci, dördüncü ve on ikinci haftalardaki interfasiyal kemik iyileşmesini, çıkarma tork testi ve SEM ile değerlendirdikleri çalışmalarında; immediat uygulanan 100 g'lık kuvvetin vidaların stabilitesinde ciddi bir değişikliğe neden olmadığını tespit etmişlerdir. Topçuoğlu ve ark.¹⁷¹ tavşan tibiasına yerleştirdikleri vidalara uygulanan 115 g immediat kuvvetin stabiliteyi ve osseointegrasyonu olumsuz etkilemediğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda da uygulanan 150 g'lık devamlı ortodontik kuvvetin ardından vidalarda klinik olarak mobilite bulgusuna rastlanmamış olması yukarıdaki araştırmacıların bulgularıyla uyumludur.

Wu ve ark.⁶¹, kuvvet uygulanmayan titanyum mini vidalarla kemik arasındaki integrasyonda, farklı iyileşme zamanlarının etkisini değerlendirmek için yaptıkları çalışmalarında; 15 tavşanı farklı iyileşme zamanlarına göre 5 gruba ayırmışlar ve her tavşanın tibial metafizine 3'er tane 1,9mm çapında 6mm uzunluğunda mini vidayı hazırlanan kavitelere yerleştirmişlerdir. 10 tavşan mekanik testler için, diğer 5 tavşan ise histolojik değerlendirmeler için kullanılmıştır. 0, 1, 2, 4, 8. haftalarda çıkarma torku, çekme testleri ve histomorfometrik değerlendirmeleri yapmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre; biyomekanik stabilite, maksimum tork ve maksimum çekme değerleri zamanla artmasına rağmen ciddi olarak artış 4. haftadan sonra gerçekleşmiştir. Maksimum tork ve maksimum çekme değerleri iyileşme zamanları bakımından birbiri ile uyumlu bulunmuştur. Histomorfometrik analiz sonucunda da yeni kemik oluşumunun zamanla arttığı, ancak ciddi düzeyde artışın 4. haftadan sonra olduğunu gözlemlemişlerdir. Bu sonuçlar ışığında, mini vidalarda meydana gelen iyileşmenin devam eden bir süreç olduğunu ve bu süreçte 4. haftanın kritik nokta olduğunu söylemişlerdir.⁶¹ Çalışmamızda vidaların tekrar kullanımı değerlendirildiğinden, önceki çalışmalar ve enfeksiyon riski de göz önüne alınarak kuvvet uygulaması bir ay boyunca devam etmiştir.

Çalışmalarda yerleştirme torkunun vidanın stabilitesini ölçmede uygun bir yöntem olduğu ifade edilmesine karşın, direnç ve çıkarma momenti arasındaki kuvvetli ilişkiden dolayı çıkarma torkunun daha değerli bir ölçüm olduğu belirtilmiştir.^{10,43,104,172,173} Çalışmamızda, tam bir sonuç vermeyen ve farklı mini vidalarda yapılan ölçümlerin birbirleriyle karşılaştırılmasına imkân tanımayan testler yerine, literatürde mini vidaların primer ve sekonder stabilitesinin değerlendirilmesi için sıklıkla kullanılan yerleştirme ve çıkarma tork testleri kullanılmıştır. Ancak yapılan çalışmalarda çıkarma tork değerinin stabiliteyle ilgili daha değerli sonuçlar verdiği gösterildiği için^{10,43,104,172,173} çalışmamızda da vidaların stabilitesini karşılaştırmada çıkarma tork değeri ön planda tutulmuştur.

Çıkarma torku, bir vidayı yerinden çıkarmak için gerekli olan rotasyonel kuvvet olarak tanımlanır ve bu değer vida yüzeyi ile kemik arasındaki ilişkiyi belirlemek için birçok araştırmacı tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır.^{172,174-177} Çıkarma torku ölçümleri vida-kemik ara yüzeyindeki biyomekanik durumu test etmektedir.¹⁷⁸ Yapılan çalışmalarda maksimum yerleştirme tork değerlerinin, maksimum çıkarma tork değerlerinden daha yüksek olduğu gösterilmiştir.^{126,155,160,178} Song ve ark.¹⁷⁹, çıkarma

tork değerinin yerleştirme tork değerine göre daha düşük bir değere sahip olmasını (tork kaybı) vidanın yerleştirme tork değerinin tedavi süresince aynı değerde kalamaması olarak yorumlamıştır. Mini vida, rotasyonel kuvvet ve tork değerinin maksimum olduğu son yivine kadar kemik içinde olacak şekilde yerleştirildiğinde oluşan yüzeyler arası gerilimin (tork), rotasyonel kuvvet kalktığında vidayı çevreleyen kemik dokudaki adaptasyona bağlı meydana gelen denge ortamıyla azaldığını bildirmişlerdir. Daha açıklayıcı bir ifadeyle, vida sıkıştırılarak yerleştirildikten sonra, kemikte bir basınc oluşturmakta, kemik ile vida arasındaki bu basınc yerleştirme tork değerini oluşturmaktadır. Ortaya çıkan bu basınc, kemik yoğunluğu, vidanın dizaynı, vidanın çapı, yerleştirme şekli (self-drilling, pre-drilling) ile direkt olarak ilişkilidir. Herhangi bir kuvvet uygulanmadığı stabil bir durumda, vida yerleştirilen kemik dokusunda, bu basıncı azaltmaya yönelik bir reorganizasyon olacak, sonuç olarak da vida çıkarılırken daha düşük bir tork değeri elde edilecektir. Çalışmamızda da Song ve ark.¹⁷⁹'nın bulgularıyla uyumlu olacak şekilde, tüm grumlarda çıkarma tork değerlerinin yerleştirme tork değerlerine oranla daha düşük olduğu bulunmuştur.

Kim ve ark.¹²⁶ yapmış oldukları çalışmada, 37 hastaya 64 adet 1,8 mm çap ve 8,5 mm uzunluğa sahip mini-implant uygulamışlardır ve SLA mini vidaların güvenilir bir şekilde sklebildiğini açıklamışlardır. Mini vidaların uygulanmasından sonra 4 aylık iyileşme dönemi beklenmiş ve ortalama 14,8 ay kuvvet uygulanmıştır. Ortalama maksimum çıkarma tork değerinin 16,4 N/cm olduğunu tespit etmişlerdir. Topçuoğlu ve ark.¹⁷¹ tavşan tibiasına yerleştirdikleri 64 vidanın yarısına 115g kuvvet uygulamışlar, kontrol grubu olan diğer 32 vidaya ise kuvvet uygulamamışlardır. İki ay sonra çıkarma tork değerleri kaydedilerek vidalar çıkarılmıştır. ıkarma tork değerleri 4-9 N/cm aralığında bulunmuştur. Çalışmamızda da kullandığımız mini vidaların llen çıkarma tork değerlerinin ortalaması 6-10 N/cm olarak bulunmuştur. Elde edilen bu değerler diğer araştırmacıların^{126,171} bulgularıyla benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda birinci çıkarma tork değerleri incelendiğinde Anchor Plus grubunun (9,38 N/cm) istatistiksel olarak diğerlerinden anlamlı seviyede daha yüksek olduğu bulunmuştur ($p<0,001$). Dewimed grubunun çıkarma tork değeri (8,42 N/cm) ise MTN (7,01 N/cm) ve Dual Top (6,61 N/cm) grubundaki mini vidalardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur ($p<0,001$). MTN ve Dual Top gruplarında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0,349$).

İkinci çıkarma tork değerleri incelendiğinde Anchor Plus grubunun (8,97 N/cm) istatistiksel olarak diğerlerinden anlamlı seviyede daha yüksek olduğu bulunmuştur ($p<0,001$). Dewimed grubunun ikinci çıkarma tork değeri (8,20 N/cm) ise MTN (6,76 N/cm) ve Dual Top (5,99 N/cm) grubundaki mini vidalardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Birinci çıkarma tork değerlerinden farklı olarak MTN grubunun ikinci çıkarma tork değeri istatistiksel anlamlı olarak Dual Top grubundan yüksek bulunmuştur ($p=0,014$).

İkinci çıkarma tork değerlerine bakıldığında, birinci çıkarma tork değerleriyle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sadece Dual Top grubunda birinci çıkarma tork değerleri ikinci çıkarma tork değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur. Gruptaki diğer mini vidalar birinci ve ikinci uygulamalar sırasında benzer mekanik stabilite göstermiştir. Bu mini vidanın tekrar kullanılabilirliğiyle ilgili önemli bir bulgudur. Mini vidalar tekrar kullanımlarında, klinik ve istatistiksel olarak benzer sonuçlar göstermiştir.

6. SONUÇ

Çalışmamızda immedat ortodontik kuvvet uygulanan dört farklı mini vidanın tekrar kullanılabilirliğinin stabilite üzerine etkisi incelenmiştir. Yerleştirme ve çıkarma tork değerleri ve taramalı elektron mikroskobu görüntüleri değerlendirilerek çalışma sonunda aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Çalışmamızda kullandığımız konik ve silindirik tip mini vidalar arasında stabilite yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

2. Çalışmamızda sterilizasyonun vidaların stabilitesinde olumsuz etkisi olmadığı görülmüştür.

3. Kullanılan mini vidalar benzer stabilite gösterirken, yerleştirme ve çıkarma tork değeri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur.

4. Kuvvet uygulanan mini vidaların birinci yerleştirme tork değerleri karşılaştırıldığında; Anchor Plus ve Dewimed marka mini vidalar en yüksek tork değerine sahip bulunurken, bunları sırasıyla MTN ve Dual Top grubundaki mini vidalar takip etmiştir. İkinci yerleştirme tork değerleri sıralama yönünden birinci yerleştirme tork değerleri ile benzer bulunmuştur. İstatistiksel olarak birinci yerleştirme tork değerleri ikinci yerleştirme tork değerinden daha yüksek bulunmuştur.

5. Kuvvet uygulanan mini vidaların birinci çıkarma tork değerleri karşılaştırıldığında, Anchor Plus grubu mini vidaların en yüksek tork değerine sahip olduğu bulunmuştur. Bunu sırasıyla Dewimed, MTN ve Dual Top grupları takip etmiştir. İkinci çıkarma tork değerleri sıralama yönünden birinci çıkarma tork değerleri ile benzer bulunmuştur. Birinci ve ikinci çıkarma tork değerleri karşılaştırıldığında Dual Top grubu dışındaki gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Dual Top grubunda ise birinci çıkarma tork değeri istatistiksel olarak anlamlı şekilde ikinci çıkarma tork değerinden daha yüksek bulunmuştur.

6. Tüm mini vidaların stabiliteleri yerleştirme ve çıkarma tork değerleri açısından yeterli bulunmuştur.

7. İmmedat olarak uygulanan 150 g kuvvetin vida stabilitesine olumsuz bir etkisinin olmadığı belirlenmiştir.

8. İki aşamalı birer aylık kuvvet uygulama dönemi sonrasında tüm vidalar herhangi bir kırılma, bükülme veya eğilme gibi bir deformasyon göstermeksizin kemikten kolaylıkla çıkarılmış ve yerleştirildikleri andan çalışma sonuna kadar stabilitelerini korumuştur.

7. KAYNAKLAR

1. Reitan K. Orthodontics: current principles and techniques. In: Graber TM, Swain BF, eds. *Biomechanical principles and reactions* St. Louis: Mosby; 1985.
2. Guvenc TN, Kocadereli I. Ankraj Sistemlerine Genel Bakış: Ortodontide Mikroimplant Ankraj Sistemleri. *Cumhur. Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg.* 2006;9(1):68–75.
3. Thiruvengkatachari B, Pavithranand A, Rajasigamani K, Kyung HM. Comparison and measurement of the amount of anchorage loss of the molars with and without the use of implant anchorage during canine retraction. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2006;129(4):551–4.
4. Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2004;126(1):42–7.
5. Herman RJ, Currier GF, Miyake A. Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: a pilot study. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2006;130(2):228–35.
6. Melsen B. Mini-implants: Where are we? *J. Clin. Orthod.* 2005;39(9):539–47; quiz 531–2.
7. Favero LG, Pisoni A, Paganelli C. Removal torque of osseointegrated mini-implants: an in vivo evaluation. *Eur. J. Orthod.* 2007;29(5):443–8.
8. Proff P, Bayerlein T, Gedrange T. Special features of planning and application of orthodontic miniscrews in cleft patients. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 2006;34 Suppl 2:73–6.
9. Ueda M, Matsuki M, Jacobsson M, Tjellström A. Relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1991;6(4):442–7.
10. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2005;7 Suppl 1:S13–20.
11. Rossouw PE, Buschang PH. Temporary orthodontic anchorage devices for improving occlusion. *Orthod. Craniofac. Res.* 2009;12(3):195–205.
12. Ülgen M. *Ortodontik Tedavi Prensipleri*. Ankara Üniversitesi; 1990:401.
13. Dinçer M, Işcan HN. The effects of different sectional arches in canine retraction. *Eur. J. Orthod.* 1994;16(4):317–23.
14. Celenza F, Hochman MN. Absolute anchorage in orthodontics: direct and indirect implant-assisted modalities. *J. Clin. Orthod.* 2000;34(7):397–402.

15. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am. J. Orthod.* 1984;86(2):95–111.
16. Moyers E. Force systems and tissue responses to forces in orthodontics and facial orthopedics. In: *Hand Book of Orthodontics* 4th ed. Year Book Medical Publishers; 1988:309–11.
17. Nanda R. Biomechanical basis of extraction space closure. In: Nanda R, ed. *Biomechanics in Clinical Orthodontics* WB Saunders; 1997:156–88.
18. Marcotte MR. Spring Design. In: Marcotte MR, ed. *Biomechanics in orthodontics* B.C. Decker(Mosby); 1990:39–43.
19. Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 1999;116(6):678–86.
20. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1995;107(3):251–8.
21. Kärcher H, Byloff FK, Clar E. The Graz implant supported pendulum, a technical note. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 2002;30(2):87–90.
22. Glatzmaier J, Wehrbein H, Diedrich P. Biodegradable implants for orthodontic anchorage. A preliminary biomechanical study. *Eur. J. Orthod.* 1996;18(5):465–9.
23. Gray JB, Smith R. Transitional implants for orthodontic anchorage. *J. Clin. Orthod.* 2000;34(11):659–66.
24. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J. Clin. Orthod.* 1997;31(11):763–7.
25. Bae S-M, Park H-S, Kyung H-M, Kwon O-W, Sung J-H. Clinical application of micro-implant anchorage. *J. Clin. Orthod.* 2002;36(5):298–302.
26. Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J. Clin. Orthod.* 2001;35(7):417–22.
27. Drago CJ, Del Castillo RA. A retrospective analysis of osseotite NT implants in clinical practice: 1-year follow-up. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 2006;26(4):337–45.
28. Sherwood KH, Burch JG, Thompson WJ. Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2002;122(6):593–600.
29. Chung K-R, Kim Y-S, Linton JL, Lee Y-J. The miniplate with tube for skeletal anchorage. *J. Clin. Orthod.* 2002;36(7):407–12.

30. Keles A, Erverdi N, Sezen S. Bodily distalization of molars with absolute anchorage. *Angle Orthod.* 2003;73(4):471–82.
31. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 1999;115(2):166–74.
32. Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J. Biomed. Mater. Res.* 1995;29(12):1567–75.
33. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. The Zygoma Anchorage System. *J. Clin. Orthod.* 2002;36(8):455–9.
34. Park Y-C, Lee S-Y, Kim D-H, Jee S-H. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2003;123(6):690–4.
35. Higuchi KW, Slack JM. The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1991;6(3):338–44.
36. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 13(5):611–9.
37. Hayakawa T, Kiba H, Yasuda S, Yamamoto H, Nemoto K. A histologic and histomorphometric evaluation of two types of retrieved human titanium implants. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 2002;22(2):164–71.
38. Dalstra M, Cattaneo PM, Melsen B. Load Transfer Of Miniscrews For Orthodontic Anchorage. *Orthodontics* 2004;1:53–62.
39. Hong R-K, Heo J-M, Ha Y-K. Lever-arm and mini-implant system for anterior torque control during retraction in lingual orthodontic treatment. *Angle Orthod.* 2005;75(1):129–41.
40. Chung K, Kim S-H, Kook Y. C-orthodontic microimplant for distalization of mandibular dentition in Class III correction. *Angle Orthod.* 2005;75(1):119–28.
41. Almog DM, Torrado E, Moss ME, Meitner SW, LaMar F. Use of imaging guides in preimplant tomography. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2002;93(4):483–7.
42. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Kwon OW, Sung JH. *Handbook for the absoanchor orthodontic microimplant.* 3rd ed.; 2004.
43. Heidemann W, Gerlach KL, Gröbel KH, Köllner HG. Drill Free Screws: a new form of osteosynthesis screw. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 1998;26(3):163–8.

44. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 2001;29(2):69–74.
45. Kim J-W, Ahn S-J, Chang Y-I. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2005;128(2):190–4.
46. Uysal T. İmplantlar ve Ortodonti. *Cumhur. Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg.* 2005;8(2):146–55.
47. Lin JJ-J. The Most Effective and Simplest Ways of Treating Severe Class III, without Extraction or Surgery. *Int. J. Orthod. Implantol.* 2014;33:4–18.
48. Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P. Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. *Prog. Orthod.* 2004;5(2):212–35.
49. Yao C-CJ, Lee J-J, Chen H-Y, Chang Z-CJ, Chang H-F, Chen Y-J. Maxillary molar intrusion with fixed appliances and mini-implant anchorage studied in three dimensions. *Angle Orthod.* 2005;75(5):754–60.
50. Oberti G, Villegas C, Ealo M, Palacio JC, Baccetti T. Maxillary molar distalization with the dual-force distalizer supported by mini-implants: a clinical study. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2009;135(3):282.e1–5; discussion 282–3.
51. Mizrahi E, Mizrahi B. Mini-screw implants (temporary anchorage devices): orthodontic and pre-prosthetic applications. *J. Orthod.* 2007;34(2):80–94.
52. Taner T, Kamaçlı S, Giray B. Mini-screw Application For Gummy Smile Correction. *J. Hacettepe Fac. Dent.* 2007;31(3):44–51.
53. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. *J. Clin. Orthod.* 2005;39(1):9–24; quiz 29–30.
54. Park H-S, Kwon T-G, Sung J-H. Nonextraction treatment with microscrew implants. *Angle Orthod.* 2004;74(4):539–49.
55. Sorenson NA. Use of maxillary intraosseous implants for Class II elastic anchorage. *Angle Orthod.* 1995;65(3):169–73.
56. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 2003;124(4):373–8.
57. Park H-S, Jeong S-H, Kwon O-W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2006;130(1):18–25.

58. Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2004; 19(1):100–6.
59. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung H-M, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2007;131(1):9–15.
60. Lin JCY, Liou EJW, Yeh C-L, Evans CA. A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. *World J. Orthod.* 2007;8(2):136–44.
61. Wu J, Bai Y-X, Wang B-K. Biomechanical and histomorphometric characterizations of osseointegration during mini-screw healing in rabbit tibiae. *Angle Orthod.* 2009;79(3):558–63.
62. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2007;36(8):695–9.
63. Zhang L, Zhao Z, Li Y, Wu J, Zheng L, Tang T. Osseointegration of orthodontic micro-screws after immediate and early loading. *Angle Orthod.* 2010;80(2):354–60.
64. Chen Y, Kang ST, Bae S-M, Kyung H-M. Clinical and histologic analysis of the stability of microimplants with immediate orthodontic loading in dogs. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2009;136(2):260–7.
65. Luzzi C, Verna C, Melsen B. A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Prog. Orthod.* 2007;8(1):192–201.
66. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin. Oral Implants Res.* 2001;12(2):144–52.
67. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin. Oral Implants Res.* 2006;17(1):109–14.
68. Park HS. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korean J. Orthod.* 2003;33(3):151–6.
69. Manni A, Cozzani M, Tamborrino F, De Rinaldis S, Menini A. Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. *Eur. J. Orthod.* 2011;33(4):388–95.
70. Wehrbein H, Glatzmaier J, Yildirim M. Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla. An experimental study in the dog. *Clin. Oral Implants Res.* 1997;8(2):131–41.
71. Chaddad K, Ferreira AFH, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod.* 2008;78(1):107–13.

72. Luzi C, Verna C, Melsen B. Immediate loading of orthodontic mini-implants: a histomorphometric evaluation of tissue reaction. *Eur J Orthod.* 2009; 31 (1), 21-29.
73. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system. *Semin. Orthod.* 2005;11(1):24–31.
74. Hedayati Z, Hashemi SM, Zamiri B, Fattahi HR. Anchorage value of surgical titanium screws in orthodontic tooth movement. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2007;36(7):588–92.
75. Wang Y-C, Liou EJW. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008;133(1):38–43.
76. Kinzinger G, Gülden N, Yildizhan F, Hermanns-Sachweh B, Diedrich P. Anchorage efficacy of palatally-inserted miniscrews in molar distalization with a periodontally/miniscrew-anchored distal jet. *J. Orofac. Orthop.* 2008;69(2):110–20.
77. Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int. J. Adult Orthodon. Orthognath. Surg.* 1998;13(3):201–9.
78. Melsen B. Mini-implants: Where are we? *J. Clin. Orthod.* 2005;39(9):539–47; quiz 531–2.
79. Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin. Oral Implants Res.* 2001;12(4):358–63.
80. Maino BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew implants: The Spider Screw anchorage system. *Semin. Orthod.* 2005;11(1):40–6.
81. Kim S-H, Lee S-J, Cho I-S, Kim S-K, Kim T-W. Rotational resistance of surface-treated mini-implants. *Angle Orthod.* 2009;79(5):899–907.
82. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2009;135(5):564.e1–19; discussion 564–5.
83. Park H-S, Lee S-K, Kwon O-W. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *Angle Orthod.* 2005;75(4):602–9.
84. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su Y-Y, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J. Orofac. Orthop.* 2008;69(1):42–50.
85. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin. Orthod. Res.* 2000;3(1):23–8.
86. Lee S-J, Ahn S-J, Lee JW, Kim S-H, Kim T-W. Survival analysis of orthodontic mini-implants. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2010;137(2):194–9.

87. Bryant SR. The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implant outcomes. *Int. J. Prosthodont.* 11(5):470–90.
88. Lee JS, Kim JK, Park YC, Vanarsdall RL. Design and Function of New, Screw-Type Orthodontic Mini-Implants. In: Bywaters LC, ed. *Applications of Orthodontic Mini-Implants*; 2007.
89. Gedrange T, Hietschold V, Mai R, Wolf P, Nicklisch M, Harzer W. An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers. *Clin. Oral Implants Res.* 2005;16(4):425–31.
90. Chen Y-J, Chen Y-H, Lin L-D, Yao C-CJ. Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage--a preliminary report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 21(2):283–9.
91. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int. J. Prosthodont.* 11(5):491–501.
92. Choi B-H, Zhu S-J, Kim Y-H. A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2005;128(3):382–4.
93. Garfinkle, J.S. ve Cunningham, Jr, L.L. ve Beeman, C.S. ve Kluemper, G.T. ve Hicks, E.P. ve Kimi Mi-Ok. Evaluation Of Orthodontic Mini-Implant Anchorage In Premolar Extraction Therapy In Adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*,133, 642-653.
94. Gapski R, Wang H-L, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin. Oral Implants Res.* 2003;14(5):515–27.
95. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J. Prosthet. Dent.* 1983;50(1):101–7.
96. Moon C-H, Lee D-G, Lee H-S, Im J-S, Baek S-H. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod.* 2008;78(1):101–6.
97. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J. Orofac. Orthop.* 2004;65(5):410–8.
98. Tseng Y-C, Hsieh C-H, Chen C-H, Shen Y-S, Huang I-Y, Chen C-M. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2006;35(8):704–7.
99. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J. Orofac. Orthop.* 2006;67(3):162–74.

100. Veltri M, Balleri B, Goracci C, Giorgetti R, Balleri P, Ferrari M. Soft bone primary stability of 3 different miniscrews for orthodontic anchorage: a resonance frequency investigation. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2009;135(5):642–8.
101. Ostman P-O, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int. J. Prosthodont.* 19(1):77–83; discussion 84.
102. Odman J, Lekholm U, Jemt T, Brånemark PI, Thilander B. Osseointegrated titanium implants--a new approach in orthodontic treatment. *Eur. J. Orthod.* 1988;10(2):98–105.
103. Kyung H-M, Park H-S, Bae S-M, Sung J-H, Kim I-B. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J. Clin. Orthod.* 2003;37(6):321–8.
104. Wilmes B, Drescher D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* 2009;79(4):609–14.
105. Wawrzinek C, Sommer T, Fischer-Brandies H. Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. *J. Orofac. Orthop.* 2008;69(2):121–34.
106. Kim JW, Chang Y II. Effects of drilling process in stability of micro-implants used for the orthodontic anchorage. *Korean J. Orthod.* 2002;32(2):107–15.
107. Chen Y, Shin H-I, Kyung H-M. Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008;133(1):44–50.
108. Park HS. *The use of microimplant as orthodontic anchorage.* 1st ed. Nare Pub Co.; 2001:5–192.
109. Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod.* 2004;74(4):558–67.
110. Kravitz ND, Kusnoto B, Tsay PT, Hohlt WF. Intrusion of overerupted upper first molar using two orthodontic miniscrews. A case report. *Angle Orthod.* 2007;77(5):915–22.
111. Kim S-H, Yoon H-G, Choi Y-S, Hwang E-H, Kook Y-A, Nelson G. Evaluation of interdental space of the maxillary posterior area for orthodontic mini-implants with cone-beam computed tomography. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2009;135(5):635–41.
112. Park H-S, Hwangbo E-S, Kwon T-G. Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2010;137(2):200–6.
113. Hughes AN, Jordan BA. The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion practice. *Injury* 1972;4(1):25–38.

114. Collinge CA, Stern S, Cordes S, Lautenschlager EP. Mechanical properties of small fragment screws. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2000;(373):277–84.
115. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, et al. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008;134(5):625–35.
116. Morarend C, Qian F, Marshall SD, et al. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2009;136(2):224–9.
117. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int. J. Prosthodont.* 11(5):391–401.
118. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 15(1):15–46.
119. Simon SR. Orthopedic Basic Science. *Am. Acad. Orthopedic Surg.* 1994.
120. Huang L-H, Shotwell JL, Wang H-L. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2005;127(6):713–22.
121. Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin. Oral Implants Res.* 1999;10(6):429–44.
122. Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent.* 1999;8(4):376–86.
123. Lee JS. Contact Non-linear Finite Element Model Analysis of Immediately-Loaded Orthodontic Mini Implant. 2004.
124. Lee JS. Development of orthodontic mini implant anchorage system: Basic Researches on Implant Orthodontics. In: *4th Asian Implant Orthodontics Conference* Seoul, Korea; 2005.
125. Chen F, Terada K, Hanada K, Saito I. Anchorage effect of osseointegrated vs nonosseointegrated palatal implants. *Angle Orthod.* 2006;76(4):660–5.
126. Kim J-W, Baek S-H, Kim T-W, Chang Y-I. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. Mechanical and histological properties. *Angle Orthod.* 2008;78(4):692–8.
127. Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am. J. Orthod.* 1983;83(4):311–7.
128. Cornelis M, Clerck H De, Nyssen-Behets C. Titanium miniscrews under continuous loading in a Pig jaw: a histological study. *Bull. du Group. Int. pour la Rech. Sci. en Stomatol. Odontol.* 2008;48(1):1–7.

129. Garcez AS, Suzuki SS, Martinez EF, Iemini MG, Suzuki H. Effects of low-intensity laser therapy over mini-implants success rate in pigs. *Lasers Med. Sci.* 2013.
130. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, et al. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2001;119(5):489–97.
131. Santos RL dos, Pithon MM, Araújo MT de S, Nojima MG da C, Nojima LI. Primary stability of orthodontic miniscrews inserted into femurs of osteopenic rats. *Braz. j. oral sci* 9(4):464–9.
132. Yano S, Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *Eur. J. Orthod.* 2006;28(6):541–6.
133. Serra G, Morais LS, Elias CN, et al. Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants: histomorphometric and fluorescence analysis. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2010;137(1):80–90.
134. Zutphen LFM, Baumans V, Beynen AC. *Laboratuvar Hayvanları Biliminin Temel İlkeleri*. Ankara: Medipres Yayınları-Ozkan Matbaacılık; 2003.
135. Karch M, Alt E, Schmitt C, Schömig A. Reimplantation of an infected, abdominally implanted defibrillator in the subpectoral region. *J. Cardiovasc. Surg. (Torino)*. 1996;37(1):67–70.
136. Sonis AL. Air abrasion of failed bonded metal brackets: a study of shear bond strength and surface characteristics as determined by scanning electron microscopy. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 1996;110(1):96–8.
137. Pringle RA, Leman RB, Kratz JM, Gillette PC. An argument for pacemaker reuse: pacemaker mortality in 169 patients over ten years. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1986;9(6 Pt 2):1295–8.
138. Noorollahian S, Alavi S, Monirifard M. A processing method for orthodontic mini-screws reuse. *Dent. Res. J. (Isfahan)*. 2012;9(4):447–51.
139. Mattos CT, Ruellas AC de O, Elias CN. Is it possible to re-use mini-implants for orthodontic anchorage? Results of an in vitro study. *Mater. Res.* 2010;13(4):521–5.
140. Estelita S, Janson G, Chiqueto K, Ferreira ES. Effect of recycling protocol on mechanical strength of used mini-implants. *Int. J. Dent.* 2014;2014:424923.
141. Akyalcin S, McIver HP, English JD, Ontiveros JC, Gallerano RL. Effects of repeated sterilization cycles on primary stability of orthodontic mini-screws. *Angle Orthod.* 2013;83(4):674–9.
142. Ledingham AD, Şar Ç, English JD, Akyalçın S. Is there a difference between the primary stability of anodized and non-anodized mini-screws subjected to repeated cycles of autoclave sterilization? *Cumhur. Dent. J.* 2014;17(2):129.

143. Wu J, Bai Y, Wang B, Gao X. [Stability of the miniscrew implant during healing period]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2006;41(4):226–7.
144. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J. Dent. Res.* 2003;82(5):377–81.
145. Huja SS, Rao J, Struckhoff JA, Beck FM, Litsky AS. Biomechanical and histomorphometric analyses of monocortical screws at placement and 6 weeks postinsertion. *J. Oral Implantol.* 2006;32(3):110–6.
146. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1969;3(2):81–100.
147. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod.* 1990;60(2):135–52.
148. Wilmes B, Su Y-Y, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* 2008;78(6):1065–70.
149. Jacobs R. Preoperative radiologic planning of implant surgery in compromised patients. *Periodontol. 2000* 2003;33:12–25.
150. Lim JW, Kim WS, Kim IK, Son CY, Byun HI. Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. *Korean J. Orthod.* 2003;33(1):11–20.
151. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog. Orthod.* 2005;6(1):82–97.
152. Chen C-H, Chang C-S, Hsieh C-H, et al. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2006;64(8):1209–13.
153. Cha J-Y, Kil J-K, Yoon T-M, Hwang C-J. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2010;137(1):73–9.
154. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. “Safe zones”: a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod.* 2006;76(2):191–7.
155. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung H-M, Takano-Yamamoto T. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2007;131(4 Suppl):S68–73.
156. Ozdemir F, Tozlu M, Germec-Cakan D. Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2013;143(2):190–6.

157. Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2008;37(4):334–40.
158. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2006;129(6):721.e7–12.
159. Baumgaertel S. Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2009;136(1):104–8.
160. Kim Y-K, Kim Y-J, Yun P-Y, Kim J-W. Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. *Angle Orthod.* 2009;79(5):908–14.
161. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J. Periodontol.* 1988;59(5):287–96.
162. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.* 1981;10(6):387–416.
163. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin. Oral Implants Res.* 1995;6(3):164–71.
164. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Nat R, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant in vitro. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 21(4):560–6.
165. McManus MM, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of miniscrew placement torque on resistance to miniscrew movement under load. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2011;140(3):e93–8.
166. Ozawa T, Takahashi K, Yamagata M, et al. Insertional torque of the lumbar pedicle screw during surgery. *J. Orthop. Sci.* 2005;10(2):133–6.
167. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 22(5):779–84.
168. Giancotti A, Muzzi F, Santini F, Arcuri C. Miniscrew treatment of ectopic mandibular molars. *J. Clin. Orthod.* 2003;37(7):380–3.
169. Froum SJ, Simon H, Cho S-C, Elian N, Rohrer MD, Tarnow DP. Histologic evaluation of bone-implant contact of immediately loaded transitional implants after 6 to 27 months. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 20(1):54–60.

170. Zubery Y, Bichacho N, Moses O, Tal H. Immediate loading of modular transitional implants: a histologic and histomorphometric study in dogs. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 1999;19(4):343–53.
171. Topcuoglu T, Bicakci AA, Sokucu O, Isman NE. Can Initial Torque Value Predict the Success of Orthodontic Mini-Screws? *Turkish J. Orthod.* 2013;26(3):143–8.
172. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin. Oral Implants Res.* 1997;8(6):442–7.
173. O’Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2000;2(2):85–92.
174. Gotfredsen K, Nimb L, Hjørting-Hansen E, Jensen JS, Holmén A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO₂-blasted titanium implants. An experimental study on dogs. *Clin. Oral Implants Res.* 1992;3(2):77–84.
175. Klokkevold PR, Johnson P, Dadgostari S, Caputo A, Davies JE, Nishimura RD. Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit. *Clin. Oral Implants Res.* 2001;12(4):350–7.
176. Baker D, London RM, O’Neal R. Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: a comparative study in rabbits. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 14(5):722–8.
177. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 12(4):486–94.
178. Brånemark R, Ohrenell LO, Nilsson P, Thomsen P. Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat. *Biomaterials* 1997;18(14):969–78.
179. Song Y-Y, Cha J-Y, Hwang C-J. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod.* 2007;77(6):979–85.

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	İhsan Sami GÜVENÇ
Doğum Yeri ve Tarihi	Adana, 11/11/1987
Medeni Hali	Bekar
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD 58140-Sivas
E-posta Adresi	guvencsami@hotmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	İncirlik Yabancı Dil Ağırlıklı Lise, 2005
Lisans	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2010
Yüksek Lisans	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2010
Doktora/Uzmanlık	Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD, 2014