

T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**DÖRT FARKLI ORTODONTİK MİNİ VİDANIN
YERLEŞTİRME TORKU VE STABİLİTE
DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Mohammed ALRAAWİ

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI DOKTORA PROGRAMI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMANI
Prof. Dr. M. Serdar TOROĞLU**

ADANA 2017

T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**DÖRT FARKLI ORTODONTİK MİNİ VİDANIN
YERLEŞTİRME TORKU VE STABİLİTE
DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Mohammed ALRAAWİ

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI DOKTORA PROGRAMI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMANI
Prof. Dr. M. Serdar TOROĞLU**

Bu tez, Çukurova Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından
TDH-2015-3362 Nolu proje ile desteklenmiştir.

**Tez No:.....
ADANA 2017**

KABUL ve ONAY

Çukurova üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ortodonti Doktora Programı Çerçevesinde yürütölmüş olan

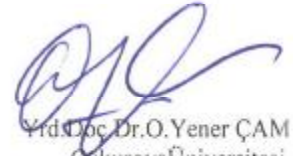
“Dört Farklı Ortodontik Mini Vidanın Yerleştirme Torku ve Stabilit  Değerlerinin Karşılaştırılması”
adlı çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 02/06/2017

TEZ SINAV JÜRİSİ


Prof. Dr. M. Serdar TOROĞLU
Çukurova Üniversitesi
Başkan


Doç. Dr. Ufuk TATLI
Çukurova Üniversitesi
Üye


Yrd. Doç. Dr. O. Yener ÇAM
Çukurova Üniversitesi
Üye


Prof. Dr. Selin KALE VARLIK
Gazi Üniversitesi
Üye


Prof. Dr. Cumhuri TUNCER
Gazi Üniversitesi
Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun / / tarih ve

sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Behice DURGUN
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

T.C. ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI
ETİK BEYANI

Çukurova Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesini okuduğumu ve anladığımı ve Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde ve ortaya çıkan sonuçlarda herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Tez olarak sunduğum bu çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda bu konuda hakkımda yapılacak tüm yasal işlemleri ve aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim. 02.06.2017


İMZA

Adı Soyadı
Mohammed AL RAAWI

Kayıtlı olunan Program : Ortodonti Anabilim Dalı
Tezin Konusu : Dört Farklı Ortodontik Mini Vidanın Yerleştirme Torku ve Stabilite Değerlerinin Karşılaştırılması

Tezin Türü : Yüksek Lisans : ☐ Doktora: ☒

Danışmanın Adı-Soyadı :
Danışmanın İletişim Bilgileri
Telefon : 05322548226
E-Posta : storoglu@cu.edu.tr

Öğrencinin İletişim Bilgileri
Telefon : 5076152026
E-Posta : malraawi@yahoo.com
Adresi : Gültepe Mah.Reyyan
Cad.No.53.kat.3.D.7

**Bu belgenin Lisansüstü eğitim tezleri savunmaya alınmadan önce öğrenci tarafından doldurulup imzalanarak Enstitü Müdürlüğüne teslim edilmesi gerekmektedir.*

TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimim ve tez çalışmalarım süresince sabrını, bilgisini ve emeğini hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocam, tez danışmanım Sayın Prof. Dr. M. Serdar Toroğlu'na, tezimin konusunun hazırlanmasında yardımcı olan değerli hocam sayın Doç Dr. Ufuk TATLI'ya, doktora eğitimime katkılarından dolayı değerli hocalarım Sayın Doç Dr. Aslıhan Uzel'e, Sayın Yrd. Doç Dr. O. Yener Çam'a ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Funda Gülay Kadioğlu'na, tezimin hazırlanması sırasında desteklerini esirgemeyen bölüm arkadaşlarıma

Hayatımın her döneminde bana destek olan ve bugünlere gelmemi sağlayan aileme, beni her zaman destekleyen ve hep yanımda olan değerli eşim İman ALRAAWİ'ye ve sevgili çocuklarım Ameen ve Mustafa'ya

Teşekkür ederim.

Mohammed ALRAAWİ

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
TABLOLAR DİZİNİ	viii
SİMGELER ve KISALTMALAR	ix
ÖZET	x
ABSTRACT	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İskeletsel Ankraj Nedir?	3
2.1.1. İskeletsel Ankraj Tarihçesi	3
2.1.2. Mini vida ile İskeletsel Ankraj	3
2.2. Mini vida Başarısı ve Etkileyen Faktörler	4
2.2.1. Mini vida ile İlgili Faktörler	4
2.2.1.1. Mini vida Uzunluğu	4
2.2.1.2. Mini vida Çapı	5
2.2.1.3. Mini vidanın Şekli	6
2.2.1.4. Mini vida Yüzey Özellikleri	6
2.2.1.5. Mini vida Yiv Yapısı	7
2.2.1.6. Mini vidanın Üretildiği Materyal	8
2.2.1.7. Ankraj Arttırıcı Tasarımlar	8
2.2.2. Hasta ile ilgili faktörler	8
2.2.2.1. Yaş	8
2.2.2.2. Cinsiyet	9
2.2.2.3. Sistemik Hastalıklar	9
2.2.3. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler	9
2.2.3.1. Self-Drilling ve Self-Tapping Uygulama	9
2.2.3.2. Flep Açılarak veya Flep Açılmadan Uygulama	10
2.2.3.3. Monokortikal – Bikortikal Uygulama	10

2.2.3.4. Uygulayan Hekimin Tecrübesi	11
2.2.3.5. Yerleştirme Torku.....	11
2.2.3.6. Yerleştirme Açısı.....	12
2.2.4. Anatomik Lokal Faktörler.....	13
2.2.4.1. Kemik Yoğunluğu	13
2.2.4.2.Kortikal Kemik Kalınlığı.....	14
2.2.4.3. Süngerimsi Kemik Yapısı.....	15
2.2.4.4. Yerleştirilen Bölge.....	15
2.3. Mini vidaya Kuvvet Yükleme ile İlgili Faktörler.....	16
2.3.1. Yükleme Zamanlaması	16
2.3.2. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Miktarı.....	17
2.3.3. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi.....	17
2.3.4. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü.....	18
2.4. Mini vida Başarısını Etkileyen Diğer Faktörler	19
2.4.1. Oral hijyen.....	19
2.4.2. Mobilite	19
2.4.3. Mini vida ve Osseointegrasyon.....	19
2.5. Primer Stabilite	20
2.6. Primer Stabiliteyi Değerlendirme Yöntemleri	20
2.7. Maksimum Yerleştirme Torku ve Çıkarma Torku.....	20
2.8. Kuvvet Direnci (KD).....	22
3. GEREÇ ve YÖNTEM	25
3.1. Gereçler	25
3.1.1. Kemik modelleri	25
3.1.2. Mini vidalar.....	26
3.1.3. Mini vida Uygulama ve Çıkarma Anahtarı.....	26
3.1.4. Tork Ölçer Tornavida.....	27
3.1.5. Kuvvet Testi Cihazı	27
3.1.6. Uygulama Sehpa ve Açılı Aparat.....	27
3.2. Yöntem.....	29
3.2.1. Kemik Bloklarının Seçilmesi	29
3.2.2. Kemik Bloklarının Hazırlanması	30

3.2.3. Kemik Örneklerine Mini vidanın Uygulanması.....	31
3.2.4. Maksimum Yerleştirme Torku Değerlerinin Ölçülmesi	32
3.2.5. Kuvvet Direnci Testinin Uygulanması ve Değerlerin Ölçülmesi	34
4. BULGULAR.....	38
4.1. Maksimum Yerleştirme Torku ile İlgili Bulgular	38
4.2. Kuvvet Direnci Testi ile İlgili Bulgular	42
5. TARTIŞMA.....	47
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması	47
5.2. Bulguların tartışılması.....	50
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	57
6.1. Sonuçlar	57
6.2. Öneriler	57
KAYNAKLAR	58
ÖZGEÇMİŞ	67
EKLER.....	68

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No:</u>	<u>Sayfa No:</u>
Şekil 3.1.a.	Sıgır kalça kemiğinden elde edilen kemik modelinin üstten görünümü25
Şekil 3.1.b.	Kemik modelinin yandan görünüm25
Şekil 3.2.	Çalışmada kullanılan dört farklı boyutta Dual Top mini vida26
Şekil 3.3.	Mini vida uygulama ve çıkarma anahtarı26
Şekil 3.4.	Tork ölçer tornavida27
Şekil 3.5.	Testometric cihazı27
Şekil 3.6.	Uygulama sehpası.....28
Şekil 3.7.	Açılı aparat ve tornavida taşıyıcı parça28
Şekil 3.8.	Kemik modellerin örnekleri.....29
Şekil 3.9.	Kemik bloğunun yerleştirildiği metal şablon29
Şekil 3.10.a.	Kemik modellerin akriliğe gömülmeden önceki görünümü30
Şekil 3.10.b.	Kemik modellerin akriliğe gömülmesi30
Şekil 3.10.c.	Akriliğe gömülmüş kemik modelleri.....31
Şekil 3.11.a.	Açılı yerleştirme aparatı32
Şekil 3.11.b.	Kemik bloklarına mini vidaların yerleştirilmesi32
Şekil 3.12.a.	Maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi (70° yerleştirme açısı)33
Şekil 3.12.b.	Maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi (90o yerleştirme açısı)34
Şekil 3.13.	Kuvvet direnci testinin uygulanması35
Şekil 3.14.a.	90° mini vida grubuna uygulanan kuvvetin yönü36
Şekil 3.14.b.	70° mini vida grubuna uygulanan kuvvetin yönü36
Şekil 3.15.	90° açı grubuna kuvvet direnci testinin uygulanması37
Şekil 3.16.	70° geniş açı grubuna kuvvet direnci testinin uygulanması.....37
Şekil 4.1.	Yukardaki box-plot grafiğinde bütün grupların boyut ve açıları ile MYT'leri arasındaki ilişki belirtilmiştir.....42
Şekil 4.2.	Yukardaki box-plot grafiğinde bütün gurupların boyut ve açıları ile KD'leri arasındaki ilişki belirtilmiştir.46

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No:</u>	<u>Sayfa No:</u>
Tablo 3.1. Çalışmamızda kullanılan mini vidaların dağılımı.	31
Tablo 3.2. Mini vidaların kuvvet direnci testine göre dağılımı	36
Tablo 4.1. Çalışma grubunda yerleştirme tork değerleri (Ncm) karşılaştırılması	39
Tablo 4.2. Yerleştirme tork değerlerinin gruplar arasında çoklu karşılaştırılması	40
Tablo 4.3. Mini vidada 1.5 mm sapma olduğunda kuvvet direnci (N) değerlerinin karşılaştırılması	43
Tablo 4.4. Kuvvet direnci değerlerinin gruplar arası çoklu karşılaştırılması.....	44



SİMGELER ve KISALTMALAR

MYT	: Maksimum Yerleştirme Torku
MÇT	: Maksimum Çıkarma Torku
KD	: Kuvvet Direnci
KKK	: Kortikal Kemik Kalınlığı
MİR	: Mini İmplant Ring
n	: Örnek Sayısı
mm	: Milimetre
SLA	: Sinterlenmiş, iri grenli, asitlenmiş (Sintered, large-grid, acid etched)
SS	: Standart sapma
Cm	: Santimetre
N	: Newton
mm	: Milimetre
p	: Olasılık
%	: Yüzde
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
°	: Derece
=	: Eşittir
>	: Büyüktür
<	: Küçüktür

ÖZET

Dört Farklı Ortodontik Mini Vida'nın Yerleştirme Torku Ve Stabilité Değerlerinin Karşılaştırılması

Bu in-vitro çalışmanın amacı, dört farklı boyutta ve iki farklı yerleştirme açısı ile yerleştirilen mini vidaların, iki farklı yönde uygulanan kuvvetler karşısında, yerleştirme torku değerleri ile kuvvet direnci değerlerini analiz etmek ve stabilitelerini karşılaştırmaktır.

Çalışmada dört farklı boyutta (1.6x8, 1.6x10, 2.0x8, 2.0x10), iki farklı yerleştirme açısında (70 ve 90 derece) ve her grupta 20 adet olacak şekilde toplam 160 adet ortodontik mini vida sıgır kalça kemiğine yerleştirilmiştir. Tüm mini vidaların yerleştirme sırasında tork ölçer tornavida (Checkline TSD 50, USA) ile maksimum yerleştirme tork değerleri ölçülmüştür. Daha sonra Testometric (M500, 25kN; Testometric, Rochdale, Lancashire, İngiltere) test cihazı ile mini vida uzun eksenine dik ve 70 derece kuvvet uygulanarak, 1,5 mm yer değiştirene kadar gösterdikleri direnç değerleri ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Gruplar arası maksimum yerleştirme tork değerleri ve kuvvet direnci değerleri ölçülüp karşılaştırılmıştır. Veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Yetmiş derecelik açı ile yerleştirilen mini vidaların maksimum yerleştirme tork ve kuvvet direnci değerleri, 90 derecelik yerleştirme açısı ile yerleştirilen mini vidaların maksimum yerleştirme tork ve kuvvet direnci değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.001$).

Sonuç olarak mini vidaların çapı, boyu ve yerleştirme açısı maksimum yerleştirme tork ve kuvvet direnci değerleri üzerinde anlamlı etkiye sahiptir. Mini vidaların stabilitesi üzerinde çap ve yerleştirme açısının etkisi boy etkisinden daha fazladır.

Anahtar Kelimeler: Ortodontik mini vida, yerleştirme tork değeri, yerleştirme açısı, kuvvet direnç değeri

ABSTRACT

The Comparison of Insertion Torque and Stability Values of Four Different Orthodontic Mini-Screws

The purposes of this in-vitro study were to analyze and to compare the insertion torque and stability values of four different sizes of orthodontic mini-screws with two different insertion angles.

In this study, a total of 160 mini-screws, including 20 mini-screws in each group, with four different sizes (1.6x8, 1.6x10, 2.0x8, 2.0x10) and two different insertion angles (70 and 90 degree) were inserted into the ilium bone segments of bovine.

During placement, maximum insertion torque values of all mini-screws were measured with the use of a torque screw driver (Checkline TSD 50, USA). Then, mini-screws placed at two different angles of 70 degree and 90 degree to force applications in two different directions through a lateral displacement of 1.5 mm of the mini-screw using the Testometric (M500, 25kN; Testometric, Rochdale, Lancashire, England) test machine and force resistance values were measured and recorded until 1.5 mm displacement occurred. The maximum insertion torque and force resistance values of all groups were recorded and compared. The data were analyzed with SPSS 17 program.

Maximum insertion torque and force resistance values of mini-screws inserted at the angle of 70 degree were significantly higher than maximum insertion torque and force resistance values of mini-screws inserted at the angle of 90 degree ($p<0.001$).

The results of this study revealed that, the diameter, length and insertion angle of mini-screws have significant effect on the maximum insertion torque and force resistance values. The effects of diameter and angle on the stability of mini-screws are greater than the effects of the length.

Key words: orthodontic mini-screw, insertion torque value, insertion angle, force resistance value

1. GİRİŞ

Ankrajın değerlendirilmesi ve kontrolü, ortodontik tedavilerin önemli faktörlerden birisidir. Mini vidalar son zamanlarda geliştirilen, saf titanyumdan ve titanyum alaşımlarından yapılan, istenmeyen diş hareketleri ve kuvvetlere karşı direnç sağlamak amacıyla kullanılan, geçici iskeletsel destek aygıtlarıdır. Mini vidaların boyut olarak dental implantlardan oldukça küçük olması, kolay uygulama yöntemi ve kemiğe mekanik olarak tutundukları için kuvvet yükleme süresinin daha kısa olması, tedavi sonunda kolay çıkarılması nedenleri ile dental implantlara göre kullanım alanları daha geniştir.(1)(2)

Mini vidalar literatürde, mikro vida, mini implant ve mikro implant terimleri ile de kullanılmıştır. Mini vidaların başarısında en önemli faktörlerin başında primer stabilite gelmektedir. Mini vidanın kemiğe yerleştirilmesinden hemen sonra elde edilen mekanik kilitlenme primer stabilizasyon olarak adlandırılmaktadır. Mini implantlar osseointegrasyonlu olmadığından ortodontik yüklemekten önce osseointegrasyon periyodu için bekleme tercih edilmemektedir. Mini vidanın yerleştirme torku, yerleştirme açısı, kortikal kemiğin miktarı ve kalitesi, boyut ve tasarımı gibi faktörler primer stabilitesini etkilemektedir.(2)(3)(4)(5)

Wilmes ve ark. (6) yerleştirme açısının primer stabilite üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. İn-vitro çalışmalarında en yüksek yerleştirme tork değeri ve primer stabilitesinin sağlanması için mini vidaların kemiğe 60°-70° açı ile yerleştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Mini vidaları oblik yerleştirme açısının 30° olması primer stabilitesinin azalmasına neden olmaktadır.

Park ve ark. (7) 'na göre mini vidaların, kök temasını azaltmak için kök eğimleri ile uyumlu olacak şekilde meziodistal yönde açlandırılması gerekmektedir. Araştırmacılar, 1. molar ve 2. molar dişlerin palatal kökler arası bölge dışında, üst ve alt 2. premolar, 1. molar ve 2. molar dişlerin kökleri arasına mini vidanın yerleştirileceği zaman 10° - 20° arasında distal yönde eğimli olmasını önermektedir.

Wilmes ve ark. (8) göre, mini vidaların yivinin çapı ve dizaynı primer stabilite üzerinde etkiye sahiptir. Yerleştirilen bölgeye ve lokal kemik kalitesine bağlı olarak, konik tipteki mini vidaların silindirik mini implantlardan daha yüksek primer stabilitesine sahip olduklarını belirtmişlerdir.

Motoyoshi ve ark.(9) yerleştirme torku ile ölçülen primer stabilizasyonun, mini vidanın klinik başarısı için önemli olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca yerleştirme torku düşük olduğu zaman mekanik tutuculuğunun yeterli olmadığını ve primer stabilizasyonun azaldığını belirtmişlerdir. Yerleştirme torkunun en az 5Ncm olması gerektiği, 20 Ncm'den yüksek olduğu zaman kemikte fazla sıkışmaya ve mikro hasarlara neden olduğu rapor edilmiştir.

Mini vidanın çapının artması kortikal kemik ile temasta olan mini vida yüzey alanını artırarak, stabiliteyi arttırmaktadır. Mini vidanın stabilizasyon başarısı kortikal kemik ile temas yüzeyi arttıkça doğru orantılı olarak artmaktadır. Mini vida çalışmalarında kullanılan mini vida çapları genellikle 1,0 mm ve 2,3 mm arasında değişmektedir. (9)(10)

Pickard ve ark. (11) yaptıkları *in-vitro* çalışmada, uygulanan kuvvet ile 90° de yerleştirilen mini vidaların stabilite değerlerinin ve kopma dirençlerinin en yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Araştırmacılar, uygulanan kuvvet ile ters yönde eğimlenmiş olan mini vidaların aynı yönde eğimlenmiş olanlara göre stabilitesinin azaldığını belirtmişlerdir.

Bu *in-vitro* çalışmanın amacı , dört farklı boyutta olan ve iki farklı yerleştirme açısı ile yerleştirilen mini vidaların, iki farklı yönde uygulanan kuvvetler karşısında, yerleştirme torku değerleri ile kuvvet direnci değerlerini analiz etmek ve stabilitelerini karşılaştırmaktır. Tezimizin H_0 hipotezi ise “mini vidanın çapı ve yerleştirme açısı arttıkça yerleştirme torku değerlerinde, kuvvet direnci değerlerinde ve primer stabilitelerinde değişiklik olmayacağı” yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İskeletsel Ankraj Nedir?

Dental implantlar, mini vidalar, mini plaklar, teller ve benzeri iskeletsel üniteler kullanmak suretiyle, hasta kooperasyonuna bağlı olmaksızın, kemikten destek alınarak elde edilen ankraj sistemlerine iskeletsel ankraj denir.

2.1.1. İskeletsel Ankraj Tarihçesi

Branemark ve ark. (12) 1969 yılında, osseointegre olan dental implantları tanıtmışlardır. Okluzal kuvvetler karşısında stabil kalan bu vidalar, hasta kooperasyonundan bağımsız, sağlam ankraj arayışı içinde olan ortodontistlerin ilgisini çekmiştir. Ortodontik ankraj amacıyla ilk kullanım 1945 yılında Iowa Üniversitesi'nde yapılmıştır(13). Creekmore ve Eklund (14), 1983 yılında yaptıkları çalışmalarında, maksiller kesicileri intrüze etme amacıyla nazal kavitenin alt hizasına yerleştirilen kemik içi vidalardan destek almışlar ve bu vidaların iskeletsel ankraj amacı ile kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Daha sonra Robert ve ark. (15) retromolar implantları, Wehrbein ve Merz (16) ise palatal implantları ankraj amaçlı olarak kullanmışlardır. Block ve Hoffman (17) 1995 yılında ortodontik implantları tanıtmışlardır. Ortodontik uygulamalar için özel olarak dizayn edilmiş ilk mini implant, 1997 yılında Kanomi (18) tarafından tanıtılmıştır. Kanomi (18) 1,2 mm çapında ve 6 mm uzunluğundaki mini implantlarla, 4 aylık sürede 6 mm'lik kesici intrüzyonu sağlamıştır. Daha sonra Costa ve ark. (19) 1998 yılında, mini vida dizaynına ilave tasarım ekleyerek, braket başlı mini vidaları bir olgu raporuyla sunmuşlardır. Yakın geçmişte, mini vida uygulamaları vaka raporları olarak sunulmaya devam ederken, konuyla ilgili pek çok *in vitro* ve *in vivo* çalışma da yapılmıştır (20-24).

2.1.2. Mini vida ile İskeletsel Ankraj

Ortodontik tedavilerde, istenmeyen diş hareketleri ve olumsuz yan etkiler oluşmadan, diş hareketlerinin gerçekleştirilmesi amaçlanmaktadır. Bu açıdan mini vidalar, son yıllarda ortodontistlerin tedavi yaklaşımlarında büyük değişikliklere ve gelişmelere neden olmuştur. Farklı şekil, boy ve çapta mini vidalar mevcuttur(1). Dental implanlar ile karşılaştırıldığında mini vidalarda osseointegrasyon beklentisi

yoktur, stabilitelerini mekanik tutunmadan almaktadırlar. Böylece yerleştirme sonrasında hemen kuvvet yüklemesi yapılabilmekte ve çıkarılması kolay olmaktadır (1, 25, 26).

2.2. Mini vida Başarısı ve Etkileyen Faktörler

Mini vida başarı oranlarını değerlendiren literatür çalışmalarında başarılı bir mini vidanın tanımı ile ilgili olarak bir standardizasyon oluşturulamamış ve birçok farklı kriter kullanılmıştır. Çalışmaların çoğunda mini vida başarı oranı %80'in üzerinde bulunmakla beraber, başarı oranları %0 ile %100 aralığında değişmektedir (27, 28). Bunun nedeni yer değiştirme miktarı, değerlendirilen zaman aralığı, mobilite varlığı gibi değişkenlerin çalışmalarda farklı tanımlamalarla değerlendirilmiş olması, çalışmaların dizayn ve metodoloji farklılıkları ve değişkenlerin kontrolündeki eksikliklerdir. Örneğin; bazı çalışmalar mini vida başarısını mini vida uygulamasından hemen sonra değerlendirmeye başlarken, bazı çalışmalar ise, ortodontik kuvvetin uygulanmasını takiben mini vida başarısını değerlendirmişlerdir (28-30). Bu tip metodoloji farklılıkları, mini vida başarı oranlarının çalışmalarda değişkenlik göstermesine neden olmaktadır.

Yerleştirme torku ile ölçülen başlangıç stabilitesi, mini vidaların klinik başarısı için önemlidir (8-33). Başarısızlık çoğunlukla erken dönemde meydana gelmektedir (34). Bu durumda, mini vidanın primer stabilitesinin artırılması, tedavi sürecinde mini vida kayıplarının minimuma indirilmesini sağlayacaktır. Primer stabiliteyi etkileyen faktörler, mini vidanın dizaynı (5, 8, 6, 35), kemik kalitesi (8, 32), yerleştirme prosedürü, mini vida uygulanacak olan bölgenin hazırlığı, rehber delik derinliği ve çapı ve yerleştirme açısı olarak gösterilmiştir. (5,6, 37, 38)

2.2.1. Mini vida ile İlgili Faktörler

2.2.1.1. Mini vida Uzunluğu

Ortodontik tedavilerde kullanılan mini vida uzunlukları 4 mm - 12 mm arasında değişmektedir (46,51). Mini vida uzunluğu seçiminde, mini vidanın uygulanacağı bölgenin mukoza kalınlığı, yerleştirme açısı, komşu yapılara olan yakınlık ve kemik kalitesi değerlendirilmesi gereken faktörlerdir (46,48). Örneğin palatal bölge gibi kalın mukozaya sahip olan bölgelerde uygulanan kısa mini vidaların başarı oranı düşmektedir

(46,49). Bu nedenle bu alanda daha uzun mini vida kullanımı tavsiye edilmektedir (26,50). Mini vidanın kortikal kemiğe temas sağlaması için kemik içerisindeki minimum uygulama derinliğinin en az 5-6 mm olması gerekmektedir (46,51)

Chen ve ark. (52) mini vida uzunluğu ile mini vida stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarında 1,2 mm çapında 6 mm ve 8 mm uzunluklarındaki mini vidaları karşılaştırmışlardır. Çalışmada 59 adet mini vida 29 hastaya ortodontik ankraj amaçlı uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre 8 mm uzunluğundaki mini vidaların başarı oranı, 6 mm uzunluğundaki mini vidalara göre anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Bununla beraber Lim ve ark. (53) tarafından yapılan diğer bir çalışmada, mini vida uzunluğunun artması ile daha yüksek yerleştirme tork değerleri gözlenmiş ve uzunluğun artması ile daha yüksek stabilite sağlanabileceği belirtilmiştir.

Wilmes ve Drescher (37) yaptıkları *in-vitro* çalışmada 1,6 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki mini vidaları 3 farklı uygulama derinliğinde yerleştirip, primer stabiliteyi karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre uygulama derinliğinin artması mini vida primer stabilitesini anlamlı derecede arttırmaktadır.

2.2.1.2. Mini vida Çapı

Kortikal kemik ile temasta olan mini vida yüzey alanı arttıkça, mini vidanın stabilitesi doğru orantılı olarak artmaktadır. Mini vida çapının artması kortikal kemik ile temasta olan mini vida yüzey alanını arttırarak, stabiliteyi arttırmaktadır (9,10). Mini vida çalışmalarında kullanılan mini vida çapları genellikle 1,0 mm ve 2,3 mm arasında değişmektedir. Başarılı mini vida uygulaması için ideal mini vida çapının en az 1,5 mm olması gerektiği belirtilmiştir (40, 42). Liu ve ark. (43) mini vida çapının mini vida stabilitesinde majör faktör olduğunu, mini vida çapı arttıkça mini vidanın kuvvetlere bağlı yer değiştirmesinin ve mini vida etrafındaki kemikte oluşan stresin azaldığını bildirmişlerdir. Miyawaki ve ark. (1) 1,5 mm ve 2,3 mm çaplı mini vidaların başarı oranlarının aynı olduğunu ve 1,0 mm çapındaki mini vidalardan anlamlı derecede daha başarılı olduklarını bildirmişlerdir. Küçük çaplı mini vidalar uygulandığında kırılma riski vardır (40, 42, 44). Mini vida çapı azaldıkça kök teması riski azalsa da mini vida kırılma riski artmaktadır. Bu nedenle 1,3 mm'den daha küçük çaplı mini vidaların kullanılmaması ve uygulama sırasında kırılma riskini azaltmak için kortikal kemiğin kalın olduğu bölgelerde rehber delik uygulaması tavsiye edilmektedir.(42)

2.2.1.3. Mini vidanın Şekli

Mini vidanın şekli silindirik veya konik olabilmektedir. Silindirik vidanın çapı vida ucu dışında vida boyunca sabittir. Konik vidanın çapı ise, vida ucundan vida boynuna kadar artarak devam eder ve en ince-en kalın çap arasındaki fark 0,3 - 0,4 mm kadardır. Literatürde silindirik ve konik mini vidaların stabilite değerlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda farklı sonuçlar göze çarpmaktadır.

Wilmes ve ark. (8) konik ve silindirik mini vidaların başlangıç stabilitelerini karşılaştırdıkları *in-vitro* çalışmalarının sonuçlarında, konik tipteki mini vidaların daha yüksek primer stabilitesine sahip olduklarını belirtmişlerdir. Drago ve ark. (152) çalışmalarında, yaptıkları çalışmada tam aksine , silindirik tipteki mini vidalarda konik mini vidalara göre yüzeyi daha geniş olduğundan kemik ile daha iyi temas ettiğini ve yüksek yerleştirme tork değerleri olduğunu rapor etmişlerdir.

2.2.1.4. Mini vida Yüzey Özellikleri

Ortodontik tedavilerde kullanılan mini vidalar genellikle yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmamış olan ve yivli yapıya sahip mini vidalardır. Ancak maliyeti daha yüksek olan, yüzeyi asitlenmiş ve bu kısımlara ısı ve basınçla maden parçaları yapıştırılmış (SLA yüzey) mini vidalar da tercih edilebilmektedir.

Yapılan bir çalışmada; çapı 1,8 mm, boyu 8,5 mm olan, kumlanmış, geniş yivli ve asitlenmiş yüzeye sahip 64 mini vida, ortodontik ankraj amaçlı olarak 37 hastaya uygulanmıştır. Bu mini vidaların çıkarma tork değerleri analiz edilmiştir. Çalışmadaki bütün SLA özellikli mini vidalar ankraj görevlerini başarı ile yerine getirmiş ve mini vidaların çıkarılmaları sırasında kırılma gözlenmemiştir. SLA özellikli mini vidaların, ağır ve dinamik kuvvetler karşısında, direnç ve stabilite açısından avantaj sağlayabileceğini belirtmişlerdir (63).

Yivli mini implantlar ile yüzeyi pürüzlendirilmiş mini implantların karşılaştırıldığı başka bir çalışmada, yüzeyi pürüzlendirilmiş olan mini implantların çevresinde, yivli mini implantlar ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede daha fazla kemik-implant teması ve kemik oluşumu gözlenmiştir (64).

Chaddad ve ark. (65) tarafından yapılan bir çalışmada ise hemen yükleme yapılan mini vidalarda yüzey özellikleri başarı oranını etkilememiştir, istatistiksel olarak düz yüzeyli mini vidalar ile SLA yüzeyine sahip mini implantlar arasında tutuculuk

açısından herhangi bir fark olmadığı gösterilmiştir. Bu nedenle anında yükleme yapılacaksa osseointegrasyon özelliğine sahip bir mini vidanın kullanılmasına gerek olmadığı bildirilmiştir. Kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda tutuculuğu arttırmak için SLA mini vidalar kullanılarak yüklemenin 6 - 8 hafta ertelenerek osseointegrasyonun beklenmesi önerilmiştir.

2.2.1.5. Mini vida Yiv Yapısı

Mini vida yiv yapısı simetrik yapı, asimetrik yapı ve çift yivli yapı olmak üzere 3 farklı şekilde olabilmektedir. Simetrik kesimde yiv yapısı, vida ucundan vida boynuna kadar simetrik olarak birbirine paralel seyreder. Asimetrik kesimde yiv yapısı, örneğin vida ucundan 45° ile başlayıp, boyun kısmında 90° ile sonlanarak vida boyunca farklılık gösterebilmektedir. Yerleştirme sırasında meydana gelebilecek tıkanıklıkları önlemek ve yerleştirme işlemini kolaylaştırmak için asimetrik yiv yapısına sahip mini vidalar tevsie edilmektedir(42). Yivler arası mesafe ve vida boyunca uzunlamasına açılan oluklar mini vidaların stabiliteelerini etkileyen tasarım özellikleridir. Vida boyunca açılan olukların sayısı ve uzunluğu arttıkça yerleştirme torkunun ve kortikal kemikte meydana gelen hasarın azaldığı bildirilmiştir (56). Buna karşılık son yıllarda yapılan diğer bir çalışmada, oluklu mini vidalarda, yerleştirme sırasında oluşan kemik talaşlarının yivlerin çevresinde birikerek sürtünmeyi arttırdığı ve buna bağlı olarak mini vidaların yerleştirme tork değerlerini anlamlı derecede arttırdığı belirtilmiştir (57).

Yivler arasındaki mesafe ise vidanın her bir dönüşte kemik içindeki ilerleme miktarını belirlemektedir (58). Bazı çalışmalarda, yivler arası mesafenin azalması ile vidanın çekme kuvvetlerine karşı direncinin arttığı rapor edilmiştir (59,60). Mini vida yiv derinliğinin artması, yivler arasındaki kemik hacmini ve dolayısı ile kemik ile olan teması artırarak stabilitenin artmasına sebep olmaktadır. Ortodontik uygulamalarda yiv derinliğinin artırılması, mini vidaların kuvvet direncini (KD) artırması nedeni ile tavsiye edilmektedir (59, 61). Mini vidalarda kullanılan diğer bir yiv yapısı da çift yivli yapıdır. Çift yivli yapıya sahip mini vidalar, kendi içlerinde simetrik iki farklı yiv yapısına sahiplerdir. Bu özelliği olan mini vidaların, normal yiv yapısına sahip olanlara göre daha iyi mekanik stabilite gösterdikleri belirtilmiştir(62).

2.2.1.6. Mini vidanın Üretildiği Materyal

Mini vidalar çoğunlukla titanyum ve titanyum alaşımlarından üretilmektedir. Paslanmaz çelikten üretilen mini vidalar, titanyumdan üretilenlere göre kırılmaya karşı daha dirençlidir. Ancak genel özellikleri değerlendirildiğinde titanyum daha üstündür. Titanyumun daha elastik olması (düşük elastik katsayı) ve canlı dokular ile daha iyi bütünleşmesi sayesinde titanyumdan üretilen mini vidalar ile daha üstün mekanik fiksasyon sağlanmaktadır (66).

2.2.1.7. Ankraj Arttırıcı Tasarımlar

Mini implant ring (MİR) aparatı, mini-implantların yaka kısmına yerleştirilen yeni tasarlanmış bir halkadır. Tozlu (67) 2010 yılında yaptığı doktora tezi çalışmasında mini implant ring aparatının (MİR), mini vidanın primer stabilitesine ve kuvvet direncine etkisini değerlendirmiştir. MIR aparatının özellikle ince kortikal kemiğe sahip olan hastalarda miniimplant ankrajında faydalı olduğunu bildirmiştir.

Uyar (68), 2012 yılında yaptığı tez çalışmasında MIR aparatı uygulanmış mini vidaları ve MIR aparatı uygulanmamış mini vidaları 90° ve 70° olmak üzere farklı iki açıda sığır kalça kemiklerine uygulamıştır. 70°'lik yerleştirme açısı ve MIR aparatı, mini vidaların primer stabilitelerini anlamlı derecede arttırmıştır. Kuvvet uygulama yönleri ile ilgili olarak, MIR aparatı uygulanan ve uygulanmayan mini vida gruplarında farklı sonuçlar gözlenmiştir. Elde edilen sonuçlar ışığında, mini vidaların 70°'lik açı ile kemik yüzeyine uygulanmasını ve özellikle kortikal kemik kalınlığının düşük olduğu bölgelerde MIR aparatının uygulanmasını tavsiye etmiştir.

2.2.2. Hasta ile ilgili faktörler

2.2.2.1. Yaş

Mini vida başarısı ile hasta yaşı arasındaki ilişki ile ilgili Park ve ark. (70) yaptıkları çalışmada, 15 yaşın altındaki hasta grubunda mini vida başarı oranının, 15 yaşın üstündeki hasta grubuna göre daha az olduğu sonucuna varmışlardır ve bu durumu 15 yaşın altındaki hastalardaki daha ince kortikal kemik ve düşük kemik kalitesi varlığı ile açıklamışlardır.

2.2.2.2. Cinsiyet

Genelde yapılan mini vida çalışmalarında cinsiyetin başarı ile olan ilişkisi dikkate alınmamıştır (26, 30, 32,). Lee ve ark. (34) yaptıkları çalışmada cinsiyetin başarı üzerinde bir etken olmadığı sonucuna ulaşmışlardır.

2.2.2.3. Sistemik Hastalıklar

Sistemik hastalıklar ve mini vida başarısı ile ilgili olarak; osteoporoz, kontrol altına alınamayan diyabet, periodontal hastalık, sigara ve bifosfonatlar gibi ilaçların kullanımı klasik dental implantlar için risk faktörü olarak değerlendirilmektedir(30). Bu tür hastalar için mini vida uygulamasında daha uzun iyileşme dönemi ve olguya özel yükleme protokollerinin oluşturulması tavsiye edilmiştir (69).

2.2.3. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler

2.2.3.1. Self-Drilling ve Self-Tapping Uygulama

Mini vida yerleştirilmesinde self-drilling (drill-free) (vida yuvasını kendisi oluşturan) ve self-tapping (drilling) (yiv yuvasını kendisi oluşturan) olmak üzere iki yöntem tanıtılmıştır. Self-tapping (drilling) yöntemde öncelikle yumuşak dokuda bir delik açılır veya küçük bir insizyon yapılır, yuvarlak bir frezle kortikal kemiğe girilir, düşük turla çalışan pilot delici vasıtasıyla mini vidanın yerleşeceği rehber delik hazırlanır. Mini vida el aleti veya düşük torklu bir döner aletle saat yönünde döndürülerek yerleştirilir. Self-drilling yöntemde ise mini vidanın kesici ucu uygunsa rehber delik açmadan direk olarak el aletiyle saat yönünde döndürülerek mini vida yerleştirilir (58).

Self- drilling tekniğin avantajlarından biri, daha sıkı kemik-mini vida teması ve daha yüksek başlangıç stabilitesine bağlı olarak daha fazla başarı oranlarına sahip olmasıdır. Bununla beraber, yavaş ve daha kontrollü yerleştirmeye bağlı olarak kök hasar riskinde azalmalar tekniğin diğer bir avantajı olarak sayılabilmektedir (58,82). Self-drilling tekniğin dezavantajı ise kortikal kemiğin kalın ve yoğun olduğu bölgelerde yerleştirme sırasında mini vida kırılma riskinin yüksek olmasıdır. Bu bölgelerde, self-drilling özelliğe sahip bir mini vidayı yerleştirmek için uygulanan yüksek basınç yerleştirme torkunda artışlara sebep olmaktadır. Araştırmacılar, avantajlarına rağmen bu

bölgelerde self-drilling mini vidaların uygulanmasını önermemektedir (58, 82). Çehreli ve Özçırpıcı (136) sığır kalça kemiği üzerinde yaptıkları histomorfometrik çalışmada self-drilling mini vidaların etrafında self-tapping mini vidalara göre daha fazla kemik-vida teması gözlemlemişlerdir.

Chen ve ark (82) köpekler üzerinde gerçekleştirdiği çalışmada benzer sonuçlar rapor etmişlerdir. Çalışmada 1,3 mm çap ve 7 mm uzunluğunda mini vidalar yerleştirilmiş ve 200 gr kuvvet hemen uygulanmıştır. Yazarlar, toplam 56 mini vida üzerinde gerçekleştirdikleri bu histolojik çalışmada iki yöntemi karşılaştırmışlar; self-drilling yöntemdeki başarı oranını (%93), self-tapping yöntemine göre (%86) daha fazla bulmuşlardır.

Mini vida yerleştirme öncesi, kemiğin kortikal kısmını zayıflatmak ve dolayısı ile mini vida kırılma riskini azaltmak için kemiğin kortikal kısmına açılan rehber delik uygun derinlikte açılmalıdır. Park ve ark. (30) 1,2 mm çapındaki mini vidalar için 0,9 mm çapında rehber delik açtıkları çalışmalarında, %90 mini vida başarı oranı elde etmişlerdir. Chen ve ark. (31) çapı, mini vida çapından 0,2 mm - 0,5 mm daha düşük olan rehber delik uygulamalarını önermişlerdir.

Rehber delik çapı ile mini vida stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceleyen diğer bazı çalışmalarda, rehber delik çapının artmasının, yerleştirme tork değerini azalttığı ve primer stabilitesini olumsuz etkilediği belirtilmiştir (37) (5).

2.2.3.2. Flep Açılarak veya Flep Açılmadan Uygulama

Miyawaki ve ark.'nın (1) yaptıkları çalışmada, flep açılarak uygulanan mini vidaların başarı oranı ile flep açılmadan uygulanan mini vidaların başarı oranı arasında anlamlı bir farklılık belirtilmemiştir. Araştırmacılar, flepli cerrahi uygulanan hastalarda şişlik, ağrı ve operasyon sonrası rahatsızlık ile daha çok karşılaşıldığını belirtmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına paralel olarak Moon ve ark. (26) flepli veya flepsiz cerrahi uygulama teknikleri arasında mini vida başarısı açısından anlamlı bir farklılık olmadığını söylemişlerdir.

2.2.3.3. Monokortikal – Bikortikal Uygulama

Mini vidalar uygulama kolaylığından dolayı çoğunlukla monokortikal olarak uygulanırlar. Buna karşılık yapılan bazı çalışmalar bikortikal uygulamanın mini

vidaların kuvvetlere karşı olan direncini arttırdığını göstermiştir (2, 83). Bu çalışmalara ek olarak alt çenede büyük azıların öne hareket ettirilerek çekim boşluğunun kapatıldığı bir olgu raporunda, bikortikal uygulanan mini vida sayesinde, uygulanan ortodontik kuvvet, hareket ettirilecek diş veya diş grubunun direnç merkezinden geçecek şekilde ayarlanarak paralel diş hareketi sağlanabilmiştir (84).

2.2.3.4. Uygulayan Hekimin Tecrübesi

Dental implantların uygulamalarının minimal travma ile uygulanması implant başarısı açısından önemlidir (85). Dental implantların yapılmasına benzer olarak, ortodontik ankraj amaçlı uygulanan mini vidalarda el hassasiyetinin önemi büyüktür. Mini vidayı hiç salınım yapmadan uygulamak, primer stabiliteyi ve dolayısı ile mini vida başarısını etkilemektedir. Uygulama esnasında oluşan travmalar ve termal hasarlar, implantın fibröz yapıyla çevrelenmesine neden olacaktır (86). Hekimin tecrübesinin artması, başarı oranını da arttırmaktadır (26, 30, 87).

2.2.3.5. Yerleştirme Torku

Mini vidanın kemiğe yerleştirilebilmesi için gereken rotasyonel kuvvet yerleştirme torku olarak belirtilmektedir. Primer stabilitenin değerlendirilmesinde sıkça kullanılan yöntemlerden biridir (91, 92). Motoyoshi ve ark (9) yerleştirme torku çok düşük olduğu zaman yetersiz mekanik kilitlenme sonucu gerekli primer stabilitesinin elde edilemediğini, yerleştirme torku çok yüksek olduğu zaman ise osseointegrasyon ile desteklenen sekonder stabilitenin sağlanamadığını belirtmişlerdir. Yerleştirme torkunun en az 5 Ncm olması gerektiği (9), 20 Ncm'den yüksek yerleştirme torklarının kemikte aşırı strese ve mikro hasarlara sebep olduğu ve buna bağlı olarak mini vida başarı oranlarını olumsuz etkilediği çalışmalarda bildirilmiştir (5, 80).

Motoyoshi ve ark. (32) yaptıkları diğer bir çalışmada, 32 hastanın posterior bukkal alveoler kemiğinde 1,3 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda rehber delik hazırlayarak, 1,6 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki mini vidaları yerleştirip, mini vidaların 6 aylık süre içerisindeki başarı durumunu değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarında, başarılı gruptaki mini vidaların yerleştirildiği bölgelerdeki ortalama kortikal kemik kalınlığı (1,42 mm $\pm$ 0,59 mm), başarısız mini vidaların yerleştirildiği bölgelerdeki ortalama kortikal kemik kalınlığına (0,97 mm $\pm$ 0,31 mm) göre anlamlı

derecede daha yüksek olduğu rapor edilmiştir. Yerleştirme tork değerleri 3,5 – 10 Ncm arasında olduğunda en sağlıklı sonuçlara ulaşıldığı, 23 Ncm’ den daha yüksek olduğunda mini vida kırılmaları olduğu bildirilmiştir (5, 32, 9, 65, 80). Bu nedenle yerleştirme torkunun 20 Ncm’nin üzerine çıkmamasına özen gösterilmelidir (5).

2.2.3.6. Yerleştirme Açısı

Mini vidaları açılı yerleştirmenin kortikal kemikle temas miktarını arttırma, diş köklerine temas ihtimalini azaltma gibi önemli avantajlarının olduğu bildirilmektedir (47, 88). Deguchi ve ark. (39) dişlerin uzun eksen ile yaklaşık 30° açı oluşturacak şekilde yerleştirilen mini vidaların, 90° açı oluşturacak şekilde yerleştirilenlere göre 1,5 kat daha fazla kortikal kemikle temasta olacağını bildirmişlerdir. Mini vidanın kortikal kemiğe eğimli yerleştirilmesinin, mini vidanın kortikal kemik temasını ve yerleştirme torkunu arttırarak mini vida stabilitesini olumlu yönde etkileyebileceğini rapor etmişlerdir. Park ve ark. (7) mini vidaların, kök temasından kaçınmak için kök eğimleri ile uyumlu olacak şekilde mezio-distal yönde açıldırılması gerektiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, 2. premolar, 1. molar ve 2. molar dişler arasındaki kökler arası orta noktanın lokalizasyonunun çeşitlilik gösterdiğini bildirmişlerdir. Mini vidaların, 1. molar ve 2. molar dişlerin palatal kökler arası bölge dışında, üst ve alt 2. premolar, 1. molar ve 2. molar dişlerin kökleri arasına yerleştirileceği zaman 10° - 20° arasında distal yönde eğimlendirilmesini ve dişlerin kontak noktasının 0,5 mm – 2,7 mm distalinden uygulanmasını tavsiye etmektedirler.

Wilmes ve ark. (6) yaptıkları *in-vitro* çalışmada, yerleştirme açısının, yerleştirme torku ve dolayısı ile primer stabilitesi üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada, çapı 1,6 mm ve uzunluğu 8 mm, çapı 2 mm ve uzunluğu 10 mm olan farklı iki boyuttaki mini vidalar, domuz iliak kemik bloklarına 7 farklı açıda yerleştirilmiştir (30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° 90°). Çalışmada, domuz iliak kemiklerinin iliosakral ekleme bakan tarafındaki kortikal kemik kalınlıklarının (KKK) 0,5 mm – 1 mm arasında olduğu, kalça kemiğine bakan kısımdaki değerlerin ise 2 mm - 3 mm arasında olduğu ve bu değerlerin insan maksilla ve mandibulasındaki değerler ile uyumlu olduğu belirtilmiştir. Yerleştirme öncesi tüm mini vidalar için 3 mm uzunluğunda rehber delikler açılmıştır. Primer stabilitesinin değerlendirilmesi amacıyla gerçekleştirilen yerleştirme torku ölçümlerinde, her iki boyuttaki mini vidalar için en yüksek yerleştirme

tork değerleri 70°'lik yerleştirme açısında gözlenmiştir. apı 1,6 mm uzunluğu 8 mm olan mini vidalar için 70°'lik açı ile yerleştirmede ortalama yerleştirme torku değeri 10,1 Ncm olarak gözlenirken, çapı 2 mm uzunluğu 10 mm olan mini vidalar için 70°'lik açı ile yerleştirmede ortalama yerleştirme torku değeri 16,7 Ncm olarak gözlenmiştir. Araştırmacılar, mini vidaları oblik yerleştirmenin kemik kalitesinin düşük olduğu yerlerde avantaj sağlayabileceğini ve en iyi primer stabilitesinin sağlanması için mini vidaların kemik yüzeyine 60° - 70° arasındaki açı değerlerinde yerleştirilmesi gerektiğini rapor etmişlerdir.

2.2.4. Anatomik Lokal Faktörler

2.2.4.1. Kemik Yoğunluğu

Kemik yoğunluğunun, yerleştirme torku ve mini vidaya uygulanan çekme kuvvetlerine karşı direnç üzerinde etkili olduğu ve dolayısı ile primer stabilitesinde belirleyici rol oynadığı rapor edilmiştir (5, 96). Choi ve ark.'ın (142) yaptıkları çalışmada, 30 hastanın maksilla ve mandibulasındaki ortodontik mini vida uygulama alanlarının bilgisayarlı tomografi görüntüleri incelenmiş ve kemik yoğunluk değerleri analiz edilmiştir. Çalışmada, mandibuladaki kemik yoğunluk değerleri maksillaya göre daha fazla bulunmuştur. Park ve ark.'ın (96) yaptıkları diğer bir çalışmada, bilgisayarlı tomografik analizler ile kesici dişler, kanin, premolar, molar, tüber maksilla ve retromolar alanlardaki alveoler ve bazal kemiklerdeki kortikal kemik yoğunlukları incelenmiştir. Mandibuladaki kortikal kemik yoğunluk değerlerinin, maksilladaki kortikal kemik yoğunluk değerlerinden daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Battula ve ark. (97) normal ve osteoporotik kemiklere yerleştirdikleri vidaların çekme kuvvetlerine karşı dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, normal kemiğe uygulanmış olan vidaların çekme kuvvetlerine karşı dirençlerinin osteoporotik kemiklere uygulanmış olan vidaların çekme kuvvetlerine karşı dirençlerine göre daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Cha ve ark. (98) hayvan çalışmalarında mini vida stabilitesinde kortikal kemik yoğunluğunun, vida şeklinin ve yerleştirme yerinin önemini açıklamışlardır. Bu çalışmaya göre, alt çenede kortikal kemik yoğunluğunun fazla olmasına bağlı olarak, mini vidanın daha stabil olduğu gözlenmiştir. Wang ve ark. (99) ise kemik yoğunluğunun, mini vida etrafındaki kemik hacmi ve kortikal kemik kalınlığına göre

mini vida stabilitesinde daha etkin rol oynadığını belirtmişlerdir. Kemik yoğunluğunun düşük olduğu ve 0,5 mm'den daha ince KKK sahip bölgelerde başarı oranının düşük olduğu bildirilmiştir.

2.2.4.2.Kortikal Kemik Kalınlığı

Mini vidaların primer stabilitesi, kemik ile mini vida arasında yerleştirilmeden sonra meydana gelen mekanik kilitlenme ile sağlanmaktadır. Daha sağlıklı ve daha kalın kortikal kemiğin olduğu bölgelerde, mini vida stabilitesindeki başarının yüksek olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (32,39). Motoyoshi ve ark. (32) KKK'nın 1mm'den fazla olduğu durumlarda mini vida başarı oranının yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Maksilla ve mandibulada alveoler bölge ve maksilla sert damak bölgesindeki kortikal kemik kalınlıkları literatürde birçok çalışmada incelenmiştir (39,71). Miyawaki ve ark. (1) horizontal büyüme yönüne sahip bireylerde görülen başarı oranının, vertikal büyüme yönüne sahip bireylerden daha fazla olmasını, kortikal kemik kalınlığının daha fazla olmasına bağlamıştır. Literatürde dolikofasiyal bireylerin genelde daha ince KKK'a sahip oldukları da gösterilmiştir (95). Park ve Cho (96) yaptıkları çalışmada maksiller bukkal kortikal kemik kalınlıklarının 1,12 mm – 1,33 mm arasındaki değerlerde olduğunu, mandibular bukkal kortikal kemik kalınlıklarının 1,25 mm – 1,98 mm arasındaki değerlerde olduğunu belirtmişlerdir.

Araştırmacılar, sement – dentin birleşiminden apikale doğru ilerledikçe bukkal kortikal kemik kalınlıklarının artış gösterdiğini vurgulamışlardır. Song ve ark. (93) *in vitro* bir çalışmada üç farklı şekle sahip mini vidayı, farklı kortikal kemik kalınlıklarına sahip yapay kemiklere uygulamışlar. 0 mm, 1 mm, 2 mm ve 3 mm KKK kalınlığına sahip yapay kemiklere, 1,6 x 8,0 mm ölçülerinde silindirik, 2,0 x 7,0 mm ve 1,5 x 7,0 mm ölçülerinde konik mini vida uygulamışlardır. Özel zaman hesaplayıcı bir tork ölçer, dakikada 3 tur vidalama hızına ayarlanmış ve her 0,1saniyede bir tork değeri bilgisayar desteğiyle kaydedilmiş ve kaydettikleri değerler ışığında, silindirik mini vidaların maksimum yerleştirme torku (MYT) ve maksimum çıkarma torku (MÇT) değerleri, KKK'ndan etkilenmemiştir. Ancak; KKK arttıkça konik mini vidaların gerek MYT, gerekse MÇT değerlerinin arttığını bildirmişlerdir.

2.2.4.3. Süngerimsi Kemik Yapısı

Mini vidalar stabilitelerini, kortikal kemik ile olan mekanik kilitlenmeden almaktadır. Süngerimsi kemiğin stabilizasyonunda rolü daha azdır. Lim ve ark. (10) yaptıkları sonlu elemanlar analizi (SEA) çalışmasında, mini vidaya uygulanan kuvvet sonucu oluşan stresin büyük çoğunluğunun kortikal kemik tarafından absorbe edildiğini, süngerimsi kısma çok daha az stresin yansıdığını bildirmişlerdir.

2.2.4.4. Yerleştirilen Bölge

Yerleştirilecek uygun alanın seçilmesi mini vidaların başarısında önemli rol oynamaktadır (19, 45, 50, 51, 87). Mini vida düşmesi ve mobilitasının görülme sıklığı farklı alanlarda, farklı şekilde karşımıza çıkmaktadır (26, 30, 32, 101, 102). Park ve ark (30) 87 hastaya uygulanan 227 adet mini vidanın başarı oranlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, üst çenedeki mini vida başarı oranının alt çenedeki mini vida başarı oranına göre daha fazla olduğunu gözlemlemişlerdir. Alt çenedeki kortikal kemik kalite ve kantitesi daha iyi olmasına rağmen, başarısızlığın daha fazla olması vida yerleştirilirken oluşan aşırı strese, rehber delik açılırken oluşan aşırı ısınmaya, hijyen sorunlarına, yapışık dişeti bandının kısa olmasına bağlanmıştır (45, 47). Alt çenede küçük azı bölgesinde, büyük azı bölgesine göre daha fazla başarı şansı olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (26). Mini vida uygulanan bölgeler içerisinde, mandibulada ve angulus bölgesinde en kalın kortikal kemik kalınlığı, 3 mm olarak kaydedilmiştir (104). Tüm bu bilgilere ek olarak, mini vidanın komşu diş köklerine yakınlığının da başarısızlıkta etkili olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (102, 105). Yerleştirilecek alan seçilirken, sürmekte veya gelişmekte olan dişler, periodontal hastalıklar ve çekim bölgelerinin, seçilen bölgedeki kemik kalitesini etkilediği düşünülerek karar verilmelidir (106-108).

Komşu kökler ile yakınlığı olan veya temasta olan mini vidaların stabilitesi mini vidaların başarı oranlarını olumsuz etkileyebilmektedir (102; 105; 109; 110; 25). Başarının daha az olması, kökler ile temasta olan mini vida etrafında daha az kemik olması ve mini vida ile temas halindeki diş köklerinin okluzal kuvvetler altındaki minör hareketleri sonucu mini vida stabilitesinin bozulması ile açıklanmaktadır (102). Mini vidanın diş kökü ile teması sonucu kökün sement ve dentin tabakasında rezorpsiyonlar gözlenmekte ve rezorbe kökler sekonder sement ile tamir edilmektedir (109; 110).

Ayrıca, temas sonucu meydana gelen hasar çok ciddi değil ise çevre dokuların iyileştirme potansiyeli sayesinde klinik yan etkinin çok az olması beklenmektedir (109). Ancak, kök teması sonucu dişin devitalize olabileceği (111), ayrıca rezorbe köklerde ankiloz gerçekleşebileceği göz ardı edilmemelidir. Kök rezorpsiyonu riskini önlemek için mini vidaların diş kökünden en az 0,6 mm uzakta yerleştirilmesi gerektiği bildirilmiştir (25). Mini vida uygulamaları sırasında yerleştirme tork değerlerinin aniden artması, kök temasının gerçekleştiği konusunda klinisyene fikir verebilmektedir. Yapılan bir çalışmada kök teması olan mini vidaların, kök teması olmayan mini vidalara göre yerleştirme sırasında daha yüksek yerleştirme tork değerleri gösterdiği rapor edilmiştir (105).

2.3. Mini vidaya Kuvvet Yüklemesi İle İlgili Faktörler

2.3.1. Yükleme Zamanlaması

Ortodontik tedavilerde kullanılan mini vidalar, uygulama ve yükleme anı arasında geçen süre açısından erken yükleme ve geç yükleme şeklinde 2 farklı biçimde değerlendirilmektedirler. Literatürde mini vida yükleme zamanlaması ile ilgili olarak farklı fikirler yer almaktadır (30, 45, 47, 51, 69, 112). Bazı çalışmalarda geç yükleme yapılması tavsiye edilirken (112, 113), bazı çalışmalarda da erken yükleme ile geç yükleme arasında mini vida başarısı açısından farklılık olmadığı belirtilmiştir (1, 30, 47, 114). Zhang ve ark. (113) yapmış oldukları hayvan çalışmasında yükleme protokolünün mini vida başarısına ve osseointegrasyonuna olan etkisini incelemişlerdir. Çalışmadaki mini vidaların bir kısmına, yerleştirilmesinden hemen sonra, bir kısmına yerleştirilmesinden 2 hafta sonra ve diğer bir kısmına ise yerleştirilmesinden 4 hafta sonra yükleme yapılmıştır. Hemen yükleme yapılan gruptaki kemik – mini vida teması, 2 ve 4 hafta sonra yükleme yapılan gruplara kıyasla anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Araştırmacılar yerleştirmeden 4 hafta sonraki yükleme protokolünü tavsiye etmişlerdir. Wu ve ark. (112) yaptıkları çalışmada, yerleştirmeden sonraki ilk iki hafta içinde yapılan yüklemelerin kemik – mini vida ara yüzeyinde hasarlara neden olabileceğini ve dolayısı ile stabiliteyi olumsuz etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Yüklemenin yerleştirmeden 4 hafta sonra yapılmasını önermişlerdir. Bu çalışmaların

aksine, Chen ve ark (114) hemen yüklemenin mini vida osseointegrasyonunu engellemediği hatta kemik ile adaptasyonunu arttırabileceğini belirtmişlerdir.

Luzi ve ark. (87) da benzer şekilde hafif kuvvetlerle erken yükleme yapılan mini vidalarda, etrafındaki kemik dokusunda olumsuz yan etkiler meydana gelmediğini belirtmiştir. Hemen yükleme yapılan mini vidalarda uygulanan kuvvetin 50 N’u geçmemesi gerektiği belirtilmiştir (48). Bazı mini vida çalışmalarında erken yükleme protokolleri uygulanarak %80 - %90 aralığında mini vida başarıları elde edilmiştir (2, 50, 83, 90, 124).

2.3.2. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Miktarı

Çalışmalarda mini vidalara uygulanan ortodontik kuvvetler 50 gr – 400 gr arasında değişiklik göstermekle beraber, çoğunlukla 200 gr veya daha az kuvvet uygulanmıştır. Wehrbein ve ark. (116) köpek palatal kemiklerinde 1 N kuvvet uygulaması sonucu kontrol grubuna göre ilave kemik yapımı bulmamışlardır. Ancak kuvvet 2 N’a çıkınca baskı olan tarafta kontrol grubundan daha fazla ilave kemik yapımı gözlemişlerdir. Melsen ve Lang (117) kuvvet uygulanan grupta kontrol grubuna oranla daha fazla yeni kemik yapılanması bulmuşlardır. Erken yükleme yapılan ve fazla kuvvet uygulanmış mini vidaların yer değiştirdiği belirtildiğinden, 50 gr kuvvet ile başlayıp ilk iyileşme sonrasında kuvvetlerin arttırılmasının daha uygun olabileceği belirtilmiştir (65, 77, 106, 108).

Buna rağmen bazı çalışmalarda mini vidaların yer değiştirmesinin düşük kuvvetlerde de mümkün olduğu açıklanmıştır (108). Wang ve Lio (118) çalışmalarında vidanın yer değiştirmesini, 200 - 425 gr arası kuvvetin büyüklüğüne veya yönüne değil yükün süresine bağlamışlardır. Birçok araştırmacı fazla kuvvet kullanılmamasını ve fazla kuvvet uygulamalarının sonuçlarını daha iyi açıklayabilecek yeni çalışmaların yapılmasını tavsiye etmişlerdir (106, 116).

2.3.3. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi

Klinik çalışmalarda, mini vidalar üzerine kuvvet uygulama süresi 3 aydan 37 aya kadar değişiklik göstermektedir ve çoğunlukla bir yıla kadar olan süreler ele alınmıştır. Bu nedenle mini vidaların uzun dönem stabilitesiyle ilgili yeterli düzeyde bilgi bulunmamaktadır. Yapılan üç ayrı çalışmada mini vidaların sırasıyla 9, 5 ve 6,5 ay

sonra yer deşiştirdiği görülmüştür (77, 108, 119). Wang ve Liou (118) kuvvet uygulama süresiyle yer değiştirme miktarı arasında korelasyon bulmuşlar ve yüksek kuvvetin bu etkiyi arttırabileceğini belirtmişlerdir.

2.3.4. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü

Literatürde mini vidalara uygulanan ortodontik kuvvetin yönü ile mini vida stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceleyen birçok çalışma mevcuttur. Cheng ve ark. (45) lateral, torsiyonel ve ekstr ziv kuvvetlerden kaçınılmasını  onermektedir. Kim ve ark. (121) ise SLA yüzeyli mini vidaların saat yönünün tersine olan rotasyonel kuvvetlere karşı direnç gösterdiğini açıklamışlardır. Pickard ve ark. (11) mini vida oryantasyonu ile mini vida stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarında 1,8 mm çapında ve 6 mm uzunluğundaki mini vidaları insan kadavra mandibulasına yerleştirmişlerdir. Çalışmadaki mini vidalar 45  ve 90  olmak üzere 2 farklı yerleşim açısında kemiğe yerleştirilmiş, mini vidalara, mini vidalar hareketli hale gelene kadar çekme ve sıyırma kuvvetleri uygulanmıştır. Araştırmacılara göre çekme ve sıyırma kuvvetleri, genel olarak, klinikte mini vidalara uygulanan kuvvetlerden daha fazla olmalarına rağmen, mini vidaların stabilitesi ve materyal özellikleri ile ilgili olarak değerli bilgiler verebilmektedir. Çalışmanın sonuçlarına göre, uygulanan kuvvetin etki çizgisi ile aynı yönde eğimlenmiş mini vidaların sıyırma kuvvetlerine karşı stabilite değerleri en yüksek olmuş ve mini vida hareketli hale gelene kadar en yüksek kuvvet direnç değerlerini göstermişlerdir (253 ± 74.05 N). Uygulanan kuvvetin etki çizgisi ile ters yönde eğimlenen mini vidalar ise en düşük stabilite değerleri ve mini vida hareketli hale gelene kadar en düşük kuvvet direnç değerlerini göstermişlerdir (87 ± 27.2 N). Mini vida uzun eksenini, mini vidaya uygulanan kuvvetin etki çizgisine yakınladışık a, mini vida stabilitesinin arttığı belirtilmiştir. Uygulanan kuvvetin etki çizgisi ile ters yönde eğimlenmiş mini vidaların etrafındaki kortikal kemikte daha fazla stres birikiminin meydana geldiği, geometrik ve mekanik dezavantajlara bağlı olarak mini vida stabilitesinin azaldığı bildirilmiştir (11).

2.4. Mini vida Başarısını Etkileyen Diğer Faktörler

2.4.1. Oral hijyen

Ağız hijyeninin kontrol altında tutulması, mini vidaların ağız içerisinde sorunsuz bir şekilde korunmasında önemli bir rol oynamaktadır. Peri-implantitis, implant uygulamalarında başarıyı engelleyen sebeplerden biridir. Başarılı bir oral hijyen motivasyonu, peri-implantitisin engellenmesinde önemli faktörlerden biridir. Bunun için, hastaya oral hijyen eğitimi tam olarak verilmelidir. Gerek profilaktik amaçlı antibiyotikler, gerekse klorheksidin gargaralar, mini vidaların korunmasında kullanılmakla beraber (32, 47, 48, 106, 120, 144), bu uygulamaların mini vida başarısı üzerindeki etkisini gösteren bir çalışma yoktur. Park ve ark. (30), periimplantitis kontrolüyle başarının bağlantılı olduğunu belirtmişler ancak oral hijyen ölçümleriyle mini vida başarısı arasında korelasyon bulamamışlardır. Aynı zamanda ağzın sol tarafında daha yüksek başarı oranları rapor etmişlerdir (30). Bu sonuç dişini fırçalarken sağ elini kullanan hastaların sol taraf dişlerini daha iyi temizledikleri şeklinde yorumlanmaktadır (123).

2.4.2. Mobilite

Literatürde dental implantlarda iyileşmeyi engellemek için 100 mikrondan fazla hareketlerin yeterli olduğu ve fibröz kapsülleşmeye neden olabileceği gösterilmiştir (124). Park ve ark. (30) mini vida hareketliliğinin ve ortodontik kuvvetlerin düzenli olarak izlenmesini önermişlerdir ve kuvvetler 200 gr'dan az ise hareketli vidaların başarılı olabileceğini belirtmişlerdir.

2.4.3. Mini vida ve Osseointegrasyon

Ortodontik ankraj amaçlı mini vidalar, geçici ankraj aygıtları olduğundan, çıkarılmalarının da fazla prosedür gerektirmemesi arzu edilmektedir. Bunun için ortodontik ankraj amaçlı mini vidaların mekanik tutunma kabiliyetlerinin fazla olması ve osseointegre olmaması tercih edilmektedir. Yapılan bir hayvan çalışmasında, uygulamanın ilk haftasına oranla, 1 ay ve 3 ay sonraki değerlendirmelerde mini vida çevresindeki kemik miktarının arttığı görülmüştür (125). Kim ve ark. (121) yüzeyi pürüzlendirilmiş ve yüzeyi pürüzlendirilmemiş mini vidaların rotasyonel kuvvetlere

olan direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında, yüzeyi pürüzlendirilmiş (SLA) mini vidaların, daha düşük yerleştirme torkuna sahip olduklarını, ancak çıkarılmaları sırasında daha fazla çıkarma enerjisi gerektirdiğini belirtmişlerdir. Bunu da, yerleştirmenin hemen sonrasında oluşan osseointegrasyon ile açıklamışlardır. Ayrıca SLA mini vidaların saat yönünün tersine uygulanan kuvvetlere karşı direncinin daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. 1,8 x 8,5 mm boyutlarında 96 adet mini vidanın, yerleştirmeden 3 hafta sonra 150 gr'la yüklendiği çalışmalarının sonucunda, iyileşme süresi yeterli olduğunda, yüzey özelliği ne olursa olsun, osseointegrasyon gerçekleşeceğini belirtmişlerdir (121).

2.5. Primer Stabilite

Mini vidanın yerleştirilmesinden hemen sonra elde edilen tutuculuğa primer stabilite denmektedir. Yerleştirme torku ile ölçülen primer stabilite, mini vidanın klinik başarısı için önemlidir (8; 31; 32; 33).

2.6. Primer Stabilitayı Değerlendirme Yöntemleri

Primer stabiliteyi etkileyen faktörler; mini vidanın dizaynı (5, 8, 35, 6), kemik kalitesi (8, 32), yerleştirme prosedürü, mini vida yerleştirilecek olan bölgenin hazırlığı, rehber delik derinliği ve çapı (5, 37, 45), yerleştirme açısı (6, 11, 39) olarak gösterilmiştir. Primer stabilitenin değerlendirilmesinde gerek histolojik, gerekse klinik olarak farklı yöntemler denenmiştir. Çalışmalarda, mini vidaların primer stabilitelerinin değerlendirilmesi için perküsyon testi, radyolojik inceleme ve periotest cihazı ile yapılan ölçümler (73) (135) (136), rezonans frekans analizi (RFA) (145), yerleştirme torkunun ölçülmesi (37; 32; 144; 5; 138), çıkarma torkunun ölçülmesi (62; 38; 63) ve kuvvet direnci ölçümü (1; 73; 126; 146) (yükleme ve çekme-koparma testleri) gibi yöntemlerden yararlanılmaktadır.

2.7. Maksimum Yerleştirme Torku ve Çıkarma Torku

Maksimum yerleştirme torku (MYT) testleri, mini vidaların şekil ve yüzey özellikleri etkisi altında primer stabilitesini değerlendirmede kullanılmaktadır. MYT, mini vidaların kemik içerisinde tutunma direncini analiz etmede kullanılan önemli bir yöntemdir (36, 129). Mini vidaların çapı (5, 21, 8), uzunluğu (21), yerleştirme açısı (6),

uygulama derinliği (37), açılan rehber deliğin çapı (5, 37) ve derinliği (5) MYT'nu etkilemektedir. Mini vida çapının ve boyunun artması MYT değerlerinin de artmasına neden olmaktadır; ancak MYT değeri arttığında oluşabilecek doku hasarı ve mini vidanın kırılma riski de göz ardı edilmemelidir (62,102). Yapılan birçok çalışmada aksine görüş bildirilmesine rağmen (129), KKK'nın (kortikal kemik kalınlığı) MYT üzerinde etkili olduğu belirtilmiştir (5, 21, 32). Maksimum çıkarma torku (MÇT) mini vidaların mekanik tutunabilirliğinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (36, 62, 130). MYT değerlendirmesi, mini vida stabilitesini değerlendirmek için geliştirilmiş bir yöntem olsa da (128) MÇT mini vidaların primer stabilitelerinin değerlendirilmesinde daha anlamlı bir değerlendirme yöntemidir (62, 2, 131). Çıkarma torku ölçümleri implant-kemik ara yüzeyindeki biyomekanik durumu test etmektedir (130). Wilmes ve ark. (5) KKK'nın, mini vida dizaynı ve çapının ve rehber delik derinliği ve çapının mini vida stabilitesi üzerine etkisini test etmek amaçlı yaptıkları *in vitro* çalışmada domuz kalça kemiklerine 5 farklı mini vidayı, farklı çapta ve derinlikte rehber delikler açtıktan sonra uygulamışlardır. Ölçülen MYT değerleri, silindirik yapıya sahip 1,6 x 10 mm ve 1,6 x 8 mm mini vidalar için 9,12 Ncm ve 8,9 Ncm'dir. Konik yapıda olanlar için ise kaydedilen değerler şöyledir: 1,6 x 10 mm - 2,92 Ncm ve 1,6 x 8 mm - 2,48 Ncm. Çalışma sonucu, test edilen parametrenin mini vida stabilitesi üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Motoyoshi ve ark. (9) en ideal yerleştirme torku değerini saptamak amacıyla yaptıkları çalışmada 41 hasta üzerinde 124 adet 1,6 x 8,0 mm konik yapıda mini vidayı 1,3 mm çapında ve 8 mm derinliğinde rehber delik hazırladıktan sonra tork ölçer tornavida kullanarak uygulamışlar, MYT değerinin mini vida başarısı üzerindeki etkisini test etmişlerdir. Çalışmalarında % 85,5 oranında klinik başarı kaydedilmiştir. Mini vidaya en az 6 ay ortodontik kuvvet uygulanabilmesi Başarı kriteri olarak belirtilmiştir. Ortalama MYT değerleri yerleştirilen bölgeye göre 7,2 ve 13,5 Ncm arasında değişmektedir. Araştırmacılar, mini vidaların klinik başarısının arttırılması için, 1,6 mm çapında olanların 5 - 10 Ncm arasındaki MYT ile uygulanmasını önermişlerdir. Motoyoshi ve ark. (32) yapmış oldukları diğer bir klinik çalışmada KKK ve MYT'nun mini vida stabilitesine etkisini incelemişlerdir. 1,6 x 8,0 mm çapında mini vidalar 6 aylık süreçte ağrı veya klinik mobilite göstermiyorsa başarılı kabul edilmiştir. 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 yerleştirme torku ile karşılaştırıldığında 8 – 10 Ncm yerleştirme torku anlamlı şekilde başarıyı arttırmıştır. Sonuç olarak, mini vida uygulanan bölgede KKK en az 1 mm olması ve yerleştirilme torkunun 10 Ncm’yi geçmemesi önerilmiştir.

2.8. Kuvvet Direnci (KD)

Mini vida stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılan bir diğer yöntemde kuvvet direncinin ölçülmesidir (2, 57, 83, 129). Brinley ve ark. (57) kadavra kemiği ve yapay kemik üzerinde toplam 90 adet 6 mm uzuluğunda 1,6 mm ve 1,8 mm çapında mini vidaları kullanarak, oluk yapısının ve yiv eğiminin primer stabilite üzerine etkisini araştırdıkları çalışmada, MYT ve sıyırıp çıkarma kuvveti değerlerini ölçmüşlerdir. Yiv eğiminin etkisini test etmek için yivler arası mesafe 1,0 mm olan mini vidaların kontrol grubu ile test grubundaki 0,75 mm ve 1,25 mm olanlar ile karşılaştırılmıştır. MYT 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. Sonuç olarak bu çalışmada, oluklu yapının yerleştirme torkunu ve sıyırıp çıkarmaya karşı olan direnci arttırdığı, yivler arası mesafe azaldıkça yerleştirme torkunun arttığı ancak yerleştirme torku ile sıyırıp çıkarma direnci arasında pozitif bir korelasyon olduğunu belirtmişlerdir.

Morarend ve ark. (2) iki farklı boyutta (1,5 mm - 15 mm, 2,5 mm – 17 mm) 96 adet mini vidayı insan kadavra maksilla ve mandibulasına monokortikal ve bikortikal olarak uygulayıp, kuvvet dirençlerini karşılaştırmışlardır. Yerleştirme öncesi 1,5 mm çapındaki mini vidalar için 1,1 mm çapında, 2,5 mm çapındaki mini vidalar için 1,9 mm çapında rehber delikler hazırlanmıştır. Çalışmadaki bütün mini vidalar kemik yüzeyine dik olarak yerleştirilmiştir. İlk test için 24 büyük çaptaki mini vida ve 24 küçük çaptaki mini vida monokortikal olarak uygulanmıştır. İkinci test için 24 büyük çaptaki mini vida monokortikal, 24 küçük çaptaki mini vida bikortikal olarak uygulanmıştır. Mini vidalar yerleştirildikten sonra bütün mini vidalara Instron test cihazı ile mini vida uzun eksenine dik olacak şekilde mini vida 0,6 mm yer değiştirene kadar kuvvet uygulanmış ve mini vidaların kuvvet direnç değerleri ölçülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre, büyük çaptaki monokortikal mini vidalar, küçük çaptaki monokortikal mini vidalara göre daha yüksek ankraj değerlerine sahiptir. Ayrıca küçük çaplı bikortikal mini vidaların, büyük

aplı monokortikal olanlar ile en az eşit seviyede kuvvet direncine sahip olduğu belirtilmiştir.

Brettin ve ark.(83) monokortikal ve bikortikal uygulanan çapı aynı olan mini vidaların stabilitelerini karşılaştırmak için yaptıkları çalışmada, 1,5 mm çapında 10 mm uzunluğunda 44 mini vidayı insan kadavra maksilla ve mandibulasına uygulamışlardır. Mini vidalar yerleştirilmeden önce kemik yüzeyinde 1,1 mm çapında rehber delikler hazırlanmıştır. Çalışmadaki mini vidaların yarısı monokortikal, diğer yarısı bikortikal olarak uygulanmıştır. Yerleştirme sonrası bütün mini vidalara mini vida uzun eksenine dik olacak şekilde mini vida 1,5 mm hareket edene kadar kuvvet uygulanıp, KD değerleri llmştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, bikortikal uygulanan mini vidalar, monokortikal uygulanan mini vidalara göre hem maksilla hem de mandibulada daha fazla stabiliteye sahiptir. Alt çenede bukkal kemik kalınlığı arttıça monokortikal uygulanan mini vidaların KD değerlerinin arttığı, st çenede ise bukkal kemik kalınlığı artışının monokortikal uygulama için KD değerlerini etkilemediği ve her iki çene için kuvvet testi sonrası, monokortikal uygulanmış mini vidaların bikortikal uygulanmış olanlardan daha fazla mobilite gösterdiği açıklanmıştır. Bikortikal mini vidalar ortodontislere yüksek ankraj direnci sağlar ve monokortikal minividalara göre daha az kortikal kemik stresi ve üstün stabiliteye sahiptir. Çalışmanın sonuçlarına göre, mini vidaların bikortikal olarak uygulanması tavsiye edilmiştir.

Woodall ve ark.(148) yaptıkları sonlu elemanlar analiz çalışmasında, 1,5 mm çapında 11 mm uzunluğunda silindirik minividalar oluşturmuşlardır. Çalışmada minividalar farklı 3 açıda (30°, 60° ve 90°), kortikal kemik kalınlığı 1,79 mm olan kemik modellerine uygulanmıştır. Bu alışma içerisindeki paralel diğer bir çalışmada ise minividalar, insan kadavra maksilla ve mandibulasına yerleştirilmiştir. Instron test cihazı ile minividalara minivida başı 0,6 mm yer değiştirene kadar kuvvet uygulanıp, kuvvet direnç değerleri kaydedilmiştir. Araştırmacılar 0,6 mm'lik yer değiştirme miktarının klinik olarak hareketli hale gelen ve kaybedilen minividayı temsil edebileceğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, çalışmalarının sonuçlarında, 90° ile uygulanan minividaların 30° ve 60° ile uygulanan minividalara göre daha fazla ankraj değerine sahip olduğunu, kortikal kemikte oluşan stresin en çok 30° ile yerleştirilen minividalarda, en az 90° ile yerleştirilen minividalarda meydana geldiğini rapor etmişlerdir.

McManus ve ark. (138) mini vidaların MYT ve kuvvet dirençleri arasındaki ilişkiyi değerlendirmek için yaptıkları in-vitro çalışmada, 1,5 mm çapında, 11 mm uzunluğunda 96 mini vidayı insan kadavra maksilla ve mandibulasına yerleştirmişlerdir. Yerleştirme öncesi kemik yüzeyinde 1,1 mm çapında rehber delikler açılmıştır. Mini vidalara ait MYT ölçümleri dijital tork ölçer tornavida ile gerçekleştirilmiştir. Mini vidalara Instron test cihazı ile mini vida uzun eksenine dik olacak şekilde, oklüzal düzleme paralel yönde, yükleme yapılmıştır. Mini vidaların yer değiştirme miktarları yaklaşık 1,5 mm olmasına rağmen sadece ilk 0,6 mm'lik yer değiştirme sırasındaki kuvvet direnç değerleri kaydedilmiştir. Çalışmanın bulgularına göre, maksillaya uygulanan mini vidaların ortalama MYT değeri $4,65 \pm 3,37$ Ncm, mandibulaya uygulanan mini vidaların ortalama MYT değeri $8,64 \pm 5,42$ Ncm'dir. Araştırmacılar çalışmanın sonuçlarında 5 Ncm'den daha yüksek yerleştirme torkları ile yerleştirilen mini vidaların, 5 Ncm'den daha az yerleştirme torku ile uygulanan mini vidalara göre daha stabil olduğunu belirtmişlerdir. Yüksek yerleştirme torku ile yerleştirilen mini vidaların harekete karşı dirençleri, düşük yerleştirme torku ile yerleştirilen mini vidaların harekete karşı dirençlerine göre daha fazla bulunmuştur

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Gereçler

3.1.1. Kemik modelleri

Çalışmadaki bütün mini vidalar, sığır kalça kemiğinden elde edilen örneklerle, laboratuvar ortamında uygulandı. Taze kemikler, herhangi bir hastalığı bulunmayan hayvanları kullanarak sertifikalı ürünler sunan güvenilir et ve et ürünleri firmalarından tedarik edildi. Bütün sığır kalça kemik blokları belirlenen ölçülerde özel olarak kesildi. Kemik modelleri; eni, boyu ve yüksekliği 15'er mm olacak şekilde hazırlandı. (Şekil 3,1.a. Şekil 3,1.b.).



Şekil 3.1.a. Sığır kalça kemiğinden elde edilen kemik modelinin üstten görünümü



Şekil 3.1.b. kemik modelinin yandan görünümü

3.1.2. Mini vidalar

Çalışmamızda; 1,6 mm çapında 8 mm uzunluğunda (1,6 x 8), 1,6 mm çapında 10 mm uzunluğunda (1,6 x 10), 2 mm çapında 8 mm uzunluğunda (2 x 8) ve 2 mm çapında 10 mm uzunluğunda (2 x 10) olmak üzere dört farklı boyutta titanyumdan üretilen, silindirik, *self-drilling* özelliğe sahip 160 adet Dual Top (Jeil Medical Corporation, Seul, Kore) mini vida kullanılmıştır (Şekil 3,2).



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan dört farklı boyutta Dual Top mini vida

3.1.3. Mini vida Uygulama ve Çıkarma Anahtarı

Çalışmamızda kemik yüzeylerine mini vidaların yerleştirilmesi ve çıkarılması sırasında mini vidalar için özel olarak üretilmiş yerleştirme ve çıkarma anahtarı (Dual Top, Jeil Medical Corporation, Seoul, Kore) kullanıldı (Şekil 3,3).



Şekil 3.3. Mini vida uygulama ve çıkarma anahtarı

3.1.4. Tork Ölçer Tornavida

Mini vidaların maksimum yerleştirme ve çıkarma tork değerlerinin ölçülmesinde dijital tork ölçer tornavida (Checkline TSD 50, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Tork ölçer tornavida

3.1.5. Kuvvet Testi Cihazı

Kuvvet testi, fakültemizde bulunan dijital mekanik test cihazı (M500, 25kN; Testometric, Rochdale, Lancashire, İngiltere) ile gerçekleştirildi. (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Testometric cihazı

3.1.6. Uygulama Sehpası ve Açılı Aparat

Çalışmamız sırasında, kemik modellere mini vidaları yerleştirirken, kemik modelini sabitlemek ve tornavida açılmasını sağlıklı olarak yapabilmek amacıyla Uyar (68)'ın kullandığına benzer bir düzenek planlandı. Ahşap bir iskele üzerine yerleştirdiğimiz açılma ölçer, tornavida taşıyıcı sistem ile birleştirildi. Bu sayede her türlü açıda mini vida uygulamasının, elle yapılabileceğinden daha hassas bir düzende

yapılması sağlandı. Ayrıca ahşap iskelenin orta bölgesine iki taraflı yerleştirilen 3 adet uzun vida sayesinde ve modellere uygun hazırlanmış tahta aparatla, kemik modellerin istenilen pozisyonda sabitlenebilme imkanı elde edilmiştir.



Şekil 3.6. Uygulama sehpası

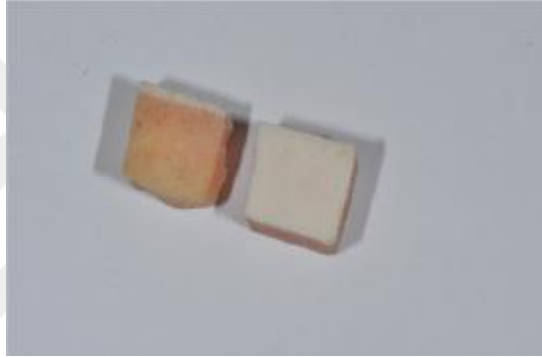


Şekil 3.7. Açılı aparat ve tornavida taşıyıcı parça

3.2. Yöntem

3.2.1. Kemik Bloklarının Seçilmesi

Çalışmadaki bütün mini vidalar, laboratuvar ortamında, sığır kalça kemiğinden elde edilen örneklerle uygulanmıştır. Sığır kalça kemiğinin kortikal kemik kalınlığı 1 – 2 mm değerleri arasında değişmektedir (67. 96). Bu değerler, insan üst çene ve alt çene kortikal kemik kalınlığı değerleri ile uyumludur. Kemikler, herhangi bir hastalığı bulunmayan hayvanları kullanarak sertifikalı ürünler sunan et ve et ürünleri firmalarından tedarik edildikten sonra kullanılacak kısımları ana kemikten kesilerek ayrılmıştır.



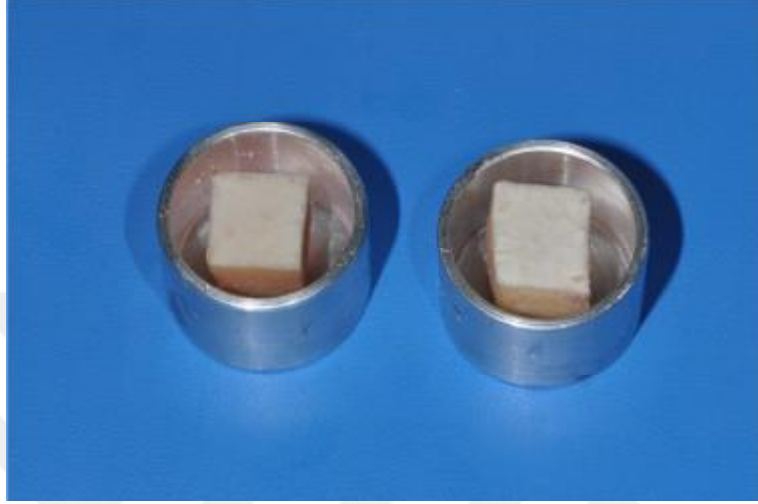
Şekil 3.8. Kemik modellerin örnekleri



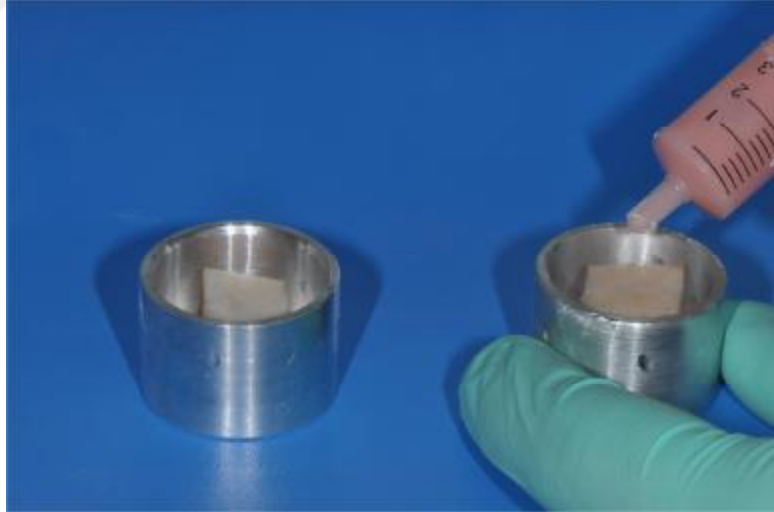
Şekil 3.9. Kemik bloğunun yerleştirildiği metal şablon

3.2.2. Kemik Bloklarının Hazırlanması

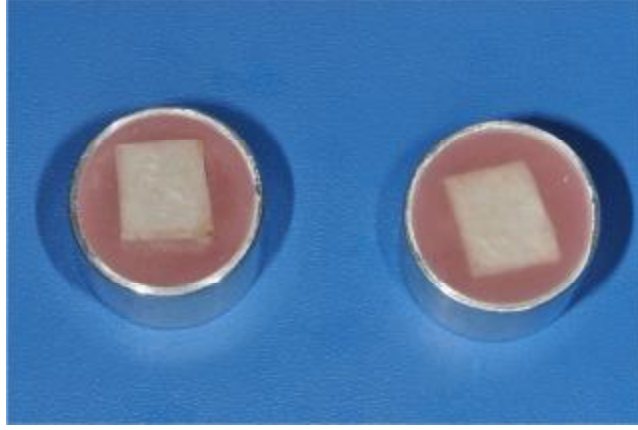
Kemik blokları sıvı kıvamda hazırlanan soğuk akrilik (Imicryl, Londra, İngiltere) içerisine, üst yüzeyi tamamen dışarda kalacak şekilde gömülmüştür (Şekil 3.10.a., Şekil 3.10.b., Şekil 3.10.c).



Şekil 3.10.a. Kemik modellerin akriliğe gömülmeden önceki görünümü



Şekil 3.10.b. Kemik modellerin akriliğe gömülmesi



Şekil 3.10.c. Akriliğe gömülmüş kemik modelleri

3.2.3. Kemik Örneklerine Mini vidanın Uygulanması

Çalışmamızda; 40 adet 1,6x8, 40 adet 1,6x10, 40 adet 2x8 ve 40 adet 2x10 mm boyutlarında olacak şekilde 160 adet mini vida uygulandı. Mini vidalar 90° ve 70° açıyla kemik bloklarına yerleştirildi.

Tablo 3.1. Çalışmamızda kullanılan mini vidaların dağılımı.

Mini vida grubu	Yerleştirme açısı	Mini vida sayısı
1,6 X10	90°	20
1,6 X10	70°	20
1,6 X 8	90°	20
1,6 X 8	70°	20
2 X 10	90°	20
2 X 10	70°	20
2 X 8	90°	20
2 X 8	70°	20

Self-drilling özelliğe sahip Dual Top mini vidalar rehber delik açılmaksızın laboratuvarında geliştirdiğimiz açılı mini vida yerleştirme aparatı ile kemik bloklarına yerleştirildi.(Şekil 3.11a, Şekil 3.11.b).



Şekil 3.11.a. Açılı yerleştirme aparatı



Şekil 3.11.b. Kemik bloklarına mini vidaların yerleştirilmesi

3.2.4. Maksimum Yerleştirme Torku Değerlerinin Ölçülmesi

Mini vidalar kemik örneklerine yerleştirilirken son turlara kadar olan uygulamalar Dual Top (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) tornavida ile gerçekleştirildi. Maksimum yerleştirme torku değerlerinin ölçülebilmesi için mini vida

son uygulanma mesafesinden daha az sıkıldı. Bırakılan mesafenin belirlenmesinde 2 mm kalınlıkları olan bir aparat kullanıldı.

Normal mini vidalar yerleştirilirken son sıkılma işlemi öncesi 2 mm kalınlığındaki aparat yardımı ile 2 mm'lik mesafe bırakılmıştır. Bu mesafenin 1 mm'si tork ölçer tornavida ile sıkılmış ve maksimum yerleştirme tork değerleri kaydedilmiştir. (Şekil 3.12.a.- Şekil 3.12.b.). Bırakılan diğer 1 mm'lik mesafe ise mini vidanın yaka kısmıdır ve klinikte dişetinin bulunduğu bölgeyi temsil etmektedir.



Şekil 3.12.a. Maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi (70° yerleştirme açısı)



Şekil 3.12.b. Maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi (90° yerleştirme açısı)

Çalışmadaki bütün mini vidalar belirtilen yöntemler ile yerleştirildi ve elde edilen maksimum yerleştirme tork değerleri kaydedildi.

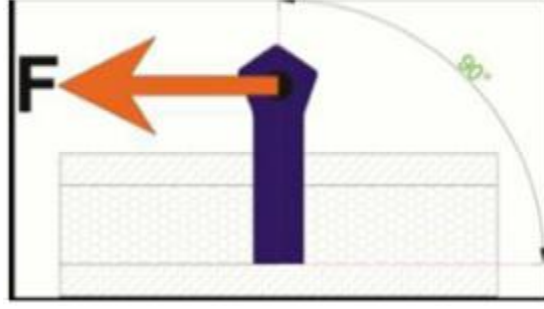
3.2.5. Kuvvet Direnci Testinin Uygulanması ve Değerlerin Ölçülmesi

Kuvvet direnci testi testometrik cihazında gerçekleştirilmiştir. 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 her bir mini vida başı 1,5 mm yer değiştirinceye kadar kuvvet uygulanmıştır. Mini vidaların gösterdikleri maksimum kuvvet direnç değerleri N birimiyle, oluşturulan tabloya kaydedilmiştir. (Şekil 3.13.).

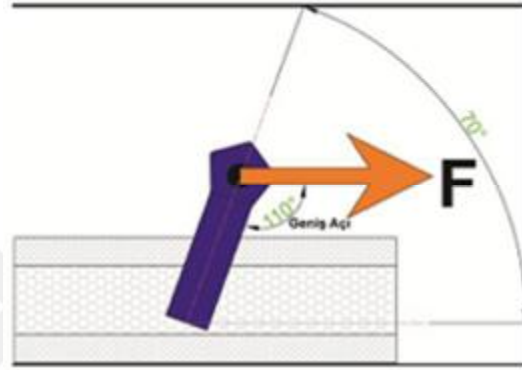


Şekil 3.13. Kuvvet direnci testinin uygulanması

Çalışmamızda kemik bloklara yerleştirilmiş olan 160 adet dört farklı mini vida farklı yönlerdeki kuvvet direnci testi uygulamaları için her biri 20'şer mini vidadan oluşan 8 ayrı gruba ayrılmıştır. Kuvvet direnci testinde, 70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan mini vidalara geniş açı yönünde, 90°'lik açı ile yerleştirilmiş olan mini vidalara tek yönde yükleme yapılmıştır. Mini vidaların kuvvet uygulama yönlerine göre dağılımı Tablo 3.2'de belirtilmiştir. 70° ile yerleştirilmiş olan mini vidalara, mini vida uzun eksenine ile kuvvet çizgisi arasında geniş açı oluşacak şekilde kuvvet uygulanmıştır. 90° ile yerleştirilen mini vidalara, mini vida uzun eksenine dik olacak şekilde tek bir yönde kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.14.a., şekil 3.14.b.).



Şekil 3.14.a. 90° mini vida grubuna uygulanan kuvvetin yönü



Şekil 3.14.b. 70° mini vida grubuna uygulanan kuvvetin yönü

Tablo 3.2. Mini vidaların kuvvet direnci testine göre dağılımı

Grup Numarası	Grup İsmi	Yerleştirme Açısı	Mini vida Sayısı
1.6 X10	90° Mini vida	90°	20
1.6 X10	70° Geniş Açı	70°	20
1.6 X8	90° Mini vida	90°	20
1.6 X8	70° Geniş Açı	70°	20
2 X 10	90° Mini vida	90°	20
2 X 10	70° Geniş Açı	70°	20
2 X 8	90° Mini vida	90°	20
2 X 8	70° Geniş Açı	70°	20



Şekil 3.15. 90° açı grubuna kuvvet direnci testinin uygulanması



Şekil 3.16. 70° geniş açı grubuna kuvvet direnci testinin uygulanması

3.3. İstatistiksel Yöntem

Tüm istatistiksel değerlendirmeler bilgisayar ortamında SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS for Window 17.00, SPSS Inc, Chicago) paket programında gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada yapılan tüm testler %95 güven aralığında yapılmıştır. Farklı açıdaki mini vidaların kıyaslanmasında T-Testi analizi kullanılmıştır. Tüm grupların birbiriyle kıyaslanmasında ANOVA testi, çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni Düzeltmeli Post-Hoc testi kullanıldı.

4. BULGULAR

Çalışma grubunda dört farklı boyutta titanyumdan üretilen, silindirik, self-drilling özelliğe sahip 160 adet Dual Top (Jeil Medical Corporation, Seul, Kore) mini vida kullanılarak testler uygulanmış, MYT ve KD verileri değerlendirilmiştir

4.1. Maksimum Yerleştirme Torku ile İlgili Bulgular

70° ve 90° yerleştirme açılarında, grupların maksimum yerleştirme torku değerleri Tablo 4.1.ve 4.2.'de belirtilmiştir.

1,6x8 mm grubunda(40 adet) 20 adet 70°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vidaların ortalama MYT değeri, 20 adet 90°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vida grubunun ortalama MYT değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,001$).

1,6x10 mm grubunda(40 adet) 20 adet 70°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vidalar ortalama MYT değeri 20 adet 90°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vida grubunun ortalama MYT değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,001$).

2.0 x 8 mm grubunda(40 adet) 20 adet 70°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vidalar ortalama MYT değeri 20 adet 90°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vida grubunun ortalama MYT değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,001$).

2.0 x10 mm grubunda(40 adet) 20 adet 70°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vidalar ortalama MYT değeri 20 adet 90°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vida grubunun ortalama MYT değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,001$).

Çalışmamızda 70°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vidalar ile 90°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vidaların, maksimum yerleştirme tork değerleri karşılaştırıldığında, 70°'lik açı ile yerleştirilen grupların maksimum yerleştirme tork değerleri, 90°'lik açı ile yerleştirilen grupların maksimum yerleştirme tork değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,001$) (Tablo 4.7., Şekil 4.1.).

Tablo 4.1. Çalışma grubunda yerleştirme tork değerleri (Ncm) karşılaştırılması

Gruplar	n	Açı	Açı	p
		70° (n=20)	90° (n=20)	
		(Ortalama ± Std. sapma)	(Ortalama ± Std. sapma)	
1.6x8	40	13.00±0.92	10.20±0.70	<0.001
1.6x10	40	14.30±0.97	11.72±0.97	<0.001
2.0x8	40	16.29±0.95	13.16±0.77	<0.001
2.0x10	40	17.62±0.92	14.73±0.96	<0.001

Çalışmamızda, çapları aynı olan farklı uzunluktaki mini vidalar arasında maksimum yerleştirme tork değerlerinde 1 Ncm’lik istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Çapları farklı olan, aynı uzunluktaki mini vidaların maksimum yerleştirme tork değerleri istatistiksel olarak 3 Ncm gibi anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. 1,6x8 mm grubunda 70°’lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vidaların ortalama MYT değeri, 2.0 x 8 mm 90°’lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vidaların ortalama MYT değerine yakın bulunmuştur.

1,6x10 mm grubunda 70°’lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vidaların ortalama MYT değeri, 2.0 x 10 mm 90°’lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vidaların ortalama MYT değerine yakın çıkmıştır.

Tablo 4.2. Yerleştirme tork değerlerinin gruplar arasında çoklu karşılaştırılması

Grup 1	Grup 2	Ortalama Fark	Std.Hata	P	%95 Doğrulukta
1.6x8, 90°	1.6x8, 70	-2.80	0.19	<0.001	-3.48 to -2.12
	1.6x10, 90	-1.52	0.21	<0.001	-2.30 to -0.74
	1.6x10, 70	-4.10	0.33	<0.001	-5.30 to -2.90
	2.0x8, 90	-2.96	0.22	<0.001	-3.72 to -2.18
	2.0x8, 70	-6.09	0.31	<0.001	-7.23 to -4.95
	2.0x10, 90	-4.53	0.29	<0.001	-5.57 to -3.48
	2.0x10, 70	-7.42	0.25	<0.001	-8.32 to -6.52
1.6x8, 70°	1.6x8, 90	2.80	0.19	<0.001	2.12 to 3.48
	1.6x10, 90	1.28	0.24	<0.001	0.42 to 2.14
	1.6x10, 70	-1.30	0.32	0.018	-2.46 to -0.14
	2.0x8, 90	0.16	0.23	1.000	-1.00 to 0.68
	2.0x8, 70	-3.29	0.29	<0.001	-4.34 to -2.24
	2x10, 90	-1.73	0.37	0.005	-3.09 to -3.37
	2x10, 70	-4.62	0.35	<0.001	-5.87 to -3.37
1.6x10, 90°	1.6x8, 90	1.52	0.21	<0.001	0.74 to 2.30
	1.6x8, 70	-1.28	0.24	<0.001	-2.14 to -0.42
	1.6x10, 70	-2.58	0.31	<0.001	-3.69 to -1.46
	2.0x8, 90	-1.44	0.23	<0.001	-2.29 to -0.59
	2.0x8, 70	-4.57	0.35	<0.001	-5.83 to -3.31
	2.0x10, 90	-3.01	0.32	<0.001	-4.19 to -1.83
	2.0x10, 70	-5.90	0.31	<0.001	-7.03 to -4.77
1.6x10, 70°	1.6x8, 90	4.10	0.33	<0.001	2.90 to 5.30
	1.6x8, 70	1.30	0.32	0.018	0.14 to 2.46
	1.6x10, 90	2.58	0.31	<0.001	1.46 to 3.69
	2.0x8, 90	1.14	0.26	0.009	0.19 to 2.09
	2.0x8, 70	-1.99	0.27	<0.001	-2.98 to -0.99
	2.0x10, 90	-0.43	0.28	1.000	-1.44 to 0.58
	2.0x10, 70	-3.32	0.30	<0.001	-4.39 to -2.25
2.0x8, 90°	1.6x8, 90	2.96	0.22	<0.001	2.18 to 3.74
	1.6x8, 70	0.16	0.23	1.000	-0.68 to 1.00

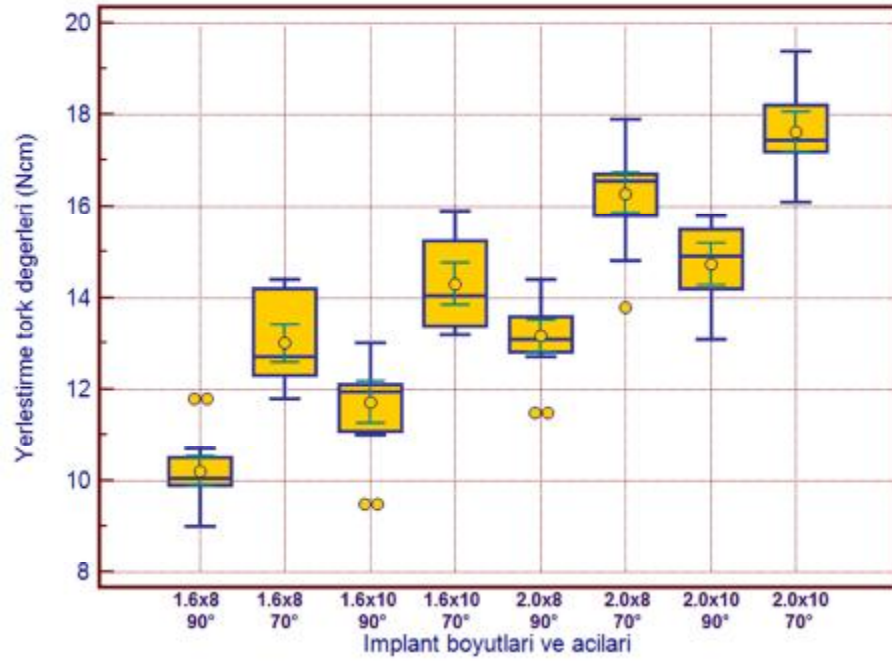
	1.6x10, 90	1.44	0.23	<0.001	0.59 to 2.29
	1.6x10, 70	-1.14	0.26	0.009	-2.09 to -0.19
	2.0x8, 70	-3.13	0.30	<0.001	-4.21 to -2.05
	2.0x10, 90	-1.57	0.28	<0.001	-2.58 to -0.56
	2.0x10, 70	-4.46	0.23	<0.001	-5.29 to -3.63
2.0x8, 70°	1.6x8, 90	6.09	0.31	<0.001	4.95 to 7.23
	1.6x8, 70	3.29	0.29	<0.001	2.24 to 4.34
	1.6x10, 90	4.57	0.35	<0.001	3.31 to 5.83
	1.6x10, 70	1.99	0.27	<0.001	0.99 to 2.98
	2.0x8, 90	3.13	0.30	<0.001	2.05 to 4.21
	2.0x10, 90	1.56	0.27	<0.001	0.57 to 2.54
	2.0x10, 70	-1.33	0.31	0.010	-2.45 to -0.21
2.0x10, 90°	1.6x8, 90	4.53	0.29	<0.001	3.48 to 5.57
	1.6x8, 70	1.73	0.37	0.005	0.37 to 3.09
	1.6x10, 90	3.01	0.32	<0.001	1.83 to 4.19
	1.6x10, 70	0.43	0.28	1.000	-0.58 to 1.44
	2.0x8, 90	1.57	0.28	<0.001	0.56 to 2.58
	2.0x8, 70	-1.56	0.27	<0.001	-2.54 to -0.57
	2.0x10, 70	-2.89	0.27	<0.001	-3.88 to -1.90
2.0x10, 70°	1.6x8, 90	7.42	0.25	<0.001	6.52 to 8.32
	1.6x8, 70	4.62	0.35	<0.001	3.37 to 5.87
	1.6x10, 90	5.90	0.31	<0.001	4.77 to 7.03
	1.6x10, 70	3.32	0.30	<0.001	2.25 to 4.39
	2.0x8, 90	4.46	0.23	<0.001	3.63 to 5.29
	2.0x8, 70	1.33	0.31	0.010	0.21 to 2.45
	2.0x10, 90	2.89	0.27	<0.001	1.9 to 3.88

1,6 x 10 mm 70° ile yerleştirilmiş olan mini vidaların MYT değeri ile 2.0 x8, 90° yerleştirilmiş mini vidaların MYT değerleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır (p=1.000).

1,6 x 8 mm 70° ile yerleştirilmiş olan mini vidaların MYT'si, 1,6 x 10 90° yerleştirilmiş mini vidaların MYT'sine göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=<0.001).

1,6 x 8 mm 90° göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=<0.001). ile yerleştirilmiş olan mini vidaların MYT ile 1,6x10 70° yerleştirilmiş mini vidaların MYT'sine

1,6 x 10 mm 70° ile yerleştirilmiş olan mini vidaların MYT'si ile 2.0x10 90° yerleştirilmiş mini vidaların MYT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=1.000).



Şekil 4.1. Yukardaki box-plot grafiğinde bütün grupların boyut ve açıları ile MYT'leri arasındaki ilişki belirtilmiştir.

4.2. Kuvvet Direnci Testi ile İlgili Bulgular

Çalışmamızda, yerleştirilmiş olan 160 adet mini vida farklı yönlerdeki (70°, 90°) KD testi uygulamaları için her biri 20'şer mini vidadan oluşan 8 ayrı gruba ayrılmıştır. Kuvvet direnci testinde, 70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan mini vidalara ve 90°'lik açı ile yerleştirilmiş olan mini vidalara kuvvet uygulanmıştır. Çalışmamızda, 70°'lik açı ile yerleştirilen grupların kuvvet direnci değerleri, 90°'lik açı ile yerleştirilen grupların kuvvet direnci değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur($p=0,001$).

Çalışmada uygulanan 160 mini vidanın kuvvet direnç testi sonuçları Tablo 4.3., 4.4.

Tablo 4.3. Mini vidada 1.5 mm sapma olduğunda kuvvet direnci (N) değerlerinin karşılaştırılması

Gruplar	n	Açı	Açı	p
		70° (n=20)	90° (n=20)	
		(Ortalama ± Std. sapma)	(Ortalama ± Std. sapma)	
1.6x8	40	203.64±22.08	170.39±18.11	<0.001
1.6x10	40	228.20±17.17	188.11±16.17	<0.001
2.0x8	40	259.23±25.14	215.18±21.04	<0.001
2.0x10	40	286.65±29.83	236.92±25.29	<0.001

1,6x8 mm grubunda (40 adet) 20 adet 70°'lik açı ile yerleştirilen mini vidaların ortalama KD değeri, 20 adet 90°'lik açı ile uygulanan mini vida grubunun ortalama KD değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,001).

1,6x10 mm grubunda (40 adet) 20 adet 70°'lik açı ile yerleştirilen mini vidaların ortalama KD değeri, 20 adet 90°'lik açı ile uygulanan mini vida grubunun ortalama KD değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,001).

2.0 x8 mm grubunda (40 adet) 20 adet 70°'lik açı ile yerleştirilen mini vidaların ortalama KD değeri, 20 adet 90°'lik açı ile uygulanan mini vida grubunun ortalama KD değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,001).

2.0 x 10 mm grubunda (40 adet) 20 adet 70°'lik açı ile yerleştirilen mini vidaların ortalama KD değeri, 20 adet 90°'lik açı ile uygulanan mini vida grubunun ortalama KD değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,001).

1,6x8 mm grubunda 70°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vidaların ortalama KD değeri, 2.0x 8 mm 90°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vida grubunun ortalama KD değerine yakın bulunmuştur.

1,6x10 mm grubunda 70°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vidaların ortalama KD değeri, 2.0 x 10 mm 90°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vida grubunun ortalama KD değerine yakındır.

Tablo 4.4. Kuvvet direnc değerlerinin gruplar arası çoklu karşılaştırılması

Grup 1	Grup 2	Ortalama Fark	Std. Hata	P	%95 Doğrulukta
1.6x8, 90°	1.6x8, 70	-33.24	5.95	<0.001	-54.85 to -11.64
	1.6x10, 90	-17.71	5.71	0.163	-38.43 to 3.00
	1.6x10, 70	-57.80	5.80	<0.001	-78.84 to -36.76
	2.0x8, 90	-44.79	5.92	<0.001	-66.26 to -23.31
	2.0x8, 70	-88.84	6.45	<0.001	-112.24 to -65.44
	2.0x10, 90	-66.52	6.67	<0.001	-90.73 to -42.32
	2.0x10, 70	-116.26	6.14	<0.001	-138.55 to -93.96
1.6x8, 70°	1.6x8, 90	33.24	5.95	<0.001	11.64 to 54.85
	1.6x10, 90	15.53	4.22	0.044	0.22 to 30.84
	1.6x10, 70	-24.56	5.71	0.010	45.29 to -3.83
	2.0x8, 90	-11.54	6.59	1.000	-35.47 to 12.38
	2.0x8, 70	-55.59	6.08	<0.001	-77.66 to -33.53
	2.0x10, 90	-33.28	8.77	0.034	-65.11 to -1.45
	2.0x10, 70	-83.01	9.86	<0.001	-118.81 to -47.22
1.6x10, 90°	1.6x8, 90	17.71	5.71	0.163	-3.00 to 38.43
	1.6x8, 70	-15.53	4.22	0.044	-30.84 to -0.22
	1.6x10, 70	-40.09	4.98	<0.001	-58.16 to -22.02
	2.0x8, 90	-27.07	4.51	<0.001	-43.44 to -10.70
	2.0x8, 70	-71.12	6.78	<0.001	-95.73 to -46.51
	2.0x10, 90	-48.81	6.99	<0.001	-74.19 to -23.43
	2.0x10, 70	-98.54	8.44	<0.001	-129.19 to -67.89
1.6x10, 70°	1.6x8, 90	57.80	5.80	<0.001	36.76 to 78.84
	1.6x8, 70	24.56	5.71	0.010	3.83 to 45.29
	1.6x10, 90	40.09	4.98	<0.001	22.02 to 58.16
	2.0x8, 90	13.02	7.37	1.000	-13.74 to 39.77
	2.0x8, 70	-31.03	5.37	<0.001	-50.52 to -11.55
	2.0x10, 90	-8.72	6.58	1.000	-32.59 to 15.15
	2.0x10, 70	-58.45	7.34	<0.001	-85.11 to -31.80
2.0x8, 90°	1.6x8, 90	44.79	5.92	<0.001	23.31 to 66.26
	1.6x8, 70	11.54	6.59	1.000	-12.38 to 35.47

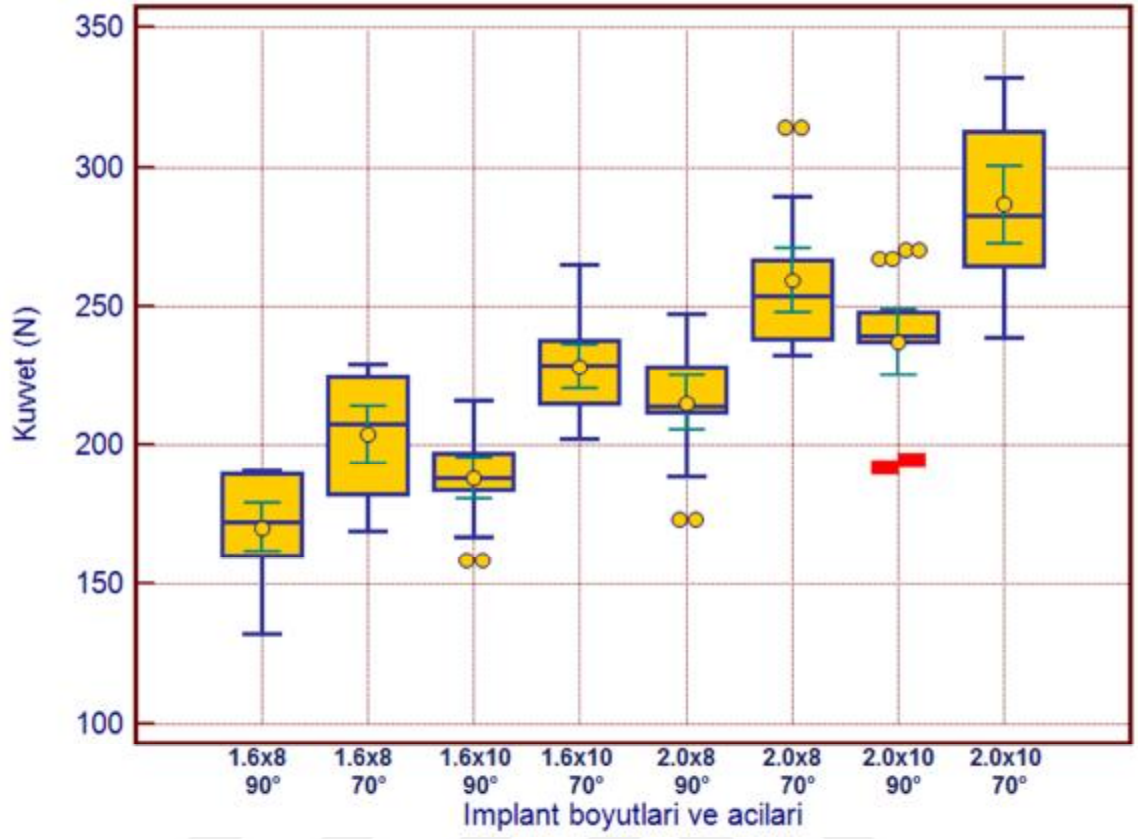
	1.6x10, 90	27.07	4.51	<0.001	10.70 to 43.44
	1.6x10, 70	-13.02	7.37	1.000	-39.77 to 13.74
	2.0x8, 70	-44.05	8.96	0.002	-76.56 to -11.54
	2.0x10, 90	-21.74	9.16	0.795	-54.99 to 11.52
	2.0x10, 70	-71.47	7.48	<0.001	-98.63 to -44.31
2.0x8, 70°	1.6x8, 90	88.84	6.45	<0.001	65.44 to 112.24
	1.6x8, 70	55.59	6.08	<0.001	33.53 to 77.66
	1.6x10, 90	71.12	6.78	<0.001	46.51 to 95.73
	1.6x10, 70	31.03	5.37	<0.001	11.55 to 50.52
	2.0x8, 90	44.05	8.96	0.002	11.54 to 76.56
	2.0x10, 90	22.31	6.19	0.053	-0.16 to 44.78
	2.0x10, 70	-27.42	9.55	0.274	-62.10 to -7.26
2.0x10, 90°	1.6x8, 90	66.52	6.67	<0.001	42.32 to 90.73
	1.6x8, 70	33.28	8.77	0.034	1.45 to 65.11
	1.6x10, 90	48.81	6.99	<0.001	23.43 to 74.19
	1.6x10, 70	8.72	6.58	1.000	-15.15 to 32.59
	2.0x8, 90	21.74	9.16	0.795	-11.52 to 54.99
	2.0x8, 70	-22.31	6.19	0.053	-44.78 to 0.16
	2.0x10, 70	-49.73	9.37	0.001	-83.73 to -15.73
2.0x10, 70°	1.6x8, 90	116.26	6.14	<0.001	93.96 to 138.55
	1.6x8, 70	83.01	9.86	<0.001	47.22 to 118.81
	1.6x10, 90	98.54	8.44	<0.001	67.89 to 129.19
	1.6x10, 70	58.45	7.34	<0.001	31.80 to 85.11
	2.0x8, 90	71.47	7.48	<0.001	44.31 to 98.63
	2.0x8, 70	27.42	9.55	0.274	-7.26 to 62.10
	2.0x10, 90	49.73	9.37	0.001	15.73 to 83.73

1,6 x 10 mm 70° ile yerleştirilmiş olan mini vidaların KD'si ile 2x8, 90° yerleştirilmiş mini vidaların KD'si arasında anlamlı fark bulunmamıştır (p=1.000).

1,6 x 8 mm 90° ile yerleştirilmiş olan mini vidaların KD'si 1,6x10 70° yerleştirilmiş mini vidaların KD'sine göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=<0.001).

1,6 x 8 mm 70° ile yerleştirilmiş olan mini vidaların KD'si ile (2.0 x 8) 90° yerleştirilmiş mini vidaların KD'si arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=1.000).

1,6 x 10 mm 70° ile yerleştirilmiş olan mini vidaların KD'si ile (2.0 x 10) 90° yerleştirilmiş mini vidaların KD'si arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=1.000).



Şekil 4.2. Yukardaki box-plot grafiğinde bütün grupların boyut ve açıları ile KD'leri arasındaki ilişki belirtilmiştir.

5. TARTIŞMA

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Ankrajın kontrolü, ortodontik tedavilerin önemli faktörlerden birisidir. Mini vidalar son dönemlerde, istenmeyen diş hareketleri ve kuvvetlere karşı direnç sağlamak amacıyla kullanılan, geçici iskeletsel destek aygıtlarıdır. Tedavi sürecinde ve hasta uymunun yetersiz olduğu durumlarda istenen diş hareketlerinin elde edilmesinde eksik ya da yetersiz kalabilmektedir. Son zamanlarda, diş hareketleri sırasında gereken ankrajın sağlanması için mini vidalar klinik uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Diş hareketleri sırasında, hareket edebilme ihtimali olan yerine, hareketsiz olan mini vidalardan ankraj alınması, daha iyi ankraj kontrolü sağlamaktadır. Ancak yinede farklı etkenlere bağlı olarak mini vidaların başarısız olma olasılığı da vardır.

Literatürde birçok çalışmada değerlendirilmiş olan mini vidaların başarısında en önemli faktörlerin başında primer stabilitesi, mini vidanın yerleştirilmesinden hemen sonra elde edilen mekanik kilitlenmeyi belirtmekte ve mini vidanın ortodontik kuvvetlere karşı verdiği cevapta önemli rol etkiye sahiptir (5,31). Ortodontik ankraj amaçlı kullanılan mini vidaların istenilen süreye kadar stabil kalmaları, primer stabilitesiyle yakından ilişkilidir. Primer stabilitesini etkileyen faktörler; Mini vida dizaynı ve çapı (5,6,8), kemik miktarı ve kalitesi(8,32), mini vida uygulanacak olan bölgenin hazırlığı (5,37,118), yerleştirme yöntemi(74,132), ve yerleştirme açısıdır(6,39).

Mini vida primer stabilitesini, farklı kuvvet uygulama yönlerinde(11; 135; 147), farklı yerleştirme açılarında(6; 133; 148) ve farklı mini vidaların dizaynında(5; 8; 138) değerlendiren çalışmalar mevcuttur ancak, dört farklı boyuta sahip olan mini vidaların, iki farklı yerleştirme açılarında ve farklı yönlerde uygulanan kuvvetler karşısında stabilite değerlerini karşılaştıran yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Bu bilgiler ışığında, bu çalışmada, in vitro koşullarda farklı iki açıda yerleştirilen dört farklı mini vidanın, iki farklı yönde uygulanan kuvvet karşısında, yerleştirme torku değeri ve kuvvet direnci değerlerini analiz etmek, primer stabilitelerini karşılaştırmak amaçlanmıştır.

Bu zamana kadar ki mini vida çalışmalarında, mini vida yerleştirilecek kemik modeli olarak köpek maksilla, mandibula ve tibia kemiği (73; 114; 116; 133; 134),

domuz kalça kemiği (6; 8; 37), tavşan nazal kemiği (135) ve sığır kalça kemiği ve femur kemiği (136; 137) yapay kemikler (62; 93) ve insan kadavra kemikleri (1; 2; 11; 57; 83; 138) kullanılmıştır. Bu çalışmadaki mini vidalar laboratuvar ortamında elde edilen örnekler üzerinde uygulanmıştır. Sığır kalça kemiğinin kortikal kemik kalınlığı 1-2 mm olacak şekilde kullanılmıştır. Bu kalınlıkta kullanmamızın sebebi, insan çene kemiğine benzemektedir(39; 67; 149) .

Bu çalışmada, aynı firmanın aynı tasarımdaki farklı boy ve çaptaki mini vidaları kullanılmıştır. Aynı tasarımdaki mini vidaları seçmemizin sebebi, tasarımdaki farklılıkların (konik-silindirik) sonuçları etkileme olasılığını ortadan kaldırarak kontrollü test koşulları sağlamaktır (150; 151). Ayrıca, farklı boy ve çaptaki mini vidaları kullanma amacımız, mini vidanın çapındaki ve boyundaki farklılıkların yerleştirme tork ve primer stabilite üzerine etkisini belirlemektir.

Mini vidanın şekli silindirik veya konik olabilmektedir. Çalışmamızda silindirik yapıya sahip mini vidalar kullanılmıştır. Silindirik yapı kullanmamızın nedeni, yapılmış olan çalışmalarda konik yapıdaki mini vidaların yüzey alanları silindiriğe göre daha az olduğundan kemik ile temas yüzeyi az olur. Bunun sonucu olarak primer stabilite değerleri daha düşüktür (152). Yapılan çalışmalarda mini vida yerleştirme öncesi özellikle kortikal kemik kalınlığının fazla olduğu bölgelerde (posterior mandibula bukkal bölge) rehber delik açılması tavsiye edilmektedir (30; 82). Bu çalışmada ise mini vidalar rehber delik açılmadan kemik yüzeyine yerleştirilmişlerdir. Çalışma sırasında mini vida kırılması olmamıştır. Rehber delik kullanmamamızın sebebi, seçtiğimiz kemik modellerindeki kortikal kemik kalınlığının 1 ile 2 mm arasındaki değerlerde olması ve bu kalınlıkta mini vida kırılma riskinin de düşük olmasıdır.

Günümüze kadar mini vidaların primer stabilitelerini inceleyen çalışmalarda, non-invaziv yöntemlerden rezonans frekans analizi (76; 127; 145), yerleştirme torkunun ölçümleri (5; 30; 37; 132), histolojik incelemeler, periotest cihazı (73; 63) ile yapılan ölçümler, çıkarma torkunun ölçülmesi (38; 62; 63), kuvvet direnci ölçümü (1; 11; 83; 138) (yükleme ve çekme testleri) gibi yöntemlerden yararlanılmıştır. Kemik-mini vida arayüzeyinin kırılmasıyla sonuçlanan invaziv yöntemler olan pull-out ve push-in testleridir(146).

Mini vidanın kemiğe yerleştirilebilmesi için gereken rotasyonel kuvvet yerleştirme torku olarak tanımlanmaktadır. Primer stabilitesinin ya da diğer bir tanımla

vidalama ile elde edilen mekanik kilitlenmenin değerlendirilmesinde sıkça kullanılan tekniklerden biridir (5; 8; 32; 9). Literatürde sıklıkla uygulanmış olan bu ölçüm çalışmamızda da kullanılmıştır.

Bu çalışmada, 70° ve 90°'lik mini vidalar kemik örneklerine yerleştirmiştir. Minvidaları açılı şekilde yerleştirmemizin nedeni mini vidanın kortikal kemik ile temasını arttırmak ve diş köklerine temas ihtimalini azaltmaktır (6;39). Mini vidaların maksimum yerleştirme torklarının ölçümünde 0,1 Ncm değer aralığına sahip dijital tork ölçer tornavida (checkline TSD 50, USA) kullanılmıştır.

Mini vida stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılan bir diğer yöntem de kuvvet direncinin ölçülmesidir. Çalışmamızda iki farklı çap ve iki farklı uzunlukta kullanılan 160 adet mini vidaların maksimum yerleştirme torku ölçüldükten sonra, mini vidaların kuvvet dirençleri analiz edilmiştir. Ortodontik tedavilerde ağız içerisinde mini vidayı etkileyen kuvvetleri taklit etmek, ağız dışında uygulanan kuvvet direnci testleri (yükleme, çekme) ile mümkün olmaktadır(11; 132; 138). Kuvvet direnci testi için testometrik test cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz ile yükleme, çekme deneyleri yapılabilmektedir ve literatür taraması yapıldığında, testometrik test cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiş mini vidaların stabilitesini değerlendiren çalışmalar mevcuttur(2; 148; 138). Yapılan çalışmalarda uygulanan kuvvetler genelde ağız içerisinde mini vidayı etkileyen kuvvetlerden fazla olmalarına rağmen, mini vidaların materyal özellikleri ve stabilitesi ile ilgili faydalı bilgiler verebilmektedir(11).

Bu çalışmada, laboratuvar ortamında mini vida başı 1,5 mm yer değiştirinceye kadar kuvvet uygulanmış ve mini vidaların gösterdikleri maksimum kuvvet direnç değerleri N birimi ile kaydedilmiştir. Kuvvet direnci testinde 1,5 mm'lik yer değiştirme miktarının seçilmesinin nedeni mini vidada yüklem sonucunda oluşan 1,5 mm'lik hareket miktarının, klinikte mobil hale gelen ve dolayısıyla başarısız olan mini vidayı temsil edebilecek değerde olmasıdır (83). Bu testin gerçekleştirildiği 1,5 mm'lik yer değiştirme miktarı, daha önceden yapılmış mini vidaların stabilitesini değerlendiren bazı çalışmalarda da kullanılmıştır (83; 138).

Çalışmamızda, kuvvet direnci testinde 70° ve 90°'lik açı ile yerleştirilmiş olan mini vidalara tek yönde kuvvet uygulanmıştır. 70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan mini vidalara, mini vida uzun eksenini ile kuvvet çizgisi arasında geniş açı oluşacak şekilde, kuvvet uygulanmıştır.

Mini vidalara uygulanan kuvvet yönünün 70°'lik açı ile yerleştirilen mini vidaya (geniş açı) benzeri uygulamalar Pickard ve ark.'nın (11) yaptıkları çalışmada da yapılmıştır. Pickard ve ark.(11) 45°'lik açı ile yerleştirmiş olduğu mini vidalara, benzer şekilde Inaba ve ark. da (135) 60°'lik açı ile yerleştirilmiş olan mini vidalara kuvvet uygulamıştır.

Laboratuvar çalışmasında kuvvet uygulaması sonucu, mini vidanın kemik dokusu üzerinde biyolojik değişiklikler açığa çıkarmamaktadır. Ancak, kemik iyileşmesi ve osseointegrasyon için bekleme süresi gerektiren dental implanların aksine, mini vidaların stabilitelerini kortikal kemik ile yaptıkları mekanik bağlanmadan aldıklarına inanılmaktadır(77). Bu sebeple, mini vidalar ile yapılan in-vitro çalışmaların, canlı dokular üzerinde immediat yükleme ile oluşacak kuvvet direncini hemen hemen aynı şekilde yansıtabileceği düşünülmektedir.

Primer stabilite ve kuvvet direncinin dışında mini vida stabilitesini ve başarısını etkileyebilecek bazı faktörler de vardır. Bu faktörler, uygulanan ortodontik kuvvetin şiddeti ve şekli, hastanın yaşı ve oral hijyen durumu, yumuşk doku enflamasyonu gibi durumlardır. Laboratuvar şartlarında bu faktörler devre dışı kalmaktadır fakat klinikte göz ardı edilmemelidir. Ayrıca, çalışmada kullanılan kemik modelleri canlı insan kemik dokusunu tam olarak yansıtmamaktadır.

5.2. Bulguların tartışılması

Çalışmamızda, dört farklı boyutta (1.6x8, 1.6x10, 2.0x8, 2.0x10) ve iki farklı yerleştirme açısında (70° ve 90°) maksimum yerleştirme tork değerlerinin karşılaştırmasında, mini vidaların uzunluğu arttıkça MYT değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede artmıştır. Ölçüm sonuçlarında 10 mm'lik mini vidanın, 8 mm'lik mini vidaya göre primer stabilitesinin daha üstün olduğu görülmüştür. Bu çalışmaya benzer bir sonuca ulaşan Wilmes ve ark. (5), yaptıkları bir in-vitro çalışmanın bulgularında, 1,6 mm çapında 8 mm ve 10 mm uzunluğundaki mini vidalar için sırasıyla 8,9 Ncm ve 9,12 Ncm MYT değerleri kaydetmişlerdir. Çalışmamızda 10 Ncm ve 11 Ncm olarak kaydedilen MYT değerleri, Wilmes ve arkadaşlarının değerlerinden hafif miktarda daha fazla olduğu gözükmemektedir. Bunun nedeni Wilmes ve ark.'nın çalışmalarında mini vida yerleştirme öncesi kemik yüzeylerinde farklı uzunlukta rehber delikler açılmıştır (5).

Benzer şekilde Tseng ve ark.(46) mini vidaların uzunluğuna bağlı olarak 8 mm için %80, 10 mm %90, 12 ve 14mm için ise %100 başarı elde etmişlerdir. Chen ve ark. (52) yaptıkları klinik çalışmada, 59 adet mini vidayı ankraj amaçlı 29 hastaya uygulanmıştır. Mini vidalar 1,2 mm çapında 6 mm ve 8 mm uzunluğundadır. Çalışmanın sonuçlarına göre 8 mm uzunluğundaki mini vidaların başarısı, 6 mm uzunluğundaki mini vidalara göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Benzer şekilde Lim ve ark.(53) tarafından yapılan diğer bir çalışmada, mini vida uzunluğunun artması ile daha yüksek yerleştirme tork değerleri gözlenmiş ve uzunluğun artması ile daha yüksek stabilite sağlanabileceği belirtilmiştir.

Wilmes ve Drescher (37), yaptıkları in-vitro çalışmada, 1,6 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki mini vidaları 3 farklı derinlikte yerleştirmişlerdir. Mini vidanın primer stabilitesini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucuna göre uygulama derinliğinin artması mini vida primer stabilitesini anlamlı derecede arttırmaktadır.

Çalışmamızın sonuçlarından farklı olarak, Miyawaki ve ark. (1) mini vida uzunluğu ile mini vida stabilitesi arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmanın sonuçlarında, mini vida stabilitesi ile mini vida uzunluğunun arasında anlamlı bir ilişki tespit edilememiştir. Benzer şekilde Cheng ve ark (45) bu çalışmada daha fazla kemiğe temas sağlanması için uzun mini vida kullanmanın zorunlu olmadığını göstermişlerdir. Klinik çalışmaların sonucunda vida uzunluğunun mini vida başarısını etkilemediği görülmüştür (1, 45). Bunun sebebi miniplağın sabitlenmesi için, daha fazla kemiğe temas sağlayan 2 mm çapında 2 adet mini vida kullanmıştır.

Bizim çalışmamızda, çapları farklı olan (1.6x8, 2x8) (1.6x10, 2x10)mm, aynı uzunluktaki mini vidaların maksimum yerleştirme tork değerleri(13, 16),(14, 17) Ncm istatistiksel olarak 3 Ncm gibi anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Wilmes ve ark (6) yaptıkları in-vitro çalışmada, çapı 2 mm ve uzunluğu 10 mm olan mini vidaların MYT değerleri, çapı 1,6 mm ve uzunluğu 8 mm olan mini vidanın MYT değerlerinden anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır (6). Wilmes ve ark'nın sonuçlarına göre mini vidanın çapı arttıkça yerleştirme torku ve primer stabilitesi üzerinde büyük bir etkisi olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları ile Wilmes ve ark'nın çap etkisinin sonuçlarının uyumlu olduğunu söyleyebiliriz. Motoyoshi ve ark.'nın(9) çalışmalarının sonucunda mini vida çapının artması kortikal kemik ile temasta olan mini vida yüzey alanını arttırarak, stabiliteyi arttırmaktadır.

Benzer şekilde Liu ve ark.'nın çalışmalarında mini vida çapının mini vida stabilitesini önemli derecede etkileyen bir faktör olduğunu, mini vida çapı arttıkça mini vidanın kuvvetlere bağlı yer değiştirmesinin ve mini vida etrafındaki kemikte oluşan stresin azaldığını bildirmişlerdir (43).

Wilmes ve ark. (8) yaptıkları in-vitro çalışmada domuz kalça kemiğine 7 farklı markaya ait 13 farklı tipteki mini vidayı uygulamışlardır. Rehber delik, çapı 1,6 mm ve daha dar olan mini vidalar için 1,1 mm çapında ve çapı 1,6 mm'den daha geniş olan mini vidalar için ise 1,3 mm çapında, delik derinliği 3 mm olacak şekilde açılmıştır. Çalışmada ölçülen MYT değerleri bizim değerlerimizden daha düşüktür. Bunun nedeni mini vida yerleştirme öncesi kemiğe farklı çaptaki rehber deliklerin açılmasıdır. Çalışmanın sonuçlarında, mini vida çapı ve dizaynının primer stabilitesi üzerinde büyük bir etkisi olduğunu göstermişlerdir.

Benzer şekilde Miyawaki ve ark. (1) klinik başarısını retrospektif olarak değerlendirdikleri çalışmada, 1 mm çaptaki veya daha ince mini vidaların başarısını, 1.5 mm veya 2.3 mm çaptaki vidalardan ve mini-plaklardan belirgin olarak daha düşük bulmuşlardır ve posterior bukkal alveoler kemiğe yerleştirilen mini vida implantların stabilite eksikliği ve başarısızlığını 1 mm veya daha az çaptaki implantların yerleştirilmesiyle ilişkilendirmişlerdir.

Çalışmamızda kullandığımız mini vidalarla aynı çaplı mini vidaları kullanan ve tavsiye eden Berens ve ark. (50) 2mm çapı olan mini vidaların mandibulaya yerleştirildiğinde başarı oranlarının arttığını rapor etmişlerdir. Özellikle mandibulada kortikal kemik kalınlığı fazla olduğu için düşük çapı olan 1.3mm mini vidaların kullanılmasından kaçınmayı tavsiye etmişlerdir. Benzer şekilde Lim ve ark.(35) tarafından yapılan diğer bir çalışmada, mini vida çapının artması ile daha yüksek yerleştirme tork değerleri gözlenmiş ve daha yüksek stabilite sağlanabileceği belirtilmiştir. Ancak mini vida çapı seçiminde yerleştirme için gereken alanın yeterliği ve kök teması gibi faktörlerin de değerlendirilmesi gerekmektedir.

Lee ve Baek (151), yaptıkları hayvan çalışmasında iki farklı çap ve standart boydaki (1.5 ve 2 mm X 6 mm) 28 tane SD ortodontik mini-implantı tavşan tibialarına yerleştirerek kortikal kemikteki mikrotravmayı araştırmışlardır. Çalışma sonucunda, mini vida çapının artması ile yüksek yerleştirme tork değerleri bulmuşlardır (1.5mm= 7.89N.cm; 2mm = 12.26N.cm). Bu değerler bizim bulgularımızdan daha düşüktür.

Bunun nedeni mini vidanın uygulandığı kemik kalınlığının 0.7 mm olması ve standart boy(6mm) mini vida kullanmalarıdır. Çalışmamızın sonuçlarından farklı olarak, Miyawaki ve ark. (1) 1,5 ve 2,3 mm çaplı mini vidaların başarı oranlarının aynı olduğunu bildirmişlerdir. Bunun sebebi örneklemeler arasındaki sayısal fark olabilir.

Çalışmamızda, dört farklı boyutta (1.6x8, 1.6x10, 2.0x8, 2.0x10) ve iki farklı yerleştirme açısında (70° ve 90°) maksimum yerleştirme tork değerlerinin karşılaştırmasında, 70°'lik açı ile yerleştirilen mini vida gruplarının maksimum yerleştirme tork değerleri (13, 14.3, 16.2, 17.6 Ncm), 90°'lik açı ile yerleştirilen mini vida gruplarının maksimum yerleştirme tork değerlerinden(10.2, 11.7, 13.16, 14.7 Ncm) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre mini vida 70°'lik yerleştirme açısının, dik yerleştirmeye göre başlangıç stabilitesi açısından daha yüksek ve üstünlüğünü gösteren bir bulgudur. Mini vidaların açılı yerleşimini savunan çalışmalarda vardır. Bunlardan Wilmes ve ark. (6) yaptıkları in-vitro çalışmada, yerleştirme açısının, yerleştirme torku ve dolayısı ile primer stabilitesi üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada, çapı 1,6 mm ve uzunluğu 8 mm, çapı 2 mm ve uzunluğu 10 mm olan farklı iki boyuttaki silindirik mini vidalar, domuz iliak kemik bloklarına 7 farklı açıda yerleştirilmiştir (30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° 90°). Primer stabilitesinin değerlendirilmesi amacıyla gerçekleştirilen yerleştirme torku ölçümlerinde, her iki boyuttaki mini vidalar için en yüksek yerleştirme tork değerleri 70°'lik yerleştirme açısında gözlenmiştir. Araştırmacılar, mini vidaları oblik yerleştirmenin kemik kalitesinin düşük olduğu yerlerde avantaj sağlayabileceğini ve en iyi primer stabilitesinin sağlanması için mini vidaların kemik yüzeyine 60° - 70° arasındaki açı değerlerinde yerleştirilmesi gerektiğini rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda MYT değerleri, Wilmes ve arkadaşlarının değerlerinden hafif miktarda fazla olduğunu söyleyebiliriz. Bunun nedeni bizim çalışmamızda mini vida yerleştirme öncesi kemik yüzeylerinde rehber delikler açılmamıştır. Uyar (68) yaptığı tez çalışmasında, mini vidaları 90° ve 70° olmak üzere farklı iki açıda sığır kalça kemiklerine uygulamıştır. 70°'lik yerleştirme açısı mini vidaların primer stabilitelerini anlamlı derecede arttırmıştır. Çalışmamızda elde ettiğimiz MYT değerleri, Uyar çalışmasında elde ettiği MYT değerlerine yakındır.

Bu çalışmaların sonuçlarından farklı olarak Deguchi ve ark. (39) 30, 45 ve 90 derecelik yerleşim açıları karşılaştırıldığında, en uygun açının en fazla kortikal kemik temasının elde edildiği dişin uzun ekseninden 30 derece olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre mini vida çapı arttıkça ve 70°'lik açıyla yerleştirildiğinde primer stabilite ve MYT değerleri artmıştır. Fakat primer stabilite için yeterli düzeyde MYT gerekmektedir. MYT ile ilgili birçok çalışma yapılmış ve yazarlar tarafından 5 Ncm – 20 Ncm arasındaki değerler önerilmiştir (8,9, 32, 65). Ayrıca Wilmes ve ark. (5) 23 Ncm'in üzerindeki yerleştirme torku değerlerinde mini vidalarda kırılmalar meydana gelebileceğini ve yerleştirme tork değerlerinin genel olarak 20 Ncm ile sınırlandırılması gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda elde ettiğimiz en yüksek MYT değeri (17,6 Ncm), mini vida kırılmasına neden olabilecek değerlerden daha düşüktür.

Çalışmamızda, çapı aynı olan mini vidalar, mini vida uzun eksenine dik olacak şekilde (90°) 1,5mm hareket edene kadar kuvvet uygulanıp KD değerleri ölçülmüştür. Kuvvet direnç bulgularımızın, Brettin ve arkadaşları'nın(83) KD değerlerinden yüksek olduğunu söyleyebiliriz. Bunun nedeni Brettin ve ark. mini vidalar yerleştirmeden önce kemik yüzeyinde 1,1mm çapında rehber delikler hazırlamışlardır. Benzer şekilde McManus ve ark.(138) mini vidaların MYT ve kuvvet dirençleri arasındaki ilişkiyi değerlendirmek için yaptıkları in-vitro çalışmada, mini vidaların yer değiştirme miktarları yaklaşık 1,5 mm olmasına rağmen sadece ilk 0,6 mm'lik yer değiştirme sırasındaki kuvvet direnç değerlerini kaydetmişlerdir. Onların sonuçlarına göre, yüksek yerleştirme torku ile uygulanan mini vidaların harekete karşı dirençleri, düşük yerleştirme torku ile uygulanan mini vidaların harekete karşı dirençlerine göre daha fazla bulunmuştur. Bu çalışmada, elde edilen sonuçlar bizim sonuçlarımıza yakındır.

Bu çalışmanın sonuçları Wilmes ve ark. (132)'nin self-tapping ve self-drilling mini vidaların primer stabilitelerini değerlendirdikleri in-vitro çalışmayla karşılaştırılmıştır. Çalışmada uygulanan self-tapping mini vidaların yerleştirme torku ortalaması $6,79 \pm 5,81$ Ncm, self-drilling mini vidaların yerleştirme torku ortalaması $16,1 \pm 9,8$ Ncm olarak kaydedilmiştir. Lateral kuvvetlere direnç açısından gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Çalışmanın sonuçlarında, self-drilling yerleştirme torku yüksek olmasına rağmen kuvvet direnci açısından 2 grup arasında stabilite farklılığı olmadığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda, çapları farklı olan mini vidalarının KD değeri değerlendirilirken mini vida çapı büyüdükçe mini vidanın KD değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Benzer şekilde Carano ve ark'nın(44) yaptığı çalışmada 1,5mm çaplı olan mini vidalarının KD değerleri, 1,3mm çaplı olan mini vidalarının değerlerinden anlamlı derecede yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu nedenle mini vida çapı arttıkça kuvvet direnci değerleri artmaktadır. Aynı şekilde Morarend ve ark. (2) çapı farklı olan toplam 96 adet 2,5 x 17 mm ve 1,5 x 15 mm mini vidaları, monokortikal ve bikortikal olarak insan kadavra kemiklerine uygulamışlardır. Mini vida uzun eksenine dik kuvvet uygulayarak, vida başı 0,6 mm yer değiştirene kadar mini vidaların kuvvet dirençlerini ölçmüşlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarında daha büyük çaplı mini vidaların hem üst çene hem alt çenede daha fazla kuvvet direnci gösterdiğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda stabiliteye etkisini değerlendirdiğimiz diğer bir değişken olan yerleştirme açısı ile ilgili bulguların karşılaştırmasında, 70°'lik yerleştirme açısı ile yerleştirilen mini vidaların MYT ve KD değerleri 90°'lik yerleştirme açısı ile yerleştirilen mini vidaların MYT ve KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Bunun nedeninin 70°'lik açı ile yerleştirilen mini vidaların 90° ile yerleştirilmiş olan mini vidalara göre kortikal kemik ile daha fazla temasta olması ile açıklanabilir.

Çalışmamızda 70°'lik yerleştirme açısı ile yerleştirilen mini vidaların KD değerleri 90°'lik yerleştirme açısı ile yerleştirilen mini vidaların KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Çalışmamıza benzer olarak, Zhao ve ark. (133) yaptıkları çalışmada köpek tibia kemiğine 48 adet mini vidayı 4 farklı açıda (30°, 50°, 70°, 90°) yerleştirip, mini vidaların KD ve primer stabilitelelerini değerlendirmişlerdir. Çalışmada aşırı eğimli (30°) yerleştirilen mini vidaların primer stabilitelelerinde azalmalar gözlenmiştir. Araştırmacılar, mini vida uygulamalarında 50° ve 70° arasındaki yerleştirme açılarını tavsiye ederken, aşırı eğimli veya dik yerleştirilen mini vidalarda primer stabilitesinin azalabileceğini rapor etmişlerdir. Uyar (68) yaptığı tez çalışmasında, 70°'lik yerleştirme açısıyla yerleştirilen mini vidaların KD değerlerinin ve primer stabilitelelerinin anlamlı derecede arttırdığı sonuca ulaşmışlardır. Bu çalışmada, elde edilen sonuçlar bizim sonuçlarımızla benzerlikler göstermektedir.

Bizim çalışmamızdaki gibi eğimli yerleştirilmesini savunan çalışmalar da vardır. Bunlardan biri Pickard ve ark. (11) yaptıkları in-vitro çalışmada, uygulanan kuvvet ile

aynı yönde eğimlenmiş olan mini vidaların stabilite değerlerinin, uygulanan kuvvet ile ters yönde eğimlenmiş olan mini vidaların stabilite değerlerine göre daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Araştırmacılar, uygulanan kuvvetin etki çizgisi ile ters yönde eğimlenmiş mini vidaların etrafındaki kortikal kemikte daha fazla stres birikiminin meydana geldiğini ve mini vida stabilitesinin azaldığını belirtmişlerdir. Inaba (135) çalışmasında, tam aksine tavşan nazal kemiğine eğimli ve dik olarak yerleştirilmiş mini vidaların primer stabilite değerlendirdiği çalışmada, çekme yönüne doğru eğimlenmiş mini vidalar ile çekme yönünün tersine eğimlenmiş mini vidalar arasında stabilite açısından kayda değer bir farklılık bulunmamıştır.

Çalışmamızın ve eğimli yerleştirilmesini savunan çalışmaların sonuçlarından farklı olarak Woodall ve ark. (148) Yaptıkları çalışmada, mini vidaları 3 farklı açıda (30° , 60° ve 90°), kortikal kemik kalınlığı 1,79 mm olan kemik modellerine uygulanmıştır. Instron test cihazı ile mini vidalara mini vida başı 0, 6 mm yer değiştirene kadar kuvvet uygulanıp, kuvvet direnç değerleri kaydedilmiştir. Araştırmacılar, çalışmalarının sonuçlarında, 90° ile uygulanan mini vidaların 30° ve 60° ile uygulanan mini vidalara göre daha fazla kuvvet direnç değerine sahip olduğunu ve kemik yüzeyine 90° den az açı ile yerleştirilen mini vidaların kuvvet direnç değerlerinde ilave bir artış meydana gelmediğini rapor etmişlerdir.

Çalışmamızın bir önemli bulgusu da 70° ile yerleştirilen 1.6mm çaplı olan mini vidanın MYT ve KD değerleri, 90° lik yerleştirilen 2mm kalınlıkta olan mini vidanın MYT ve KD değerleri birbirine yakın çıkmıştır. Literatüre göre KKK'nın yetersiz olduğu durumlarda mini vida stabilitesini artırabilmenin yollardan bir tanesi daha kalın mini vida uygulanmasıdır (28, 95). Ancak, kalın mini vidaların kökler arasına güvenle yerleştirilebilecekleri bölge sayısı çok sınırlıdır (9). Sonuç itibarıyla 90° açıyla yerleştirilen 2mm çaplı olan mini vidanın yerine 70° açıyla yerleştirilen 1.6mm çaplı olan mini vidanın kullanımı tercih edilebilir.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

- 1- Çapları aynı olan mini vidalarda uzunluktaki artış mini vidaların kuvvet direncini ve primer stabilitelerini hafif derecede arttırmıştır.
- 2- Uzunlukları aynı olan mini vidalarda çapın artması, mini vidanın kuvvet direncini ve primer stabilitelerini yüksek derecede arttırmıştır.
- 3- 70°'lik yerleştirme açısı ile yerleştirilmiş olan mini vidaların primer stabiliteleri ve kuvvet direnci, 90°'lik yerleştirme açısı ile yerleştirilmiş olan mini vidaların kuvvet direnci ve primer stabilitelerine göre anlamlı derecede yüksektir.
- 4- Mini vidaların çapı, boyu ve yerleştirme açısı MYT ve KD değerleri üzerinde anlamlı etkiye sahiptir. Mini vidaların stabilitesi üzerinde, çap ve yerleştirme açısının etkisi boyun etkisinden daha fazladır.

6.2. Öneriler

Çalışmamız, iki farklı yönde kuvvetin (dik açı, geniş açı) mini vida stabilitesinin etkilerini değerlendirmiştir. Bu konuda, farklı yönde (dar açı ve lateral yönde) kuvvet direnci ve primer stabilitesinin sonuçları incelenmelidir. Çalışmamızda sadece self-drilling (drill-free) mini vidaların laboratuvar ortamında Testometric test cihazı ile mini vidalara mini vida başı 1.5 mm yer değiştirene kadar kuvvet uygulanıp, kuvvet direnç değerleri kaydedilmiştir. İlerdeki labratuvar çalışmalarında hem self-drilling hem de self-tapping mini vidalara mini vida başı 0.6 mm, 1mm ve 1.5 mm yer değiştirene kadar kuvvet uygulanıp, kuvvet direnç değerlerini karşılaştıran bir çalışma yapılmalıdır. Çalışmamızda, sadece silindirik mini vida kullanılmıştır. İlerdeki çalışmalarda konik ve silindirik mini vidaların MYT ve KD değerleri karşılaştırılabilir.

KAYNAKLAR

1. **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 OrthodDentofacial Orthop*, 124:373-378, **2003**
2. **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*, 136: 224-229, **2009**
3. **Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T.** Clinical use of miniscrew implant as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 131:9– 15, **2007**.
4. **Lim S, Cha J, Hwang C. s.l.:** Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod*. 78(2): 234-240, **2008**.
5. **Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D.** Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofacial Orthop*. 67(3):162-74, **2006**.
6. **Wilmes B, Su Y-Y, Drescher D.** Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 78: 1065–1070, **2008**.
7. **Park HS, Hwang Bo ES, Kwon TG.** Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010 and 137:200-206, **2010**.
8. **Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D.** Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*, 69: 42–50, **2008**.
9. **Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N.** Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res*, 17: 109–114, **2006**.
10. **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*, 33: 11–20, **2003**.
11. **Pickard MB, Dechow P, Rossouw EP, Buschang PH.** Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure, *Am J Orthod DentofacOrthop*, 137, **2010**.
12. **Branemark PL, Adel R, Breine U, Hansson Bo, Lindstrom J, Ohlsson A.** Intraosseous anchorage of dental prosthesis, Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 3: 81-100, **1969**.
13. **Gainsforth BL, Higley LB.** A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg*, 31:106-117, **1945**.
14. **Creekmore TD, Eklund MK.** The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*, 17: 266-269, **1983**.
15. **Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG.** Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod*, 60:135-152, **1990**.
16. **Wehrbein, H. Merz BR.** Aspects of the use of endosseous palatal implants in orthodontic therapy. *J Esth. Dent*, 10(6): 315-324, **1998**.
17. **Block MS, Hoffman DR.** A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 107: 251–258, **1995**.

18. **Kanomi R.** Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*, 31:763- 767, **1997**.
19. **Costa A, Raffaini M, Melsen B.** Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *Int. J. Adult Orthod Orthog Surg*, 13: 201-209, **1998**.
20. **Park HS.** The use of microimplant as orthodontic anchorage. (1 st ed.) Seoul, Korea: Nare Pub Co, 5-192, **2001**.
21. **Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T.** Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod*, 74:558-567, **2004**.
22. **Jamilian A, Haraji A, Showkatbakhsh R, Valaee N.** The effects of miniscrew with Class III traction in growing patients with maxillary deficiency. *Int J Orthod*, 22(2):25-30, **2011**.
23. **Chung K, Kim Y, Linto JL, Lee Y.** The miniplate with tube for skeletal anchorage. *J Clin Orthod*, 36: 407-412, **2002**.
24. **Erverdi N, Usumez S, Solak A.** New generation open-bite treatment with zygomatic anchorage. *Angle Orthod*, 76: 519–526, **2006**.
25. **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*, 80:452-458, **2010**.
26. **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*, 78:101-106, **2008**.
27. **Reynders R, Ronchi L, Bipat S.** Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 135(5): 564. E1-e19, **2009**.
28. **Park HS, Lee SK, Kwon OW.** Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *Angle Orthod*, 75: 510-6, **2005**.
29. **Fritz U, Ehmer A, Diedrich P.** Clinical suitability of titanium miniscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop*, 65: 410–418, **2004**.
30. **Park HS, Jeong SH, Kwon OW.** Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 130: 18– 25, **2006**.
31. **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*, 135(3): 284-91, **2009**.
32. **Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N.** Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22:779-784, **2007**.
33. **Melsen B, Costa A.** Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res*, 3:23-28, **2000**.
34. **Lee SJ, Ahn SJ, Lee JW, Kim SH, Kim TW.** Survival analysis of orthodontic mini-implants, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137:194-199, **2010**.
35. **Lim S, Cha J, Hwang C.** Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod*, 78(2): 234- 240, **2008**.
36. **Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI.** Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. *Angle Orthod*, 78: 692–698, **2008**.
37. **Wilmes B, Drescher D.** Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 79: 609–614, **2009**.

38. **Okazaki J, Komasa Y, Sakai D, Kamada A, Ikeo T, Toda I, Suwa F, Inoue M, Etoh T.** 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*, 37: 647–650, **2008**.
39. **Deguchi T, Hasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Yamamoto TT.** Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129: 721. E7-12, **2006**.
40. **Carano A, Melsen B.** Implants in orthodontics. Interview. *Prog Orthod*, 6: 62–69, **2005**.
41. **Cope JB.** Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. *Semin Orthod*, 11: 3–9, **2005**.
42. **Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C.** Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod*, 6: 82–97, **2005**.
43. **Liu TC, Chang CH, Wong TY, Liu JK.** Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 141: 468-76, **2012**.
44. **Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P.** Clinical applications of the miniscrew anchorage system (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. *Prog Orthod*, 5: 212–235, **2004**.
45. **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*. 19:100–106, **2004**.
46. **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*. 35:704–707, **2006**.
47. **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*. 131:9–15, **2007**.
48. **Melsen B.** Mini-implants: where are we? *J Clin Orthod*. 39:539–547, **2005**.
49. **Park YC, Lee SY, Kim DH, Jee SH.** Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 123:690–694, **2003**.
50. **Berens A, Wiechmann D, Dempf R.** Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop*. 67:450–458, **2006**.
51. **Lin JC, Liou EJ, Yeh CL, Evans CA.** A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. *World J Orthod*. 8:136–144, **2007**.
52. **Chen CH, Chang CS, Hsieh CH, Tseng YC, Shen YS, Huang IY.** The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg*, 64: 1209–1213, **2006**.
53. **Lim S, Cha J, Hwang C.** Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod*, 78(2): 234- 240, **2008**.
54. **Lim S, Cha J, Hwang C.** Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod*, 78(2): 234- 240, **2008**.
55. **Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A.** “Safe zones”: a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod*, 76:191-197, **2006**.
56. **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*, 15: 216–221, **2001**.

57. **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*, 79: 1156–1161, **2009**.
58. **Whang CZ, Bister D, Sheriff M.** An in vitro investigation of peak insertion torque values of six commercially available mini-implants. *Eur J Orthod*, 33(6): 660-6, **2011**.
59. **DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W.** Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma*, 4: 169–174, **1990**.
60. **Chapman JR, Harrington RM, Lee KM, Anderson PA, Tencer AF, Kowalski D.** Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. *J Biomech Eng*, 118: 391-398, **1996**.
61. **Johnson NL, Galuppo LD, Stover SM, Taylor KT.** An in vitro biomechanical comparison of the insertion variables and pullout mechanical properties of AO 6.5- mm standard cancellous and 7.3 mm self-tapping, cannulated bone screws in foal femoral bone. *Vet Surg*, 33: 681-690, **2004**.
62. **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*, 79: 908–914, **2009**.
63. **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*, 134(1): 36-43, **2008**.
64. **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*, 128: 182-189, **2005**.
65. **Chaddad K, Ferreira AF, Geurs N, Reddy MS.** Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod*, 78(1): 107- 113, **2008**.
66. **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*, 9: 97-103, **2000**.
67. **Tozlu M,** Yeni Geliştirilen mini implant ring aparatının mini vida stabilitesi ve kuvvet direncine olan etkisi. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Ana Bilim Dalı, Doktora Tezi **2010**.
68. **Uyar V.** Yeni geliştirilen mini implant ring aparatının farklı yönlerdeki kuvvetler karşısında mini vida stabilitesi ve kuvvet direncine olan etkisi. Yeditepe Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul **2012**.
69. **Chung KR, Kim SH, Kook YA.** The C-orthodontic micro-implant. *J Clin Orthod*, 38: 478–486, **2004**.
70. **Park YC, Kim JK, Lee JS.** Atlas of Contemporary Orthodontics. Seoul, 104-145, **2005**.
71. **Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N.** Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 37:334–340, **2008**.
72. **Neal D Kravitz, Budi Kusnoto, Peter T Tsay, William F Hohlt.** Intrusion of overerupted upper first molar using two orthodontic miniscrews. A case report. *The Angle Orthod*, 10 77(5):915-22, **2007**.
73. **Kim JW, Ahn SJ, Chang YI.** Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128:190- 194, **2005**.
74. **Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL.** Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J Craniomaxillofac Surg*, 29:69-74, **2001**.
75. **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*, 135:642-648, **2009**.

76. **Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L.** Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont*, 19:77-83, **2006**.
77. **Liou EJ, Pai BC, Lin JC.** Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 126:42-47, **2004**.
78. **Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB.** Development of orthodontic mini implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod*, 37:321-328, **2003**.
79. **Park HS.** Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korean J Orthod*, 33:151-156, **2003**.
80. **Wawrzinek C, Sommer T, Fischer-Brandies H.** Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. *J Orofac Orthop*, 69:121-134, **2008**.
81. **Kim JW, Chang YL,** Effects of drilling process in stability of micro-implants used for the orthodontic anchorage. *Korea J Orthod*, 32:107-115, **2002**.
82. **Chen Y, Shin HI, Kyung HM.** Biomechanical and histological comparison of selftapping and self-drilling microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133:44-50, **2008**.
83. **Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA.** Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134: 625-635, **2008**.
84. **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*, 12: 358–363, **2001**.
85. **Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP.** Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res*, 14:515-527, **2003**.
86. **Eriksson RA, Albrektsson T.** Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*, 50:101-107, **1983**.
87. **Luzi C, Verna C, Melsen B.** A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Prog Orthod*, 8:192- 201, **2007**.
88. **Lee K, Joo E, Kim K, Lee J, Park Y, Yu H.** Computed tomographic analysis of tooth-bearing alveolar bone for orthodontic miniscrew placement. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 135(4): 486-94, **2009**.
89. **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 conebeam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135:635-641, **2009**.
90. **Park HS, Hwang Bo ES, Kwon TG.** Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010 and 137:200-206, **2010**.
91. **Hughes AN, Jordan BA.** The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion. *Injury*, 4(1): 25-38, **1972**.
92. **Collinge CA, Stern S, Cordes S, Lautenschlager EP.** Mechanical properties of small fragment screws. *Clin Orthop Rel Res*, 373: 277-284, **2000**.
93. **Song YY, Cha JY, Hwang CJ.** Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod*, 77:979- 985, **2007**.
94. **Dinea H, Sadikoğlu Y, Savci G, Demirci A, Tuncel E.** Bone mineral density measurement by quantitative computed tomography in a normal Turkish population. *Eur J Radiol*, 21:79-83, **1995**.

95. **Özdemir F, Tozlu M, Çakan D.** Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types. *Ajodo*. 143, 2, 190-196. **2013**.
96. **Park J, Cho HJ.** Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136: 314 e1-e12, **2009**.
97. **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*, 21:533-537, **2006**.
98. **Cha J, Kil J, Yoon T, Hwang C.** Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 137:73-79, **2010**.
99. **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 Dentofacial Orthop*, 137:100-107, **2010**.
100. **O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N.** A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res*, 6:48-57, **2004**.
101. **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*, 18:263-267, **2007**.
102. **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*, 131(4 Suppl):S68-S73, **2007**.
103. **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*, 82:377-381, **2003**.
104. **Heibel H, Alt KW, Wachter R.** Cortical thickness of the mandible with special reference to miniplate osteosynthesis. Morphometric analyses of autopsy material. *Mund Kiefer Gesichtschir*, 5:180-185, **2001**.
105. **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*, 19:99-106, **2008**.
106. **Melsen B, Verna C.** Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Semin Orthod*, 11:24-31, **2005**.
107. **Costa A, Pasta G, Bergamaschi G.** Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. *Semin Orthod*, 11:10-15, **2005**.
108. **Hedayati Z, Hashemi SM, Zamiri B, Fattahi HR.** Anchorage value of surgical titanium screws in orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 36:588- 592, **2007**.
109. **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*, 79(2):248-255, **2009**.
110. **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*, 134:353-360, **2008**.
111. **Fabbroni G, Aabed S, Mizen K, Starr DG.** Transalveolar screws and the incidence of dental damage: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 33:442-446, **2004**.
112. **Wu J, Bai Y, Wang B.** Biomechanical and histomorphometric characterizations of osseointegration during mini-screw healing in rabbit tibiae. *Angle Orthod*, 79: 558-563, **2009**.

113. **Zhang L, Zhao Z, Li Y, Wu J, Zheng L, Tang T.** Osseointegration of orthodontic micro-screws after immediate and early loading. *Angle Orthod*, 80(2): 354-60, **2010**.
114. **Chen Y, Kang ST, Bae SM, Kyung HM.** Clinical and histologic analysis of the stability of microimplants with immediate orthodontic loading in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136: 260-7, **2009**.
115. **Manni A, Cozzani M, Tamborrino F, Rinaldis SD, Menini A.** Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. *Eur J Orthod*, 33(4): 388-95, **2010**.
116. **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*, 8:131-141, **1997**.
117. **Melsen B, Lang NP.** Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Impl Res*, 12:144-152, **2001**.
118. **Wang YC, Liou EJ.** Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133:38-43, **2008**.
119. **Kinzing 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*, 69:110-120, **2008**.
120. **Maino BG, Mura P, Bednar J.** Miniscrew implants: the spider screw anchorage system. *Semin Orthod*.11:40–46,**2005**.
121. **Kim SH, Lee JS, Cho S, Kim SK, Kim TK.** Rotational resistance of surfacetreated mini-implants *Angle Orthod*,79:899–907,**2009**.
122. **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*, 131:352-356, **2007**.
123. **Tezel A, Orbak R, Canakci.** The effect of right or left-handedness on oral hygiene. *Int J Neurosci*, 109:19, **2001**.
124. **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*, 43:192-203, **1998**.
125. **Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer UCI,** Loadrelated implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage in *Oral Implants Res*.16: 473-479,**2005**.
126. **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 Implants Res*, 8(3):226-33, **1997**.
127. **Su Y, Wilmes B, Honsched R, Drescher D.** Application of a wireless resonance frequency transducer to assess primary stability of orthodontic mini-implants:An in vitro study in pig ilia. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24:647-654, **2009**.
128. **Yu W, Kyung HM.,** Torque and mechanical failure of orthodontic micro-implant influenced by implant design parameters,*Korean J Orthod*,37, 171–181, **2007**.
129. **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*, 133:790.e15-790.e22, **2008**.

130. **Branemark R, Ohnrell LO, Nilsson P, Thomsen P.** Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat. *Biomaterials*, 18:969–978, **1997**.
131. **Ozawa T, Takahashi K, Yamagata M, et al.** Insertional torque of the lumbar pedicle screw during surgery. *J Orthop Sci*, 10:133-136, **2005**.
132. **Wilmes B, Hönscheid R, Drescher D.** Comparison of self-tapping and selfdrilling orthodontic mini-implants: An animal study of insertion torque and displacement under lateral loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24: 404-411, **2009**.
133. **Zhao L, Zhenrui X, Xing W, Zhao Z, Yang Z, Zhang L, Li J, Tang T.** Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews: A microcomputed tomographic and biomechanical analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139: 628- 35, **2011**.
134. **Vande Vannet B, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K.** Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod*, 29(5): 437-42, **2007**.
135. **Inaba M.** Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini- implants. *J Oral Sci*, 51(3): 347-53, **2009**.
136. **Çehreli S, Özçirpıcı AA.** Primary stability and histomorphometric boneimplant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 141: 187-195, **2012**.
137. **Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, Koebke J, Zöller JE, Braumann B, Mischkowski RA.** Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in- vitro study. *J Orofac Orthop*, 71: 53–67, **2010**.
138. **McManus MM, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE.** Effect of miniscrew placement torque on resistance to miniscrew movement under load. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 140: 93-98, **2011**.
139. **Il-Sik Cho, HyeRan Choo ,Seong-Kyun Kim, Yun-Seob Shin, Duck-Su Kim, Seong-Hun Kim, Kyu-Rhim Chung, John C. Huang,** The effects of different pilotdrilling methods on the mechanical stability of a mini-implant system at placement and removal: a preliminary study, *Korean J Orthod*. 41, 5, **2011**.
140. **Chen, Yan, Moon, Kyung Hee,** Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters, *Angle Orthodontist*, 80,5, **2010**.
141. **Tabassum, A, Meijer, G J., Wolke, J G C. Jansen, J. A.** Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. *Clinical Oral Implants Research*. **2009**.
142. **Choi J, Park C, Yi S, Lim H, Hwang H.** Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthod*, 136(6): 766. e1-12, **2009**.
143. **Suzuki EY ve Suzuki B.** Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139: 669-78, **2011**.
144. **Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N.** Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 36:695–699, **2007**.
145. **Uysal T, Ekizer A, Akcay H, Etoz O, Guray E.** Resonance frequency analysis of orthodontic miniscrews subjected to light-emitting diode photobiomodulation therapy. *Eur J Orthod*, 34(1): 44-51, **2012**.
146. **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*, 127:307-313, **2005**.

- 147.Park KH, Lee EM, Shin S, Kim SH, Park YG, Kim SJ.** Evaluation of the effect of force direction on stationary anchorage success of mini-implant with a lever-arm-shaped upper structure. *Angle Orthod.* 81: 776–782, **2011**.
- 148.Woodall N, Tadepalli SC, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE.** Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139(2): e147-52, **2011**.
- 149.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.*; 130:177–182. **2006**.
- 150.Mischkowski R.A, Kneuert P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J.** Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*37: 948–954. **2008**
- 151.Lee N.Ki, Baek S.H.** Effects of the diameter and shape of orthodontic mini-implants on microdamage to the cortical bone. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 138:8.e1-8.e8, **2010**.
- 152.Drago CJ, Del Castillo RA.** A retrospective analysis of osseointegrated implants in clinical practice: 1-year follow-up. *In j period resto dent.*26(4):337-45.**2006**

ÖZGEÇMİŞ

Mohammed ALRAAWİ, 1978 yılında YEMEN’de doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Taiz’da tamamladı. 1999 öğretim yılında Sana’a Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesin’de Diş Hekimliği eğitime başladı ve 2004 yılında bu fakülteden mezun oldu. 2010 yılında Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı’nda Doktora öğrenimine başladı. Evli ve 2 çocuk babasıdır.

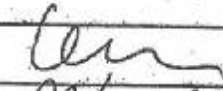
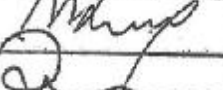
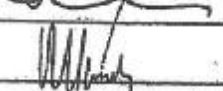
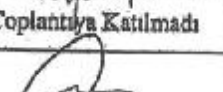
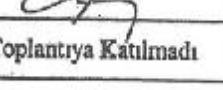
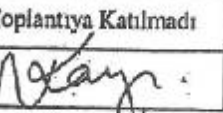


EKLER

T.C. ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Sayısı	Tarih
30	4 Nisan 2014

KARAR NO 25- Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda, Prof. Dr. Serdar Toroğlu yönetiminde, Araş. Gör. Dt. Mohammed Al Raawi tarafından yürütülmesi öngörülen, "Dört Farklı Ortodontik Mini Vidanın Yerleştirme Torku ve Stabilitate Değerlerinin Karşılaştırılması" başlıklı diş hekimliğinde uzmanlık tez projesi araştırma etiği yönünden değerlendirildi. Toplantıya katılan üyelerin oybirliğiyle uygun olduğuna karar verildi.

BAŞKAN	Doç Dr Selim Kadioğlu Tıp Tarihi ve Etik Anabilim Dalı	
ÜYELER	Prof Dr Mükiye Kasap Tıbbi Biyoloji Anabilim Dalı	
	Prof Dr Dinçer Yıldızdaş Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	
	Prof Dr Mehmet Kanadaş Kardiyoloji Anabilim Dalı	
	Prof Dr Gülşah Seydaoğlu Biyostatistik Anabilim Dalı	Toplantıya Katılmadı
	Prof Dr Gürhan Sakman Genel Cerrahi Anabilim Dalı	
	Doç Dr Suat Gezer Göğüs Cerrahisi Anabilim Dalı	Toplantıya Katılmadı
	Av. Zehra Bulut Hukukçu Üye	Toplantıya Katılmadı
	Dr Neşe Kayrın Kurum Dışı Üye	

Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlık Binası, Balcalı 01330 Adana
Telefon: 0322 338 60 60 dahili 3465, Faks: 0322 338 67 22