



T.C.  
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

# YENİ GELİŞTİRİLEN MİNİ İMPLANT RİNG APARATININ MİNİVİDA STABİLİTESİ VE KUVVET DİRENCİNE OLAN ETKİSİ

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ  
MURAT TOZLU

DANIŞMAN  
Doç. Dr. Fulya ÖZDEMİR

İSTANBUL – 2010

## ÖZET

Bu çalışmadaki amaç, *in vitro* ortamda Mini İmplant Ring (MİR) aparatının, minivida primer stabilitesine ve minividanın kuvvete karşı olan direncine etkisini değerlendirmektir.

Çalışmada 48 adet TM (Trimed, Ankara, Turkey) minivida kullanılmıştır. Minividalar yirmidörderlik 2 gruba ayrılmıştır. Test grubundaki minividalara MİR uygulanmış, MİR uygulanmayan diğer grup ise kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Minividalar, laboratuvar ortamında, sığır kalça kemiğinden elde edilen örneklerle tork ölçer tornavida (N<sub>2</sub>DPSK, Nakamura MFG Co Ltd, Tokyo, Japan) ile uygulanmış ve maksimum uygulama torku (MUT) değerleri ölçülmüştür. Daha sonra, Instron test cihazı ile minivida uzun eksenine dik yönde kuvvet uygulanarak, 0,6 mm yer değiştirene kadar gösterdikleri direnç değerleri kaydedilmiştir. Kuvvet testi uygulanmış minividaların mobilitelerinin değerlendirilmesini takiben minividalar tork ölçer tornavida ile maksimum çıkarma torku (MÇT) ölçülerek kemikten çıkarılmıştır. Son olarak, kemik segmentleri, kesi hattı vida yuvalarından geçecek şekilde ikiye ayrılmış ve kortikal kemik kalınlıkları ölçülmüştür. Buradan elde edilen sonuçlara göre deney ve kontrol grupları kortikal kemik kalınlıklarına göre ince ve kalın olmak üzere 2'şer alt gruplara ayrılmışlardır.

Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde MİR grubunun kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek kuvvet direnci gösterdiği bulunmuştur. MİR grubunun MUT değerleri kontrol grubundan anlamlı derecede yüksektir. Kemik kalınlığına göre değerlendirildiğinde, ince kortikal kemik varlığında sonuçlar daha belirgin bulunmuştur. MÇT değerleri ve mobilite gösteren minivida sayısı açısından ise her iki grup arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Yapılan araştırma sonucunda MİR aparatı, minivida primer stabilitesi ve kuvvet direncini arttırmamasından dolayı özellikle kortikal kemiğin ince olduğu vakalarda iyi bir seçenek olarak tavsiye edilmektedir.

**Anahtar sözcükler:** Minivida, stabilite, uygulama torku, kuvvet direnci, çıkarma torku.

## SUMMARY

### EFFECTS OF NEWLY DESIGNED MINI IMPLANT RING APPARATUS ON MINISCREW STABILITY AND FORCE RESISTANCE

The purpose of this *in – vitro* study was to assess the effect of Mini Implant Ring (MIR) apparatus on the force anchorage resistance of the miniscrews and on their stability.

In this study 48 TM miniscrews (Trimed, Ankara Turkey) were used and they were randomly divided into 2 groups of 24. MIR apparatus was applied to the study group and the other group was assigned as the control. Miniscrews were applied to the specimens of bone prepared from the ilium of bovine with the torque screw driver (N<sub>2</sub>DPSK, Nakamura MFG Co Ltd, Tokyo, Japan) and maximum insertion torques were measured. All specimens were subjected to tangential force loading perpendicular to the miniscrew through a lateral displacement of 0.6 mm with the use of Instron machine and force anchorage resistance values were recorded. Maximum removal torque of each tested specimen were measured while removal from the bone. Bone samples were sectioned from the screw holes and bone thickness at the screw sites were also measured. According to the cortical bone thickness, both study and control groups were divided into 2 subgroups as thin and thick.

When statistically evaluated, it was seen that MIR group had statistically high force anchorage resistance than control group. Maximum insertion torque values of the MIR group were statistically higher than the control group. The results were found more significant in cases where cortical bone was thinner. No statistically significant difference for the maximum removal torque or the number of mobile screws was observed between the groups.

The results of this study revealed that MIR apparatus, which increases the primary stability and the force anchorage resistance of miniscrews, is a good option especially in cases where the cortical bone thin.

**Key words:** Miniscrew, stability, insertion torque, force resistance, removal torque

## TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimim sırasında sunmuş olduğu olanaklar ve desteği için Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Sayın **Prof. Dr. Türker Sandallı**'ya,

Ortodonti eğitimim boyunca bana büyük emeği geçen ve her konuda destek ve yardımcı olan, değerli hocam Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Tülin Arun**'a,

Tezimin konusunun belirlenmesinde ve hazırlanmasında benden hiçbir yardımını esirgemeyen ve destek olan tez danışmanım Sayın **Doç. Dr. Fulya Özdemir**'e,

Doktora eğitimim sırasında bana destek ve yardımcı olan **Yrd. Doç. Dr. Didem Nalbantgil**'e, **Yrd. Doç. Dr. Derya Germeç**'e, **Yrd. Doç. Dr. Oğuz Öztoprak**'a, **Yrd. Doç. Dr. Göksu Trakyalı**'ya ve **Dr. Feyza Ülkür**'e,

Çalışmada kullanılan minividaların ve titanyum aparatların üretimindeki katkılarından dolayı **Trimed** firması'na ve özellikle **Haluk Pekgöz**'e,

Diğer tez materyallerinin hazırlanmasında katkılarından dolayı **Cengiz Duru**'ya,

4 yıllık doktora eğitimim boyunca yardım ve desteklerini esirgemeyen dönem arkadaşlarım **Dt. Sine Erdem**'e, **Dt. Banu Irmak**'a, **Dt. Burcu Nur**'a ve diğer arkadaşlarıma,

Yoğun çalışma temposundan dolayı kendilerine yeterli zamanı ayıramadığım, fedakâr eşim **Elif Tozlu**'ya, sevgili çocuklarım **Mustafa**, **Zeynep** ve **Feyza**'ya,

Sevgili ortodonti kliniği çalışanlarına,

Teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	II
SUMMARY.....	III
TEŞEKKÜR.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
KISALTMALAR VE SİMGELER.....	VIII
TABLO LİSTESİ.....	X
ŞEKİL LİSTESİ.....	XI
RESİM LİSTESİ.....	XII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. İskeletsel Ankraj Nedir?.....	3
2.1.1. İskeletsel Ankraj Tarihçesi .....	3
2.1.2. Minivida ile İskeletsel Ankraj .....	3
2.1.3. Miniplak ile İskeletsel Ankraj .....	4
2.1.4. İmplantlar ile İskeletsel Ankraj .....	4
2.2. Minivida Başarısı Nedir? .....	4
2.3. Minivida Başarısını Etkileyen Faktörler.....	5
2.3.1. Minivida ile İlgili Faktörler .....	5
2.3.1.1. Minividanın Çapı .....	5
2.3.1.2. Minividanın Uzunluğu.....	6
2.3.1.3. Minividanın Yiv Yapısı.....	7
2.3.1.4. Minividanın Yüzey Özellikleri.....	9
2.3.1.5. Minividanın Şekli.....	9
2.3.1.6. Minividanın Üretildiği Materyal.....	10
2.3.2. Hasta ile İlgili Faktörler.....	11
2.3.2.1. Cinsiyet.....	11
2.3.2.2. Yaş .....	11
2.3.2.3. Sistemik Hastalıklar.....	11
2.3.3. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler.....	12
2.3.3.1. Flap Açılması .....	12

2.3.3.2. Rehber Delik Açılması .....	12
2.3.3.3. Klinisyenin Tecrübesi .....	14
2.3.3.4. Yerleştirme Torku .....	14
2.3.3.5. Uygulama Açısı .....	15
2.3.3.6. Monokortikal-Bikortikal Uygulama .....	15
2.3.4. Anatomik Lokal Faktörler .....	16
2.3.4.1. Kortikal Kemik Kalınlığı (KKK) .....	16
2.3.4.2. Kemik Yoğunluğu .....	16
2.3.4.3. Süngerimsi Kemik Yapısı .....	17
2.3.4.4. Yerleştirilen Bölge .....	18
2.3.4.5. Yumuşak Dokunun Yapısı .....	18
2.3.4.6. Komşu Organlara Yakınlık ve Kök Hasarı .....	19
2.3.5. Minivida Yükleme ile İlgili Faktörler .....	20
2.3.5.1. Minivida Yükleme Zamanlaması .....	20
2.3.5.2. Uygulanan Ortodontik Kuvvet Miktarı .....	21
2.3.5.3. Uygulanan Ortodontik Kuvvet Tipi .....	23
2.3.5.4. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi .....	23
2.3.5.5. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü .....	23
2.3.6. Minivida Başarısını Etkileyen Diğer Faktörler .....	24
2.3.6.1. Ortodontik Endikasyon .....	24
2.3.6.2. Minividanın Bakımı .....	24
2.3.6.3. Minivida Mobilitesi .....	24
2.4. Primer Stabilite .....	25
2.5. Minividalar Osseointegre Oluyor mu? .....	25
2.6. Primer Stabilite ve Kuvvet Direnci ile İlgili Çalışmalar .....	26
2.12.1. Maksimum Uygulama Torku (MUT) Ölçen Çalışmalar .....	26
2.12.2. Maksimum Çıkarma Torku (MÇT) Ölçen Çalışmalar .....	30
2.12.3. Hem MUT Hem MÇT Ölçen Çalışmalar .....	32
2.12.4. Kuvvet Direnci (KD) Ölçen Çalışmalar .....	34
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>35</b>
3.1. Kuvvet Testi ile İlgili Gereç .....	35
3.1.1. Minividalar .....	35
3.1.2. MİR .....	35

3.1.3. Kemik Modeli .....	35
3.1.4. Tornavida .....	39
3.1.5. MİR İter .....	39
3.1.6. Kuvvet Testi Cihazı .....	39
3.1.7. Minivida Yuvalarının İncelenmesinde Kullanılan Cihazlar .....	39
3.2. Kuvvet Testi ile İlgili Yöntem .....	43
3.2.1. Kemik Segmentlerinin Hazırlanması .....	43
3.2.2. Minividaların Uygulanması .....	43
3.2.3. Adaptöre Aktarılacak Kemik Örneklerinin Hazırlanması .....	47
3.2.4. Kemiklerin Bloklanması .....	47
3.2.5. Kuvvet Testinin Uygulanması .....	47
3.2.6. Mobilite testi .....	47
3.2.7. Minividaların Çıkarılması .....	51
3.2.8. Kortikal Kemik Kalınlıklarının Ölçülmesi .....	51
3.3. İstatistiksel Değerlendirme .....	51
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>54</b>
4.1. Uygulama Torku ile İlgili Bulgular .....	59
4.2. Çıkarma Torku ile ilgili Bulgular.....	60
4.3. Kuvvet Testi ile İlgili Bulgular .....	61
4.4. Mobilite Testi .....	62
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>63</b>
5.1. Amacın, Gereç ve Yöntemin Tartışılması .....	63
5.2. Bulguların Tartışılması .....	67
5.2.1. Uygulama Torku ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi .....	67
5.2.2. Çıkarma Torku ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi .....	70
5.2.3. Kuvvet Testi ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi .....	72
5.2.4. Mobilite ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi .....	73
5.2.5. Genel Değerlendirme .....	73
<b>6. SONUÇLAR .....</b>	<b>76</b>
<b>7. KAYNAKLAR .....</b>	<b>78</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>92</b>

## KISALTMALAR ve SİMGELER

1. MİR : Mini İmplant Ring
2. MUT : Maksimum uygulama torku
3. MÇT : Maksimum çıkarma torku
4. gr : gram
5. ° : Derece
6. SLA : Sinterlenmiş, iri grenli, asitlenmiş (Sintered , large-grid, acid etched)
7. MPa : Mega paskal
8. SS : Standart sapma
9. cm : Santimetre
10. N : Newton
11. Ncm : Newton Santimetre
12. n : Örnek sayısı
13. mm : Milimetre
14. p : Olasılık (Probability)
15. % : Yüzde
16. CT : Bilgisayarlı tomografi (Computed Tomography)
17. SEA : Sonlu Elemanlar Analizi
18. RFA : Rezonans frekansı analizi (Resonance Frequency Analysis)



19.  $\mu$ CT : Mikrotomografi
20. KD : Kuvvet direnci
21. Ort. : Ortalama
22. Örn. : Örneğin
23. KKK : Kortikal kemik kalınlığı
24. AD : Anlamalı değil
25. DEXA : Dual-enerji x-ray absorbtimetri

## TABLO LİSTESİ

<b>Tablo 4.1</b> : Kontrol grubu ince alt grubuna ait veriler .....	54
<b>Tablo 4.2</b> : Kontrol grubu kalın alt grubuna ait veriler .....	55
<b>Tablo 4.3</b> : MİR grubu ince alt grubuna ait veriler .....	56
<b>Tablo 4.4</b> : MİR grubu kalın alt grubuna ait veriler .....	57
<b>Tablo 4.5</b> : Gruplara göre kortikal kemik kalınlıklarının karşılaştırılması.....	58
<b>Tablo 4.6</b> : Gruplara göre MUT değerlerinin karşılaştırılması .....	59
<b>Tablo 4.7</b> : Gruplara göre MÇT değerlerinin karşılaştırılması .....	60
<b>Tablo 4.8</b> : Gruplara göre KD değerlerinin karşılaştırılması.....	61
<b>Tablo 4.9</b> : Gruplara göre mobilite verilerinin karşılaştırılması.....	62

## ŞEKİL LİSTESİ

- Şekil 2.1:** Minividaların yiv yapılarının şematik görünümü.....8
- Şekil 3.1:** Çalışmada kullanılan MİR aparatının ölçüleri.....37
- Şekil 3.2:** MİR aparatının uygulandığının şematik görünümü .....37

## RESİM LİSTESİ

<b>Resim 3.1:</b> TM minivida .....	36
<b>Resim 3.2:</b> MİR aparatı .....	36
<b>Resim 3.3:</b> Çalışmada kullanılan kemik örneği.....	38
<b>Resim 3.4:</b> Trimed Tornavida .....	40
<b>Resim 3.5:</b> Tork ölçer tornavida.....	40
<b>Resim 3.6:</b> MİR İter el aleti .....	40
<b>Resim 3.7:</b> Kortikal kemik kalınlıklarının ölçülmesinde kullanılan aletler .....	41
<b>Resim 3.8:</b> Instron test cihazı .....	42
<b>Resim 3.9:</b> Hazırlanmış kemik dilimleri.....	44
<b>Resim 3.10:</b> Minividaların kemik dilimlerine uygulanışı .....	44
<b>Resim 3.11:</b> Tork ölçümü için bırakılan mesafenin belirlenmesi .....	44
<b>Resim 3.12:</b> Uygulama torklarının ölçülmesi .....	45
<b>Resim 3.13:</b> MİR İter el aletinin kullanılması.....	46
<b>Resim 3.14:</b> Deney ve kontrol grubundaki minividaların uygulanmış hali.....	46
<b>Resim 3.15:</b> Hazırlanan kemik segmenti örnekler .....	48
<b>Resim 3.16:</b> Kemik segmentlerinin bloklanması .....	48
<b>Resim 3.17:</b> Su soğutma işlemi .....	49

<b>Resim 3.18:</b> Test cihazına aktarılmak üzere hazırlanmış örnekler .....	49
<b>Resim 3.19:</b> Kuvvet direnci testinin gerçekleştirilmesi .....	50
<b>Resim 3.20:</b> Kemik örneklerinin minividalara çıkarıldıktan sonraki görüntüsü ..	52
<b>Resim 3.21:</b> Kesilmiş kemik örnekleri .....	52
<b>Resim 3.22:</b> Kemik kalınlıklarının ölçülmesi işlemi .....	53

# 1. GİRİŞ ve AMAÇ

Titanyumun kemiğe bağlanma yani osseoentegre olabilme özelliğinin keşfinden sonra, titanyum dental implantlar büyük gelişme göstermişlerdir. Protetik kullanımlarına ilaveten osseointegre olan implantların ortodontik amaçlı kullanımları da literatürde yerini almış ancak 3-6 aylık iyileşme dönemi ve iki aşamalı cerrahi gerektirmeleri nedeniyle ortodonti alanında kullanımları sınırlı kalmıştır. Son dönemlerde ortodonti alanında kullanılmaya başlanılan minividalar ise çeneler üzerinde neredeyse tüm alanlara yerleştirilebilme, kolayca çıkarılabilme, hemen kuvvet uygulanabilme ve çok daha ucuz olma gibi avantajlarından dolayı ankrajın kritik olduğu olgularda sıklıkla kullanılmaktadır (1,2).

Minividalar, klinik olarak ortodontik kuvvet ile yüklenebilmesi için belli bir primer stabiliteye sahip olmalıdırlar. Primer stabilite, minividanın uygulandıktan hemen sonraki stabilitesidir. Minivida kayıplarının büyük bir çoğunluğu uygulama sonrası erken dönemde meydana gelir (3). Bu nedenle, primer stabilitenin artırılması minivida başarısını olumlu yönde etkileyebilmektedir.

Minividaların başarısı osseointegre olan dental implantların başarısından daha az bulunmuştur (4-7). Avantajlarına rağmen ortodontik minivida, kuvvet uygulaması öncesinde veya tedavi ortasında meydana gelebilecek mobilitesinden dolayı çıkarılmak durumunda kalabilmektedir. Dental implant uygulanacak bölgede kemik kalitesi düşük ise daha uzun veya kalın implantlar kullanılarak yetersiz primer stabilite sorunu çözülebilmektedir (8). Ancak söz konusu minividalar olunca, çoğunlukla kökler arasına yerleştirildiklerinden dolayı çap ve uzunluk açısından kısıtlamalar bulunmaktadır (9). Bu nedenle, belli bir standarda sahip başarı oranlarını yakalayabilmek için minivida özelliklerinin ve dolayısıyla stabilitesinin geliştirilmesi için daha başka yollar aranmalıdır.

Primer stabiliteyi etkileyen faktörler kortikal kemiğin kalite ve kantitesi, vidanın özellikleri ve cerrahi tekniktir (2, 10-13). Klinisyenler, en uygun cerrahi

teknik ve vidayı kullanarak ortodontik kuvvet yüklemesi öncesi, minivida uygulanacak bölgedeki mevcut kortikal kemikten en fazla destek almayı hedeflemektedirler.

Uygulanan aynı miktarda kuvvet ile çok daha küçük hacimli minivida­lar üzerinde dental implantlara göre daha fazla stres ve zorlanma olu­maktadır. Fizyolojik sınırlar üzerindeki zorlanmalarda ise kemik rezorpsiyonu ile sonuçlanan mikrokırıklar olu­abilmektedir (13, 14). Oysa, ortodontik kuvvetin yansıdığı alan büyüdükçe, daha fazla kuvvet fizyolojik sınırları a­madan uygulanabilmektedir. Sonuç olarak, ortodontik kuvvet daha geni­ bir alana dağıtılabilirse, minivida stabilitesi (ankrajı) ve kuvvete direnci artacaktır.

Bu nedenle çalı­mamızda, minivida­ların kortikal kemik desteği ve yüzey temas alanı arttırılarak ankraj (stabilite) ve kuvvet direncinin geli­tirilmesi d­nlm­tür.

Ara­tırmamızın amacı, *in vitro* ortamda normal minivida ile boyun kısmına yeni dizayn ettiğimiz yapı ilave edilmi­ minivida­ların uygulama ve çıkarma tork değerlerini ve kuvvete kar­ı olan direnç değerlerini analiz etmektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. İskeletsel Ankraj Nedir?

Ortodontik ankraj amaçlı ilk kemik içi implant kullanımı 1945 yılında Iowa Üniversitesinde gerçekleştirilmiş (15) ve bu tarihten itibaren onplant, tel, plak, vida gibi iskeletsel ünitelerden destek alan aygıtlar hasta kooperasyonu gerektirmemesi nedeniyle büyük ilgi görmüştür. Bu tür aygıtlar kullanılarak elde edilen ankraja iskeletsel ankraj denilmiştir.

#### 2.1.1. İskeletsel Ankraj Tarihçesi

Başarılı olan ilk implant uygulaması 1937'de Harvard Üniversitesi'nde (16), ortodontik ankraj amaçlı ilk kullanımı ise 1945 yılında Iowa Üniversitesi'nde (15) gerçekleştirilmiştir. Bununla beraber, Branemark ve ark. (17) yaptıkları bir araştırma sonucunda titanyum implantların osseointegre olabildiklerini ve mutlak ankraj sağladıklarını ispatlamışlardır. Daha sonraları retromolar implantlar Robert ve ark. tarafından (18), palatal implantlar ise Wehrbein ve Metz tarafından (19) kullanılmıştır. 1995 yılında ise Block ve Hoffman (20) ortodontik amaçlı onplantları tanıtmışlardır.

Creekmore ve Eklund 1983 yılında yaptıkları çalışmalarında nazal kavite alt hizasına vida yerleştirmişler ve iskeletsel ankraj olarak kullanılabileceğini belirtmişlerdir (21). Ortodontiye özel dizayn edilmiş "mini-implant" ise ilk defa Kanomi (22) tarafından bir olgu raporu ile 1997'de sunulmuştur. 1998'de ise Costa ve ark. (23) direkt ve indirekt ankraj sağlayabilecek braket başlı minivida çalışmasını bir olgu raporu ile sunmuşlardır (23).

#### 2.1.2. Minivida ile İskeletsel Ankraj

Minivida ilk defa Kanomi (22) tarafından bir olgu raporu ile tanıtılmıştı. Yakın geçmişte, minivida uygulamaları olgu raporları olarak sunulmaya devam etmiştir (1, 24). Minividalar, oral ve maksillofasial cerrahide kullanılan vidaların değişik bir versiyonu olup değişik boy ve çapta bulunabilirler. Dental implantlar



ile karşılaştırıldıklarında, küçük boyut, uygulama sahası fazlalığı, kolay uygulanabilirliği, tedavi sonunda kolay çıkarılabilirliği ve daha ucuz olması belirgin avantajlarıdır. Osseointegre olmaları beklenmez; stabilitelerini mekanik kilitlemeden alırlar (2).

### **2.1.3. Miniplak ile İskeletsel Ankraj**

Miniplaklar temelde maksillofasiyal cerrahide kullanılan plaklar ile aynı özelliklere sahiptir. Ortodontik miniplağın bir ucu kortikal kemiğe vidalanır. Diğer ucu ise ortodontik kuvvetlerin uygulanabileceği ataşmanlara sahiptir. Umemori ve ark. (25), Jenner ve Fitzpatrick (26) olgularını tedavi etmek için kemik plaklarını ortodontik amaçlı kullanan ilk araştırmacılarıdır. Sonraları, miniplakların Bollard Mini Plate (27), C-tube miniplate (28), Surgitec Zygoma Anchor Miniplate (29) ve MPI (18) gibi değişik dizaynları geliştirilmiştir. Miniplak kullanılarak, diş veya diş grubunun intrüzyonu, ciddi çapraşıklık tedavisi, şiddetli sınıf II malokluzyon ve açık kapanış düzeltimi başarıyla sağlanmıştır (25, 28, 30, 31).

### **2.1.4. İmplantlar ile İskeletsel Ankraj**

İmplantların protetik diş hekimliğinde kullanılabilirliğinin keşfinden sonra ortodontik amaçlı başarılı klinik uygulamaları da bu alandaki yerini almıştır (18, 32, 33). İmplantların başarı oranları minividalardan daha fazla (4-7) olsa da, pahalı olmaları, iki basamaklı cerrahi ile uygulanabilmeleri, uzaklaştırılmaları gerektiğinde tekrar cerrahi gerektirmeleri, uygulama alanı kısıtlılığı gibi dezavantajlarından dolayı rutin ortodontik kullanımda yer almamışlardır.

## **2.2. Minivida Başarısı Nedir?**

Şu ana kadar yapılan çalışmalarda "minivida başarısı" değerlendirilmesinde standardizasyon oluşturulamamış ve birçok farklı kriter kullanılmıştır. Minivida başarısı oranı çoğu çalışmada ortalama %80'den fazla bulunmuştur (34-36). Ancak bu oran %0 ve %100 aralığında değişim göstermektedir. Bu değişkenlik şu faktörler ile açıklanabilir (36): Birincisi,

minivida mobilitesi veya yer değiştirmesidir, minivida kullanılabilir halde duruyorsa, bazı çalışmalarda minivida için başarı sayılmış bazı çalışmalarda ise başarısızlık olarak değerlendirilmiştir. İkincisi süre ile ilgilidir. Örneğin, bir minivida dördüncü ayda düşmüş ise 3 aylık süreyi değerlendiren bir çalışma için başarılıdır ancak 4 ay ve fazlasını değerlendiren bir çalışma için başarısızdır. Üçüncüsü alışma dizaynı ve metodoloji farklılıklarıdır. Dördüncüsü değişkenlerin kontrolündeki eksikliklerdir (36).

### **2.3. Minivida Başarısını Etkileyen Faktörler**

#### **2.3.1. Minivida ile İlgili Faktörler**

##### **2.3.1.1. Minivida apı**

Minivida stabilitesi, kortikal kemik ile temasta olan minivida yüzey alanı ile doğrudan orantılıdır. Minivida apı arttıkça bu temas alanı artacağından stabiliteyi doğrudan etkilemektedir (10, 13, 37). Minivida çalışmalarında kullanılan vida çapı genellikle 1,0 ve 2,3 mm arasında değişmektedir. Çalışmalardaki başarı oranları ise büyük değişiklikler göstermektedir (%0 - %100). Miyawaki ve ark. (2) 1,5 ve 2,3 mm çaplı minividaların başarı oranlarının aynı olduğunu ve 1,0 mm çapındaki minividalardan anlamlı Şekilde daha başarılı olduklarını bildirmişlerdir (2). Aynı Şekilde, domuz iliak kemiğinde yapılan *in vitro* alışmalar minivida çapı ve minivida stabilitesi arasında sıkı bir bağlantı olduğunu göstermektedir (38, 39). Ayrıca kk çaplı minividalar uygulanırken kırılma riski vardır (40-42). Bu yüzden 1,3 mm'den kk çaplı minividalar, özellikle kortikal kemiğin kalın olduğu alt çenede uygulanmamalıdır (40, 41). Bu apa sahip minividaların kırıldığını rapor eden çalışmalar bulunmaktadır (4, 5).

Vidanın apı ile onun kırılmaya karşı olan direnci doğru orantılıdır. Buna ek olarak titanyum, paslanmaz çeliğe göre kırılmaya karşı daha zayıftır. apı 1,5 mm olan titanyum minividalar 40 N x cm dirence sahiptirler. Uygulama sırasında bu direnci aşacak kuvvet uygulanması mümkündür. Burada vida çapının önemi

ön plana çıkmaktadır, zira vida çapının 0,2 mm azaltılması onun direncini yarı yarıya azaltacaktır. Bu nedenle, 1,5 mm'den daha dar minivida kullanımı tavsiye edilmemektedir (41). Uygulama esnasında aşırı direnç ile karşılaşırsa, uygulamaya devam etmeyip, rehber delik açılması daha uygun bir seçenek olacaktır.

### **2.3.1.2. Minivida Uzunluğu**

Klinik çalışmaların büyük bir çoğunluğu vida uzunluğunun minivida başarısını etkilemediğini ortaya koymaktadır (2, 7). Esas olarak, uygulanacak minividanın uzunluğu mukoza kalınlığına, uygulama açısına, komşu yapıların yakınlığına ve kemik kalitesine göre belirlenir (6, 11, 43, 44). Kalın mukozaya sahip palatal kısımda uygulanan kısa vidalar kaybedilebilmektedir (6, 45). Bu nedenle bu alanda daha uzun minivida kullanımı tavsiye edilmektedir (46, 47). Daha uzun minivida gereksiniminin nedeni, kalın mukozaya sahip kısımlarda kemik içersindeki vida uzunluğunun yetersiz kalabilmesidir. Minivida tutuculuğunu esas olarak kortikal kemikten aldığından açılı uygulamalarda tüm kortikal kemiğe temas sağlanması için kemik içersindeki minimum uygulama derinliği en az 5 - 6 mm olmalıdır (6, 23, 48). Eğer minividaların boyu 5 mm'den daha uzun ise stabiliteleri ne kadar uzun olduklarından etkilenmemektedir (2). Ancak kemik kalitesi düşük ise daha derin uygulamalar da önerilmektedir (46, 48). Bunun yanında, minivida uzunluğunun kendi başına etkili olduğunu söyleyen yayınlar da bulunmaktadır (4, 6, 10). Wilmes ve Drescher (49) yaptıkları *in vitro* çalışmada uygulama derinliğinin kendi başına minivida primer stabilitesini anlamlı derecede arttırdığı sonucuna ulaşmışlardır.

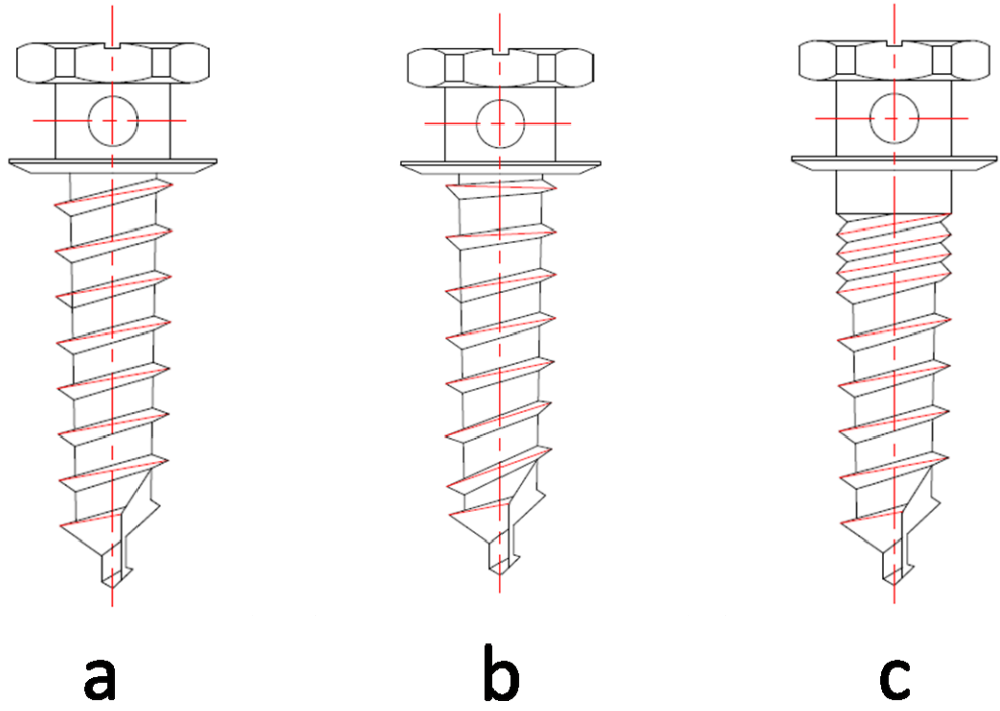
Buna karşılık yapılan bazı çalışmalarda farklı sonuçlar da ortaya konulmuştur. Literatürde, şu ana kadar uygulanan en kısa vida bir hayvan çalışmasında kullanılmıştır ve 3 mm'dir (50). Bu çalışmada kullanılan hayvanlarla ilgili olağandışı durumlar çıkarıldığında, sonuç olarak 3 mm ve 6 mm uzunluktaki minividaların başarı oranlarının istatistiksel bir fark ortaya çıkarmadığı görülmüştür. Ancak, tüm kortikal kemiğin her iki uzunluktaki minivida tarafından geçilmesi gerekmektedir (50).

### 2.3.1.3. Minividanın Yiv Yapısı

Minivida yiv yapıları çeşitli varyasyonlar gösterip simetrik veya asimetrik kesime sahip olabilmektedir (Şekil 2.1). Simetrik kesimde yiv yapısı vida ucundan vida boynuna kadar simetrik olarak birbirine paralel seyrederek. Asimetrik kesime sahip yiv yapısı (örn. vida ucundan 45° ile başlayıp, boyun kısmında 90° ile sonlanan yiv yapısı), uygulamada kolaylık sağlarken çıkarma yönündeki zorlamalara karşı da engelleyici rol oynar (41).

Yivler arası mesafe, dolayısıyla yiv yapısı ve sayısı ve vida boyunca paralel seyreden oluk açılması stabiliteyi etkileyebilmektedir (51). Vida boyunca açılan oluk, vidalama sırasında oluşan kemik talaşlarını uzaklaştırma görevi görmektedir. Bir çalışmaya göre, oluk sayısı ve uzunluğu arttıkça, kemik hasarında artış ve uygulama torkunda azalma gözlenmiştir (52). Buna karşılık, minividalar ile yapılan son bir çalışma oluklu yapısının hem uygulama torkunu hem de sıyırıp çıkarma dirençlerini arttırdığını ortaya koymaktadır (51). Oluklu vidaların daha yüksek uygulama torku göstermeleri yivler arasında biriken ve sıkışan kemik talaşları sayesinde artmış sürtünmeye bağlanmıştır (51, 52). Vidalama işlemi, el ile sürekli olmayan bir şekilde yapıldığından, çevirme aralarında, kemik yapısı vida oluşu içinde yerleşebilir (53). Bu nedenle, çevirmeye tekrar başlandığında daha fazla kuvvet uygulamak gerekebilir (53, 54). Ayrıca, yiv eğimlerinin azalması sıyırıp çıkarmaya karşı olan direnci arttırmaktadır (51). Bunu sağlayan unsur, vida - kemik ara yüzeyinde artmış olan sürtünmedir (54). Minivida yiv yapısının bir özelliği de derinliğidir. Daha derin yiv yapısına sahip vida tipi implantlar daha iyi primer stabilite gösterirler (55).

Minividalarda kullanılan diğer bir yiv yapısı da çift yivli yapıdır. Çift yivli yapıya sahip minividalar, kendi içlerinde simetrik iki farklı yiv yapısına sahiptirler. Bu özelliğe sahip minividaların, normal yiv yapısına sahip olanlara göre daha yüksek çıkarma torku ve daha iyi mekanik stabilite gösterdikleri açıklanmıştır (56).



**Şekil 2.1.** Minividaların yiv yapılarının şematik görünümü

- a- Simetrik yiv yapısı
- b- Asimetrik yiv yapısı
- c- Çift yivli yapı

#### **2.3.1.4. Minivida Yüzey Özellikleri**

Minivida lar yivli yapıya sahiptirler ve piyasada bulunanların büyük bir çoğunluğunun yüzeylerine pürüzlendirici herhangi bir işlem yapılmamıştır. Ancak, daha pahalı olmasına rağmen yüzeyi asitlenmiş ve bu kısımlara ısı ve basınçla maden parçaları yapıştırılmış (SLA) mini-implantlar da tercih edilebilmektedir. Bu çalışmada, ortodontiye özel üretilmiş ve yüzeyine herhangi bir işlem yapılmamış vidalar için 'minivida', ortodontik amaçlı üretilmiş yüzeyi işlem görmüş olanlar için 'mini-implant', ortodontik amaçlı kullanılmış olan dental implantlar için ise 'dental implant' terimi kullanılmıştır.

SLA yüzeyli mini-implantlar ve normal yüzeyli minivida lar karşılaştırıldıklarında, SLA yüzeyli olanların diğerlerinden daha yüksek çıkarma torkuna sahip oldukları ve vida etrafında yeni kemik oluşumu gösterdikleri açıklanmıştır (57). Ayrıca, Lee ve ark. (3) SLA yüzeyli minivida ların hem erken dönemde hem de osseointegrasyon sonrası artmış stabilite gösterdiklerini ve bu minivida lar ile çeşitli ortodontik kuvvetlerin uygulanabileceğini açıklamışlardır. Başarı kriteri açısından bakıldığında ise yapılan bazı çalışmalarda vida yüzey karakteristiklerinin erken yüklemde minivida başarısını etkilemediği gösterilmiştir (12, 58).

Ortodontik kuvvetler altında, yüzeyi işlem görmüş olan implantların, yivli implantlara göre daha iyi "yeniden kemik şekillenmesi" gösterebildiği gösterilmiştir (59). İşlenmiş yüzeyli implantların yüzey özelliğinden dolayı, implant yüzeyinde üç boyutlu kemik teması sağlanabilir. Bu sayede, düz yüzeyli ve yivli olanlara göre daha kısa boydaki SLA implantlar, ortodontik kuvvetler altında osseointegre olarak kalabilirler (59).

#### **2.3.1.5. Vidanın Şekli**

Vidanın şekli konik veya silindirik olabilir. Silindirik vidanın çapı, vida ucunda çok az bir kısım hariç, vida boyunca aynıdır. Konik vidanın ise en kalın kısmı ile en ince kısmı arasında ortalama 0,3 - 0,4 mm fark vardır. Bu nedenle

konik implantlar, silindirik olanlara göre % 20 - % 30 daha az yüzey alanına sahiptir (60). Bu durum, total kemik ile olan yüzey alanı temasını azaltır ve dental implantlar için stabiliteyi olumsuz etkileyebilir (8). Ancak, minivida söz konusu olduğunda, konik yapı ile daha sıkı kortikal kemik teması elde edilmekte ve daha iyi primer stabilite sağlanmaktadır (38, 61). Bunun yanı sıra, eğer kökler arası mesafe 2,5 – 3,5 mm arasında ise kök hasarı riskini azaltmak için kökler arasına gittikçe incelen ve hasar riskini azaltan konik vida tercih edilmelidir (41, 62).

Vida şekli ve primer stabilite çalışmalarına ilaveten, Cha ve ark. (63) 2008 yılında yaptıkları hayvan çalışmasında minividaların primer ve sekonder stabilitelelerini incelemişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre, her ne kadar konik minividalar silindirik olanlardan daha iyi primer stabilite gösterse de, sekonder stabilite açısından her iki yapının bir fark oluşturmadığı ortaya konmuştur. Yükleme altında ise, 3 hafta sonra konik minividalar daha fazla MÇT gösterirken, 12. haftada konik ve silindirik olanlar arasında MÇT farkı gözlenmemiştir. Klinik olarak, bir diş veya diş grubu hareketi için ihtiyaç duyulan süre düşünülürse silindirik yapının bir dezavantaj oluşturmadığı görülmektedir.

### **2.3.1.6. Minividanın Üretildiği Materyal**

Yiv çapı ve derinliği yanında elastikiyet katsayısı ve esneklik sınırı vidaların mekanik başarısında belirleyici değişkenlerdir (64). Minividalar çoğunlukla titanyum alaşımlarından üretilmektedir. Paslanmaz çelikten üretilen minividalar, titanyumdan üretilenlere göre kırılmaya karşı daha dirençlidir (41). Ancak genel özellikleri değerlendirildiğinde titanyum daha üstündür (65). Daha elastik olması (düşük elastik katsayı) ve canlı dokular ile daha iyi bütünleşmesi sayesinde daha üstün mekanik fiksasyon imkanı sağlamaktadır (65).

## **2.3.2. Hasta ile İlgili Faktörler**

### **2.3.2.1. Cinsiyet**

Hasta ile ilgili etkenlerden cinsiyet faktörü incelendiğinde, çalışmalara dahil edilen hastaların çoğunun kız hasta olduğu görülmektedir. Cinsiyet ve başarı ilişkisi çoğu minivida çalışmasında değerlendirilmemiştir (5, 11, 13, 47, 66). Yakın zamanda Lee ve ark. (3) 141 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada cinsiyetin minivida başarısında etkili olmadığı sonucuna varmışlardır. CT kullanılan başka bir çalışmada ise, üst birinci büyük azının meziyalindeki atake dişindeki kortikal kemiğin kızlarda daha ince olduğu bulunmuştur (67). Kortikal kemik kalınlığı (KKK) stabilizeyi etkilemektedir, ancak tomografi çalışmasında ortaya konan durumun henüz hiçbir çalışmada başarı oranına yansıdığı görülmemiştir.

### **2.3.2.2. Yaş**

Minivida ile ilgili yapılan çoğu çalışmada hastalar geniş yaş aralığına sahiplerdir. Motoyoshi ve ark. (68) yaptıkları bir çalışmada erken yükleme yapılan minividaların erişkinlerde genç erişkinlere göre daha başarılı olduklarını göstermişlerdir. Bu bulgu, genç erişkinlerdeki kemik yoğunluğunun erken yüklemede ortodontik kuvvetlere karşı yetersiz kalabileceğini göstermektedir. Benzer şekilde, literatürdeki en son çalışma Motoyoshi ve ark.'nı doğrular niteliktedir (3). Lee ve ark. (3) 2010 yılında 141 hasta üzerinde yaptıkları çalışma sonucunda, yerleştirilen bölge, klinisyen farkı, cinsiyet ve oral hijyen gibi faktörlerin minivida başarı oranlarında istatistiksel anlamlı bir fark oluşturmadığını belirtmişlerdir. Ancak, 20 yaşından daha küçük hastalara yerleştirilen minividaların özellikle erken dönemdeki kayıplarına işaret etmişler ve bu hastalarda daha dikkatli çalışılmasını önermişlerdir (3).

### **2.3.2.3. Sistemik Hastalıklar**

Osteoporoz, kontrol altına alınamayan diyabet, periodontal hastalık, sigara ve bifosfonatlar gibi ilaçların kullanımı klasik dental implantlar için risk faktörü



olarak değerlendirilirler (5, 69). Bu tür hastalar için minivida uygulamasında daha uzun iyileşme dönemi tanınabilir ve olguya özel yükleme protokolleri oluşturulabilir (69).

### **2.3.3. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler**

#### **2.3.3.1. Flep Açılması**

Flepli ve flepsiz minivida uygulama prosedürlerinin karşılaştırıldığı çalışmalar farklı sonuçlar sergilemektedir. Bazı çalışmalarda her iki uygulama ile benzer başarı oranları bulunmuştur (2, 47). Ancak, 2007 yılında, Kuroda ve ark.'nın (11) hastalarına 116 minivida uygulayarak yaptıkları çalışmada, flepsiz uygulamanın daha başarılı olduğu ve hastaların uygulama sonrası daha az ağrı ve rahatsızlık hissi bildirdikleri rapor edilmiştir.

#### **2.3.3.2. Rehber Delik Açılması**

Minividalar uygulanırken rehber delik açılması tercih edilebilir. Açılan rehber delik ya sadece kortikal kemiği delemek kadar (6, 43), ya da minivida boyunda (13) olabilir. Buna karar verirken minividanın "self-tapping" veya "self-drilling" olması göz önünde bulundurulur. "Self-drilling" minividalar hiç rehber delik açmadan veya sadece kortikal kısım delinerek uygulanabilir. Ancak, "self-tapping" olanlar için rehber delik tüm vida boyu kadar açılmalıdır. Kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda "self-tapping" olanları uygularken sadece kortikal kısmın delinmesi tercih edilebilir. Bu durumda, uygulama sırasında el tornavidası ile vertikal kuvvet uygulamak gerekecektir (39).

Kortikal kemiği delemek kadar rehber delik açılması düşünülüyorsa tüm kortikal kemiğin delindiğinden emin olmak için 3 mm'lik derinlik sağlanmalıdır. En kalın kortikal kemik alt çene "angulus" bölgesinde bulunmaktadır ve 3 mm'dir (70). Rehber delik derinliğinin vida boyu kadar açılması tercih edilebilmektedir (71, 72). Süngerimsi kemikteki rehber delik derinliği minivida stabilitesini etkilememektedir (38). Ancak, bunun tersini düşünen ve süngerimsi kemikte delik açılmaması sayesinde vida yivleri ve süngerimsi kemiğin sıkı

temasının sağlanacağını (73), bunun da stabilitede etkili olduğunu söyleyen yayınlar bulunmaktadır (74, 75). Ayrıca, delici frez ile rehber yuva açılmadan uygulanan vidaların daha sıkı kemik-vida ilişkisi sağladığı (76) ve daha az kemik talaşına ve termal hasara yol açtığı gösterilmiştir (72, 77).

Minivida delici frez ile rehber yuva açılarak uygulanacak ise frez çapı mini vida çapından daha dar olmalıdır. Rehber yuva çapları, minivida çapından 0,3 mm (5, 11, 78, 79), 0,5 mm (6, 7, 23, 80), 0,4 mm ve 0,7 mm (32) daha dar olarak veya minivida çapı ile aynı çapta (81) olabilmektedir. Primer stabilite açısından hazırlanan rehber deliğin çapının ve derinliğinin minivida ebatlarından daha az olması önemlidir (49). Ancak minivida çapından çok daha dar açılan rehber delik nedeniyle oluşabilecek stres sonucunda minivida etrafındaki kemikte nekroz ve lokal iskemi oluşabildiği bildirilmiştir (13, 82).

Chen ve ark. (83) yaptıkları hayvan çalışmasında, minividalara anında kuvvet uygulamışlar ve 0,9 mm rehber delik hazırlayarak yerleştirdikleri 1,3 mm çaplı minividaların, rehber delik hazırlamadan yerleştirdiklerine göre daha başarısız olduklarını bildirmişlerdir. Kim ve Chang (84) ise bir haftalık iyileşme periyodu sonunda kuvvet uyguladıkları rehber delik açılmamış minivida grubunun, rehber delik açılan gruba göre daha başarılı olduğunu gözlemlemişlerdir. Buna karşılık, Heidemann ve ark. (72) ise yaptıkları hayvan çalışmasında iyileşme döneminde hiç kuvvet uygulamadıkları hem rehber delik açılan hem de açılmayan grupta %100 başarı elde etmişlerdir.

Rehber delik açılmadan uygulanan minivida ile kemik arasında daha fazla temas olduğu ve zamanla minivida etrafında daha fazla kemik oluştuğu histolojik çalışmalar sonucunda açıklanmıştır (71, 72, 83). Bu durum rehber delik açılmadığında daha az travmatik çalışıldığı ve doku uyumunun daha iyi olduğu ile açıklanmıştır (71). Rehber delik açılmadan uygulanan minividalarda başarı klinisyenin tecrübesi ile doğru orantılı olarak artacaktır (85, 86).

Alt çenenin alt ve arka bölgelerindeki kalın kortikal kemik nedeniyle rehber delik açılmadan uygulama yapılması minivida kırıklarına neden olabileceğinden,

rehber delik açılarak uygulama önerilmektedir (83). Bunun yanı sıra delik açılırken oluşan aşırı ısınma nedeniyle oluşabilecek enflamasyon erken dönemdeki iyileşmeyi geciktirebilir (87). Tüm bu söylenenler alt çene minivida başarısının üst çenedekinden daha az olmasının nedenleri arasında sayılabilir (2, 4, 79).

### **2.3.3.3. Klinisyenin Tecrübesi**

Dental implant çalışmaları implantın atravmatik bir şekilde yerleştirilmesinin, implant başarısı için anahtar öneme sahip olduğunu göstermektedir (35). Aşırı cerrahi travma ve termal hasar, osteonekroz ve implantın fibröz kapsülle sarılmasına neden olabilmektedir (88). Klinik tecrübenin artmasına paralel olarak minivida başarısı oranının artacağı çalışmalar ile kanıtlanmıştır (47, 86, 89).

### **2.3.3.4. Yerleştirme Torku**

Minivida ile ilgili yapılmış olan klinik çalışmalar yerleştirme torkunun minivida başarısını etkilediğini ortaya koymuşlardır (12, 13, 66, 68). Motoyoshi ve ark. (13) 1,6 mm çapında minivida için uygun yerleştirme torkunun 5 - 10 Ncm arasında olması gerektiğini, daha yüksek tork değerlerinin minivida başarısını olumsuz yönde etkilediğini belirtmişlerdir. Yerleştirme torku ve yaş faktörünün incelendiği başka bir çalışmada üst çenede 5 - 10 Ncm uygulama torku ile erken yükleme yapılmış genç erişkin grubunda diğer gruplara oranla daha fazla başarı bulunmuştur (68). 1,4 - 2,0 mm arasında değişik çaplarda normal yüzeyli minivida ve SLA yüzey özellikli mini-implantların kullanıldığı diğer bir çalışmada ise minivida başarısı için 15 Ncm üzerinde tork uygulamasının gerekli olduğunu sonucuna ulaşılmıştır (12). Başka bir çalışmada ise 8 - 10 Ncm uygulama torkunun ideal olduğu, daha fazla veya az şiddetteki uygulamaların başarı oranını azalttığı savunulmuştur (66). Chen ve ark. (83) rehber delik hazırlayarak uyguladıkları 1,3 çaplı vidalarda (üst çene ort. 3,5 Ncm, alt çene ort. 7,4 Ncm) rehber delik hazırlamadan uyguladıklarına (üst çene ort. 5,6 Ncm, alt çene ort. 8,7 Ncm) göre daha az yerleştirme torku kaydetmişlerdir. Schon ve

ark. (90) benzer sonuçları hastalarında gözlemlemişlerdir. 23 Ncm ve üzerindeki uygulama torklarında minivida kırılmaları görülmektedir (39). Bu nedenle minivida uygulama torkları 20 Ncm üzerine çıkmamalıdır (39).

İmplant ve minividaların çıkarılma torkları da birçok çalışmada analiz edilmiştir. İmplant yüzeyi ve kemik kontağının histomorfometrik incelemesi sonuçları ile çıkarma tork değerleri arasında paralellik olduğu ortaya konmuştur (83). İmplant yüzeyinin kemik ile olan kontağı arttıkça çıkarma torku değerleri de artmaktadır.

### **2.3.3.5. Uygulama Açısı**

Kortikal kemikten alınan desteği arttırmak ve diş kökleri, sinirler ve damarlar gibi biyolojik oluşumlara gelebilecek biyolojik hasarı önlemek için minividalar değişik açılarda yerleştirilebilirler (5, 68). Kök teması riskini azaltmak için minividaların üst çenede arka bölgede dişin uzun eksenine ile 30° - 40°, alt çenede arka bölgede ise 10° - 20° açı ile uygulanması önerilmiştir (91). Kim ve ark.'nın (92) 2009 yılında yaptıkları bir çalışma ise, üst çene arka bölgede minividaların güvenli bir şekilde yerleştirilmesi için mine – sement sınırından 2 - 4 mm uzaktan ve dişin uzun eksenine ile 45°'den daha az açı yapacak şekilde uygulanmasını önermektedir. Park ve ark. (93) da 2010 yılında yayınlanan çalışmalarında minivida uygulamasında meziodistal açılandırmayı irdemişlerdir. Minividanın distale 10° - 20° açılandırılması ve kontak noktasının 0,5 – 2,7 mm daha distalinden uygulanması önerilmiştir.

### **2.3.3.6. Monokortikal - Bikortikal Uygulama**

Minividalar uygulama kolaylığından dolayı çoğunlukla monokortikal olarak uygulanırlar. Buna karşılık yapılan bazı çalışmalar bikortikal uygulamanın minividanın kuvvetlere karşı olan direncini arttırdığını göstermiştir (81, 94). Bu çalışmalara ek olarak alt çene büyük azıların öne hareket ettirilerek çekim boşluğunun kapatıldığı olgu raporunda, bikortikal uygulanan minivida sayesinde, uygulanan ortodontik kuvvet, hareket ettirilecek diş veya diş

grubunun direnç merkezinden geçecek şekilde ayarlanabilmiş, bikortikal uygulamanın bir avantajı olarak literatürdeki yerini almıştır (95).

### **2.3.4. Anatomik Lokal Faktörler**

Minivida başarısını etkileyen lokal faktörler, kortikal kemik kalınlığı (KKK) ve kortikal kemik kalitesi, süngerimsi kemik yapısı, yerleştirilen bölge, yumuşak doku özellikleri ve minividanın komşu organlara olan yakınlığıdır. Minividaların yerleştirildikleri bölgelerdeki KKK ve kökler arası mesafe ölçümleri kadavra kemiklerinde keski yapılarak (96), hastalardan üç boyutlu görüntüler alınarak (9, 62, 67, 92, 97, 98) ve kadavra üst çene ve alt çenelerinden üç boyutlu görüntüler (96, 99-101) alınarak yapılmıştır. Yumuşak doku kalınlıkları ise ultrasonik cihaz kullanılarak değerlendirilmiştir (102).

#### **2.3.4.1. Kortikal Kemik Kalınlığı (KKK)**

Yerleştirildiği bölgedeki kemik kalitesi ve kantitesi minividanın yük taşıma kapasitesini belirlemektedir (38, 39, 103, 104). Daha kalın kortikal kemikte daha iyi primer stabilite sağlanmaktadır (39). Fakat implantların yoğun kortekse yerleştirilmesi sırasında oluşan aşırı ısınma riski konusunda uyarılar vardır (5, 7). Motoyoshi ve ark. (66) minivida başarı oranlarının KKK 1 mm'den fazla olduğunda daha yüksek bulunduğunu belirtmişlerdir. Miyawaki ve ark. (2) ise minivida başarısı ve alt çene düzlem açısı ile arasında bir ilişki olduğunu belirtmişlerdir. Horizontal büyüme gösteren bireylerdeki artmış başarı, bu bireylerdeki KKK'nın vertikal büyüme gösteren bireylerdekine oranla daha fazla olmasına bağlanmıştır.

#### **2.3.4.2. Kemik Yoğunluğu**

Son yıllarda yapılan birçok çalışmada kemik yoğunluğunun ortodontik minivida stabilitesine etkisi araştırılmıştır (61, 105, 106). Dual-enerji x-ray absorbtometri (DEXA), kantitatif bilgisayarlı tomografi ve mikrotomografi ( $\mu$ CT) gibi yeni görüntüleme teknolojileri sayesinde kemik yoğunluğu gibi kemik ile ilgili parametreler ölçülebilmektedir (106-108). Cha ve ark. (61) yaptıkları hayvan

çalışmasında kortikal kemik yoğunluğunun, vida şeklinin (konik daha stabil) ve yerinin (alt çenede daha stabil) stabilitede etkili olduğunu ortaya koymuşlardır. Total kemik yoğunluğu ve yerleştirme torku, kortikal kemik yoğunluğu ve yerleştirme torku ile karşılaştırıldığında, total yoğunluğunun tork ile olan ilişkisinin daha zayıf olduğu bulunmuştur (61). Düşük kemik kalitesi yani yoğunluğu az ve 0,5 mm'den az kalınlıkta olan kortikal kemik varlığında, minivida başarısının olumsuz etkilendiği bildirilmiştir (106). Aynı zamanda, kortikal kemik ince ve trabeküler tabaka yoğunluğu da az ise, kemikte mikrofraktürlere rastlanabileceği (107), bunun da minivida kayıplarına neden olabileceği rapor edilmiştir (108).

Osteoporotik kemiklere yerleştirdikleri vidalar ile yaptıkları çalışma sonucunda, Battula ve ark. (109) normal kemiklerde, osteoporotik olanlara göre daha yüksek koparma direnci bulmuşlardır. Benzer şekilde başka bir çalışmada, yerleştirme torku ile kemik yoğunluğu arasında yüksek korelasyon bulunmuştur. Kemik yoğunluğu arttıkça yerleştirme torkları da artmaktadır (110).

Kemik yoğunlukları sağ ve sol taraf arasında farklılık göstermemektedir (105, 111). Ancak, palatinal kemiğin yoğunluğunun incelendiği bir çalışmada Moon ve ark. (105) cinsiyetler arasında fark bulmuşlar ve palatinal kemiğin birçok alanında bayanlarda daha yoğun kemik yapısı rapor etmişlerdir.

#### **2.3.4.3. Süngerimsi Kemik Yapısı**

Minividalar stabilitelelerini kortikal kemik ile olan mekanik kilitlemeden alır. Stabilitede süngerimsi kemik daha az rol oynamaktadır. Lim ve ark. (37) yaptıkları sonlu elemanlar analizi (SEA) çalışmasında, minividaya uygulanan kuvvet sonucu oluşan stresin büyük çoğunluğunun kortikal kemik tarafından absorbe edildiğini, süngerimsi kısma çok daha az stresin yansıdığını bildirmişlerdir. Total kemik yoğunluğunun minivida primer stabilitesine etkisi, KKK'nın etkisine göre oldukça azdır (61).

#### **2.3.4.4. Yerleştirilen Bölge**

Yerleştirilecek uygun alanının seçilmesi minividaların başarısı için anahtar faktördür (7, 23, 40, 46, 89, 112, 113). Minivida mobilitesi veya minivida düşmesinin görülme sıklığı farklı alanlarda, farklı şekilde karşımıza çıkmaktadır (5, 47, 66, 112, 114). Üst çene başarı oranları, alt çeneden daha fazladır (7, 11, 115). Kortikal kemik kalite ve kantitesi daha iyi olmasına rağmen, alt çenedeki başarısızlığın daha fazla olması vida yerleştirilirken oluşan aşırı strese, rehber delik açılırken oluşan aşırı ısınmaya, yapışık dişeti bandının kısa olmasına ve hijyen sorunlarına bağlanmıştır (7, 11).

Alt çeneyi kendi içerisinde incelediğimizde, erişkin hastalarda alt çene küçük azı bölgesine yerleştirilen minividalarda büyük azı bölgesine yerleştirilenlere oranla daha fazla başarı bulunmuştur (47). Bununla birlikte yapılan bazı çalışmalar, minivida yerleştirilen bölgede komşu diş köküne yakınlığını, minivida başarısızlığına neden olan büyük bir risk olarak ortaya koymuştur (114, 116). Ayrıca, gelişmekte olan 20 yaş dişleri, sürmekte olan dişler, periodontal hastalıklar ve dişsiz alanlar kemik kalitesini değiştirebilen etkenler olarak değerlendirilmekte ve bu faktörlerin de göz önünde bulundurulması gerektiği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (98, 117, 118).

Sağ ve sol taraf başarı oranları çeşitli çalışmalarda incelenmiştir (3, 5). Kim ve ark. (3) üst çenede ikinci küçük azı ve birinci büyük azı arasına yerleştirdikleri minividaların başarısında sağ ve sol bölgeler arası fark olmadığını belirtmişlerdir (3). Buna karşılık sağ elini kullanan kişilerin oral kavitenin sol tarafında daha iyi hijyen sağladıklarından dolayı sol taraftakilere göre sağ tarafta yerleştirilmiş minividalarda enflamasyon ve başarısızlığın daha fazla olabileceği de belirtilmektedir (5).

#### **2.3.4.5. Yumuşak Dokunun Yapısı**

Çalışmalar minivida başarısı ile yumuşak doku karakteri arasında ilişki bulunduğunu ortaya koymaktadır (5, 7, 12). Minividaların keratinize gingivaya

yerleştirilmesi önerilmektedir (7, 43, 119). Keratinize dişetine yerleştirilmiş olan minividalarda hipertrofik doku oluşumu ve enflamasyonunun daha az olabileceği bildirilmektedir (44, 118). Minivida hareketli mukozaya yerleştirilmek durumunda ise hipertrofik doku oluşumu ve enflamasyonu önlemek için minivida başlarının mukozayla kapatılması çözüm olabilmektedir (5, 118).

#### **2.3.4.6. Komşu Organlara Yakınlık ve Kök Hasarı**

Komşu kökler ile yakınlığı olan veya temasta olan minividaların stabilitesi başarı oranını olumsuz şekilde etkileyebilmektedir (114, 116, 120-122). Başarının daha az olması, kökler ile temasta olan vida etrafında daha az kemik olması ve vida ile temas halindeki diş köklerinin okluzal kuvvetler altındaki minör hareketleri sonucu vida stabilitesinin bozulması ile açıklanabilir (114). Minividanın diş kökü ile teması sonucu sement ve dentin tabakasında rezorpsiyon gözlenmekte ve rezorbe kökler sekonder sement ile tamir edilmektedir (120-122). Ayrıca, hasar çok ciddi değil ise çevre dokuların iyileştirme potansiyeli sayesinde klinik yan etkinin çok az olması beklenebilir (120). Ancak, kök teması sonucu dişin devitalize olabileceği (123), ayrıca, rezorbe köklerde ankiloz gerçekleşebileceği göz ardı edilmemelidir (120). Kök rezorpsiyonu riskini önlemek için minividalar diş kökünden en az 0,6 mm uzakta yerleştirilmelidir (121). Uygulama sırasında uygulama torkunun aniden artması kök temasının olup olmadığı konusunda fikir verebilir. Zira, kök teması olan minividalar olmayanlara göre daha fazla uygulama torku göstermişlerdir (116).

Çalışmalar, komşu organlar ile ilişkide olan vida sayısının azımsanmayacak düzeyde olduğunu bildirmektedirler. Çeneler arası fiksasyon amaçlı kullanılan 236 vida üzerinde yapılan prospektif bir çalışma, % 27,1 oranında kök teması bildirmiştir (123). Miniplakları sabitleyen vidaları ve çevre dokularla olan uzaklıklarını inceleyen üç boyutlu tomografi çalışmalarında ise Kim ve ark. (124) üst çenede 72 adet vidanın 39 tanesinin sinüs içersine girdiğini ve ortalama 1,31 mm sinüs perforasyonu gerçekleştiğini bildirmişlerdir. En fazla perforasyon derinliği 3,41 mm'dir. Ancak, bu vidaların hiçbiri



kaybedilmemiş veya sinüzit, ağrı, şiş, enflamasyon gibi postoperatif komplikasyona neden olmamıştır.

### **2.3.5. Minivida Yüklemesi ile İlgili Faktörler**

#### **2.3.5.1. Minivida Yüklemesi Zamanlaması**

Literatürde minivida yüklemesi zamanı ve terminolojisi ile ilgili çelişkili bilgiler mevcuttur (2, 5, 11, 68, 69, 113, 125). Ortodontide kullanılan minividalar, uygulama ve yükleme anı arasında geçen süre açısından iki şekilde değerlendirilirler: 1- erken yükleme 2- geç yükleme. Değişik çalışmalarda, uygulandıktan hemen sonra yükleme veya 4 hafta sonra yükleme 'erken yükleme' olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu durum, sonuçların karşılaştırılmasında karmaşık bir durum ortaya çıkarmaktadır.

Birçok araştırmacı anında yüklemeyi önerirken (2, 23, 78), diğerleri 2 hafta (1, 7), 3 hafta (115), 4 hafta (69), 6 hafta (119), 8 hafta (126), 12 hafta (24) veya 6 ay (217) gibi değişik sürelerde iyileşmenin beklenmesini tercih etmişlerdir.

Bu bölümde kemik iyileşmesi fazları hakkında Roberts ve ark.'nın (127) yaptığı sınıflamadan bahsetmek yerinde olacaktır. Kemik iyileşmesi dört bölümden oluşur ve toplam 17 hafta sürer. "Hızlanma safhası" birkaç saat veya birkaç gün devam ettikten sonra 2 hafta sürecektir olan "aktif rezorpsiyon" safhası başlamaktadır. Osteoklastların osteoblastlar ile yer değiştirdiği "bekleme safhası" 1–2 hafta sürmektedir. Bundan sonra, son olarak "formasyon safhası" yer almaktadır. 13 hafta içerisinde tüm rezorpsiyon sahası tamamen kemik ile dolmaktadır. Bu süreçte aktif rezorpsiyonun olduğu ilk 2 hafta kritik bir süreç olarak görülmektedir. Bu dönemde yapılan erken yüklemelerde hafif kuvvetler ile çalışmak önem taşımaktadır.

Karşıt görüşler de sunulmuş olmasına rağmen (69), özellikle kemik kalitesinin zayıf olduğu bölgelerde (128) erken yükleme yapılmış minividaların mekanik stabilitesinin kabul edilebilir olduğu gösterilmiştir (43). Ancak, anında yüklemelerde kuvvet 50 N'u geçmemelidir (43). Minivida çalışmalarında, tecrübeli

ekiplerin yaptıkları araştırmalarda erken yükleme protokolleri uygulanarak %90 civarında başarı ortaya konmuştur (13, 71, 79, 129). Erken yükleme yapılan minividaların başarılı olabileceği hayvan çalışmaları ile de gösterilmiştir (71, 115).

Motoyoshi ve ark. (68), geç yükleme yapılmış olanlara oranla erken yükleme yapılmış erişkinlerde minivida başarisının daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Genç erişkinlerde ise erken yükleme yapılan grup ile geç yükleme yapılan grup arasında minivida başarısı açısından bir fark bulunamamıştır (68). Bu veriler ise erken yüklemenin kemiğin daha yoğun ve olgun olduğu durumlarda uygun olabileceğini göstermektedir.

Wu ve ark. (130) 2009 yılında yaptıkları hayvan çalışmasında minivida iyileşmesinin uygulamadan itibaren kesintisiz devam ettiğini ve 4 haftalık iyileşme sürecinin kritik bir zaman dilimi olduğunu belirtmişler, bu sreden önce kuvvet uygulamasını nermemişlerdir.

Erken yüklemenin minivida etrafında oluşabilecek fibröz dokuyu önleyebildiği ve bunun da minividanın kemik temas alanı arttırabildiği bildirilmiştir (83, 131, 132). Serra ve ark. (133) 2010 yılında yayınlanan çalışmalarında, erken yükleme yapılmış grubun histolojik olarak daha fazla kemik iyileşmesi ve kemik depozisyonu gösterdiğini açıklamışlardır. Erken yükleme yapılmış örneklerde 12 hafta sonunda daha organize dokulara rastlanılmıştır. Sonuç olarak, erken yüklemenin bir dezavantaj olmadığı ve klinik olarak uygunluğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Ayrıca, erken yükleme ortodontik tedavi süresini kısaltarak hasta memnuniyetini arttırmada rol oynayabilir.

#### **2.3.5.2. Uygulanan Ortodontik Kuvvet Miktarı**

Klinik çalışmalarda minivida üzerine uygulanan ortodontik kuvvetler 50gr – 400 gr arasında değişiklik göstermekle beraber, çoğunlukla 200 gr veya daha az kuvvet uygulanmıştır.

İmplantlara uygulanan farklı kuvvetler ve bu kuvvetlerin implantı saran kemikteki reaksiyonu çeşitli hayvan çalışmalarında araştırılmıştır (14, 134). Kemiğin yapısal özellikleri yanında, uygulanan kuvvet miktarı kemiğin yeniden şekillenmesini etkiler (134). Wehrbein ve ark. (134) köpek palatal kemiklerinde 1N kuvvet uygulaması sonucu kontrol grubuna göre ilave kemik yapımı bulmamışlar, ancak, kuvvet 2 N 'a çıkınca baskı olan tarafta kontrol grubundan daha fazla ilave kemik yapımı gözlemişlerdir. Melsen ve Lang (135) kuvvet uygulanan grupta, kontrol grubuna göre, daha fazla yeniden kemik şekillenmesi olduğunu belirtmişlerdir. Yapılan bu çalışmalarda belli bir kuvvet aralığında oluşan subperiostal ilave kemiğin, implantların kemiğe baskı yaptığı kısımda olduğu gözlenmiştir (14, 134).

İnce kortikal kemik ve düşük yoğunluktaki trabeküler kemik varlığında, optimum kuvvetler altında minivida etrafındaki kemikte oluşabilecek aşırı zorlanma sonucu vidalar kaybedilebilir (118, 136). Erken yükleme ve fazla kuvvet uygulanmış vidaların yer değiştirdiği belirtildiğinden (80), 50 gr kuvvet ile başlayıp ilk iyileşme sonrasında kuvvetlerin arttırılmasının daha uygun olabileceği bildirilmiştir (12, 118, 136). Buna karşılık Wang ve Liou (137) çalışmalarında vidanın yer değiştirmesini 200-425 gr arası kuvvetin büyüklüğüne veya yönüne değil yükün süresine bağlamışlardır. Bununla birlikte yazarlar yine de, fazla kuvvet kullanımını önermemekte ve çalışmada kullanılan kuvvet değerlerinden daha fazla kuvvet uygulamanın bilinmeyen daha farklı sonuçlara neden olabileceğini ve bu konular üzerinde daha fazla araştırma yapılması gerektiğini bildirmişlerdir. Bütün bu bulguların aksine, minividaların yer değiştirmesinin daha düşük kuvvetlerde de görülebildiğini bildiren çalışmalar vardır (117, 138).

Mortensen ve ark. (50) 2009 yılında yaptıkları hayvan çalışmasında, köpek alt çenesine uygulanmış olan 3 mm uzunluğundaki minividaların 600 gr ve 900 gr kuvvetler altındaki başarı oranlarının istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmadığını belirtmişlerdir. Diğer hayvan çalışmalarında, daha hafif kuvvetler kullanarak Owens ve ark. (25 ve 50 gr)(139), Carrillo ve ark. (25, 50

ve 100 gr)(140) ve Doi (300 ve 600 gr)(141) yine benzer minivida başarısı sonuçları bulmuşlardır.

### **2.3.5.3. Uygulanan Ortodontik Kuvvet Tipi**

Ortodontik diş hareketi oluşturmak için hem hafif ve devamlı, hem de şiddetli ve aralıklı kuvvetler kullanılabilir. Kuvvetin tipi ve minivida stabilitesiyle ilişkisi sadece bir klinik çalışmada analiz edilmiştir ve minivida başarısı ve uygulanan ortodontik kuvvet tipi arasında bir korelasyon bulunamamıştır (5).

### **2.3.5.4. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi**

Klinik çalışmalarda, minivida üzerine kuvvet uygulama süresi 3 aydan 37 aya değişiklik göstermektedir ve çoğunlukla bir yıla kadar olan süreler değerlendirilmiştir. Bu yüzden minivida uzun dönem stabilitesiyle ilgili çok az şey bilinmektedir. Üç ayrı çalışmada minivida 9, 5,4 ve 6,5 ay sonra yer değiştirdiği görülmüştür (80, 117, 138). Wang ve Liou (137) kuvvet uygulama süresiyle yer değiştirme miktarı arasında korelasyon bulmuşlar ve yüksek kuvvetin bu etkiyi arttırabileceğini belirtmişlerdir.

### **2.3.5.5. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü**

İmplantın başarısıyla kuvvetin uygulandığı yön arasındaki ilişkiyi değerlendiren birçok çalışma yapılmıştır (7, 23, 43, 44, 95). Costa ve ark. (23), minivida, minivida çıkarma yönünde etkiyecek çevirme kuvvetinin minivida kaybına neden olabileceğini belirtmişlerdir. Cheng ve ark. (7), lateral, torsiyonel ve ekstruziv kuvvetlerden kaçınılmasını önermektedir. Kim ve ark. (142) ise SLA yüzeyli minivida saat yönünün tersine olan rotasyonel kuvvetlere karşı direnç gösterdiğini açıklamışlardır.

Bunlara ek olarak, Freudenthaler ve ark. (97) minividanın yerleştirileceği yerin dişin direnç merkeziyle aynı olmasını önermişlerdir. Benzer şekilde kadavra alt çenelerinde yapılan çekme-koparma testi sonuçları, uygulanan

kuvvet yönü minivida uzun eksenine yaklaştıkça düşmeye olan direncinin arttığını ortaya koymaktadır. Bu durum, vidanın uzun eksenine paralel kuvvetin vida yivlerine dik açı ile geldiği ve kuvvete direnç için optimum pozisyonunun gerçekleştiği şeklinde açıklanmıştır (143).

### **2.3.6. Minivida Başarısını Etkileyen Diğer Faktörler**

#### **2.3.6.1. Ortodontik Endikasyon**

Minivida çok çeşitli ortodontik endikasyonlarda kullanılmasına rağmen sadece bir çalışmada ortodontik hareketin tipinin minivida başarısı üzerindeki etkisi analiz edilmiştir. Kuroda ve ark.'nın (11) bu çalışmasında retraksiyon ve protraksiyon hareketleriyle karşılaştırıldığında, intrüzyon hareketlerinde daha yüksek oranda başarısızlık bulunmuştur.

#### **2.3.6.2. Minividanın Bakımı**

Minividanın bakımı ilgili faktörler peri-implantitisin kontrolünü içermektedir. Proflaktik antibiyotikler, klorheksidin gargaraları, oral hijyen eğitimi ve takviyesi minividanın korunmasında önemli faktörlerdir (11, 43, 44, 66, 68, 118). Minivida başarısıyla antibiyotik veya klorheksidin kullanımı arasındaki ilişki hiçbir çalışmada analiz edilmemiştir. Park ve ark. (5), peri-implantitis kontrolüyle başarının bağlantılı olduğunu belirtmişler ancak oral hijyen ölçümleriyle minivida başarısı arasında korelasyon bulamamışlardır. Aynı zamanda ağzın sol tarafında daha yüksek başarı oranları rapor etmişlerdir (5). Bu sonuç sağ elini kullanan hastalarda oral hijyenin daha iyi sağlandığını göstermektedir (144).

#### **2.3.6.3. Minivida Mobilitesi**

Dental implantlarla ilgili araştırmalar, 100 mikrondan fazla mikro hareketlerin iyileşmeyi tehlikeye sokmak için yeterli olduğunu ve fibroz kapsülleşmeye neden olabileceğini göstermiştir (145, 146). Park ve ark. (5), implant hareketliliğinin ve ortodontik kuvvetlerin düzenli olarak izlenmesini önermişlerdir ve kuvvetler 200 gramdan az ise hareketli vidaların başarılı

olabileceğini belirtmişlerdir. Mobilite ile ilgili yapılan bazı çalışmalarda da ortodontik kuvvet faktörlerinin yanısıra oklüzyon ve dil hareketlerini içeren kuvvet değişkenlerinin sonuçları etkileyebileceği gösterilmiştir (89, 119, 147).

#### **2.4. Primer Stabilite**

İmplantlarda, hemen uygulama sonrası elde edilen stabilite, primer stabilite olarak adlandırılır. Uygulama torku ile elde edilen yeterli primer stabilite minivida başarısı için önemlidir (13, 34, 66, 87). Bu durum dental implantlar için de geçerlidir (148, 149). Primer stabilite ile ilgili unsurlar, vidanın dizaynı (8, 38), kemik kalitesi (38, 66), minivida bölgesi hazırlığı (rehber delik açılmaması veya açılırsa derinliği ve çapı) (38, 150) ve uygulama açısı (151) olarak sıralanabilir. Primer stabilite ölçümünde, histolojik değerlendirmelere ilaveten perküsyon testi, radyolojik inceleme ve periotest cihazı (63, 71) ile yapılan ölçümler kullanılmıştır. Ancak bu yöntemlerin doğruluklarının yeterliliği tartışmalıdır (50, 149, 152). Periotest cihazı diş mobilitesini ölçmek için dizayn edilmiş olsa da, implant stabilitesi ölçümünde de kullanılmaktadır. Primer stabilite ölçümünde kullanılan uygulama torku ölçümü (49, 153) ve çıkarma torku ölçümü (56, 154) ve Ostell'in rezonans frekansı analizi (RFA) (149, 155) daha güvenilir yöntemlerdir.

#### **2.5. Minividalar Osseointegre Oluyor mu?**

Minividaların osseointegre olmaları beklenmemektedir. Ancak kuvvetler altında zamanla kemik ile vida yüzey alanının arttığını (87), vida etrafında artmış hızda kemik yıkımı ve yapımı yanında daha yoğun kemik yapısı olduğu belirtilmektedir (156). Aynı şekilde implant çalışmaları, ortodontik kuvvetler altında, baskıya maruz kalan implant etrafındaki kemikte yoğunluğun arttığını ve kemiğin yeniden yapılanma aktivitesinin hızlandığını göstermektedir (134, 135, 156, 157). Büchter ve ark.'nın (129) yaptıkları bir hayvan çalışması, minividayı saran kemik miktarının, uygulamadan sonraki 1. ve 4. haftaya göre 12. haftada daha fazla olduğunu, anında yükleme yapılmasının da kemik depozisyonu ve iyileşmeyi hızlandırdığını ortaya koymaktadır. SLA yüzeyli minividaların ise

uygulamadan hemen sonra normal yüzeyli olanlara göre artmış osseointegrasyon gösterdikleri bilinmektedir (142). Bunun yanında, tedavi sonunda SLA yüzeyli minividaların bir komplikasyona neden olmaksızın kolayca uzaklaştırılabildiği belirtilmiştir (158). Çok sayıda çalışma SLA yüzeyli minividalar ile artmış osseointegrasyon bildirmesine rağmen, klinik olarak yüzey karakteristiklerinin başarı oranını etkilemediği açıklanmıştır (12). Bunun yanında, Kim ve ark. (142) yeterli iyileşme süresi beklenirse biyomekanik kuvvetlere karşı koyabilecek parsiyel osseointegrasyonun yüzey özellikleri etkili olmaksızın gerçekleşebileceğini bildirmişlerdir (142).

## **2.6. Primer Stabilite ve Kuvvet Direnci ile İlgili Çalışmalar**

Uygulama sonrası anında kuvvet uygulanabilmesinin yanında minividaların klinik kullanılabilirliğini sağlayan en önemli avantajlarından biri de tedavi sonrası kolayca çıkarılabilmeleridir. Bunu sağlayan, minividaların dental implantların aksine osseointegre olmasının beklenmemesidir. Osseointegre olmadıklarından dolayı minividaların stabilitesi ve ankraj potansiyelleri, uygulamadan hemen sonra kemik ile ne kadar mekanik kilitleme yapmasından (primer stabilite) ve kemikten ne kadar destek sağlayabildiğinden (ankraj) doğrudan etkilenmektedir. Primer stabilite ve ankraj değerlendirilmesi amacıyla özellikle son yıllarda yapılan çalışmalarda MUT (10, 12, 13, 38, 39, 49, 51, 66, 151, 159), MÇT (58, 130, 158), hem MUT hem MÇT (56, 63, 142, 160) ve KD (81, 94) değerleri ölçülmüştür.

### **2.6.1. Maksimum Uygulama Torku (MUT) Ölçen Çalışmalar**

Uygulama torku testleri, bir vidanın şekil ve yüzey özellikleri etkisi altında primer stabilitesini analiz etmede kullanılır. MUT, vida tipi implantların kemik içersinde tutunma direncini belirlemede kullanılan önemli bir ölçüdür (8, 161).

Çalışmalar, minivida ve mini-implantların klinik başarısının MUT'ndan etkilendiğini ortaya koymaktadır (12, 13, 66). Minividaların yiv yapısı (51), çapı (10, 38, 39), uzunluğu (10), uygulama açısı (151), uygulama derinliği (49);

açılan rehber deliğin çapı (39, 49) ve derinliği (39) MUT'nu etkilemektedir. Ayrıca, aksine görüş bildirilmesine rağmen (159), KKK'nın MUT üzerinde etkili olduğunu bildiren yayınların sayısı oldukça fazladır (10, 39, 66).

Wilmes ve ark. (39) KKK'nın, minivida dizaynı ve çapının ve rehber delik derinliği ve çapının minivida stabilitesi üzerine etkisini test etmek amaçlı yaptıkları *in vitro* çalışmada domuz kalça kemiklerine 5 farklı minividayı, farklı çapta ve derinlikte rehber delikler açtıktan sonra uygulamışlardır. Ölçülen MUT değerleri, konik yapıya sahip 1,6 x 10 mm ve 1,6 x 8 mm minividalar için 9,12 Ncm ve 8,9 Ncm'dir. Silindirik yapıda olanlar için ise kaydedilen değerler şöyledir: 1,6 x 10 mm - 2,92 Ncm ve 1,6 x 8 mm - 2,48 Ncm. Araştırma sonucu, test edilen 5 parametrenin de minivida stabilitesi üzerinde etkili olduğunu göstermektedir.

Yaptıkları klinik çalışmada Motoyoshi ve ark. (13) 41 hasta üzerinde 124 adet 1,6 x 8,0 mm konik yapıda minividayı 1,3 mm çapında ve 8 mm derinliğinde rehber delik hazırladıktan sonra tork ölçer torna vida kullanarak uygulamışlar, MUT değerinin minivida başarısı üzerindeki etkisini test etmişlerdir. Çalışmalarında % 85,5 oranında klinik başarı kaydedilmiştir. Başarı kriteri minividaya en az 6 ay ortodontik kuvvet uygulanabilmesi olarak belirtilmiştir. Ortalama MUT değeri yerleştirilen bölgeye göre 7,2 ve 13,5 Ncm arasında değişmektedir. Araştırmacılar, minividaların klinik başarısının artırılması için, 1,6 mm çapında olanların 5 - 10 Ncm arasındaki MUT ile uygulanmasını önermişlerdir.

Motoyoshi ve ark. (66) başka bir klinik çalışmada KKK ve MUT'nun minivida stabilitesine etkisini değerlendirmişlerdir. 1,6 x 8,0 mm çapında minividalar 6 aylık süreçte ağrı veya klinik mobilite göstermiyor iseler başarılı kabul edilmişlerdir. Çalışmada başarı oranı % 87,4 olarak kaydedilmiştir. Başarılı grupta KKK anlamlı şekilde daha fazla bulunmuştur (başarılı - başarısız grup ortalama KKK: 1,42 – 0,97 mm). Daha fazla veya daha az uygulama torku ile karşılaştırıldığında 8 – 10 Ncm uygulama torku anlamlı şekilde başarıyı



arttırmıştır (% 100). Sonuç olarak, minivida uygulanan bölgede KKK en az 1 mm olmalıdır ve uygulama torku 10 Ncm'yi geçmemelidir.

Wilmes ve ark. (38) yaptıkları *in vitro* çalışmada domuz kalça kemiğine 7 farklı marka, 13 değişik tip minivida uygulayarak MUT değerini ölçmüşler ve minivida dizaynının primer stabiliteye olan etkisini test etmişlerdir. Rehber delik, 1,6 mm ve daha dar olan minividalar için 1,1 mm dril ve 1,6 mm'den daha geniş olan minividalar için ise 1,3 mm dril kullanılarak delik derinliği 3 mm olacak şekilde delinmiştir. Tork ölçümleri, tork ve açı sensörü ilave edilmiş robot makine ile ölçülmüştür. Kaydedilen MUT değerleri 1- 48 Ncm arasındadır. Kullanılan minividalara göre kaydedilen bazı ortalama MUT değerleri şöyledir:

- Aarhus 1,5 x 9,6 mm 9,2 Ncm
- LOMAS 1,5 x 9,0 mm 3,8 Ncm
- MAS 1,5 x 11 mm 7,7 Ncm
- Spider 1,5 x 8 mm 3,6 Ncm
- Spider K1 1,5 x 8 mm 4,6 Ncm

Çalışmalarında sonuç olarak, minivida çapı ve dizaynının primer stabilite üzerinde büyük etkisi olduğunu ve konik minividaların silindirik olanlara göre daha iyi primer stabilite gösterdiklerini açıklamışlardır.

Yapılan diğer bir *in vitro* çalışmada ise Wilmes ve ark. (151) domuz kalça kemiğine 2 farklı minividayı (1,6 x 8 mm ve 2,0 x 10 mm) 7 değişik açı (30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°) ile uygulamışlar ve MUT değerini ölçerek primer stabilite değerlendirmesinde bulunmuşlardır. 1,6 mm çapındaki minividalar için 1,0 mm ve 2,0 mm çapındaki aynı marka vidalar için 1,3 mm rehber delik delinmiştir. Minividalar başlangıçta el tornavidası kullanılarak, kemik yüzeyi – minivida boynu arasında 0,7 mm mesafe kalana kadar sıkılmış, daha sonra 0,2 mm'lik kısmı tork ve açı sensörü ilave edilmiş robot makine ile sıkılarak MUT değerleri ölçülmüştür. Kemik yüzeyi – minivida boynu arası 0,5 mm mesafe klinik dişeti

kalınlığı olarak bırakılmıştır. 1,6 mm çapındaki minivida için 90°'lik uygulamada MUT yaklaşık 9 Ncm ölçülmüştür. Bu araştırma sonuçlarına göre, en fazla MUT değeri ve dolayısıyla en iyi primer stabilite, 60° - 70°'lik açı ile uygulama sonucu elde edilmektedir.

Salmoria ve ark. (159) ise 1,6 x 6,0 mm ebatında 60 adet minividayı köpeklerin alt çenelerine MUT değerlerini ölçerek uygulamışlar ve 3 değişik zaman süreci (0, 15, 60 gün) sonrası, bu minividalara sıyırarak çıkarma testi uygulamışlardır. Ölçtükleri ortalama MUT değeri ve kortikal kemik kalınlıkları, 24,54 Ncm ve 2,65 mm'dir. Çalışmanın sonucu olarak, uygulama torku ve sıyırarak çıkarma arasında bir korelasyon olmadığını ve uygulama torku ölçümünün, minividanın kemikteki tutunma gücünü öngörmeye kullanılamayacağını ve uygulama torku ile KKK arasında bir korelasyon olmadığını iddia etmişlerdir.

Farklı kortikal kalınlıklara sahip yapay kemik üzerine, değişik çap ve boyda minividaları uygulayan Lim ve ark. (10), kullanılan üç değişkenin MUT değerine, dolayısıyla primer stabiliteye olan etkisini test etmişlerdir. Farklı kalınlıktaki kortikal kemikte 1,5 x 8,0 mm konik ve silindirik minivida için kaydedilen MUT değerleri şöyledir: silindirik; 1,0 mm - 20,50 Ncm, 1,5 mm - 20,91 Ncm, 2,0 mm - 22,14 Ncm, konik; 1,0 mm - 30,68 Ncm, 1,5 mm - 37,27 Ncm, 2,0 mm - 39,38 Ncm. Çalışma, minivida uzunluğu ve çapının ve KKK'nın minivida primer stabilitesi üzerinde etkili olduğu sonucunu ortaya koymaktadır.

Tork ölçer tornavidasını 15 Ncm değerine ayarlayıp, uygulama tork değerlerini 15 Ncm üzeri veya altı olarak değerlendiren Chaddad ve ark. (12) normal yüzeyli ve SLA yüzeyli minividaları farklı sürelerde erken yüklemişlerdir. Çalışma sonucunda, minivida yüzey özelliğinin minivida başarısını etkilemediği ancak 15 Ncm üzeri tork değerinin minivida başarısı için kritik olduğu belirtilmiştir.

Wilmes ve Drescher (49) uygulama derinliğinin ve rehber delik çapının minivida stabilitesi üzerine etkisini test etmek amaçlı *in vitro* bir çalışma

yapmışlardır. Domuz kalça kemiğinde 3 mm derinliğinde ve farklı çaplarda (1,0 mm, 1,1 mm, 1,2 mm, 1,3 mm) rehber delik deldikten sonra 1,6 x 10 mm minividaları değişik derinliklerde (7,5 mm, 8,5 mm, 9,5 mm) uygulamışlardır. Uygulama derinlikleri 7,5 mm, 8,5 mm, 9,5 mm için ölçülen MUT değerleri 5,16 Ncm, 6,55 Ncm, 9,44 Ncm ve rehber delik çapları 1,0 mm, 1,1 mm, 1,2 mm, 1,3 mm ile kaydedilen MUT değerleri 8,35 Ncm, 7,75 Ncm, 6,17 Ncm ve 5,31 Ncm'dir. Araştırmacılar her iki değişkenin de minivida primer stabilitesini anlamlı derecede etkilediği sonucuna varmışlardır.

Yapay kemik ve kadavra kemiği üzerine toplam 90 adet 6 mm uzunluğunda 1,6 mm ve 1,8 mm çapında minividaları yerleştirerek oluk yapısının ve yiv eğiminin primer stabilite üzerine etkilerini araştıran Brinley ve ark. (51) MUT ve sıyırıp çıkarma kuvveti değerlerini ölçmüşlerdir. Yiv eğiminin etkisini test etmek için yivler arası mesafe 1,0 mm olan minividaların kontrol grubu ile test grubundaki 0,75 mm ve 1,25 mm olanlar ile karşılaştırılmıştır. MUT değerleri 0,75 mm, 1,0 mm ve 1,25 mm yiv aralığı için yapay kemikte sırasıyla 9,05 Ncm, 8,45 Ncm ve 8,15 Ncm, kadavra kemiğinde 15,2 Ncm, 13,6 Ncm ve 12,6 Ncm olarak kaydedilmiştir. Bu çalışmada sonuç olarak, oluklu yapının uygulama torkunu ve sıyırıp çıkarmaya karşı olan direnci arttırdığı, yivler arası mesafe azaldıkça uygulama torkunun arttığı ancak anlamlılık düzeyinin altında kaldığı ve uygulama torku ile sıyırıp çıkarma direnci arasında pozitif bir korelasyon olduğu bildirilmiştir.

### **2.6.2. Maksimum Çıkarma Torku (MÇT) Ölçen Çalışmalar**

MUT yanında MÇT ölçümü, minividalar gibi yivli yapıya sahip implantların, mekanik özelliklerinin etkisi altında primer stabilitelerinin test edilmesinde kullanılmaktadır. Çıkarma torku ölçümleri implant-kemik ara yüzeyindeki biyomekanik durumu test etmektedir (162).

Minividaların stabilitelerinin ölçümünde hem MUT hem de MÇT değerlerinin ölçen çalışmalar olduğu gibi (56, 63, 142, 160), yalnızca MUT değerini ölçen çalışmalar da bulunmaktadır (58, 158, 160). Yalnız MÇT ölçen

çalışmalarda mini-implantların yükleme öncesi iyileşme zamanı (58, 130) ve mini-implantların güvenli bir şekilde sökülebilirliği test edilmiştir (158).

Kim ve ark. (158) 37 hastaya 64 adet 1,8 mm çap ve 8,5 mm uzunluğa sahip mini-implant uygulayarak yaptıkları klinik çalışmanın sonucunda, SLA mini-implantların güvenilir bir şekilde sökülebildiğini açıklamışlardır. Mini-implantların uygulanmasından sonra 4 aylık iyileşme dönemi beklenmiş ve ortalama 14,8 ay kuvvet uygulanmıştır. Ortalama MÇT değeri 16,4 Ncm'dir. Çalışma, SLA mini-implantların tedavi sonunda güvenilir bir şekilde sökülebildiğini ancak söküm öncesi yük uygulamadan geçirilecek sürenin 6 ayı aşmamasını önermektedir.

Yapılan bir hayvan çalışmasında Wu ve ark. (130) MÇT ve sıyrarak çıkarma kuvveti değerlerini ölçerek kuvvet uygulanmamış minividalarda 0, 1, 2, 4, 8 hafta sonraki biyomekanik direnci belirlemişlerdir. Çalışmada, 1,9 mm çapında, 6,0 mm uzunluğunda 90 adet minivida anestezi altında Yeni Zelanda beyaz tavşanlarının kaval kemiklerine rehber delik açılarak uygulanmış, bunların 60 tanesi MÇT testinde, 30 tanesi sıyrarak çıkarma testinde kullanılmıştır. Uygulama sonrası hemen gerçekleştirilen çıkarma testinde MÇT değeri 20 Ncm üzerindedir. Araştırmacılar çalışmalarında MÇT ve sıyrık çıkarma kuvveti değerlerinde zamanla artış belirlemişlerdir. Minivida iyileşmesinin uygulamadan itibaren kesintisiz bir süreç olduğunu söylemişlerdir. Ancak 4 haftalık iyileşmeyi bu süreçte kritik bir zaman dilimi olarak değerlendirmişler, daha erken kuvvet uygulamasını önermemişlerdir.

Tavşanlar üzerinde SLA ve normal yüzeyli 1,8 x 9,5 mm minividalar kullanarak yaptıkları çalışmada Mo ve ark. (58), değişik periyodlarla erken yüklemenin (0, 3 gün, 1, 6, 10 hafta) minivida başarısı ve MÇT üzerindeki etkisini test etmişlerdir. Araştırmacılar, 10 haftalık periyod içinde herhangi bir zamanda yüklemenin başarı oranını etkilemediğini ve 6 haftalık iyileşme sürecinde (insan için 18 haftaya denk gelmektedir) SLA mini-implantların normal yüzeyli olanlardan daha yüksek MÇT gösterdiklerini açıklamışlardır.

### 2.6.3. Hem MUT Hem MÇT Ölçen Çalışmalar

Hem MUT hem MÇT ölçen çalışmalarda minividaların yüzey özellikleri altında rotasyonel kuvvetlere karşı olan dirençleri (142), minivida şeklinin primer ve sekonder stabiliteye olan etkisi (63), minivida şeklinin ve değişik kortikal kemik kalınlıklarının stabiliteye etkisi (160) ve yiv yapısının uygulama ve çıkarma torku değerleri yanında uygulama ve çıkarma sürelerine etkisi test edilmiştir (56).

Kim ve ark. (142) SLA yüzeyli ve normal yüzeyli minividalar kullanarak yaptıkları hayvan çalışmasında, kullandıkları toplam 96 adet 1,8 mm çap ve 8,5 mm uzunluktaki minividalara rotasyonel kuvvet uygulamışlar ve minividaların stabilitelerini ve rotasyonel kuvvete dirençlerini test etmişlerdir. Rehber delik açmak için kullanılan dril 1,5 mm çapındadır. MUT ve MÇT ölçümleri elektronik tork cihazı kullanılarak yapılmıştır. Üç haftalık iyileşme dönemi sonrası 150 gr rotasyonel kuvvet uygulanmış ve 8. haftada minividalar sökülüştür. Normal yüzeyli minividalar için MUT 19,25 Ncm, MÇT 6,18 Ncm olarak kaydedilmiştir. SLA yüzeyli vidalar için ise, MUT 15,27 Ncm, MÇT 8,43 Ncm olarak kaydedilmiştir. Bu çalışmada sonuç olarak, SLA yüzeyli minividaların saatin tersi yöndeki rotasyonel kuvvetlere karşı direnç gösterebileceği ve SLA yüzeyli minividaların uygulamadan kısa süre sonra normal minividalara göre artmış osseointegrasyon gösterdiği açıklanmıştır. Ayrıca, iyileşme süresi yeterli olursa, yüzey özellikleri etkili olmaksızın minividaların kısmi osseointegre olabildiği belirtilmiştir.

Cha ve ark. (63) ise yaptıkları hayvan çalışmasında 1,5 x 7,0 mm ebatlarında konik ve silindirik toplam 48 adet minividayı köpek alt çenelerine uygulamışlar ve tork cihazı kullanarak MUT ve yükleme sonrası 3. ve 12. haftada MÇT değerlerini ölçerek, her iki tip minividanın primer ve sekonder stabilitelerini değerlendirmişlerdir. MUT ve 3. haftadaki MÇT değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark ortaya çıkmıştır (MUT; silindirik: 13,6 Ncm, konik: 22,3 Ncm ve MÇT; silindirik: 5,7 Ncm, konik: 9,1 Ncm). Enteresan olan, 12. haftada silindirik olanlar ile daha fazla MÇT değeri kaydedilmiş olmasıdır.

Ancak, elde edilen fark istatistiksel olarak anlamlılık düzeyinde olmamıştır (12. hafta MÇT; silindirik: 4,2 Ncm, konik: 3,0 Ncm). Araştırmacılar konik minividaların silindirik olanlardan daha iyi primer stabilite gösterdikleri, sekonder stabilite açısından ise bir fark olmadığını açıklamışlardır.

Song ve ark. (160) KKK'nın MUT ve MÇT'na etkisini test etmek için 3 farklı tip minividayı (1,6 x 8,0 mm silindirik, 2,0 x 7,0 mm ve 1,5 x 7,0 mm konik) tork testi cihazı kullanarak değişik kortikal kalınlığa sahip (0 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm) yapay kemiklere uygulamışlardır. Silindirik yapıya sahip 1,6 mm çapındaki minividalar için MUT ve MÇT değerleri KKK artışından etkilenmemiştir (KKK / MUT, MÇT: 0 mm / 16,73 Ncm, 14,79 Ncm, 1 mm / 20,33 Ncm, 18,23 Ncm, 1,5 mm / 20,33 Ncm, 18,35 Ncm, 2mm / 20,34 Ncm, 18,46 Ncm). Konik yapıya sahip diğer minividaların MUT ve MÇT değerleri KKK arttıkça anlamlı bir şekilde artmıştır (1,5 x 7,0 mm için 0 mm - 23,09 Ncm, 21,68 Ncm, 1 mm - 30,31 Ncm, 24,95 Ncm, 1,5 mm - 36,20 Ncm, 27,83 Ncm, 2 mm - 38,01 Ncm, 30,41 Ncm).

Silindirik, konik ve çift yivli yapının mekanik etkilerini test etmek amaçlı yapılan *in vitro* çalışmada Kim ve ark. (56), 1,6 mm çapında 6 mm ve 8 mm uzunluğundaki minividaları yapay kemik üzerine tork ölçer cihaz kullanarak uygulamışlardır. MUT ve MÇT değerleri yanında uygulama ve çıkarma zamanı ve momentlerini ölçmüşlerdir. Silindirik, konik ve çift yivli gruplar için MUT ve MÇT değerleri, 18,42 Ncm ve 3,42 Ncm, 20,37 Ncm ve 5,16 Ncm, 17,04 Ncm ve 5,78 Ncm olarak kaydedilmiştir. Sonuç olarak, çift yivli grupta uygulama torkunun maksimum değerine ulaşılırken diğer gruplara göre daha tatlı bir artış olduğu ve bunun da kemikte oluşacak zorlanmayı en aza indirebileceği söylenmiştir. Ayrıca, çift yivli grup en yüksek MUT değerine sahip değilken, MÇT'nda en iyi değere sahiptir. Bu durum araştırmacılar tarafından avantaj olarak kabul edilmiştir. Ancak daha az MUT'na sahip olmasına rağmen, daha uzun uygulama süresi gerektirmesi, kemikte oluşabilecek stres açısından çift yivli minividaların daha ileri irdelenmesini gerektirdiği de vurgulanmıştır.

#### 2.6.4. Kuvvet Direnci (KD) Ölçen Çalışmalar

Kuvvet direnci ölçen çalışmalarda aynı çapa veya değişik çaplara sahip minividaların monokortikal ve bikortikal uygulamalarında kuvvet direncine olan etkisi test edilmiştir (81, 94).

Brettin ve ark. (81) insan kadavra kemikleri kullanarak, toplam 44 adet minividayı bikortikal ve monokortikal uygulayarak kuvvet dirençlerini ölçmüşlerdir. Rehber delik 1,1 mm dril ile açılmıştır. KD testi Instron test cihazı kullanılarak yapılmış, test sonrası minividalar el ile mobiliteyi açısından değerlendirilmiştir. Mobilite testi sonrası, tüm minividalar çıkarılmış, kemik segmentleri kesilerek kemik ölçümleri yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar iki boyutlu bir SEA çalışması ile desteklenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, bikortikal uygulamanın daha fazla KD ortaya çıkardığı, alt çenede bukal kemik kalınlığı arttıkça monokortikal uygulanan minividaların KD'nin arttığı, üst çenede ise bukal kemik kalınlığı artışının monokortikal uygulama için KD'ni etkilemediği ve her iki çene için kuvvet testi sonrası, monokortikal uygulanmış minividaların bikortikal uygulanmış olanlardan daha fazla mobilite gösterdiği açıklanmıştır.

Morarend ve ark. (94) toplam 96 adet 2,5 x 17 mm ve 1,5 x 15 mm minividaları, monokortikal ve bikortikal olarak insan kadavra kemiklerine uygulamışlardır. Minivida uzun eksenine dik kuvvet uygulayarak, vida başı 0,6 mm yer değiştirene kadar minividaların kuvvet dirençlerini ölçmüşlerdir. Rehber delikler, 1,5 mm minividalar için 1,1 mm ve 2,5 mm minividalar için 1,9 mm dril kullanılarak açılmıştır. Tüm minividalar kemiğe dik olarak el tornavidası ile uygulanmıştır. KD testi Instron test cihazı kullanılarak yapılmıştır. Kuvvet testi sonrası, tüm minividalar çıkarılmış, kemik segmentleri kesilerek kemik ölçümleri yapılmıştır. Bu çalışmada, daha büyük çaplı minividaların hem üst çene hem alt çenede daha fazla kuvvet direnci gösterdiği, daha küçük çaplı bikortikal minividaların daha büyük çaplı monokortikal olanlar ile en az eşit seviyede kuvvet direncine sahip olduğu ve sağ - sol ya da apikal - koronal uygulamaların KD'ni etkilemediği sonucuna varılmıştır.

## GEREÇ ve YÖNTEM

### 3.1. Kuvvet Testi ile İlgili Gereç

#### 3.1.1. Minivida

Araştırmamızda 1,6 mm çapında 9 mm uzunluğunda 48 adet TM (Trimed, Ankara, Türkiye) minivida kullanılmıştır (Resim 3.1). Bu çalışmada, TM minividaların silindirik yapıda olanları tercih edilmiştir. Titanyum'dan üretilen TM minividalar, "Self- drilling" özelliğe sahiptir.

#### 3.1.2. MİR

Deney grubundaki 24 adet MİR kullanılmıştır (Resim 3.2). MİR, 5 mm dış çap, 2 mm iç çapa sahiptir. Kortikal kemikle temas halinde olacak kısımda 4 adet sivri çıkıntısı bulunmaktadır. Çıkıntıların uzunlukları 0,75 mm'dir (Şekil 3.1). Titanyum'dan üretilmiştir. MİR'in yuva kısmı TM minividanın boyun kısmına adapte olacak şekilde dizayn edilmiştir. MİR aparatının uygulandığı şekil 3.2'de şematize edilmiştir.

#### 3.1.3 Kemik Modeli

Çalışmamızda sığır kalça kemiği kullanılmıştır (Resim 3.3). İliosakral eklemdaki KKK 0,5 mm – 1 mm, kalça eklemindeki KKK 2,0 mm – 3,0 mm arasında değişmektedir. Bu değerler insan üst çene ve alt çene KKK değerleri ile uyumludur (9, 67, 99, 100).

Taze kemikler, herhangi bir hastalığı bulunmayan hayvanları kullanarak sertifikalı ürünler sunan güvenilir et ve et ürünleri firmalarından tedarik edildikten sonra kullanılacak kısımları ana kemikten kesilerek ayrılmıştır. Deney tamamlanmasına kadar nemli bezler ile kilitli poşet içerisinde saklanmış, -5°C de dondurulmuştur. Dondurma işlemi kemiğin elastik özelliklerini olumsuz olarak etkilememektedir (163).

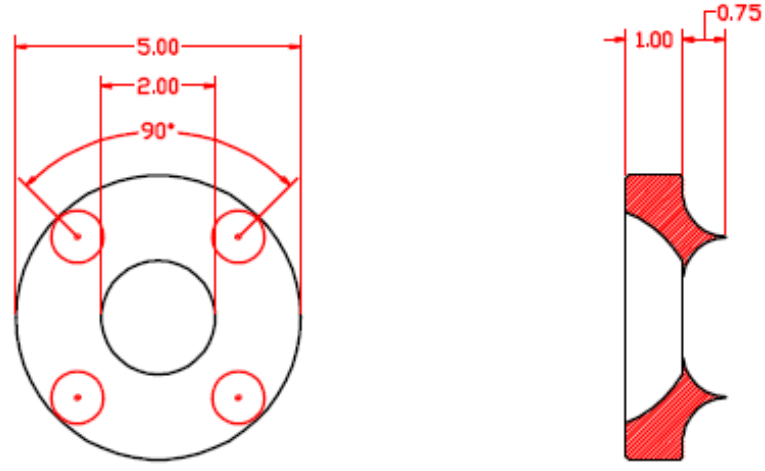




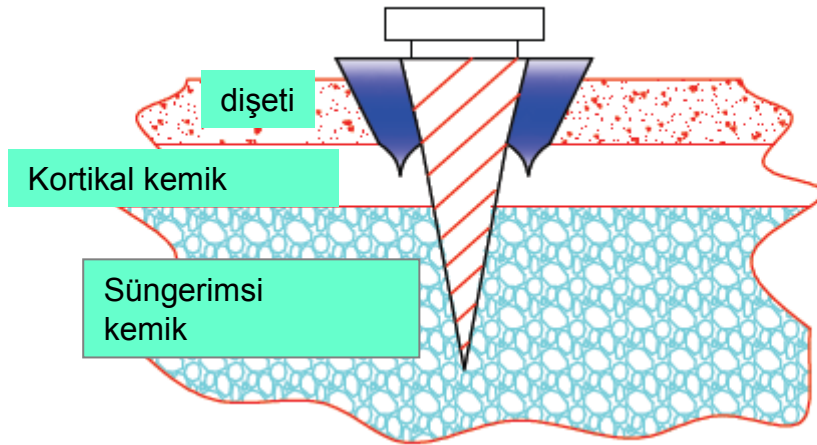
**Resim 3.1.** TM minivida



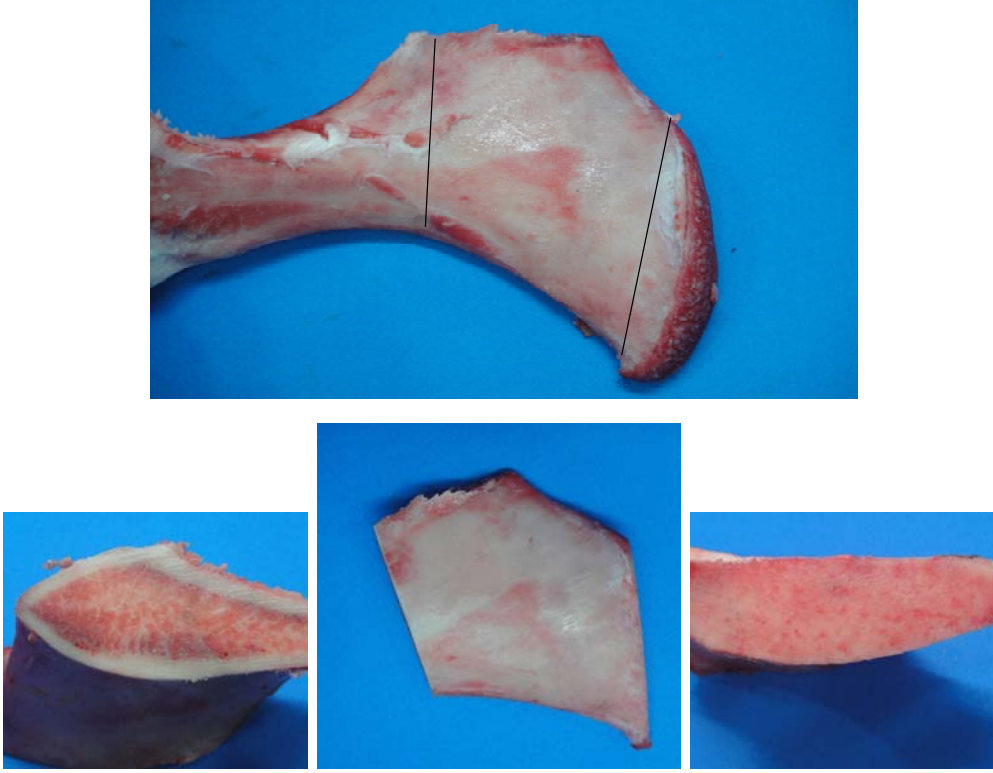
**Resim 3.2.** MİR aparatı



**Şekil 3.1.** Çalışmada kullanılan MİR aparatının ölçüleri



**Şekil 3.2.** MİR aparatının uygulandığının şematik görünümü



**Resim 3.3.** Çalışmada kullanılan kemik örneği

#### **3.1.4. Tornavida**

**Trimed Tornavida:** Çalışmamızda vidaları uygulamak için Trimed tornavida kullanılmıştır (Resim 3.4).

**Tork Ölçer Tornavida:** Uygulama ve çıkarma tork değerlerini ölçmek için tork ölçer tornavida (N<sub>2</sub>DPSK, Nakamura MFG Co Ltd, Tokyo, Japan) kullanılmıştır (Resim 3.5). Bu aletin hassasiyeti % 3 olarak üretici firma tarafından garanti edilmiştir. Bu el aleti 0 - 20 Ncm arası tork değerlerini ölçebilmektedir. Tork ölçer tornavidanın TM minivida ile kullanılabilmesi için tornavidaya özel üretilen ilave adaptör uygulanmıştır.

#### **3.1.5. MİR İter**

Çalışmamızda MİR'in çıkıntılarının kemiğe batıracak şekilde basınç uygulanmasını sağlamak amacıyla özel MİR İter el aleti dizayn edilmiş ve üretilmiştir (Resim 3.6). MİR İter'in uç kısmı silindirik bir boru şeklindedir. Silindirin dış çapı MİR dış çapı ile aynıdır. Bu el aleti marifetiyle minivida ile temas edilmeksizin MİR'e basınç uygulanabilmektedir.

#### **3.1.6. Minivida Yuvalarının İncelenmesinde Kullanılan Cihazlar**

Minivida kemik segmentinden uzaklaştırıldıktan sonra örnekler, kesi hattı minividanın kemik üzerinde bıraktığı delikten geçecek şekilde ortadan ikiye ayrılmıştır. Vida yuvalarındaki KKK ölçümleri ışıklı büyüteç (Purpose, China) altında hassas uçlu dijital kaliper (Guanglu Europa, China) kullanılarak yapılmıştır (Resim 3.7).

#### **3.1.7. Kuvvet Testi Cihazı**

Kuvvet testi fakültemizde bulunan Instron cihazı ile yapılmıştır (Resim 3.8). Instron 3345 universal test cihazı ile basma, çekme, sertlik ve darbe dayancı deneyleri uygulanabilir. Kuvvet tek noktadan uygulanır. Cihaz sabit tek bir noktadan çekme ve basma uygular. Cihazın bükme özelliği bulunmamaktadır.



**Resim 3.4.** Trimed Tornavida



**Resim 3.5.** Tork ölçer tornavida



**Resim 3.6.** MİR İter el aleti



**Resim 3.7.** KKK'nın ölçülmesinde kullanılan aletler  
**A.** Işıklı büyüteç  
**B.** Hassas uçlu dijital kaliper





**Resim 3.8.** Instron test cihazı

## **3.2. Kuvvet Testi ile İlgili Yöntem**

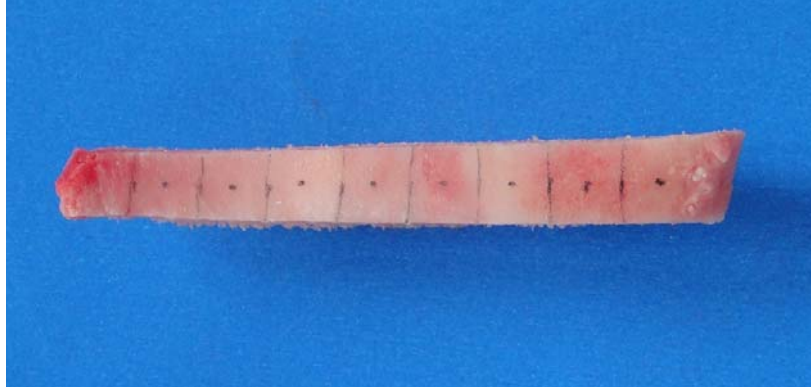
### **3.2.1. Kemik Segmentlerinin Hazırlanması**

En az 5 mm genişliğe sahip 8 adet kemik dilimi hazırlanmıştır (Resim 3.9). Her bir dilim üzerine 6 adet minivida yerleştirilmiştir. KKK'nın test ve kontrol grubunda eşit dağılımlarını sağlamak amacıyla yan yana yerleştirilen minividalardan birinin test ve diğerinin kontrol grubundan olmasına dikkat edilmiştir (Resim 3.10). Uygulanmış olan her bir minividaya 1'den 48'e kadar numara verilmiştir.

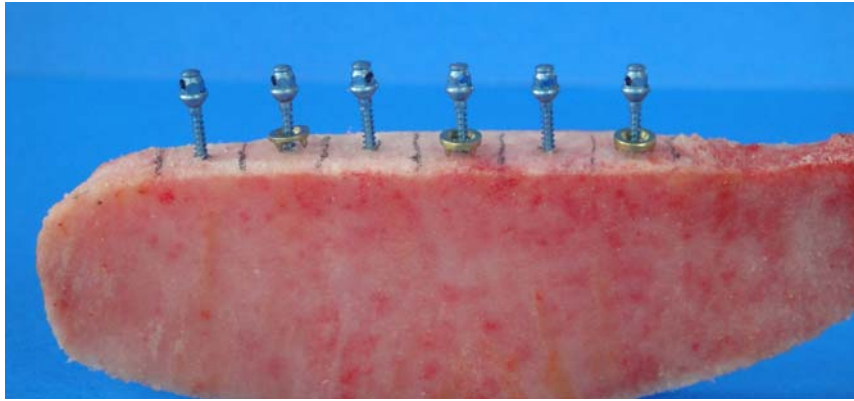
### **3.2.2. Minividaların Uygulanması**

"Self-drilling" özelliğe sahip TM minividalar rehber delik açılmaksızın uygulanmıştır. Yapılan pilot çalışmada silindirik minividaların kemiği delerek ilk girişinde ortaya çıkan MUT değerinin, son turlarda ortaya çıkandan her zaman daha az olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle, son turlar öncesine kadar yapılan uygulama tork ölçer tornavida ile değil Trimed tornavida ile gerçekleştirilmiştir. Tork ölçümü testi yapılabilmesi için minivida son uygulanma mesafesinden daha az sıkılmıştır. Bırakılan mesafenin belirlenmesinde özel bir aparat kullanılmıştır (Resim 3.11). Bu mesafe 2 mm'dir. Bunun 1 mm'si tork ölçer tornavida kullanılarak sıkılmış ve maksimum uygulama torku kaydedilmiştir (Resim 3.12). Kalan 1 mm mesafe minividanın yaka kısmıdır ve klinik olarak dişetinin bulunduğu bölgedir. Kontrol grubundaki minividalar için bahsedilen 1 mm'lik mesafe özel olarak yapılan bir aparat yardımıyla belirlenmiştir (Resim 3.12). Deney grubundaki minividaların bu kısımlarında MİR aparatı bulunmaktadır. MİR grubundaki minividaların son sıkılma işlemi öncesi MİR aparatlarına MİR İter el aleti basınç uygulanmış ve dikensi çıkıntılarının kemiğe tamamen batması sağlanmıştır (Resim 3.13, 3.14). Veriler elde edildikten sonra, oluşturulan tabloya (Excel 2003, Microsoft) her minivida için ayrı ayrı, minivida numarası ve maksimum uygulama tork değerleri kaydedilmiştir.

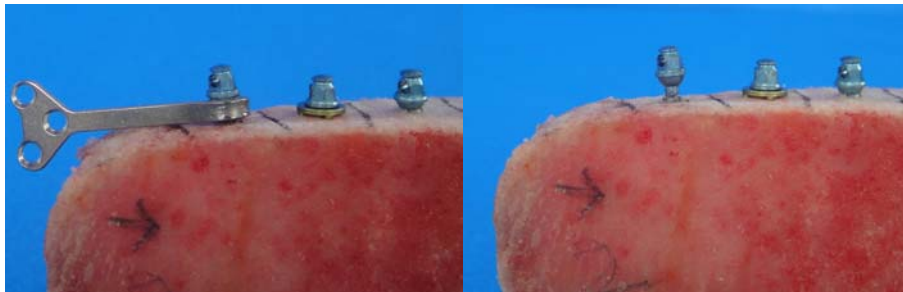




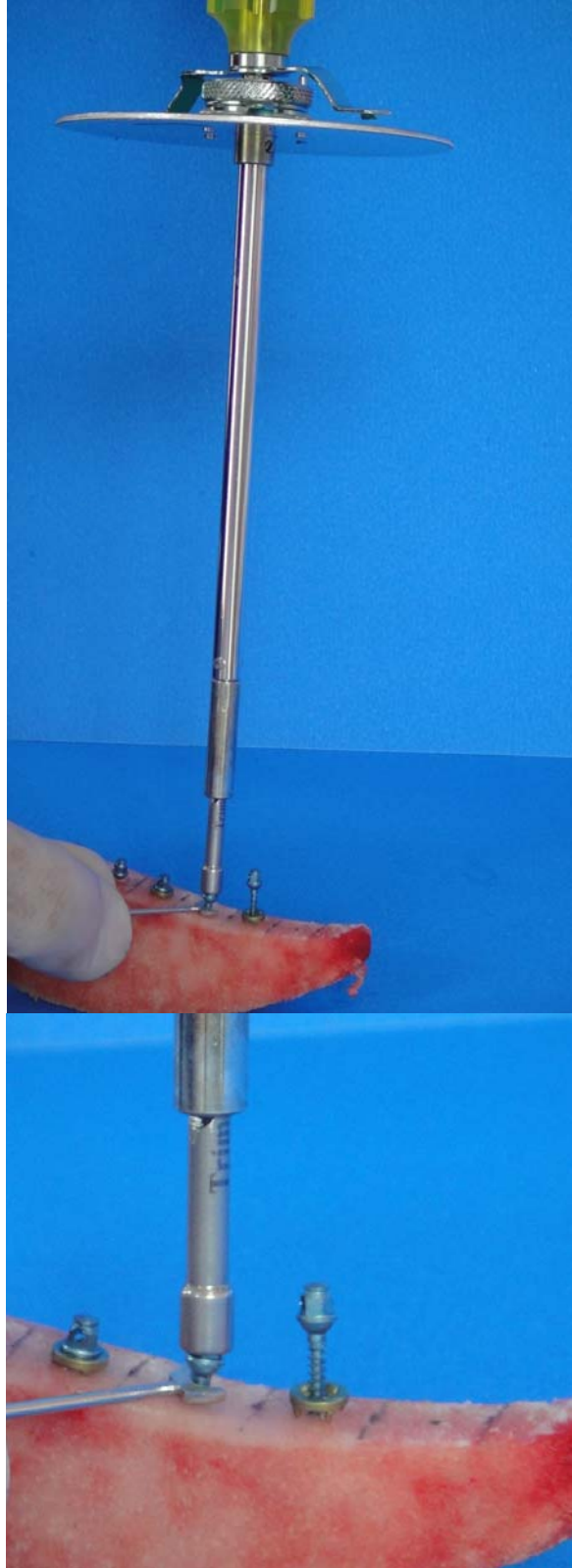
**Resim 3.9.** Hazırlanmış kemik dilimleri



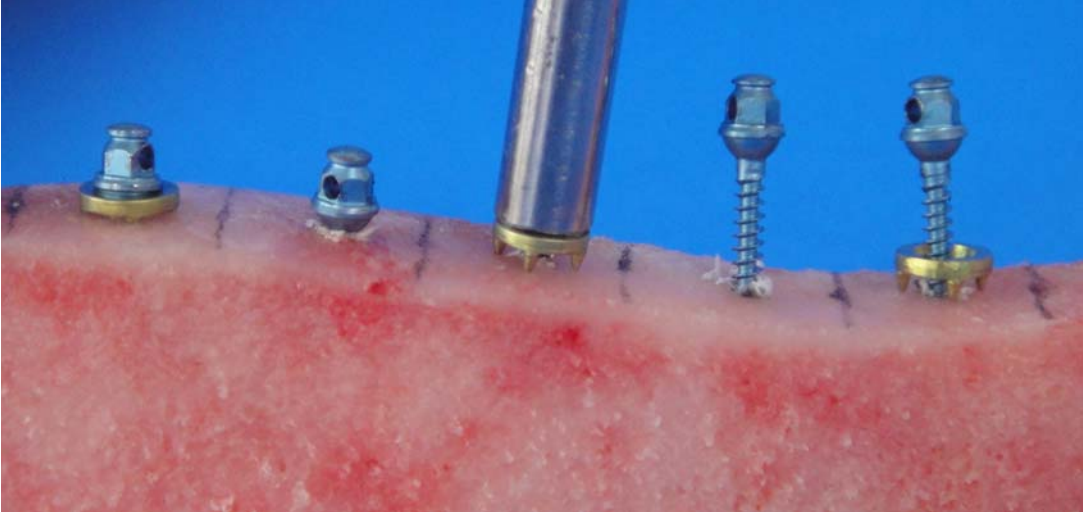
**Resim 3.10.** Minividaların kemik dilimlerine uygulanışı



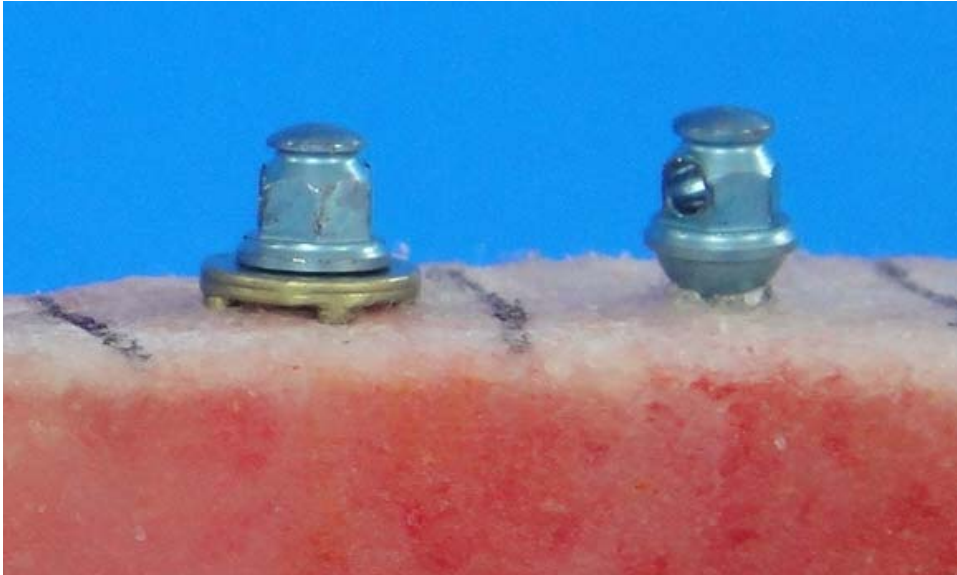
**Resim 3.11.** Tork ölçümü için bırakılan mesafenin belirlenmesi



3.12. Uygulama torklarının ölçülmesi



**Resim 3.13.** MİR İter el aletinin kullanılması



**Resim 3.14.** Deney ve kontrol grubundaki minividaların uygulanmış hali

### **3.2.3. Adaptöre Aktarılabak Kemik Örneklerinin Hazırlanması**

Minivida uygulanmış kemikler daha sonra her bir minivida, bir kemik örneğinde kalacak şekilde su soğutması altında kesilmiştir. Her bir minivida etrafında 4 mm kemik kalmasına (103, 104, 106, 159) ve minividanın uç noktasının süngerimsi kemikten çıkmamış olmasına dikkat edilmiştir (Resim 3.15). Hazırlanmış kemik örnekleri, üzerinde o örneklere ait numaralar bulunan saklama poşetlerine konmuştur. Örnekler, birbirleri ile karışmamaları için deney sonuna kadar bu şekilde muhafaza edilmiştir.

### **3.2.4. Kemiklerin Bloklanması**

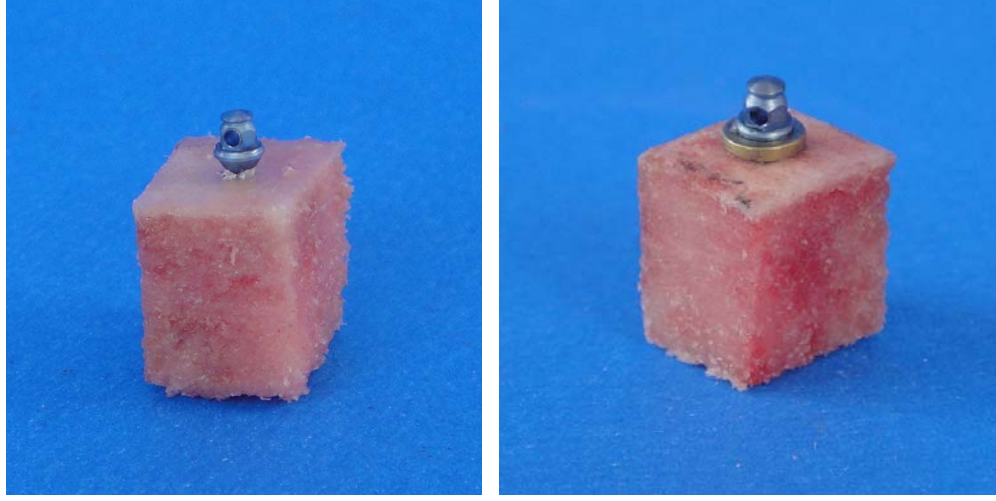
Hazırlanan kemik segmenti örnekleri özel bir düzenek yardımıyla bloklanmıştır (Resim 3.16). Sıvı kıvamda hazırlanan soğuk akrilik (Imicryl, London, England) içersine, üst yüzeyi tamamen dışarıda kalacak şekilde gömülmüştür. Bu işlem, polimerizasyondan dolayı oluşabilecek aşırı ısınmayı önlemek için su soğutması (104) altında gerçekleştirilmiştir (Resim 3.17). Bu işlem sonucunda test cihazına aktarılabak örnekler elde edilmiştir (Resim 3.18).

### **3.2.5. Kuvvet Testinin Uygulanması**

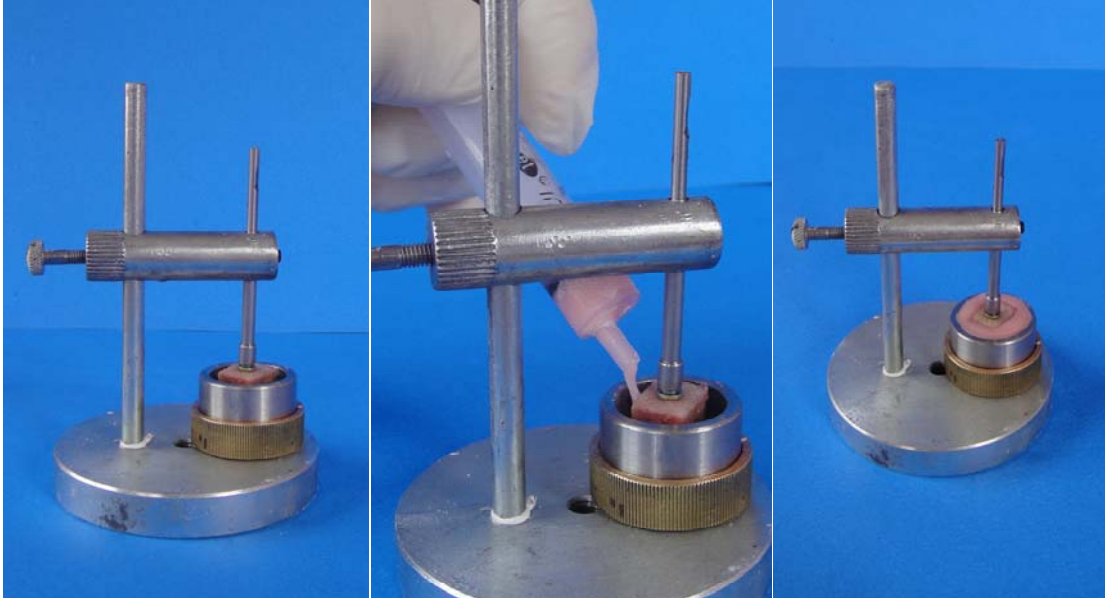
Kuvvet testi Instron cihazında gerçekleştirilmiştir (Resim 3.19). Cihazın biri sabit diğeri hareketli iki parçası bulunmaktadır. Sabit olan parçaya adaptör yardımı ile deneyi yapılacak örnek yerleştirilmiştir. Hareketli olan ve hangi mesafede duracağı ayarlanabilen üst parçaya bağlanan kuvvet aktarıcılar yardımı ile herbir vida başı 0,6 mm yer değiştirinceye kadar kuvvet uygulanmıştır ve gösterdikleri maksimum direnç Ncm cinsinden kaydedilmiştir. 0,6 mm'lik mesafe daha önceden pilot çalışma ile belirlenmiştir ve kuvvet altında minividanın sürüklenmeden vida başının devrildiği mesafedir.

### **3.2.6. Mobilite Testi**

Kuvvet uygulaması sonrası her minivida mobil olup olmadıkları konusunda değerlendirilmiştir. İki skor kullanılmıştır: mobilite var (+), mobilite yok (-)



**Resim 3.15.** Hazırlanan kemik segmenti örnekleri

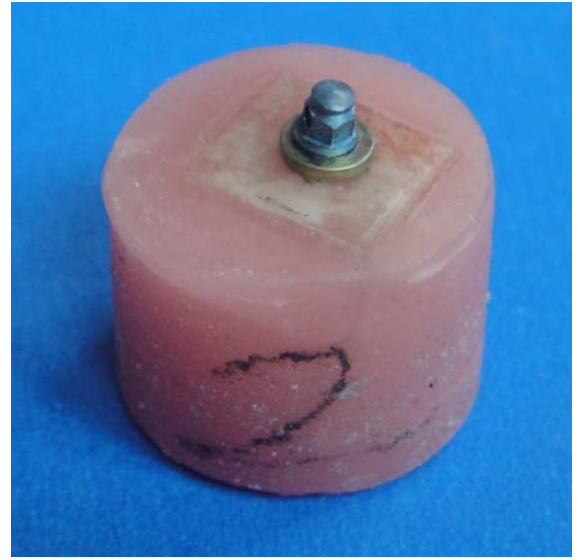
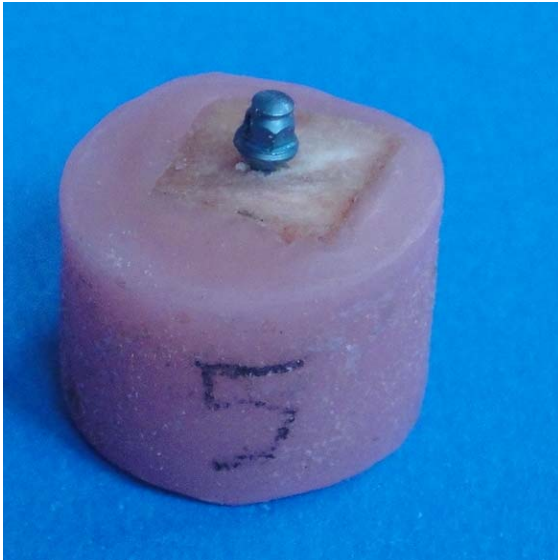


**Resim 3.16.** Kemik segmentlerinin bloklanması





**Resim 3.17.** Su soğutma işlemi



**Resim 3.18.** Test cihazına aktarılmak üzere hazırlanmış örnekler



**Resim 3.19.** Kuvvet direnci testinin gerçekleştirilmesi

### **3.2.7. Minividaların Çıkarılması**

Her bir minivida tork ölçer tornavida kullanılarak çıkarılmıştır (Resim 3.20). Daha önce uygulama torkları ve mobilite için oluşturulan tabloya MÇT değerleri de kaydedilmiştir.

### **3.2.8. Kortikal Kemik Kalınlıklarının (KKK) Ölçülmesi**

Her minividaya ait maksimum uygulama ve çıkarma tork değerleri ve kuvvet dirençleri ölçüldükten sonra alt grupların belirlenmesi amacıyla kortikal kalınlıklar ölçülecektir. Minividaların uygulandıkları KKK'nın ölçülmesi amacıyla kesi hattı minivida deliklerinden geçecek şekilde kemik segmentleri kesilmiştir (Resim 3.21). Dijital kaliper kullanarak KKK ölçülmüş, ölçümler farklı zamanlarda aynı araştırmacı tarafından 3 kez tekrarlanmıştır (Resim 3.22). Bu değerler daha önce oluşturulan veri tablosuna kaydedilmiştir. İstatistiksel değerlendirmede, tekrarlanan üç ölçümün ortalaması kullanılmıştır.

### **3.3. İstatistiksel Değerlendirme**

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 15.0 programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotların (Frekans, Yüzde, Ortalama, Standart sapma) yanı sıra, niteliksel verilerin karşılaştırılmasında Pearson Ki-Kare testi kullanılmıştır. Normal dağılımın incelenmesi Kolmogorov - Smirnov dağılım testi ile gerçekleştirilmiştir.

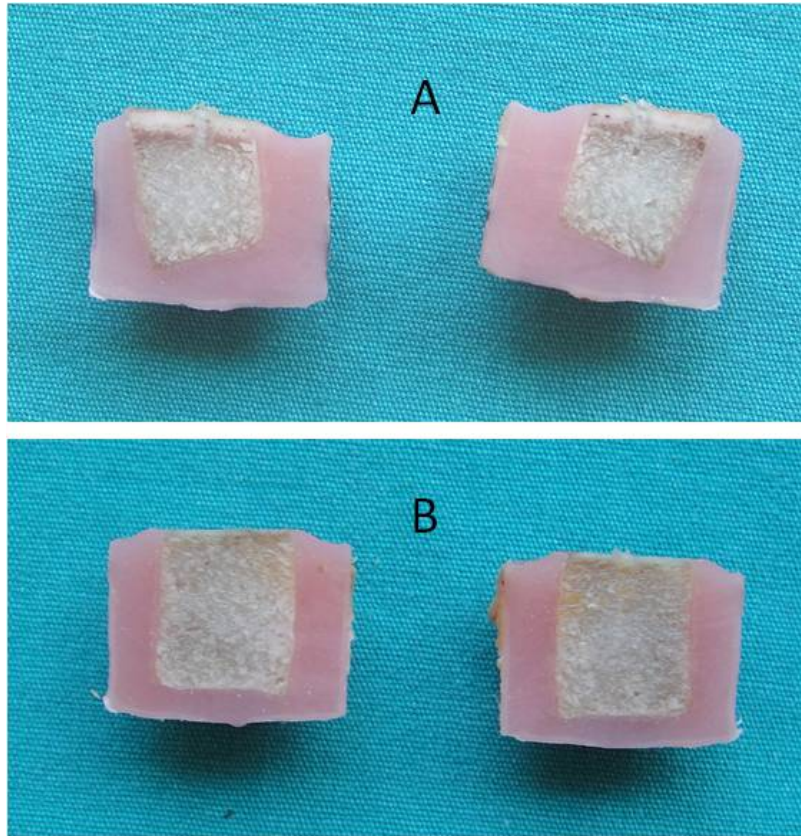
Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında, normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında bağımsız örnekler (Independent samples) t testi, normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanılmıştır. Sonuçlar % 95 güven aralığında, anlamlılık  $p < 0,05$  düzeyinde değerlendirilmiştir.

Çalışmaya başlamadan önce Power Analizi yapılmış ve çalışmanın gücü % 86 olarak bulunmuştur.





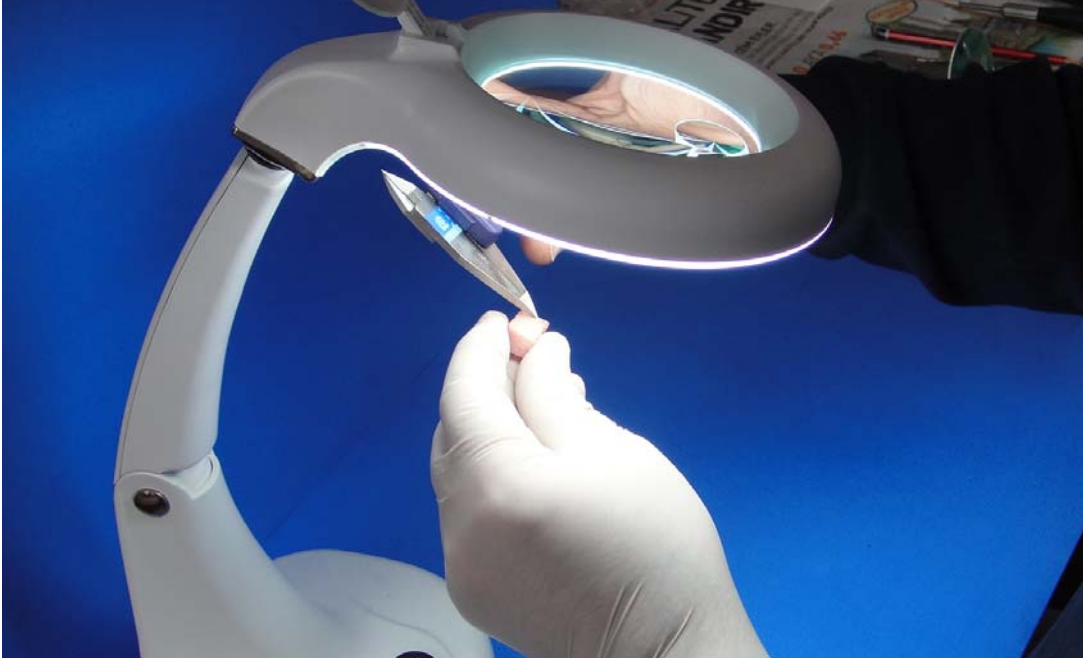
**Resim 3.20.** Kemik örneklerinin minividalar çıkarıldıktan sonraki görüntüsü



**Resim 3.21.** Kesilmiş kemik örnekleri

**A.** Kalın gruba ait örnek

**B.** İnce gruba ait örnek



**Resim 3.22.** Kemik kalınlıklarının ölçülmesi işlemi

## 4. BULGULAR

Çalışma grubunda 24 adet MİR içeren, kontrol grubunda 24 adet MİR içermeyen TM minividalar kullanılarak testler uygulanmış ve MUT, MÇT, mobilite ve KD verileri değerlendirilmiştir. Alt grupların belirlenmesi amacıyla, direnç ve uygulama testleri tamamlanmış örnekler kesi hattı minivida yuvasından geçecek şekilde ortadan ikiye ayrılmış ve kortikal kemik kalınlıkları ölçülmüştür. Elde edilen veriler alt gruplara göre Tablo 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4'de toplu halde sunulmuştur.

**Tablo 4.1:** Kontrol grubu ince alt grubuna ait veriler

Örnek Numarası	MUT (Ncm)	KD (Ncm)	Mobilite	MÇT (Ncm)	KKK (mm)
1	10,2	10,7	-	5,5	1,06
3	11,2	16,5	-	4,5	1,02
7	12,8	8,1	+	2,5	0,99
9	9,6	10,1	-	5,8	0,78
11	16,4	8,1	-	10,5	0,47
13	8,1	10,1	-	11,2	1,13
31	5,5	8,1	+	0,5	0,65
33	5,8	4,3	+	1,2	0,75
35	4,5	9,2	+	1,5	0,87
37	7,1	11,6	+	3,5	1,05
39	7,1	9,6	+	4,2	0,95
41	7,9	9,9	-	5,4	0,78
44	7,1	9,1	+	2,9	0,63
<b>Ort.</b>	<b>8,71</b>	<b>9,64</b>		<b>4,55</b>	<b>0,85</b>
<b>Toplam</b>			<b>7 mobil</b>		

+: mobilite var, -: mobilite yok, MUT: Maksimum Uygulama Torku, KD: Kuvvet Direnci, MÇT: Maksimum Çıkarma Torku, KKK: Kortikal Kemik Kalınlığı

**Tablo 4.2:** Kontrol grubu kalın alt grubuna ait veriler

<b>Örnek Numarası</b>	<b>MUT (Ncm)</b>	<b>KD (Ncm)</b>	<b>Mobilite</b>	<b>MÇT (Ncm)</b>	<b>KKK (mm)</b>
5	12,1	10,1	-	9,6	1,26
15	13,5	12,6	+	4,4	1,24
17	11,4	9,2	-	7,1	1,33
19	12,8	10,9	-	8,1	1,52
21	13,8	15,2	-	3,6	1,44
23	12,5	12,1	-	10,5	1,96
26	15,5	11,1	-	9,2	2,28
28	19,3	14,7	-	15,2	1,94
30	17	15,5	-	13,8	1,41
46	19,5	11,1	-	15,5	1,97
47	15,4	13,3	-	11,8	1,92
<b>Ort.</b>	<b>14,8</b>	<b>12,34</b>		<b>9,89</b>	<b>1,66</b>
<b>Toplam</b>			<b>1 mobil</b>		

+: mobilite var, -: mobilite yok, MUT: Maksimum Uygulama Torku, KD: Kuvvet Direnci, MÇT: Maksimum Çıkarma Torku, KKK: Kortikal Kemik Kalınlığı

**Tablo 4.3:** MİR grubu ince alt grubuna ait veriler

<b>Örnek Numarası</b>	<b>MUT (Ncm)</b>	<b>KD (Ncm)</b>	<b>Mobilite</b>	<b>MÇT (Ncm)</b>	<b>KKK (mm)</b>
2	14,6	20,4	-	4	0,96
6	18,2	13,7	-	8,6	1,04
8	18,8	17,5	-	11,4	0,81
10	17,6	15	+	2	0,66
12	16,9	13,5	-	10,2	0,64
32	7,5	11,6	-	8,8	0,75
34	8,1	11	+	2,5	0,92
36	8,5	15	+	1,5	0,51
38	9,5	16,6	-	6,4	1,05
40	8,8	10,8	-	4,7	0,79
42	10,5	12,8	-	5,5	0,55
43	10,2	13	-	4,2	1,02
<b>Ort.</b>	<b>12,43</b>	<b>14,24</b>		<b>5,81</b>	<b>0,80</b>
<b>Toplam</b>			<b>3 mobil</b>		

+: mobilite var, -: mobilite yok, MUT: Maksimum Uygulama Torku, KD: Kuvvet Direnci, MÇT: Maksimum Çıkarma Torku, KKK: Kortikal Kemik Kalınlığı

**Tablo 4.4:** MİR grubu kalın alt grubuna ait veriler

<b>Örnek Numarası</b>	<b>MUT (Ncm)</b>	<b>KD (Ncm)</b>	<b>Mobilite</b>	<b>MÇT (Ncm)</b>	<b>KKK (mm)</b>
4	15,5	15,6	-	16,2	1,24
14	18,8	15,2	-	3	1,31
16	19,3	9,9	-	6,8	1,28
18	15,8	12,1	-	10,4	1,36
20	18,8	14,4	-	12,2	1,64
22	18,5	18,4	-	14,8	1,89
24	19,5	12,4	-	14,8	2,02
25	18,8	17,2	-	15,5	1,97
27	18,2	15	-	12,5	1,92
29	18,5	16,6	-	9,1	1,78
45	18,8	17	-	7,4	1,57
48	17,6	20	-	8,5	1,71
<b>Ort.</b>	<b>18,17</b>	<b>15,31</b>		<b>10,93</b>	<b>1,64</b>
<b>Toplam</b>			<b>0 mobil</b>		

- : mobilite yok, MUT: Maksimum Uygulama Torku, KD: Kuvvet Direnci, MÇT: Maksimum Çıkarma Torku, KKK: Kortikal Kemik Kalınlığı

İnce ve kalın olarak belirlenen alt gruplara ait kortikal kemik kalınlıklarının karşılaştırılması Tablo 4.5'te verilmiştir. MİR ve kontrol grubu KKK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0,998$ ). Alt gruplar kendi aralarında değerlendirildiğinde MİR ince grubunun KKK değeri MİR kalın grubunun KKK değerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur ( $p=0$ ). Kontrol ince grubunun KKK değeri, kontrol kalın grubunun KKK değerinden anlamlı derecede düşüktür ( $p=0$ ). MİR ince grubuyla, kontrol ince grubunun KKK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0,568$ ). MİR kalın grubuyla, kontrol kalın grubunun KKK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,878$ ).

**Tablo 4.5:** Gruplara göre kortikal kemik kalınlıklarının karşılaştırılması

	KKK (mm) (Ort $\pm$ ss)	ALT GRUPLAR	KKK (mm) (Ort)	ANLAM DÜZEYİ
<b>MİR GRUBU</b>	1,22 $\pm$ 0,49	<b>İnce</b>	0,80 $\pm$ 0,19	***
		<b>Kalın</b>	1,64 $\pm$ 0,28	
<b>KONTROL GRUBU</b>	1,23 $\pm$ 0,49	<b>İnce</b>	0,85 $\pm$ 0,19	***
		<b>Kalın</b>	1,66 $\pm$ 0,35	
<b>ANLAM DÜZEYİ</b>	<b>AD</b>		<b>AD</b>	<b>AD</b>

KKK: Kortikal Kemik Kalınlığı

AD= Anlamlı değil

\*\*\*  $p<0,001$

#### 4.1. Uygulama Torku ile İlgili Bulgular

MİR ve kontrol grubu MUT değerleri karşılaştırıldığında MİR grubunun anlamlı derecede yüksek MUT gösterdiği bulunmuştur ( $p=0,005$ ). Alt gruplar kendi aralarında değerlendirildiğinde MİR ince grubunun MUT değeri MİR kalın grubunun MUT değerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur ( $p=0,001$ ). Kontrol ince grubunun MUT değeri kontrol kalın grubunun MUT değerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur ( $p=0,001$ ). MİR ince grubunun MUT değeri, kontrol ince grubunun MUT değerinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p=0,019$ ). MİR kalın grubunun MUT değeri, kontrol kalın grubunun MUT değerinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p=0,01$ ). MUT değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.6'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.6:** Gruplara göre MUT değerlerinin karşılaştırılması

	MUT (Ncm) (Ort $\pm$ ss)	ALT GRUPLAR	MUT (Ncm) (Ort)	ANLAM DÜZEYİ
<b>MİR GRUBU</b>	15,30 $\pm$ 4,32	<b>İnce</b>	12,43 $\pm$ 4,41	<b>**</b>
		<b>Kalın</b>	18,17 $\pm$ 1,27	
<b>KONTROL GRUBU</b>	11,50 $\pm$ 4,32	<b>İnce</b>	8,71 $\pm$ 3,29	<b>**</b>
		<b>Kalın</b>	14,8 $\pm$ 2,80	
<b>ANLAM DÜZEYİ</b>	<b>**</b>		<b>*</b>	<b>*</b>

MUT: Maksimum Uygulama Torku

\*  $p<0,05$

\*\*  $p<0,01$



## 4.2. Çıkarma Torku ile İlgili Bulgular

Her iki grup arasındaki MÇT değerleri incelendiğinde MİR grubunun daha yüksek olduğu ancak aradaki farkın anlamlılık düzeyine ulaşmadığı görülmektedir ( $p=0,292$ ). Alt gruplar kendi aralarında değerlendirildiğinde MİR ince grubunun MÇT değeri MİR kalın grubunun MÇT değerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur ( $p=0,006$ ). Kontrol ince grubunun MÇT değeri, kontrol kalın grubunun MÇT değerinden anlamlı derecede düşüktür ( $p=0,005$ ). MİR ince grubuyla, kontrol ince grubunun MÇT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0,327$ ). MİR kalın grubuyla, kontrol kalın grubunun MÇT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,601$ ). MÇT değerlerinin karşılaştırması Tablo 4.7’de gösterilmektedir.

**Tablo 4.7:** Gruplara göre MÇT değerlerinin karşılaştırılması

	MÇT (Ncm) (Ort $\pm$ ss)	ALT GRUPLAR	MÇT (Ncm) (Ort)	ANLAM DÜZEYİ
<b>MİR GRUBU</b>	8,37 $\pm$ 4,47	<b>İnce</b>	5,81 $\pm$ 3,28	<b>**</b>
		<b>Kalın</b>	10,93 $\pm$ 4,93	
<b>KONTROL GRUBU</b>	7,0 $\pm$ 4,46	<b>İnce</b>	4,55 $\pm$ 3,26	<b>**</b>
		<b>Kalın</b>	9,89 $\pm$ 4,00	
<b>ANLAM DÜZEYİ</b>	<b>AD</b>		<b>AD</b>	<b>AD</b>

MÇT: Maksimum Çıkarma Torku

AD= Anlamlı değil ( $p>0,05$ )

**\*\*** $p<0,01$

### 4.3. Kuvvet Direnci ile İlgili Bulgular

Kuvvet direnci ile bulgular tablo 4.8'de verilmiştir. MİR grubu, kontrol grubundan yüksek derecede anlamlı bir artmış kuvvet direnci göstermektedir ( $p=0$ ). Alt gruplar incelendiğinde MİR ince alt grubunun kontrol ince alt grubundan yüksek derecede anlamlı fark gösterdiği görülmektedir ( $P=0$ ). MİR kalın alt grubun kuvvet direnci değerleri MİR ince alt grubunkinden daha fazladır, ancak anlamlılık düzeyinde değildir ( $P=0,285$ ). Kontrol kalın alt grubunun kuvvet direnci değerleri kontrol ince alt grubunun değerlerinden anlamlı derecede yüksektir ( $p=0,005$ ). MİR kalın alt grubu ile kontrol kalın alt grubu arasındaki fark ise anlamlıdır ( $p=0,016$ ).

**Tablo 4.8:** Gruplara göre KD değerlerinin karşılaştırılması

	<b>KUVVET DİRENCİ (Ncm) (Ort ± ss)</b>	<b>ALT GRUPLAR</b>	<b>KUVVET DİRENCİ (Ncm) (Ort)</b>	<b>ANLAM DÜZEYİ</b>
<b>MİR GRUBU</b>	14,77±2,83	<b>İnce</b>	14,24±2,84	<b>AD</b>
		<b>Kalın</b>	15,31±2,83	
<b>KONTROL GRUBU</b>	10,88±2,77	<b>İnce</b>	9,64±2,71	<b>**</b>
		<b>Kalın</b>	12,34±2,11	
<b>ANLAM DÜZEYİ</b>	<b>***</b>		<b>***</b> <b>*</b>	

AD= Anlamlı değil ( $p>0,05$ )

\* $p<0,05$

\*\* $p<0,01$

\*\*\* $p<0,001$

#### 4.4. Mobilite Testi

Mobilite testi verileri Tablo 4.9'da verilmiştir. MİR ve kontrol grubu mobiliteleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0,084$ ). Alt gruplar kendi aralarında değerlendirildiğinde MİR ince grubuyla MİR kalın grubu arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,109$ ). Kontrol ince grubuyla, kontrol kalın grubu arasında istatistiksel anlamlı fark vardır ( $p=0,027$ ). MİR ince grubuyla, kontrol ince grubunun mobiliteleri arasında istatistiksel anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p=0,144$ ). MİR kalın grubuyla, kontrol kalın grubunun mobiliteleri arasında istatistiksel anlamlı fark yoktur ( $p=0,478$ ).

**Tablo 4.9:** Gruplara göre mobilite verilerinin karşılaştırılması

	MOBİL SAYISI	ALT GRUPLAR	MOBİL SAYISI	ANLAM DÜZEYİ
MİR GRUBU	3	İnce	3	AD
		Kalın	0	
KONTROL GRUBU	8	İnce	7	*
		Kalın	1	
ANLAM DÜZEYİ	AD		AD	AD

AD= Anlamlı değil ( $p>0,05$ )

\* $p<0,05$

## 5. TARTIŞMA

### 5.1. Amacın, Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Minivida yerleştirildikten hemen sonra elde edilen mekanik stabilite, “primer stabilite” olarak adlandırılır ve minividanın ortodontik kuvvet yüklemesine vereceği cevapta önemli rol oynar (124). Primer stabiliteyi etkileyen önemli unsurlar kemik kalitesi, kantitesi, minividanın fiziksel özellikleri ve cerrahi teknik olarak sıralanabilir (164). Olgu için uygun özelliklere sahip minivida ve cerrahi teknik kullanılarak kemikten maksimum destek sağlanabilir, primer stabilite elde edilebilir.

Kemik kalitesi ve kantitesi primer stabilite sağlamada önemli unsurlardır. Erken dönem minivida kayıpları özellikle kemik yoğunluğu az olan genç hastalarda söz konusudur (3). Kemik kalitesi ve kantitesi uygun ise iyi bir primer stabilite sağlanabilir. Ancak, 12-117 hafta gibi uzun dönemlerde, o ana kadar sorunsuz gelen minividaların kaybı da söz konusudur (3). Bu durumun nedeni, ortodontik kuvvet altında yer değiştirme ve komşu diş köklerine yaklaşma veya temas etme durumu ile açıklanabilir. Bizim çalışmamızın amacı, minividaların esas destek aldıkları kortikal kemik yüzey alanını arttırmak ve dolayısıyla stabilite (ankraj) ve kuvvet direncini arttırarak ortodontik kuvvetler altındaki muhtemel vida devrilme veya sürüklenmelerini de en aza indirmektir.

Bugüne kadar, primer stabilite testlerinde, histolojik değerlendirmelere ilaveten perküsyon testi, radyolojik inceleme ve periotest cihazı (63, 71) kullanılarak ölçümler yapılmış ve değerlendirmelerde bulunulmuştur. Ancak, bunların yeterli güvenilirlikte olmadıkları öne sürülmektedir (50, 149, 152). Periotest cihazı esasında diş mobilitesini ölçmek için dizayn edilmiştir. Ayrıca, implant stabilitesi ölçümünde de kullanılmaktadır. Cihaz, kullanımda el hassasiyetini gerektirmektedir ve operatör ile ilgili değişken göstermektedir. Ayrıca veriler dar bir aralıkta elde edilmektedir (165).

Primer stabilite ölçümünde kullanılan uygulama torku ölçümü (49, 153) ve çıkarma torku ölçümü (56, 154) ve Osstell'in RFA'i (149, 155) daha güvenilir yöntemler (155) olarak ön plana çıkmaktadır. Ancak, Osstell'in hassasiyeti, "transduser" denilen ara parçanın oryantasyonundan (166) ve bu parça ile implant arası bağlantıdan (149) etkilenmektedir. Dental implant stabilitesi ölçümünde Osstell'in güvenilirliği bildirilmesine (149, 155, 167) rağmen üretici firma minividaların dental implantlara göre çok daha küçük olmalarından dolayı, Osstell'in minividalar için kullanımını tavsiye etmemektedir. Bununla birlikte, mevcut minivida formları ile transduser ve minivida arasındaki sıkı bağlantı ancak lehim, kaynak gibi araçlar ile gerçekleştirilebilir. Bu da, mevcut minividalar için Osstell kullanımını klinik olarak imkansız kılmaktadır (58).

Uygulama torku analizi, vidalama ile elde edilen mekanik tutunmanın ölçümünde sıkça kullanılan bir yöntemdir (10, 13, 38, 39, 49, 51, 66, 151, 159). Çıkarma tork analizi ise minivida ve mini-implantların osseointegrasyon ve stabilitelerinin ölçümünde kullanılmaktadır (56, 58, 63, 130, 142, 158, 160). Bu çalışmada her iki değer de ölçülmüştür. MİR aparatı sayesinde minividaların kuvvet direncinin artırılabilceği savı öne sürülmüştür. Artmış kuvvet direnci elde edilmeye çalışılırken, MİR aparatının çıkıntılarında dolayı uygulama torku aşırı artar ve stabilite olumsuz etkilenir mi? Kuvvet direnci testi sonrası çıkarma torkları nasıl etkilenecek? Bu soruların cevabını elde edebilmek için MUT ve MÇT değerleri ölçülmüştür. Aynı zamanda, kuvvet testi sonrası minividalar mobilite açısından da değerlendirilmiştir.

Bu *in vitro* çalışma kuvvet uygulaması sonucu, MİR ve minividanın kemik dokusu üzerinde oluşturması muhtemel biyolojik değişiklikleri açığa kavuşturmamaktadır. Ancak, kemik iyileşmesi ve osseointegrasyon için bekleme dönemi gerektiren dental implantların aksine, minividaların stabilitelerini kortikal kemik ile yaptıkları mekanik kilitlenmeden aldıklarına inanılmaktadır (23, 80). Bu nedenle, minividalar ile yapılan *in vitro* çalışmaların, canlı dokular üzerinde anında yükleme ile oluşacak kuvvet direncini hemen hemen aynı şekilde yansıtabileceği düşünülmektedir.

Bugüne kadar, vida çalışmalarında, sığır uyluk kemiği (168, 169), domuz kaburga kemiği (54), köpek uyluk kemiği (170), koyun kafatası kemiği (171) ve domuz kalça kemiği (38, 39, 49, 151) gibi hayvan kemikleri, insan kadavra kemikleri (51, 81, 94) ve yapay kemik (10, 51, 56, 160) kullanılmıştır. Biz çalışmamızda sığır kalça kemiği kullandık. Kemiğin kalınlığı ilyosakral ekleme bakan kısımda 0,5 ve 1,0 mm arasında başlayıp kalça eklemine doğru kalınlaşmaktadır. Bu çalışmada, en fazla 2,0– 2,5 mm kalınlığa kadar olan bölümü tercih edilmiştir. Bu değerler, insan üst çene ve alt çene KKK ile tutarlılık göstermektedir (9, 67, 99, 100).

Çalışmada kullandığımız KKK ortalama 1,22 mm'dir. Bu değer insan alt ve üst çene KKK ile uyumludur. Alt grupların ince ve kalın olarak ayrılmasında Baumgaertel ve Hans'ın (99) araştırması referans alınmıştır. Yazarlar, tüm diş aralarındaki kortikal kalınlıklarını 3 ayrı seviyede ölçmüşler ve ortalama kalınlıkları belirlemişlerdir. Kaydettikleri ortalama değerlerde 30 adet ölçümün 15 tanesi 1,15 mm ve altında, 15 tanesi ise 1,15 mm üzerindedir. Bu ölçümler referans alınarak, 1,15 mm üzeri ve altı olarak alt gruplar belirlenmiştir. Ölçümler sonrası deney ve kontrol grubunda alt grupların örnek sayısının dağılımının benzer olduğu görülmektedir (MİR kalın: 12 adet, MİR ince: 12 adet, kontrol kalın:11 adet, kontrol ince:13 adet).

Literatürdeki benzer çalışmalarda, kullanılan kemiklerin kortikal kalınlıklarının ölçümünde değişik yöntemler kullanılmıştır. Morarend ve ark. (94), ve Brettin ve ark. (81) kullandıkları kadavra kemiklerinin kortikal kalınlıklarının ölçümünde hassas uçlu kaliper kullanmayı tercih etmişlerdir. Salmoria ve ark. (159) yaptıkları hayvan çalışmasında kemik örneklerinin kortikal kalınlıklarının ölçümünde yine aynı yöntemi kullanmışlardır. Bahsedilen çalışmalarda, ölçümler aynı kişi tarafından 2 kez yapılmış ve iki değer ortalaması kullanılmıştır. Wang ve ark. (106) kemik yoğunluğu ve KKK'nın minivida stabilitesine etkisini test ettikleri çalışmalarında değişkenlerin ölçümünde  $\mu$ CT kullanmışlardır. Çalışmalarında yoğunluk ölçümü için  $\mu$ CT almak durumunda olduklarından kortikal kalınlığın bu veriler ile yapılması

mantıklıdır. Ancak, Wilmes ve ark.'nın (39) 2006 yılında yaptıkları *in vitro* çalışmalarında domuz kalça kemiğinin kortikal kalınlıkların ölçümünde yine  $\mu$ CT kullanımı göze çarpmaktadır. Bu tarihten sonra yapılan ve dijital kaliper kullanılan yayınlarda, kadavra kemiklerinin kalınlıkları ölçülmüş ve klinik açıdan referans alınabilecek bukal kortikal kalınlık değerleri verilmiştir (81, 94). Biz de çalışmamızda, kemik örneklerini ince ve kalın olarak iki alt gruba ayırmak amaçlı, güvenilirliği daha önce kabul edilmiş olan hassas uçlu kaliper ile ölçüm yöntemini kullandık.

Çalışmamızda, minividalar kortikal kemik ile 90° açı yapacak şekilde uygulanmıştır. Farklı açılar ile uygulanmış minividaların koparma direncinin ölçüldüğü bir çalışmada, 90° açı ile uygulanmış minividaların diğerlerine göre anlamlı derecede yüksek kopma direnci gösterdiği kaydedilmiştir (143).

Primer stabilite ve kuvvet direnci yanında, minivida stabilitesini ve başarısını etkileyebilecek yumuşak doku enflamasyonu, uygulanan ortodontik kuvvetin şiddeti ve şekli, hastanın yaşı ve oral hijyen durumu gibi daha başka unsurlar da bulunduğu unutulmamalıdır. Ayrıca, kullandığımız kemik modelleri canlı insan kemik dokusunu tam olarak yansıtmamaktadır. Mamafih, bu çalışmada canlı kemik dokusunun temsil edilmesi amaçlanmamıştır çünkü minividalarda, dental implantlar gibi kemik iyileşmesi ve osseointegrasyon için bekleme dönemine gerek yoktur. Minividalar stabilitelerini kortikal kemik ile yaptıkları mekanik kilitlemeden alırlar (23). Bu çalışmada, sığır kalça kemiğinin belli bir kısmından elde edilmiş ve belli bir kortikal kalınlığa sahip kemik örnekleri bize test şartlarını standardize etme imkanı sunmaktadır.

Çalışmamızda silindirik yapıda minividaları kullanmayı tercih ettik. Aslında, çalışmalarda konik minividaların, silindirik olanlara göre daha iyi primer stabilite gösterdikleri ortaya konmuştu (38, 61). Boyun kısmına doğru genişleyen yapıya sahip konik vidalar ile daha sıkı kemik – vida ilişkisi sağlanması ve daha yüksek MUT elde edilmesi bir avantaj olarak karşımıza çıkmaktadır. Ancak, kortikal kemiğin kalın ve yoğun olduğu durumlarda, karşılaşılabilecek aşırı tork değerleri minivida başarısını olumsuz etkilemektedir (7). Çalışmamızda MİR aparatı

çıkıntılarının kemikte oluşturabileceği ilave muhtemel stresi düşünerek kemikte aşırı zorlanmalara neden olabilen konik yapı kullanmayı tercih etmedik. İlaveten, Cha ve ark. (63) 2008 yılında yaptıkları hayvan çalışmasında konik ve silindirik minividaların sekonder stabiliteleri arasında bir fark olmadığını ortaya koymuşlardır. Minividaların primer ve sekonder stabilitelerini incelediği çalışma sonuçlarına göre, yükleme altında, 3 hafta sonra, konik minividalar daha fazla MÇT gösterirken (primer stabilite), 12. haftada (sekonder stabilite) konik ve silindirik olanlar arasında MÇT farkı gözlenmemiştir. Klinik olarak, bir diş veya diş grubu hareketi için ihtiyaç duyulan süre düşünülürse, ankraj amaçlı kullanılan bir minividanın sekonder stabilitesinin daha önemli olduğu ve silindirik yapının bir dezavantaj oluşturmadığı ortadadır.

## **5.2. Bulguların Tartışılması**

### **5.2.1. Uygulama Torku ile İlgili Bulguların Tartışılması**

Çalışmamızdaki uygulama torkları değerlendirildiğinde, MİR grubunun kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek MUT değerlerine sahip olduğu görülmektedir. KKK'na göre değerlendirme yapıldığında ise, hem MİR hem de kontrol grubundaki sonuçlar, kalın grup için, ince grup için olana göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Uygulama torku değeri, uygulama öncesi açılan rehber delik çapından, minividanın iç çapı ve yiv özelliklerinden, uygulama tekniğinden (bikortikal veya monokortikal), aralıklı veya aralıksız vidalamadan ve uygulanmanın nemli veya kuru şartlarda yapılmasından etkilenmektedir (168).

Konik vidalar, silindirik olanlardan daha fazla uygulama torkuna sahiplerdir. Konik yapı, maksimum değere ulaşmadan önceki son iki-dört turda ani tork artışına neden olur (56). Bu da vidanın kırılma riskini arttırmaktadır. Özellikle kökler arası mesafe az ise ve küçük çaplı minividalar kullanılacak ise konik minivida kullanımında dikkatli olunmalıdır. Bizim çalışmamızda MİR'den dolayı özellikle son turlarda tork artışı beklenmekteydi. Bu nedenle ilave tork artışına



neden olmaması için konik minivida kullanımını tercih edilmemiş ve MİR İter aparatı geliştirilmiştir. MİR İter sayesinde, MİR çıkıntılarının kemiğe batarken neden olabilecekleri ilave tork artışı elimine edilmeye çalışılmıştır. Bizim çalışmamızda MUT değeri, MİR grubunda kontrol grubuna göre anlamlı derecede fazla bulunmuştur. Ancak, her iki değer de başarılı minivida uygulamaları için daha önceki araştırmacıların tavsiye ettiği sınırlar dahilindedir (12, 13, 38, 66, 68).

Çalışmamızda kaydedilen MUT değerleri bazı çalışmalarda, benzer çapta silindirik minivida kullanarak ölçülen değerlerden daha fazladır (38, 39, 49, 151). Bunun nedeni, bu çalışmalarda araştırmacıların rehber delik açarak uygulama yapması olabilir. Çünkü, rehber delik açılması, hatta, açılan rehber deliğin çapının artması uygulama torku değerlerini azaltmaktadır (39, 49). Bununla beraber, sonuçlarımız, minivida kadavra kemiğine rehber delik açmadan uygulayan Brinley ve ark.'nın (51) sonuçları ile uyumludur. Ancak, yapay kemik kullanarak rehber delik açmadan yapılan çalışmalarda, Lim ve ark. (10), Kim ve ark. (56) ve Song ve ark. (160) bizim değerlerimizden daha yükseklerini kaydetmişlerdir. Bunun nedeni ise, çalışmalarında kullandıkları yapay kemik ve bizim çalışmamızda kullanılan hayvan kemiğinin özelliklerinin farklı olması şeklinde açıklanabilir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre KKK arttıkça MUT değerleri artmıştır. Dolayısıyla bu çalışmadakinden daha kalın kortikal kemik varlığında MUT'nun daha da fazla bulunabileceği sonucuna varılabilir. Salmoria ve ark.'nın (159) ortalama 2,65 mm KKK ile 24,54 Ncm MUT değeri açıklamaları bu durumu destekler niteliktedir. Ancak, yapay kemik kullanarak değişik KKK'nın minivida primer stabilitesi üzerine etkilerini araştıran Song ve ark. (160), bu değişkenin MUT değerlerini etkilemediğini iddia etmişlerdir. Fakat, çalışmalarında kullandıkları yapay kemik ile bizim çalışmamızda kullandığımız hayvan kemiğinin özelliklerinin başka olması farklı sonuçlara neden olmuş olabilir. Şöyle ki, çalışmalarında kortikal kemik yapısının olmadığı, sadece süngerimsi kemik yapısının olduğu örneklerdeki ortalama MUT değeri 16,73 Ncm gibi yüksek bir

değerdir. Bu durum, yapay kemikteki süngerimsi yapının özelliklerinin doğal kemikten farklı olduğu ve kortikal kemiğin etkilerinin ortaya çıkmasının engellendiği şeklinde açıklanabilir.

Uygulama torku bulgularımız Kim ve ark.'nın (142) 2009 yılında yaptıkları hayvan çalışmasındaki değerlerden daha düşüktür. Onların bulunduğu daha yüksek MUT değerlerinin nedeni çalışmalarındaki vida çapının bizimkilerden daha geniş olması olabilir. Çünkü, minivida çapının artması, MUT değerlerini anlamlı şekilde arttırmaktadır (10, 38, 39).

Motoyoshi ve ark. (66) yaptıkları klinik çalışmada, başarılı minivida uygulamaları için önerdikleri tork değerlerini 8-10 Ncm olarak açıklamışlardır. Buna paralel olarak, başka bir çalışmalarında ise Motoyoshi ve ark. (13) MUT değerinin 10 Ncm üzerine çıkmamasını tavsiye etmişlerdir. Bunların tersine, Chaddad ve ark. (12), klinik çalışmalarında, başarılı tüm minividaların 15 Ncm üzeri tork değeri ile uygulanmış olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızda hem kontrol hem de deney grubu için kaydedilen değerler, bahsi geçen değerlerden çok farklı değildir. Bizim çalışmamızda MUT değerinin ölçülmesinin asıl amacı, MİR aparatı nedeniyle oluşması muhtemel artışın sınırlarını görmektir. MİR grubunda kaydedilen 15,30 Ncm MUT değeri, MİR çıkıntılarının aşırı uygulama torku artışına neden olmadığını göstermektedir. Hatta Chaddad ve ark.'nın (12) önerdiği değerlere MİR aparatı kullanarak ulaşıldığı yorumu yapılabilir. Bu çalışmadaki savımız MİR aparatının minivida kuvvet direncini ve stabilitesini arttırdığıdır. MİR grubunda anlamlı derecede yüksek kuvvet direnci kaydedilmiştir. Bunun yanı sıra, kaydedilen MUT, MÇT ve mobilite değerleri primer stabilitenin olumlu olarak etkilendiğini ortaya koymaktadır.

Primer stabilite için yeterli düzeyde MUT gereklidir. MUT ile ilgili birçok çalışma yapılmış ve araştırmacılar tarafından 5 Ncm - 20 Ncm arası değişen değerler önerilmiştir (12, 13, 38, 66, 68). Bunun yanında, primer stabilite için belli bir değere çıkması istenen MUT 20 Ncm üzerine çıkar ise minividayı çevreleyen kemikte aşırı stres ve zorlanma oluşabilir. Bu yüzden başarı olumsuz etkilenebilir. Alt çenede başarının daha az olması ise bu durumla

açıklanabilir (13, 46). Ayrıca, yine aynı nedenle minivida kırıkları meydana gelebilir (39). Çalışmamızda hem MİR, hem de kontrol grubunun değerleri bahsedilen sınırlar içersindedir. MİR aparatının çıkıntıları primer stabiliteyi olumsuz etkileyebilecek aşırı tork artışına neden olmamıştır. Belirli oranda artmış uygulama torku ile daha iyi primer stabilite elde edilmektedir (12). Sonuç olarak, anlamlı derecede daha fazla MUT gösteren MİR uygulanmış minividaların primer stabilitesi artmıştır.

### **5.2.2. Çıkarma Torku ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi**

Çıkarma torku ölçümleri implant–kemik ara yüzeyindeki biyomekanik durumun test edilmesinde yararlanılan bir yöntemdir (162). Dental implantların osseointegre olabilme potansiyelleri etkisi altında stabilitelerinin ölçülmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (172). Son yıllarda, ortodontik minivida ve mini–implantların osseointegre olabilme potansiyelleri ve biyomekanik özelliklerinin anlaşılması amacıyla kullanılmaktadır (56, 58, 63, 130, 142, 158, 160).

Çalışmamızdaki çıkarma torkları değerlendirildiğinde, MİR grubu daha yüksek MÇT değerleri göstermesine rağmen kontrol grubu ile arasında istatistiksel anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır. KKK'na göre değerlendirme yapıldığında ise, hem MİR hem de kontrol grubundaki sonuçlar, kalın grup için, ince grup için olana göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Bu çalışmada amacımız, minividalara MİR aparatı uygulayarak minivida kuvvet direncini arttırmak idi. Bunun yanında, MİR uygulamasının uygulama ve çıkarma torkları üzerinde ne gibi etkisinin olacağını da görmek istedik. Kuvvet testi sonucu elde edilmesi muhtemel olumlu sonuçların, hem MUT hem de MÇT ölçümleri ile desteklenmesi gerektiği düşünülmüştür. Çünkü her iki ölçüm de kendi başlarına primer stabilite testlerinde kullanılan yöntemlerdir. Bu çalışmada, kuvvet direnci testi sonuçlarına göre artmış kuvvet direnci ve stabilite (ankraj) elde edilmesinin yanında uygulama ve çıkarma torkları istenen seviyelerde kaydedilmiştir.

Çıkarma torkunun test edildiği çalışmalardaki değerler ile bizim değerlerimiz karşılaştırıldığında, bizimkilere göre daha kalın minividaların kullanıldığı diğer çalışmalarda çoğunlukla daha yüksek sonuçlara rastlanılmaktadır (58, 130, 158, 160). Bu fark minivida çapının etkisi ile açıklanabilir, şöyle ki, çıkarma torku implant çapının karesi ile doğru orantılıdır (71).

Yapay kemiğin kullanıldığı çalışmalarda ise, kortikal kemik yapısı bulunan örnekler ile yapılan çalışmada Song ve ark.'nın (160) MÇT bulguları, Kim ve ark.'nın (56) kortikal yapı içermeyen örnekler ile kaydettiklerinden oldukça fazladır. Bu bulgular, MÇT değerlerinin kortikal kemik varlığından etkilendiğini ortaya koymaktadır. Bu sonuçlar, ince ve kalın alt gruplar arasındaki bizim kaydettiğimiz anlamlı MÇT farkını destekler niteliktedir.

Çalışmamızda MUT ve MÇT değerleri arasındaki fark ile her iki değeri ölçen çalışmalardaki veriler arasındaki fark uyumludur (56, 63, 142). Değişik yapay kortikal kemik kalınlıklarının kullanıldığı bir çalışmada ise bizim bulgularımızdan ve diğer çalışmalardaki bulgulardan daha yüksek MÇT kaydedilmiştir (160). Bu sonuç, kortikal yapay kemiğin özelliklerinden dolayı gerçekleşmiş olabilir.

Çalışmamızda, MİR grubundaki MÇT değerleri kontrol grubundakilerden daha yüksektir. Fakat, sonuçlar anlamlılık düzeyini aşmamaktadır. Bu çalışmada MÇT değeri ölçmekteki amacımız anlamlı düzeyde artmış çıkarma torku değerleri elde etme iddiamızdan dolayı değildir. MİR grubu ile artmış kuvvet direnci elde edilirken uygulama ve çıkarma torklarında istenmeyen azalma veya artış, araştırmacılar tarafından başlangıçta önlemi alındığından beklenmemekte idi. Örneğin, uygulama torkunun istenmeyen derecede muhtemel artışı MİR İter el aleti kullanılarak önlenmiştir. Sonuç olarak, çalışmamızda elde edilen MÇT bulguları kabul edilebilir düzeydedir.

### 5.2.3. Kuvvet Testi ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi

Sonuçlarımız MİR grubunun anlamlı derecede yüksek kuvvet direncine sahip olduğunu göstermektedir. Her ikisi de anlamlılık düzeyini aşmış olmakla beraber, ince alt gruplar arasındaki anlamlılık düzeyi kalın alt gruplar arasında olandan daha yüksektir.

KKK'na göre değerlendirme yapıldığında, kontrol grubunda kalın grubun ince gruptan daha fazla kuvvet direnci gösterdiği görülmektedir. Eğer iki grup arasında KKK farkı çok az değil ise, kalın grup için anlamlı kuvvet direnci artışı gözlenmesi mümkündür (81). Çalışmamızdaki kontrol grubunun kemik kalınlıkları farkı anlamlıdır ve kalın grup için daha yüksek KD ortaya çıkmıştır. Ancak, kontrol grubu ile benzer kortikal kemik kalınlıklarına sahip olmasına rağmen MİR grubu için durum daha farklıdır. MİR grubunun kalın ve ince alt grupları benzer kuvvet dirençleri göstermişlerdir. Buna neden olarak bizim iddiamız şudur ki, MİR aparatı çok etkili olduğundan ince ve kalın grup arasındaki KKK farkı kuvvet direncinde anlamlı fark çıkmasında yeterli olmamıştır.

Bulgularımız incelendiğinde, hem kontrol hem de deney grubunda kaydedilen kuvvet direnci değerleri daha önceki benzer çalışmalarda bulunan değerlerden daha düşüktür (81, 94). Bunun nedeni, daha önceki çalışmalarda kullanılan kemiklerin kortikal kalınlıklarının bizimkilerden oldukça yüksek olması olabilir. Buna ek olarak, kullanılan kemiklerin ve dolayısıyla özelliklerinin farklı olması etken olarak gösterilebilir.

Belli bir şiddet aralığındaki ortodontik kuvvetler implantlar etrafındaki kemik oluşumunu tetiklemekte (134, 135, 157) aşırı kuvvetler ise kemik rezorpsiyonunu arttırmaktadır (118, 136). Belli kuvvet aralığında implant etrafında meydana gelen kemik oluşumu implantın baskı tarafında olmakta, kuvvet yönünün tersinde, gerilim kısmında ise artmış rezorpsiyon oluşmaktadır

(14, 134). Kuvvetlerin oluşturduğu zorlanma minividanın boyun kısmında, başlayan ilk yivler etrafında oluşmaktadır ve kemik rezorpsiyonunun muhtemel nedenidir (173). Bizim çalışmamızın sonucunda MİR'li minividaların daha stabil oldukları ortadadır. MİR'li minividalar ile ilk yivler üzerinde oluşacak aşırı stresin azaltılabileceği ve minividanın baskı ve gerilim tarafında kemik üzerindeki zorlanmanın daha dengeli olacağı düşünülebilir.

#### **5.2.4. Mobilite ile İlgili Bulguların Değerlendirmesi**

Mobilite testi sonucunda MİR grubunda kontrol grubuna göre daha az sayıda mobilite gösteren minividaya rastlamıştır. Ancak, değerler anlamlılık düzeyinde değildir.

Kontrol grubu kendi içersinde incelendiğinde ince alt grupta istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az sayıda minivida vardır. Fakat, MİR grubunda kalın alt grubun mobilite değerleri ile MİR ince alt grubunun mobilite değerleri farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu sonuçlar, ince kortikal kemik varlığında MİR aparatı kullanımı sayesinde muhtemel minivida mobilitelerinin azaltılabileceğini ortaya koymaktadır.

#### **5.2.5. Genel Değerlendirme**

Bu çalışmada, minividaların kortikal kemikten aldıkları desteği arttırarak, minivida ankrajı ve stabilitesini güçlendireceği düşünülen yeni geliştirilen MİR aparatının etkileri araştırılmıştır. Sonuçlar, MİR aparatının minivida kuvvet direncini ve stabilitesini (ankraj) arttırdığını, bu sırada istenmeyen tork artışı ve azalmasına da neden olmadığını ortaya koymaktadır.

Bu çalışmada, MİR aparatı kullanılan minividalarda kuvvet dirençlerinde anlamlı artış kaydedilmiştir. Uygulama torqları artmıştır ve bu artış istenen seviyeleri aşmamaktadır. Çıkarma torqlarında da anlamlılık seviyesinde olmayan bir artış kaydedilmiştir. Bu sonuçlar, MİR aparatının minividaların kuvvet direncini ve stabilitesini arttırmada oldukça etkili olduğunu ortaya koymaktadır.

Çalışmamızın bir önemli bulgusu da ince kortikal kemik varlığında MİR aparatı etkilerinin daha belirli şekilde ortaya çıkmasıdır. Literatürdeki bilgiler ışığında KKK'nın minivida başarısında çok önemli olduğu bilinmektedir (12). Motoyoshi ve ark. (66) minivida başarısı için KKK'nın en az 1 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir. KKK'nın yetersiz olduğu durumlarda minivida stabilitesi birkaç şekilde artırılabilir. Bunlardan bir tanesi daha kalın minivida uygulamasıdır (10, 37, 94). Ancak, minividalar çoğunlukla kökler arasına yerleştirilirler ve çapları 1,5 mm'den daha kalın olanların güvenle yerleştirilebilecekleri bölge sayısı çok sınırlıdır (9). Bir başka seçenek minividaların bikortikal yerleştirilmesi olabilir. Ancak, bikortikal yerleştirme için alveol genişliğinin bir şekilde ölçülmesi ve vida boyunun belirlenmesi gerekmektedir. Bunun yanında uygulama açısının belirlenerek, bu açının hastaya aktarılması klinik olarak kullanılabilirliğini zorlaştırmaktadır. MİR aparatı klinik ortamda uygulama kolaylığına sahiptir. Bu sayede, minividaların stabilitesinin güvenli bir şekilde artırılabilmesi mümkün olabilecektir.

Bu çalışmada, MİR kullanarak kortikal kemikten daha fazla destek almak ve minivida ankrajını (stabiliteyi) arttırmak hedeflenmiştir. Çalışmanın olumlu sonuçlarının kliniğe yansımalarının aşağıdaki gibi olabileceği düşünülmektedir: Fizyolojik sınırlar üzerindeki zorlanmalarda oluşabilecek mikrohasar kemikte rezorpsiyonu arttırabilmektedir (162). Daha geniş bir kortikal alandan destek alınması sonucunda MİR uygulanmış minividaların boyun kısmını saran kortikal kemikteki stresin daha az olması beklenebilir. Bu sayede, normal vidalar ile fizyolojik sınırları aşması muhtemel zorlanma, MİR kullanılarak önlenebilecektir. Artmış ankraj (stabilite) ile birlikte azalmış stres, klinik başarıyı arttıracaktır.

Bunun tersine, kemiğe batan 4 adet çıkıntıdan dolayı kemikteki stres daha fazla artabilir ve zaman içerisinde daha şiddetli rezorpsiyon oluşumu söz konusu olabilir. Bu durum minivida başarısını arttırmaktan ziyade azaltabilir. Üzerinde çıkıntılar bulunan plaklar ile yapılan SEA çalışması sonucunda, plağı sabitleyen vida üzerinde ve vida ile temas halinde olan kemik yüzeyinde oluşan stres kontrol grubuna göre daha az bulunmuştur (174). Normal plaklar kullanıldığında

stresin tamamı plağı sabitleyen vida ve temastaki kemik üzerinde toplanmaktadır. ıkıntılı plaklar sayesinde bu durum önlenmiş, stresin büyük kısmı çıkıntılar üzerinde ve çıkıntılar ile temasta olan kemik üzerinde gözlemlenmiştir. Vida etrafında zorlanmanın azalmış olmasına rağmen, çıkıntılar etrafında oluşan daha fazla stresin rezorpsiyonu arttırması söz konusu olabilir. SEA çalışmasında kuvvet plak üzerinden ve plak üzerinde moment oluşturacak şekilde uygulanmıştır. Ancak, bizim çalışmamızda kuvvet vida üzerinden uygulanmaktadır. Bu nedenle MİR çıkıntıları ve vida üzerindeki dağılımın daha da homojen olması beklenebilir.

Klinik olarak, birçok değişik marka minivida rehber delik açılmasına gerek kalmadan, mukoza üzerinden basitçe uygulanmaktadır. Bu şekilde uygulanan minividaların klinik kullanılabilirliği oldukça yeterlidir (36,143). Bunun yanında iki basamaklı cerrahi gerektiren minivida uygulamalarına da rastlanılmaktadır (3). İki basamaklı uygulama ile başarı oranı daha fazla gibi görünse de, klinik kullanılabilirliği açısından rehber delik açılmadan basitçe uygulanan minividalar daha avantajlı görünmektedir. Bizim uyguladığımız yöntem ile basit minivida uygulamasına ilaveten “punch” ile dişeti kaldırılması gerekmektedir. Anestezi olarak bir fark gerekmemektedir. Flap açılması, sutur uygulaması veya beklenmesi gereken bir iyileşme dönemine gerek yoktur. Ayrıca basit bir el “punch” aleti kullanılması mümkündür; klinik piyasemen veya angıldruva kullanımına gerek yoktur. Aynı şekilde, minividanın uzaklaştırılması, basit minivida uygulaması yönteminden farklı değildir.

Minividanın başarısı, minividanın stabilitesine bağlıdır. Literatürde, başarılı birçok klinik minivida uygulaması yerini almış bulunmaktadır (4, 13, 42, 44, 45, 68, 85, 115, 138, 140). alışmalar başarılı minividaların ortodontik kuvvetler altında stabil kalabildiklerini, ancak tamamen hareketsiz olmadıklarını ortaya koymaktadır (80, 87). Bu durum, kemikte mekanik strese cevap olarak oluşan yeniden şekillenme ile açıklanabilir. Bizim çalışmamız sonucunda, MİR uygulanmış grup ile anlamlı derecede yüksek kuvvet direnci ve stabilite (ankraj) elde edilmiştir. Ancak, *in vivo* olarak ne gibi yeniden şekillenme hadiselerinin



olacağını anlamak için klinik ve histolojik çalışmalar yapılmalı, bu çalışmada elde ettiğimiz anlamlı sonuçlar desteklenmelidir.

## 6. SONUÇLAR

1- MİR aparatı minividaların kuvvet direncini ve ankraj değerini anlamlı derecede arttırmıştır.

2- MİR uygulanmış minividaların kuvvet direnci ve ankraj değerlerindeki anlamlı artış daha ince kortikal kemik varlığında daha belirgindir.

3- KKK ile minividaların kuvvet direnci, uygulama torku ve çıkarma torku doğru orantılıdır.

4- MİR aparatı minividaların uygulama torklarında ve primer stabilitelerinde anlamlı derecede artışa neden olmuştur.

5- MİR aparatı uygulaması sonucunda daha az sayıda minivida mobilitesine rastlanmıştır, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

6- MİR aparatı minividaların çıkarma torklarında anlamlı bir değişime neden olmamıştır.

## 7. KAYNAKLAR

1. Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod.* 2004;74:703–710.
2. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of the titanium mini screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:373-378.
3. Lee SJ, Ahn SJ, Lee JW, Kim SH, Kim TW Survival analysis of orthodontic mini-implants *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2010;137:194-199.
4. Chen CH, Chang CS, Hsieh CH, Tseng YC, Shen YS, Huang IY. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64:1209–1213.
5. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130:18–25.
6. Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006;35:704–707.
7. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:100–106.
8. Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. *Angle Orthod.* 2008;78:692–698.
9. 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;129:721.e7-12.
10. Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod.* 2004;74:558–567.
11. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131:9–15.
12. Chaddad K, Ferreira AF, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod.* 2008;78:107–113.

13. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:109–114.
14. Duyck J, Ronold HJ, Oosterwyck HV, Naert I, Sloten JV, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:207–218.
15. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg* 1945;31:106-117.
16. Bike WS. Clinical implant dentistry to be added to DDS program. *UIC College of Dentistry.* 2005;22–24.
17. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977;16:1-132.
18. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site, *Angle Orthod* 1990;60:135-152.
19. Wehrbein, H. and Merz, B.R.: Aspects of the use of endosseous palatal implants in orthodontic therapy, *J. Esth. Dent.* 1998;10:315-324
20. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107:251–258.
21. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* 1983;17:266-269.
22. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997 ;31:763-767.
23. Costa A, Raffaini M, Melsen B Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report *Int. J. Adult Orthod. Orthog. Surg.* 1998;13:201-209.
24. 1516Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod.* 2004;74:558–567.
25. 19Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:166–174.
26. Jenner JD, Fitzpatrick BN. Skeletal anchorage utilizing bone plates. *Aust Orthod J* 1985;9:231-233.

27. Cornelis M, Scheffler N, Mahy P, Siciliano S, Clerk H, Tulloch C. Modified miniplates for skeletal anchorage in orthodontics: placement and removal surgeries J Oral Maxillofacial Surg 2008;66:1439-1445.
28. Chung K, Kim Y, Linto JL, Lee Y. The miniplate with tube for skeletal anchorage. J Clin Orthod 2002;36:407-412.
29. De Clerk H, Geerinckx V, Sciliano S. The zygoma anchorage system. J Clin Orthod 2002;36:455-459.
30. Erverdi N, Usumez S, Solak A. New generation open-bite treatment with zygomatic anchorage. Angle Orthod 2006;76:519-526.
31. Sherwood KH, Burch J, Thompson W. Intrusion of supererupted molars with titanium miniplate anchorage. Angle Orthod 2003;73:597-660.
32. Odman J, Lekholm U, Jemt T, Branemark PI, Thilander B. Osseointegrated titanium implants: a new approach in orthodontic treatment. Eur J Orthod 1988;10:98-105.
33. Kokich VG. Managing complex orthodontic problems: the use of implants for anchorage. Semin Orthod 1996;2:153-160.
34. Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: A systematic review. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;135:284-291.
35. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. Clin Oral Implants Res. 2003;14:515-527.
36. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature Am J Orthod Dentofac Orthop 2009;135:564.e1-564.e19.
37. Lim JK, 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. Korea J Orthod 2003;33:11-20.
38. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. J Orofac Orthop. 2008;69:42-50.
39. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. J Orofac Orthop. 2006;67:162-174.
40. Carano A, Melsen B. Implants in orthodontics. Interview. Prog Orthod. 2005;6:62-69.

41. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod*. 2005;6:82–97.
42. 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;5:212–235.
43. Melsen B. Mini-implants: where are we? *J Clin Orthod*. 2005;39:539–547.
44. Maino BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew implants: the spider screw anchorage system. *Semin Orthod*. 2005;11:40–46.
45. Park YC, Lee SY, Kim DH, Jee SH. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;123:690–694.
46. Berens A, Wiechmann D, Dempf R. Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop*. 2006;67:450–458.
47. Moon CH, Lee DG, Lee HS, Im JS, Baek SH. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod*. 2008;78:101–106.
48. Lin JC, Liou EJ, Yeh CL, Evans CA. A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. *World J Orthod*. 2007;8:136–144.
49. Wilmes B, Drescher D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*. 2009;79:609–614.
50. Mortensen MG, Buschang PH, Oliver DR, Kyung HM, Behrents RG. Stability of immediately loaded 3- and 6-mm miniscrew implants in beagle dogs—a pilot study *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2009;136:251-259.
51. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and Longitudinal Fluting Effects on the Primary Stability of Miniscrew Implants *Angle Orthod* 2009;79:1156–1161.
52. Yerby S, Scott CC, Evans NJ, Messing KL, Carter DR. Effect of cutting flute design on cortical bone screw insertion torque and pullout strength. *J Orthop Trauma*. 2001;15: 216–221.
53. Ansell RM, Scales JT. A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. *J Biomech*. 1968;1:279–285.
54. Da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, et al. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability

and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:578–585.

55. DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W. Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma*. 1990;4:169–174.

56. Kim YK, Kim YJ, Yun PY, Kim JW. Effects of the taper shape, dual-thread and length on the mechanical properties of mini-implants. *Angle Orthod* 2009. 79:908–914.

57. Oh NH, Kim SH, Kook YA, Mo SS. Study on removal torque of SLA (sandblasted, large grit and acid etched) treated microimplant. *Korean J Orthod*. 2006;36:324–330.

58. Mo SS, Kim SH, Kook YA, Jeong DM, Chung KR, Nelson G Resistance to Immediate Orthodontic Loading of Surface-Treated Mini-Implants. *Angle Orthod* 2010;80:123–129.

59. Oyonarte R, Pilliar R, Deporter D, Woodside DG. Peri-implant bone response to orthodontic loading: part 2. Implant surface geometry and its effect on regional bone remodeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:182-189.

60. Drago CJ, Del Castillo RA. A retrospective analysis of osseointegrated implants in clinical practice: 1-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006;26:337–345.

61. Cha J, Kil J, Yoon T, Hwang C Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2010;137:73-79.

62. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. “Safe zones”: a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod*. 2006;76:191–197.

63. Cha JY, Yoon TM, Hwang CJ. Insertion and removal torques according to orthodontic mini-screw design *Korean J Orthod* 2008;38(1):5-12.

64. Brown GA, McCarthy T, Bourgeault A, Callahan DJ. Mechanical performance of standard and cannulated 4.0-mm cancellous bone screws. *J Orthop Res* 2000; 18(2):307-312.

65. Christiansen FB, Dalstra M, Sejling F, Overgaard S, Bunger C. Titanium alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel. *Eur Spine J* 2000; 9:97-103.

66. 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*. 2007;22:779–784.
67. Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008;37:334–340.
68. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007;36:695–699.
69. Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-orthodontic micro-implant. *J Clin Orthod*. 2004;38:478–486.
70. Heibel H, Alt KW, Wachter R. Cortical thickness of the mandible with special reference to miniplate osteosynthesis. Morphometric analysis of autopsy material. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2001;5:180–185.
71. Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;128:190–194.
72. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J Craniomaxillofac Surg* 2001;29:69-74.
73. Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L. Clinical outcome of Branemark system implants of various diameters: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:671-677.
74. 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 Dentofac Orthop* 2009;135:642-648.
75. Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont* 2006;19:77-83.
76. Jong WK, Sug JA, Young C. Histomorphometric and mechanical analysis of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128:190-194.
77. Heidemann W, Gerlach KL, Grobel KH, Kollner HG. Drill free screws: a new form of osteosynthesis screw. *J Craniomaxillofac Surg* 1998;26:163-168.



78. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic mini implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003;37:321-328.
79. 20Park HS. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korean J Orthod*. 2003;33:151-156.
80. 10 Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;126:42-47.
81. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:625-635.
82. Wawrzinek C, Sommer T, Fischer-Brandies H. Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. *J Orofac Orthop*. 2008;69:121-134.
83. Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-tapping and self-drilling microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133:44-50.
84. Kim JW, Chang YL. Effects of drilling process in stability of microimplants used for the orthodontic anchorage. *Korea J Orthod* 2002;32:107-15.
85. Xun C, Zeng X, Wang X. Microscrew anchorage in skeletal anterior open-bite treatment. *Angle Orthod*. 2007;77:47-56.
86. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium miniscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop*. 2004;65:410-418.
87. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 2000;3:23-28.
88. Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983;50:101-107.
89. 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;8:192-201.
90. Schon R, Gellrich NC, Gutwald R, Schramm A, Schmelzeisen R. Indication of self-drilling screws in craniomaxillofacial surgery. *Int poster J Dent Oral Med* 2000;2:poster 43.
91. Park HS. The use of microimplant as orthodontic anchorage. Seoul, Korea: Nare; 2001.

92. Kim SH, Yoon HG, Choi YS, Hwang EH, Kook YA, Nelson G. Evaluation of interdental space of maxillary posterior area for orthodontic mini-implant using cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:635-641.
93. Park HS, HwangBo ES, Kwon TG. Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:200-206.
94. Morarend C, Qian F, Marshall SD, Southard KA, Grosland NM, Morgan TA, McManus M, Southard TE. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2009;136:224-229.
95. 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;12:358–363.
96. Kim HJ, Yun HS, Park HD, Kim DH, Park YC. Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130:177–182.
97. Liou EJ, Chen PH, Wang YC, Lin JC. A computed tomographic image study on the thickness of the infrazygomatic crest of the maxilla and its clinical implications for miniscrew insertion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:352-356.
98. Costa A, Pasta G, Bergamaschi G. Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. *Semin Orthod* 2005;11:10-15.
99. Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:230-235.
100. Baumgaertel S. Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:104-108.
101. Monnerat C, Restle L, Mucha JN. Tomographic mapping of mandibular interradicular spaces for placement of orthodontic mini-implants *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2009;135:428.e1-428.e9.
102. Cha BK, Lee YH, Lee NK. Soft tissue thickness for placement of an orthodontic miniscrew using an ultrasonic device. *Angle Orthod* 2008;78:403–408.
103. Struckhoff JA, Huja SS, Beck FM, Litsky AS. Pull-out strength of monocortical screws at 6 weeks postinsertion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129:82–83.

104. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127:307–313.
105. Moon SH, Park SH, Lim WH, Chun YS Palatal Bone Density in Adult Subjects: Implications for Mini-Implant Placement. *Angle Orthod* 2010;80:137-144.
106. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: A microcomputed tomographic analysis *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2010;137:100-107.
107. Bagi CM, Hanson N, Andresen C, Pero R, Lariviere R, Turner CH, et al. The use of micro-CT to evaluate cortical bone geometry and strength in nude rats: correlation with mechanical testing, pQCT and DXA. *Bone* 2006;38:136-144.
108. Dinea H, Sadikolu Y, Savci G, Demirci A, Tuncel E. Bone mineral density measurement by quantitative computed tomography in a normal Turkish population. *Eur J Radiol* 1995;21:79-83.
109. Battula S, Schoenfeld A, Vrabec G, Njus GO. Experimental evaluation of the holding power/stiffness of the self-tapping bone screws in normal and osteoporotic bone material. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2006;21:533-537.
110. Okuyama K, Abe E, Suzuki T, Tamura Y, Chiba M, Sato K. Can insertional torque predict screw loosening and related failures? An in vivo study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion. *Spine* 2000;25:858-864.
111. Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwon TG. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133:30–37.
112. Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:263–267.
113. Lin JC, Liou EJ. A new bone screw for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 2003;37:676–681.
114. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, 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–S73.

115. 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;82:377–381.
116. Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Yao CC. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:99–106.
117. Hedayati Z, Hashemi SM, Zamiri B, Fattahi HR. Anchorage value of surgical titanium screws in orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007;36:588–592.
118. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Semin Orthod.* 2005;11:24–31.
119. Mah J, Bergstrand F. Temporary anchorage devices: a status report. *J Clin Orthod.* 2005;39:132–136.
120. Kang YG, Kim JY, Lee YJ, Chung KR, Park YG. Stability of mini-screws invading the dental roots and their impact on the paradental tissues in beagles. *Angle Orthod.* 2009;79(2):248-255.
121. Lee YK, Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang Y. Root and Bone Response to the Proximity of a Mini-Implant under Orthodontic Loading *Angle Orthod.* 2010;80:452–458.
122. Kadioglu O, Buyukyilmaz T, Zachrisson BU, Maino BG. Contact damage to root surfaces of premolars touching miniscrews during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134:353–360.
123. Fabbroni G, Aabed S, Mizen K, Starr DG. Transalveolar screws and the incidence of dental damage: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004;33:442–446.
124. Kim GT, Kim SH, Choi YS, Park YJ, Chung KR, Suk KE, Choo H, Huang JC. Cone-beam computed tomography evaluation of orthodontic miniplate anchoring screws in the posterior maxilla. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(5):628.e1-10.
125. Cope JB. Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. *Semin Orthod.* 2005;11:3–9.
126. Kawakami M, Miyawaki S, Nogushi H, Kirita T. Screw-type implants used as anchorage for lingual orthodontic mechanics: a case of bimaxillary protrusion with second premolar extraction. *Angle Orthod* 2004;74:715-719.
127. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Bone physiology and metabolism. *J Calif Dent Assoc* 1987;15:54-61.

128. Maino BG, Maino G, Mura P. Spider screw: skeletal anchorage system. *Prog Orthod.* 2005;6:70–81.
129. Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res* 2005;16: 473-479.
130. Wu J, Bai Y, Wang B. Biomechanical and Histomorphometric Characterizations of Osseointegration during Mini-Screw Healing in Rabbit Tibiae *Angle Orthod.* 2009;79:558–563.
131. Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D, Ong AH, Donath K, et al. Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants (an experimental study in monkeys). *J Periodontol.* 2001;13:501–511.
132. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Troger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:601–609.
133. Serra G, Morais LS, Elias CN, Meyers MA, Andrade L, Müller CA, Müller M. Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants: histomorphometric and fluorescence analysis *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:80-90.
134. 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 Impl Res* 1997;8:131-141.
135. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Impl Res* 2001; 12:144-152.
136. Dalstra M, Cattaneo PM, Melsen B. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics.* 2004;1:53–62.
137. Wang YC, Liou EJ. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133:38–43.
138. Kinzinger G, Gulden 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;69:110–120.
139. Owens SE, Buschang PH, Cope JB, Franco PF, Rossouw PE. Experimental evaluation of tooth movement in the beagle dog with the mini-implant for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:639-46.

140. Carrillo R, Rossouw PE, Franco PF, Opperman LA, Buschang PH. Intrusion of multiradicular teeth and related root resorption with mini-screw implant anchorage: a radiographic evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:647-655.
141. Doi PAK. A comparison of stability of immediately loaded miniimplants with two different force levels in the beagle dog [thesis]. St Louis: Saint Louis University; 2006.
142. Kim SH, Lee JS, Cho S, Kim SK, Kim TK. Rotational Resistance of Surface-Treated Mini-Implants *Angle Orthod*. 2009;79:899–907.
143. Pickard MB, Dechow P, Rossouw EP, Buschang PH. Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2010;137:91-99.
144. Tezel A, Orbak R, Canakci V. The effect of right or left-handedness on oral hygiene. *Int J Neurosci*. 2001;109:1–9.
145. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res*. 1998;43:192–203.
146. Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update*. 1993;4:77–81.
147. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Analysis of stress and strain around orthodontically loaded implants: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:213–225.
148. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: a 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999;28:297–303.
149. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:261–267.
150. Okazaki J, Komasa Y, Sakai D, et al. A torque removal study on the primary stability of orthodontic titanium screw mini-implants in the cortical bone of dog femurs. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008;37:647–650.
151. Wilmes B, Su Y-Y, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*. 2008;78:1065–1070.
152. Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387–416.

153. Yu W, Kyung HM. Torque and mechanical failure of orthodontic micro-implant influenced by implant design parameters. *Korean J Orthod*. 2007;37:171–181.
154. Ozawa T, Takahashi K, Yamagata M, et al. Insertional torque of the lumbar pedicle screw during surgery. *J Orthop Sci*. 2005;10:133–136.
155. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implant Res* 1997;8:226-233.
156. Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage *Angle Orthod* 1989;59:247-256.
157. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 1984;86:95-111.
158. Kim SH, Cho JH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134:36–43.
159. Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, Souza LT, Maruo H. Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:790.e15-790.e22.
160. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical Characteristics of Various Orthodontic Mini-screws in Relation to Artificial Cortical Bone Thickness. *Angle Orthod* 2007; 77:979-985.
161. Friberg B, Sennerby L, Roos J, et al. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:164–171.
162. Branemark R, Ohnell LO, Nilsson P, Thomsen P. Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat. *Biomaterials*. 1997; 18:969–978.
163. Evans FG. Preservation effects. In: Evans FG editors. *Mechanical properties of bone*. Springfield, Ill: Charles C. Thomas; 1973;p. 56–60.
164. O’Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6:48-57.

165. Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. *Int J Prosthodont* 1998;11: 269-275.
166. Veltri M, Balleri P, Ferrari M. Influence of transducer orientation on Osstell stability measurements of osseointegrated implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9:60-64.
167. 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;2:85-92.
168. Boyle JM, Frost DE, Foley WL, Grady JJ. Torque and pullout analysis of six currently available self-tapping and "emergency" screws. *J Oral Maxillofac Surg*. 1993;51:45–50.
169. Cheung LK, Zhang Q, Wong MCM, Wong LLS. Stability considerations for internal maxillary distractors. *J Cranio Maxillofac Surg*. 2003;31:142–148.
170. Foley WL, Frost DE, Paulin WB, Tucker MR. Uniaxial pull-out evaluation of internal screw fixation. *J Oral Maxillofac Surg*. 1989;47:277–280.
171. Gosain AK, Song L, Carrao MA, Pintar FA. Biomechanical evaluation of titanium, biodegradable plate and screw, and cyanoacrylate glue fixation systems in craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg*. 1998;101:582–591.
172. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:21-24.
173. Vasquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enríquez C, Fresneda E. Initial stress differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage: a 3-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod* 2001;71:247-256.
174. Nalbantgil D, Tozlu M, Oztoprak MO, Ozdemir F, Arun T. FEM Analysis of a New Miniplate: Stress Distribution on the Plate, Screws and the Bone. *Eur J Dent* (basımda).



## 8. ÖZGEÇMİŞ

23 Ağustos 1974'de Gümüşhane'de doğdu. İlköğrenimini İstanbul'da Levent İlkokulu'nda tamamladı. Orta ve lise eğitimini aldığı İstanbul Özel Kültür Koleji'nden 1992 yılında mezun oldu. Yüksek öğrenimini 1999 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde tamamladı. 2006 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda doktora öğrenimine başladı. Evli ve 3 çocuk babasıdır.