



T.C.  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ**

**FARKLI YİV DERİNLİĞİ VE YİV SIKLIĞINA SAHİP MİNİ  
VİDALARIN YERLEŞTİRİLMESİ ESNASINDA  
KORTİKAL KEMİKTE OLUŞABİLECEK MİKRO  
ÇATLAKLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Didem BATITÜRK**

**Kasım 2018  
DENİZLİ**

T.C.  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI YİV DERİNLİĞİ VE YİV SIKLIĞINA SAHİP MİNİ  
VİDALARIN YERLEŞTİRİLMESİ ESNASINDA KORTİKAL  
KEMİKTE OLUŞABİLECEK MİKRO ÇATLAKLARIN  
DEĞERLENDİRİLMESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ

Didem BATITÜRK

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Serpil ÇOKAKOĞLU

Denizli, 2018

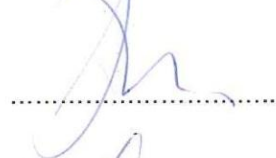
## UZMANLIK TEZİ ONAY FORMU

Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi Didem BATITÜRK'ün Dr. Öğr. Üyesi Serpil ÇOKAKOĞLU yönetiminde uzmanlık tezi olarak hazırladığı "**Farklı Yiv Derinliği ve Yiv Sıklığına Sahip Mini Vidaların Yerleştirilmesi Esnasında Kortikal Kemikte Oluşabilecek Mikro Çatlakların Değerlendirilmesi**" başlıklı bu çalışma, jürimizce Diş Hekimliği Fakültesi Uzmanlık Eğitim Öğretim ve Sınav Yönergesi'nin ilgili maddeleri uyarınca değerlendirilerek "**KABUL**" edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof.Dr. Törün ÖZER  
Adnan Menderes Üniversitesi



Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Serpil ÇOKAKOĞLU  
Pamukkale Üniversitesi



Üye: Dr. Öğr. Üyesi Mine GEÇGELEN CESUR  
Adnan Menderes Üniversitesi



Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun  
21/11/2018 tarih ve .....7.....sayılı kararı ile onaylanmıştır.

**Prof. Dr. Hayati Murat AKGÜL**  
Dekan



Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırılmalarının yapılması ve bulgularının analizlerinde bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini; bu çalışmanın doğrudan birincil ürünü olmayan bulguların, verilerin ve materyallerin bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini ve alıntı yapılan çalışmalara atfedildiğini beyan ederim.

Öğrenci Adı Soyadı : Didem BATITÜRK

İmza :



## ÖZET

### FARKLI YİV DERİNLİĞİ VE YİV SIKLIĞINA SAHİP MİNİ VIDALARIN YERLEŞTİRİLMESİ ESNASINDA KORTİKAL KEMİKTE OLUŞABİLECEK MİKRO ÇATLAKLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Didem BATITÜRK  
Uzmanlık Tezi, Ortodonti AD  
Tez Yöneticisi: Dr. Öğr. Üyesi Serpil ÇOKAKOĞLU

Kasım 2018, 88 Sayfa

Çalışmamızın amacı; farklı yiv derinliğine ve yiv sıklığına sahip üç farklı firmaya ait iki farklı çaptaki mini vidaların kortikal kemikte oluşturdukları mikro çatlakların histolojik açıdan incelenmesidir. Her bir mini vida için yiv derinliğinin yivler arasındaki mesafeye oranı “Yiv Şekil Faktör (YŞF)” değeri olarak hesaplanır. Her bir grubun 7 adet mini vida içerdiği 6 grup, farklı YŞF değerlerinde ve 1.5-2.0 mm çaplarında mini vidalardan oluşmaktadır. Mini vidalar domuz kosta kemiklerine mini vida sürücüsü ile yerleştirilmiştir. Fikse edilen kemik örnekler her biri mini vida içerecek şekilde blok haline getirilmiştir. Bu kemik bloklardan mini vida aksına paralel olacak şekilde bir sert doku hassas kesme cihazı ile 40 µm kalınlığında histolojik kesitler elde edilmiştir. Mikro çatlak uzunluğu, toplam mikro çatlak sayısı ve çatlak densitesini içeren histomorfometrik parametreler incelenmiş ve tüm parametreler dijital preparat tarama yazılımı ile hesaplanmıştır. Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Gruplar karşılaştırıldığında YŞF değeri ile çatlak sayısı, çatlak uzunluğu ve çatlak densitesi arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0.05$ ). Ancak çapı 1.5 mm olan mini vidalarda YŞF değeri arttıkça mikro çatlak sayısında artış görülmüştür. AbsoAnchor grubu haricinde mini vida çapı arttıkça çatlak uzunluğu artış göstermektedir. Aynı marka farklı YŞF değerine sahip mini vidaların çapı arttıkça çatlak densitesinin arttığı gözlenmiştir.

Mini vida başarısı klinisyenler için oldukça önemlidir ve mini vida tasarımı da klinik başarıyı etkileyen önemli faktörlerden biridir. Mini vida YŞF değerinin kortikal kemikte oluşan mikro çatlaklar üzerine bir etkisi yoktur. Farklı firmalara ait farklı YŞF değerlerindeki mini vidaların kortikal kemikte mikro çatlak oluşumuyla ilişkisini değerlendiren daha fazla deneysel çalışma yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca çalışmamız mikro çatlak oluşumunun mini vida primer stabilitesine olan etkisinin araştırılması gerekliliğine de dikkat çekmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** mini vida, mikro çatlak, yiv şekil faktörü

**Bu çalışma PAÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje No: 2017DİŞF002).**

## ABSTRACT

### EVALUATION OF THE DIFFERENT THREAD DEPTH AND THE PITCH OF ORTHODONTIC MINI SCREWS ON MICRODAMAGE TO THE CORTICAL BONE

BATITURK, Didem  
Speciality Thesis, Orthodontics  
Supervisor: Assist. Prof. Dr. Serpil COKAKOGLU

November 2018, 88 Pages

The aim of this study was to histologically evaluate the micro damages performed on the cortical bone in terms of two different diameter mini screws in three brand with different thread pitch and depth. "Thread Shape Factor (TSF)" is calculated by thread depth/pitch. Six group included 7 mini screws with different TSF values and outer diameter as 1.5-2.0 mm. The mini screws were inserted into the pig rib bone using a mini screw driver. After fixation, bone specimens were sectioned as bone blocks including the mini screw. The bone blocks were ground parallel to the mini screw axis as 40  $\mu\text{m}$  thickness with a sensitive hard tissue device. The histomorphometric parameters including micro crack length, total micro crack number, and crack density were examined and all parameters were calculated using a digital scanning software program. Data were statistically analyzed.

When groups were compared, no statistically significant differences were found between TSF value and micro crack number, micro crack length, and crack density ( $p>0.05$ ). But micro crack number was increased with higher TSF values in 1.5 mm outer diameter mini screw group. Excluding the Absoanchor mini screw groups, the higher mini screw diameters showed higher crack length. In the mini screws having the same brand and different TSF values, the crack density was increased when the mini screw had the higher diameter value.

Mini screw success is very important for clinicians and its design is one of the factors that effect clinical success. There is no influence of TSF on micro damages performed on the cortical bone. More experimental studies with the new mini screws which have different TSF values are required to examine the effects of TSF on the accumulation of micro cracks. Also our study points out to investigate the influence of micro crack formation on the primer stability of mini screws.

**Keywords:** mini screw, micro crack, thread shape factor

**This study was supported by Pamukkale University Scientific Research Projects Coordination Unit through project numbers 2017DISF002.**

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık tez çalışmam süresince benden hiçbir yardımı esirgemeyen, tecrübelerinden faydalandığım sevgili tez danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Serpil ÇOKAKOĞLU'na,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan Sayın Doç. Dr. Fırat ÖZTÜRK'e,

Tez çalışmamın hazırlanması sırasında yardımlarını esirgemeyen saygıdeğer hocam Dr. Öğr. Üyesi Ufuk TAŞDEMİR'e,

İstatistiksel analizlerin gerçekleştirilmesinde yardımcı olan Sayın Öğr. Gör. Hande ŞENOL'a,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı asistan arkadaşlarıma ve uzakta da olsalar varlıklarını hep hissettiren dostlarıma,

Tezimin hazırlanma sürecinde yanımda olan ve gösterdiği sabırla bu sürecimi kolaylaştıran Hakan Keskin'e,

Hayatım boyunca beni her konuda destekleyen, her koşulda yanımda olan, varlığını ve sevgisini her zaman hissettiren canım anneme teşekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b> .....	<b>v</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>vi</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>vii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>viii</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>xi</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>xiii</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>xiv</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
1.1. Amaç.....	2
<b>2. KURAMSAL BİLGİLER VE LİTERATÜR TARAMASI</b> .....	<b>3</b>
2.1. Ankrajın Tanımı ve Sınıflandırılması .....	3
2.2. İskeletsel Ankraj Aygıtları .....	5
2.2.1. İmplantlar .....	5
2.2.2. Onplantlar.....	5
2.2.3. Mini Plaklar.....	6
2.2.4. Mini Vidalar .....	6
2.2.4.1. Mini Vidaların Yapısı.....	6
2.3. Mini Vidaların Osseointegrasyonu ve Stabilitesi .....	8
2.3.1. Primer Stabilite .....	8
2.3.2. Sekonder Stabilite .....	9
2.4. Mini Vidaların Stabilitesini Etkileyen Faktörler .....	10
2.4.1. Hasta ile İlgili Faktörler .....	10
2.4.1.1. Yaş, Cinsiyet ve Sistemik Hastalık.....	10
2.4.1.2. Oral Hijyen .....	11
2.4.2. Mini Vida ile İlgili Faktörler.....	11
2.4.2.1. Mini Vida Çapı .....	11
2.4.2.2. Mini Vida Uzunluğu.....	12



2.4.2.3. Mini Vida Şekli .....	13
2.4.2.4. Mini Vida Yiv Yapısı ve Şekli .....	13
2.4.2.4.1. Yiv Şekil Faktör .....	14
2.4.2.5. Mini Vida Yüzey Özellikleri .....	15
2.4.2.6. Mini Vidanın Üretildiği Materyal .....	16
2.4.3. Anatomik Lokal Faktörler .....	16
2.4.3.1. Kortikal Kemik Kalınlığı.....	16
2.4.3.2. Kemik Yoğunluğu .....	17
2.4.3.3. Süngerimsi Kemik Yapısı .....	18
2.4.3.4. Yerleştirilen Bölge .....	18
2.4.3.5. Yumuşak Dokunun Yapısı .....	19
2.4.3.6. Komşu Anatomik Yapılara Yatkınlık ve Kök Hasarı.....	19
2.4.4. Mini Vida Yükleme ile İlgili Faktörler.....	20
2.4.4.1. Mini Vida Yükleme Zamanlaması .....	20
2.4.4.2. Uygulanan Kuvvet Miktarı.....	21
2.4.4.3. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Tipi ve Yönü.....	22
2.4.4.4. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi .....	22
2.4.5. Cerrahi Yöntemle İlgili Faktörler .....	22
2.4.5.1. Flep Açılması.....	22
2.4.5.2. Rehber Delik Açılması .....	23
2.4.5.3. Uygulama Açısı .....	25
2.4.5.4. Yerleştirme Torku .....	25
2.4.5.5. Klinisyenin Tecrübesi.....	26
2.4.5.6. Monokortikal-Bikortikal Uygulama.....	26
2.5. Uygulama Esnasında Kortikal Kemikte Oluşabilecek Mikro Çatlaklar .....	26
2.6. Hipotez.....	27
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEMLER.....</b>	<b>28</b>
3.1. Etik Kurul Onayı .....	28
3.2. Mini Vidalar .....	28
3.3. Kemik Blokları .....	29
3.4. Çalışma Gruplarının Oluşturulması .....	30
3.5. Mini Vidaların Uygulanması.....	30
3.6. Kemik Örneklerin Histomorfometrik İnceleme İçin Hazırlanması.....	32
3.7. Örneklerin Mikroskop Altında Histomorfometrik İncelemesi .....	35
3.8. İstatistiksel Yöntem .....	36
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>37</b>
4.1. Yiv Şekil Faktör Değeri ile İlgili Bulgular .....	37

4.2. Histomorfometrik Bulgular .....	38
4.2.1. Çapı 1.5 mm Olan Farklı YŞF Değerlerine Sahip Mini Vidalara Ait Bulgular .	38
4.2.2. Çapı 2.0 mm Olan Farklı YŞF Değerlerine Sahip Mini Vidalara Ait Bulgular .	43
4.2.3. Tüm Mini Vida Gruplarına Ait Bulgular.....	48
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>51</b>
<b>6. SONUÇLAR .....</b>	<b>61</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>62</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>74</b>



## ŞEKİLLER DİZİNİ

	<b>Sayfa</b>
<b>Şekil 2.1</b> Ankraj sınıflaması .....	4
<b>Şekil 2.2</b> Mini vida bölümleri .....	7
<b>Şekil 2.3</b> M: Mini vida yivleri arası mesafe D: Mini vida yiv derinliği YŞF: D/M .....	15
<b>Şekil 3.1</b> Çalışmamızda kullanılan mini vidalar .....	28
<b>Şekil 3.2</b> Kosta kemiklerinin hazırlanışı .....	30
<b>Şekil 3.3</b> NSK mini vida sürücüsü .....	31
<b>Şekil 3.4</b> Vidalama yapılan örnek kemikler .....	32
<b>Şekil 3.5</b> Çalışmamızda kullanılan sert doku hassas kesme cihazı .....	32
<b>Şekil 3.6</b> Exakt Grinder cihazı ile örneklerin 2-3 mm'lik kesitler haline getirilmesi ..	33
<b>Şekil 3.7</b> Kalınlığı 2-3 mm olan kesitler .....	33
<b>Şekil 3.8</b> Lam üzerine yapıştırılan örneklerden 300-500 µm kesitler elde edilmesi .....	34
<b>Şekil 3.9</b> Kalınlığı 40 µm'ye kadar inceltelen örneklerin üzerlerinin lamel ile kapatılması .....	35
<b>Şekil 3.10</b> Işık mikroskobunda 5x ve 20x büyütmede elde edilen görüntüler .....	36
<b>Şekil 4.1</b> AbsoAnchor 1.5 mm çapındaki mini vidaya ait 5x büyütmede ışık mikroskobik görüntüdeki mikro çatlaklar .....	39
<b>Şekil 4.2</b> AbsoAnchor 1.5 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede floresan mikroskobik görüntüdeki mikro çatlaklar .....	39
<b>Şekil 4.3</b> Lomas 1.5 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede ışık mikroskobik görüntüdeki mikro çatlaklar .....	40
<b>Şekil 4.4</b> Lomas 1.5 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede floresan mikroskobik görüntüdeki mikro çatlaklar .....	40
<b>Şekil 4.5</b> Aarhus 1.5 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede ışık mikroskobik görüntüdeki mikro çatlaklar .....	41
<b>Şekil 4.6</b> Aarhus 1.5 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede floresan mikroskobik görüntüdeki mikro çatlaklar .....	42
<b>Şekil 4.7</b> Lomas 2.0 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede ışık mikroskobik görüntüdeki mikro çatlaklar .....	44
<b>Şekil 4.8</b> Lomas 2.0 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede floresan mikroskobik görüntüdeki mikro çatlaklar .....	44

<b>Şekil 4.9</b>	Aarhus 2.0 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede ışık mikroskopik görüntüdeki mikro çatlaklar .....	45
<b>Şekil 4.10</b>	Aarhus 2.0 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede floresan mikroskopik görüntüdeki mikro çatlaklar .....	45
<b>Şekil 4.11</b>	AbsoAnchor 2.0 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede ışık mikroskopik görüntüdeki mikro çatlaklar .....	46
<b>Şekil 4.12</b>	AbsoAnchor 2.0 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede floresan mikroskopik görüntüdeki mikro çatlaklar .....	47



**TABLolar DİZİNİ**

	<b>Sayfa</b>
<b>Tablo 3.1</b> Çalışmamızda kullanılan mini vidalar .....	29
<b>Tablo 4.1</b> Çalışmamızda kullanılan mini vidalara ait YŞF değerleri .....	37
<b>Tablo 4.2</b> Çapı 1.5 mm olan mini vidaların total çatlak sayısına ait bulgular .....	38
<b>Tablo 4.3</b> Çapı 1.5 mm olan mini vidaların çatlak uzunluğuna ait bulgular .....	41
<b>Tablo 4.4</b> Çapı 1.5 mm olan mini vidaların çatlak densitesine ait bulgular .....	43
<b>Tablo 4.5</b> Çapı 2.0 mm olan mini vidaların çatlak sayısına ait bulgular.....	43
<b>Tablo 4.6</b> Çapı 2.0 mm olan mini vidaların çatlak uzunluğuna ait bulgular .....	46
<b>Tablo 4.7</b> Çapı 2.0 mm olan mini vidaların çatlak densitesine ait bulgular .....	47
<b>Tablo 4.8</b> Tüm gruplar arası çatlak sayısına ait bulgular .....	48
<b>Tablo 4.9</b> Tüm gruplar arası çatlak uzunluğuna ait bulgular .....	49
<b>Tablo 4.10</b> Tüm gruplar arası çatlak densitesine ait bulgular.....	50
<b>Tablo 4.11</b> Tüm grupların YŞF değeri, çatlak sayısı, çatlak uzunluğu ve çatlak densitesi arasındaki korelasyon bulguları .....	50

**SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ**

BT.....	Bilgisayarlı Tomografi
cm.....	Santimetre
gr.....	Gram
Maks.....	Maksimum
Min.....	Minimum
mm.....	Milimetre
Ncm.....	Newton santimetre
Ort.....	Ortalama
p.....	Anlamlılık düzeyi
SLA.....	Kumlanmış, Asitlenmiş (Sandblasted large grit, Acid-etched)
SS.....	Standart Sapma
YŞF.....	Yiv Şekil Faktörü
µm.....	Mikrometre
%.....	Yüzde
°.....	Derece

## 1. GİRİŞ

Ortodontik tedavilerde iskeletsel ankraj amacıyla kullanılan mini vidalar günümüzde rutin uygulamalar haline gelmiştir. Çok çeşitli tiplerde ve dizaynlarda mini vidalar ortodontistlerin kullanımına sunulmuştur (Kyung vd 2003, Liou vd 2004). Hangi ortodontik vidanın stabilitesinin daha iyi olduğunu tespit etmek, tedavinin seyri ve süresi açısından hem ortodontiste hem de hastaya faydalı olacaktır.

Tedavi esnasında ortodontik vidaların düşmesi ile sonuçlanan başarısızlık oranı %10-30 arasındadır (Park vd 2006, Crismani vd 2010, Alharbi vd 2018). Ortodontik mini vidaların primer ve sekonder stabilitesini etkileyen pek çok faktör vardır. Vida dizaynı, uzunluğu, çapı ve materyal özelliği, kortikal kemik yoğunluğu, lokal sert ve yumuşak doku koşulları, vidayı yerleştirme torku ve cerrahi teknik bunlardan bazılarıdır (Wilmes vd 2006, Brinley vd 2009, Wilmes ve Drescher 2009). Vidaların kortikal kemikte oluşturdukları mikro çatlaklar da bu temel faktörlerden biridir (Wawrzinek vd 2008, Lee ve Baek 2010). Yapılan çeşitli in vitro çalışmalarda mini vidaların çapları (Liu vd 2012), formları (Taing-Watson vd 2015), yerleştirme torkları, kortikal kemik kalınlığı (Motoyoshi vd 2007) ve yerleştirme şekilleri (Yadav vd 2012) arasındaki farklılıklara göre kortikal kemikte meydana gelen mikro çatlaklar incelenmiştir. Yapılan histolojik değerlendirmelerde çeşitli farklılıklar tespit edilmiştir. Ancak literatürde vidaların yiv derinliği ve yivler arasındaki mesafe hesaplanarak kortikal kemikte meydana gelen çatlakları inceleyen bir çalışmanın olmadığı görülmüştür.

Yiv derinliğinin yivler arasındaki mesafeye oranı “Yiv Şekil Faktörü (YŞF)” olarak tanımlanır. Yapılan literatür incelemesinde YŞF esas alınarak vidaya çekme kuvvetinin uygulandığı primer stabiliteyi ölçen birkaç çalışmanın mevcut olduğu görülmüştür (Chang vd 2012, Gracco vd 2012, Migliorati vd 2012, Alrbata vd 2015). Ancak YŞF ile kortikal kemikte oluşan mikro çatlak arasındaki ilişkinin değerlendirildiği herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ayrıca vida çaplarına bağlı olarak kortikal kemikte oluşan mikro çatlaklar incelenmiş, ancak bu çalışmalarda YŞF değeri göz önünde bulundurulmamıştır (Lee ve Baek 2010, Liu vd 2012).

### 1.1. Amaç

Çalışmamızın amacı farklı yiv derinliğine ve yiv sıklığına sahip üç farklı firmaya ait iki farklı çaptaki mini vidanın kortikal kemikte oluşturdukları mikro çatlakların histolojik açıdan incelenmesidir. Çalışmamız ile sadece YŞF değerinin değil, farklı çaplardaki mini vidalara ait YŞF değerlerinin de mikro çatlak oluşumu üzerine etkisi araştırılmış olacaktır.





## 2. KURAMSAL BİLGİLER VE LİTERATÜR TARAMASI

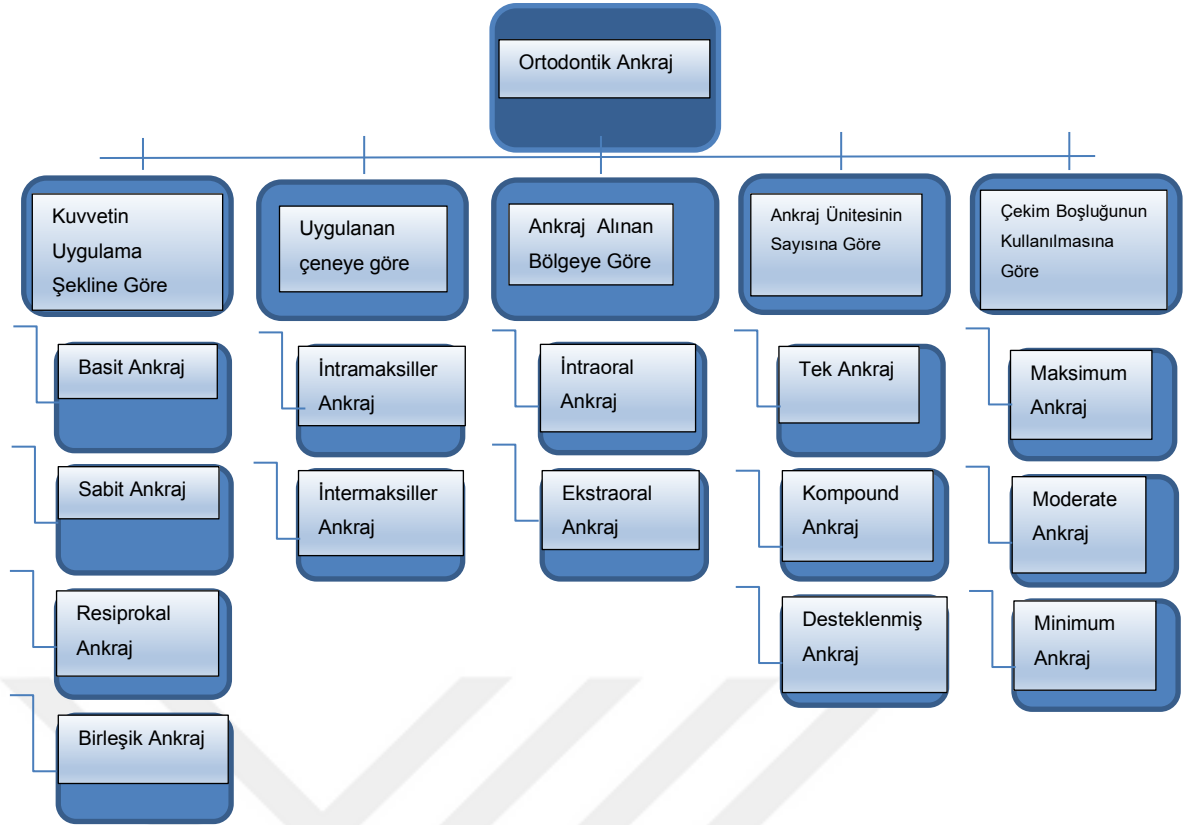
### 2.1. Ankrajın Tanımı ve Sınıflandırılması

Ankraj, istenmeyen diş hareketlerine karşı oluşan dirençtir. Ankraj bölgesi ise uygulanan ortodontik kuvvetin destek aldığı ve harekete karşı direnç gösteren bölge olarak tanımlanmaktadır (Proffit 2013).

Ortodontik tedaviler esnasında dişler, kuvvet ve momentlerin etkisi altında kalmakta ve buna karşı her zaman eşit şiddette fakat ters yönlü bir cevap oluşmaktadır. İstenmeyen diş hareketlerini önlemek ve tedavi başarısını sağlamak amacıyla bu resiprokal kuvvetlerin kontrolünün sağlanması gerekmektedir (Feldmann ve Bondemark 2006). Başarılı bir ankraj kontrolü, pek çok klinisyen tarafından başarılı ortodontik tedavinin anahtarı olarak kabul edilmiştir (Roberts-Harry ve Sandy 2004). Newton'un etki-tepki prensibine göre ankraj olarak alınan bölge ile hareketi istenen bölgeye etkiyen kuvvet birbirine eşit, fakat zıt yönlüdür. Bu nedenle ankraj bölgesinin hareketine izin verilip verilmeyeceğine, izin verilecekse ne ölçüde izin verileceğine göre ankraj bölgesi ve hareket bölgesinin dirençlerinin birbirine göre ayarlanması gerekmektedir (Proffit 2013).

Son yıllarda ortodontik ankraj amacıyla mini vidaların kullanımı önem kazanmakta ve geleneksel metotlara göre birçok avantaja sahip olması nedeniyle başarılı sonuçlar elde edilmektedir (Cope 2005, Labanauskaite vd 2005, Papadopoulos ve Tarawneh 2007). Mini vidalar, osseointegrasyon olmaksızın yalnızca mekanik stabilite ile ortodontik diş hareketleri için iskeletsel ankraj sağlarlar (Kanomi 1997, Costa vd 1998, Cope 2005).

Ankraj sınıflaması Şekil 2.1'de belirtildiği gibi kuvvetin uygulama şekli, uygulanan çene, ankraj alınan bölge, ankraj ünitesinin sayısı ve çekim boşluğunun kullanılmasına göre yapılabilir (Ülgen 2010).



**Şekil 2.1** Ankraj sınıflaması

Kuvvetin uygulama şekline göre basit ankraj, eğilme hareketine karşı gösterilen dirençtir. Calvin Case'in önerdiği ankraj tiplerinden biridir. Angle'ın önerdiği ankraj tiplerinden biri olan sabit (stasyoner) ankraj ise paralel harekete karşı olan dirençtir ve dişin sadece kütleli hareketine izin verir. Resiprokal ankraj, iki veya daha fazla dişin birbirlerine doğru hareketine göstermiş oldukları dirençtir. Bu diş hareketinde dişlere uygulanan kuvvet ve periodontal ligamente yayılan kuvvet birbirine eşit ve zıt yönlüdür. Birleşik ankraj ise ortodontik kuvvetin destek aldığı bölgede birden fazla dişin oluşturduğu direnç olarak tanımlanabilir.

Uygulanan çeneye göre ankraj, intramaksiller ve intermaksiller olarak ikiye ayrılır. İnamaksiller ankraj aynı çenedeki dişlerin hareketine karşı olan direnç, intermaksiller ankraj ise karşılıklı çenelerden sağlanan ankraj olarak tanımlanmaktadır.

Ankraj alınan bölgeye göre intraoral ve ekstraoral ankraj olarak ikiye ayrılmaktadır. Ekstraoral ankraj; ense, baş, alın ve çene ucundan destek alınarak elde edilmektedir. İnaoral ankraj ise alveolar kemik, dişler, dental arklar, palatal bölge ve mandibular bazal kemikten destek alınarak oluşmaktadır.

Ankraj ünitesinin sayısına göre; ankraj ünitesi sadece bir diş içeriyorsa tek ankraj, iki veya daha fazla diş içeriyorsa kompond ankraj, dental olmayan ankraj bölgeleri ankraj ünitesine dahil edilmişse desteklenmiş (reinforced) ankraj olarak

adlandırılır. Dental implantlar, mini plaklar, onplantlar ve ortodontik mikro implantlar desteklenmiş ankraj tanımına dahil edilmektedir.

Çekim boşluğunun kullanılmasına göre ankraj maksimum, moderate ve minimum olmak üzere üçe ayrılmaktadır. Çekim boşluğunun dörtte üçünün kanin ve kesici dişlerin geriye alınması ile önden arkaya doğru, dörtte birinin ise molar dişlerin mezial hareketi ile arkadan öne doğru kapatılması maksimum ankraj (Tip A), çekim boşluğunun yarısının ön grup dişlerin arkaya, diğer yarısının da arka grup dişlerin öne doğru hareketiyle kapatılması moderate ankraj (Tip B), çekim boşluğunun dörtte birinin ön grup dişlerin arkaya doğru hareketiyle, dörtte üçünün ise arka grup dişlerin öne doğru hareketiyle kapanması işlemine minimum ankraj (Tip C) adı verilmektedir (Ülgen 2010).

## **2.2. İskeletsel Ankraj Aygıtları**

İskeletsel ankraj aygıtı olarak implantlar, onplantlar, mini plaklar ve mini vidalar kullanılmaktadır.

### **2.2.1. İmplantlar**

İmplantların protetik diş hekimliğindeki başarısı ortodontik amaçlı kullanımlarını da gündeme getirmiştir (Roberts vd 1990, Kokich 1996, Odman vd 1998). Cerrahi prosedür gerektirmesi, iri yapılı ve yüksek maliyetli olması, geleneksel diş hekimliği uygulamalarında protetik yüklemeye yönelik çalışma verilerinin değerlendirilmiş olması, elastikler ve coil spring gibi ortodontik malzemelerle uyumlu başlıklarının olmaması nedeniyle implantlar ortodontik tedavilerde kullanım alanına sahip olamamışlardır (Piattelli vd 1997, Himmlova vd 2004, Hertz 2012).

### **2.2.2. Onplantlar**

Block ve Hoffman (1995) tarafından dizayn edilen onplantlar, geleneksel implantlardan farklı olarak 8–10 mm genişliğinde, 2 mm uzunluğunda ve yassı bir yapıya sahiptir. Palatal mukozaya cerrahi bir prosedür sonrasında yerleştirilirler. Osseointegrasyon sağlanması için 4 ay beklenmesi gerekmektedir (Celenza ve Hochman 2000). Klinik uygulamalarda ortodontik ankraj için kullanılabilir oldukları görülmüştür (Janssens vd 2002).

### 2.2.3. Mini Plaklar

Jenner ve Fitzpatrick (1985), Umemori ve arkadaşları (1999) mini plakları ortodonti pratiğinde ilk kullanan araştırmacılarıdır. Ortodontik mini plağın bir ucu kortikal kemiğe vidalanarak sabitlenir. Çoğunlukla kemik yüzeyine göre şekillendirilerek kullanılırlar. Zaman içinde “C-tube” mini plak (Chung vd 2002), “Bollard” mini plak (Cornelis vd 2008), “Surgitec Zygoma Anchor” mini plak (De Clerk vd 2002) ve “Multi Purpose İmplant” (Roberts vd 1990) gibi farklı tasarımlara sahip mini plaklar geliştirilmiştir. Mini plak kullanılarak molar distalizasyonu yapılmış, şiddetli açık kapanış ve Sınıf II malokluzyonlar gibi kapanış bozuklukları tedavi edilebilmiştir (Umemori vd 1999, Sherwood vd 2002, Kim vd 2009, Kilkis vd 2012). Mini plaklar, yüzey anatomik formuna ve vakadaki ihtiyaca göre şekillendirilebilme özelliğine sahiplerdir (Trandem vd 2011).

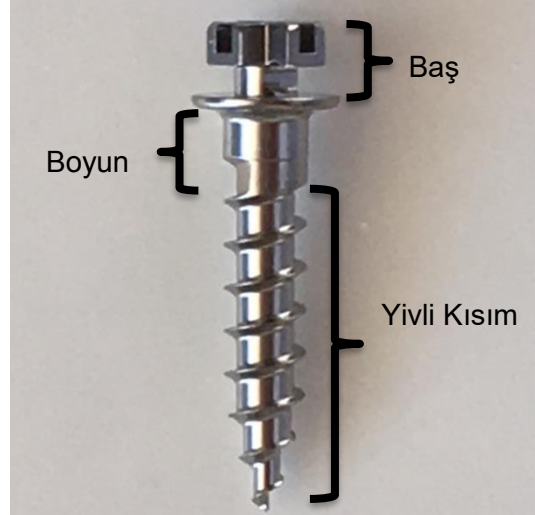
### 2.2.4. Mini Vidalar

Mini vida uygulaması, ilk kez Kanomi tarafından 1997’de tanıtılmıştır. Ortodontik malzemelerle uyumlu braket başlı ilk uygulama Costa ve arkadaşları tarafından 1998’de gerçekleştirilmiştir. Bu tarihten itibaren hasta kooperasyonu gerektirmeyen iskeletsel ankraj aygıtları büyük ilgi görmüştür.

Ortodontik tedavilerde, geçici ankraj aygıtı olarak mini vidaların kullanımı her geçen gün daha değerli bir hale gelmektedir. Bu aygıtlar, spesifik intraoral kemik yapılarına bir ankraj formu oluşturmak ve böylece istenmeyen diş hareketlerini önlemek üzere yerleştirilirler. Değişik şekil, boy ve çaptaki mini vidalar, kullanılan bölge ve amaca yönelik seçilebilmektedir (Tseng vd 2006, Lee vd 2010, Alrbata vd 2015). Mini vidalar stabilitelelerini mekanik tutuculukları ile sağlamaktadırlar. Osseointegrasyon beklenmemektedir. Böylelikle kuvvet yüklemesi mini vida uygulamasından hemen sonra yapılabilmekte ve mini vidaların çıkarılması da kolay olmaktadır (Miyawaki vd 2003, Cha vd 2010).

#### 2.2.4.1. Mini Vidaların Yapısı

Ortodontik mini vidalar; anatomik yapılarla uyumlu boy ve çap, ortodontik kuvvetleri kaldırabilecek mekanik direnç, anında yükleme için uygun geometri ve yiv tasarımı gibi kritik faktörler göz önünde bulundurularak üretilmişlerdir (Lin vd 2007). Çapları 1.2 - 2.3 mm ve uzunlukları 6 - 15 mm arasında değişmektedir. Bir mini vida baş, boyun ve yivli kısım olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır (Şekil 2.2). Her bir parça mini vidanın fonksiyonunda önemli rol oynamaktadır.



**Şekil 2.2** Mini vida bölümleri

Ortodontik mini vidanın baş kısmının iki amacı vardır. Birincisi vidaya kuvvet uygulama noktası görevini görmek, ikincisi de gövde ve yivlere dönme hareketinin iletilmesini sağlamaktır. Vidanın baş kısmının altında gövde kısmı ve onu saran yivler mevcuttur. Vida gövdesinin kesit alanı vidanın torsiyonel dayanıklılığının belirleyicisidir. Torsiyonel kuvvet gövde çapının küpü ile doğru orantılıdır (Lee vd 2007). Bu nedenle gövde çapındaki en ufak bir iyileştirme bile vida dayanıklılığını ciddi derecede arttırmaktadır. Gövde çapı arttıkça vidanın yerleştirilmesi sırasında kırılmaya bağlı ortaya çıkan başarısızlık oranı azalmaktadır (Papadopoulos ve Tarawneh 2007, Barros vd 2011).

Mini vidalar alveolar kemikteki interdental alanlara yerleştirilebilecek kadar küçük tasarlanmışlardır. Mini vidaların avantajları arasında kolay uygulanabilir olmaları, çıkarılma kolaylığı ve çıkarılırken fazla madde kaybına neden olmaması sayılabilir. En önemli avantajı ise isteğe bağlı olarak yerleştirildikten hemen sonra kuvvet uygulanabilmesidir. Mini vidalar, geçici bir süre kullanıldıkları için stabiliteleri genellikle mekanik tutuculuğa dayanır ve çoğunlukla osseointegrasyon gerektirmezler (Heymann ve Tulloch 2006, Papadopoulos ve Tarawneh 2007).

Son yıllarda mini vidalar üretici firmalar tarafında oldukça gelişmiş bir şekilde braket başlı, buton başlı, hook başlı vb. başları olacak şekilde, farklı gövde şekli, çap, uzunluk, materyal içeriği ve yiv geometrisinde üretilebilmektedirler. Böylece klinisyenin, uygulayacağı bölge veya tedavi şekline göre birçok opsiyonun içinden en uygun mini vidayı seçme şansı olmaktadır.

### 2.3. Mini Vidaların Osseointegrasyonu ve Stabilitesi

Osseointegrasyon; histolojik olarak kemik-vida ara yüzeyinde fibröz doku büyümesi olmaksızın vida çevresinde kemik doku oluşumuyla bir vidanın direkt ankrajı olarak tanımlanmaktadır (Lee vd 2007). Işık mikroskobu seviyesinde kemik ve vida arasında direkt temas görülse de elektron mikroskobu seviyesinde görülememektedir (Branemark 1983, Cooper 1998, Albrektsson ve Johansson 2001).

Osseointegrasyon çeşitli ultrayapısal ara yüzleri içeren ve biyomekanik özellikler gösteren geniş bir yelpazeyi kapsamaktadır (Branemark 1983, Cooper 1998, Albrektsson ve Johansson 2001). Bu nedenle kalitatif olarak değil ama kantitatif olarak tanımlamak zordur. Diğer bir ifadeyle osseointegrasyon, vida yüzeyi ile yeni kemik dokusunun şekillendiği ve devam eden modelling ve remodelling ile uzun dönem ara yüz idamesinin istendiği bir seri iyileşme sürecidir (Berglundh 2003).

Mini vidalarda potansiyel bir osseointegrasyon olduğu tartışmalıdır. Ortodonti alanında bununla ilgili pek çok görüş yer almaktadır. Yapılan çalışmalar, mini vidaların stabilitesinin yalnızca mekanik retansiyon ve biyolojik reaksiyon ile sağlandığını ve osseointegrasyonun görülmediğini savunmaktadır (Aparicio vd 2006, Papadopoulos ve Tarawneh 2007). Bunun aksine Melsen ve Costa (2000) hayvanlar üzerinde yaptıkları bir çalışmada, mini vidalarda %58 oranında istenmeyen osseointegrasyon görüldüğünü bildirmişlerdir.

#### 2.3.1. Primer Stabilite

Bir mini vidanın stabilitesi, kuvvet yüklenmesine dayanabilme kapasitesi olarak tanımlanabilir. Mini vidalarda uygulama sonrası hemen elde edilen stabilite, primer stabilite olarak adlandırılır. Diğer bir ifadeyle, yeni yerleştirilmiş bir mini vidanın kemik soketi içindeki ankrajıdır (Meredith 1998). Uygulama torku ile elde edilen yeterli primer stabilite mini vida başarısı için önemlidir. Bu da kemik-mini vida arasında meydana gelen mekanik bağlanma ile olur. Kemik yüzeyinin mini vida ile olan mekanik bağlanma kalitesinin iyileştirilmeye çalışılması, zamanla mini vidaların farklı tiplerde tasarlanmasına ve en başarılı primer stabilite değerleri gösteren tasarımın elde edilmeye çalışılmasına neden olmuştur (Tseng vd 2017). Primer stabilite 4-6 hafta sonunda azalmaktadır (Meredith 1998, Motoyoshi vd 2006, 2007).

Primer stabiliteyi etkileyen faktörler arasında vidanın dizaynı (Wilmes vd 2008, Migliorati ve Benedicenti vd 2012), kemik kalitesi (Motoyoshi vd 2006), mini vida bölgesi hazırlığı (Wilmes ve Drescher 2009), uygulama açısı ve torku (Wilmes vd 2008), cerrahi teknik (Brinley vd 2009, Cha vd 2010) sayılabilir. Literatürde yüksek tork değerinin primer stabiliteyi arttırdığını vurgulayan çalışmalar mevcuttur (Motoyoshi vd

2006, Suzuki vd 2010). Lee ve arkadaşlarının (2015), mini vida yiv derinliğinin primer stabiliteye etkisini araştırdıkları bir çalışmada yiv derinliği arttıkça primer stabilitenin de arttığı ortaya konulmuştur.

Mikro çatlaklar kortikal kemikte remodelingi başlatmaları nedeniyle kemik fizyolojisi üzerinde önemli rol oynarlar. Literatürde mikro çatlakların mini vidanın primer stabilitesine olan etkisinin araştırılması gerekliliğine dikkat çeken az sayıda çalışma mevcuttur (Lee ve Baek 2010, Liu vd 2012). Yüksek primer stabilite sağlanması ile mikro çatlakların minimize edilmesi arasında çok hassas bir denge vardır (Nguyen vd 2017). Ortodontik ankraj amacıyla kullanılan vidaların primer stabilitesi büyük oranda kortikal kemik tarafından belirlenir. Bu da kemiğin kalite ve kantitesinden etkilenir (Motoyoshi vd 2006, Baumgaertel ve Hans 2009). Kortikal kemiğin yoğunluğu, vidadan kemiğe etkiyen kuvvetin dağılımını etkiler. Yoğun kemik, kortikal bölgedeki stresi kısıtlarken daha az yoğun olan kortikal kemik mini vidanın tüm uzunluğu boyunca stresi dağıtır (Dalstra vd 2004).

### **2.3.2. Sekonder Stabilite**

Primer stabiliteden sekonder stabiliteye geçiş, yeni oluşmuş osseointegre kemik ile sağlanır ve iyileşmenin erken dönemlerinde meydana gelir. Sekonder stabilite, kemik–mini vida ara yüzeyindeki iyileşmeye ve osseointegrasyona bağlı olarak mini vidanın kemik içindeki ankrajının artışı gösterir (Morinaga vd 2008). İyileşme periyodunda sekonder stabilite önemli bir rol oynar. Primer ve sekonder stabilite arasındaki geçiş süreci kritiktir. Çünkü ankrajın stabilitesi kemik remodelinginin tamamlanmasına bağlıdır (Prager vd 2008).

Primer stabiliteden sekonder stabiliteye geçiş sürecinde osteoklastik aktivitenin stabiliteyi azalttığı bir dönem vardır. Bu dönemde yeni kemik oluşumu henüz gerçekleşmemiştir. Luzi ve arkadaşları (2009) mini vidaya kuvvet uyguladıkları çalışmalarında, 1 hafta ve 1 aylık süre arasında kemik-vida temasında azalma olduğunu bildirmişlerdir. Remodellinge bağlı olarak vida çevresindeki kemiğin, kademeli olarak vida yüzeyine yakın bölgede yeni oluşan kemikle yer değiştirdiği gözlemlenmiştir (Luzi vd 2009).

Mini vida uygulanmasından sonraki iyileşme periyodu hem sekonder stabiliteyi güçlendirir hem de primer stabiliteyi arttıran mikro çatlak tamirine izin verir. Bu tamir periyodunda, osteosit ruptürünün başlaması ile büyük mikro çatlaklar öncelikle daha küçük hale gelir ve mini vida uygulama bölgesinde tamamen yok olmaları için uzun bir süreç gerekir (Shin 2015).

Yüksek uygulama torku primer stabilite üzerinde olumlu etkiye sahipken, kemikte oluşturduğu şiddetli sıkıştırma stresi nedeniyle mikro çatlak ve mini vida çevresinde kemik rezorbsiyonuna neden olarak sekonder stabilite üzerinde negatif etki yaratabilir (Wawrzinek vd 2008, Lee ve Baek 2010). Wawrzinek ve arkadaşları (2008) geniş çaplı, konik formda ve fazla sıkılarak yerleştirilen mini vidaların daha fazla mikro çatlakla sebep olduğunu rapor etmişlerdir. Fazla miktarda oluşan mikro çatlaklar sekonder stabiliteyi azaltabilirler. Bu nedenle Wilmes (2006), mini vidaların fazla tork uygulamaktan kaçınılarak yerleştirilebilmeleri ve aynı zamanda olası vida kırıklarının önüne geçilebilmesi için kortikal kemiğin zayıf olması gerektiğini savunmuştur.

İmplant etrafındaki iyileşmeyi gözlemlemek amacıyla Morinaga ve arkadaşları (2008), titanyum kaplama plastik 1.6 mm çapında ve 7 mm uzunluğunda mini vidalara benzer ebatlarda implantlar kullandıkları çalışmalarında, 28 günlük bir takip dönemi boyunca ışık mikroskopisi, transmisyon elektron mikroskopisi ve BT kullanarak kemik formasyonunun, implantın çok az bir mesafe uzağında başladığını ve 28 gün sonra implantı sürekli olarak çevrelediğini belirtmişlerdir.

## **2.4. Mini Vidaların Stabilesini Etkileyen Faktörler**

### **2.4.1. Hasta ile İlgili Faktörler**

#### **2.4.1.1. Yaş, Cinsiyet ve Sistemik Hastalık**

Primer ve sekonder stabilitenin oluşabilmesi için vida çevresindeki kemik yeterli yoğunlukta ve kalitede olmalıdır. Motoyoshi ve arkadaşlarının (2007) yaptıkları bir çalışmada, erişkin bireylerin erken yükleme yapılan mini vidalara daha iyi cevap verdiği ve bu bireylerde primer stabilite ve başarı açısından genç erişkinlere göre daha iyi sonuçlar elde edildiği sonucuna varılmıştır. Araştırmacılar bu sonucun genç erişkinlerdeki yetersiz kemik yoğunluğuyla ilgili olabileceğini belirtmişlerdir. Yaş baz alınarak yapılan diğer bir çalışmada 15 yaş kritik olarak bulunmuştur. Yaşı 15'den küçük olan hastalarda daha ince kortikal kemik ve düşük kemik kalitesi varlığının vidaların başarısız olmasına sebep olduğu bildirilmiştir (Park vd 2006). Bu bulguları destekler şekilde Lee ve arkadaşlarının (2010) yaptıkları bir çalışmada benzer sonuçlarla karşılaşmıştır. Araştırmacılar 20 yaş altı bireylere yerleştirilen mini vidaların erken dönemdeki kayıplarına dikkat çekmişlerdir. Bu yaş grubu hastalarda dikkatli çalışılması gerektiğini vurgulamışlardır (Lee vd 2010).

Elde edilen sonuçların aksine 209 hasta üzerinde yürütülmüş başka bir çalışmada, üst ve alt çene posterior bukkal bölgeye yerleştirilen mini vidaların başarı



oranları kıyaslanmış ve yaşın mini vida başarısında önemli bir faktör olmadığı bulunmuştur (Moon vd 2008).

Kemik kalitesi primer stabilitenin sağlanması için ne kadar önemli ise hasta metabolizmasının kendi kendini iyileştirebilme yeteneği de sekonder stabilitenin oluşabilmesi için önemlidir. Mini vidanın yerleştirildiği bölge, iyileşme sürecine tabi olacaktır. Osteoporoz, kontrol altına alınamayan diyabet, sigara kullanımı, parafonksiyonel alışkanlıklar gibi faktörlerin iyileşme sürecini bozduğu ve dental implantların başarısızlığı için risk teşkil ettiği bilinmektedir. Araştırmacılar, aynı riskin mini vidalar için de geçerli olduğunu ve iyileşme dönemlerinin göreceli olarak daha uzun olacağını belirterek, yükleme sürelerinde değişiklik yapılmasının daha doğru olduğunu vurgulamışlardır (Ashley ve Covington 2003).

Cinsiyetin, stabilite ve başarı ile olan ilişkisini değerlendiren Lee ve arkadaşları (2010) cinsiyetin mini vida başarısında etkili olmadığını rapor etmişlerdir.

#### **2.4.1.2. Oral Hijyen**

Oral hijyenin mini vida başarısızlığında lokal risk faktörlerinden biri olduğu bilinmektedir. Yeterli ağız hijyeni mini vida ankraj stabilitesinde oldukça önemlidir (Miyawaki vd 2003, Wu vd 2009).

Yapılan çalışmalarda, mini vidanın etrafındaki yumuşak dokunun enfekte olmasının yüksek oranda vidanın erken kaybına neden olduğu bildirilmiştir (Miyawaki vd 2003, Cheng vd 2004, Alharbi vd 2018). Mini vida etrafında oral hijyenin sağlanması ve idamesi vidanın stabilitesi ve başarısı açısından önemlidir. Miyawaki ve arkadaşları (2003), 51 hastaya yerleştirilen 134 mini vida ve 17 mini plağın stabiliteilerini inceledikleri çalışmada, vida çevresinde oluşan enflamasyonun vida stabilitesini olumsuz yönde etkilediğini bildirmişlerdir.

#### **2.4.2. Mini Vida ile İlgili Faktörler**

##### **2.4.2.1. Mini Vida Çapı**

Mini vida stabilitesi, kortikal kemik ile temasta olan mini vida yüzey alanı ile doğrudan ilişkilidir. Mini vida çapı arttıkça kortikal kemik ile temas eden yüzey alanı artacağından stabilite de artmaktadır (Lim vd 2003, Motoyoshi vd 2006).

Mini vida çalışmalarında kullanılan vida çapı genellikle 1.0-2.3 mm arasında değişmektedir. Miyawaki ve arkadaşları (2003) 1.5 ve 2.3 mm çaplı mini vidaların başarı oranlarının aynı olduğunu, ancak 1.0 mm çapındaki mini vidalardan anlamlı şekilde daha başarılı olduklarını bildirmişlerdir. Aynı şekilde, domuz iliak kemiğinde yapılan in-vitro çalışmalar mini vida çapı ve mini vida stabilitesi arasında sıkı bir

korelasyon olduğunu göstermiştir (Wilmes 2006, 2008). Ayrıca çapı 1.5 mm'den küçük olan mini vidaların kırılma riskinden dolayı özellikle kortikal kemiğin kalın olduğu alt çenede uygulanmaması gerektiği bildirilmiştir (Carano ve Melsen 2005, Carano vd 2005). Literatürde çapı 1.5 mm'den küçük olan mini vidaların kırıldığını rapor eden çalışmalar da bulunmaktadır (Chen 2006, Park vd 2006). Uygulama esnasında aşırı direnç ile karşılaşılması durumunda rehber delik açılarak vidalama yapılması daha uygun bir seçenek olacaktır.

#### **2.4.2.2. Mini Vida Uzunluğu**

Mini vidalar, mekanik tutuculuğunu esas olarak kortikal kemikten aldıkları için açılı uygulamalarda tüm kortikal kemiğe temas sağlanması açısından kemik içerisindeki minimum uygulama derinliği en az 5-6 mm olmalıdır (Tseng vd 2006, Lin vd 2007). Eğer mini vidanın boyu 5 mm'den daha uzun ise stabiliteleri ne kadar uzun olduklarından etkilenmemektedir (Miyawaki vd 2003). Literatürdeki diğer bir görüş ise uygulama derinliğinin kendi başına primer stabiliteyi anlamlı derecede arttırdığını savunmakta ve mini vida uzunluğunun primer stabilitede etkili olduğunu belirtmektedir. (Chen vd 2006, Wilmes ve Drescher 2009). Bu görüşlerin yanı sıra, uzunlukları 3 mm ve 6 mm olan mini vidaların başarı oranlarının araştırıldığı bir çalışmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Mortensen vd 2009).

Ortodontik tedavilerde kullanılacak mini vidaların uzunluğu, uygulanacak bölgedeki kemik kalitesi, komşu anatomik yapıların yakınlığı, uygulama açısı, yumuşak doku kalınlığı gibi faktörlere göre belirlenir (Melsen 2005, Tseng vd 2006, Kuroda vd 2007, Suzuki vd 2013, Sarul vd 2014). Suzuki ve arkadaşları (2013) 1.3 mm çapında 5 mm, 6 mm ve 7 mm uzunluğundaki üç farklı mini vidanın başarısını değerlendirdikleri çalışmalarında, maksilla için optimum uzunluğun 5 mm, mandibula için ise 6 mm olduğunu bildirmişlerdir. Sarul ve arkadaşları (2014), mandibulada posterior bölgeye yerleştirilen 6 mm ve 8 mm uzunluğundaki mini vidaların uzun dönem stabilitelerini karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar 8 mm uzunluğundaki mini vidaların daha stabil olduğu sonucuna varmışlardır.

Mini vidaların uzunluk seçiminde kortikal kemik ile olan temas göz önünde tutularak, palatal bölge gibi kalın mukozaya sahip yerlerde daha uzun mini vidaların seçilmesi tavsiye edilmektedir (Berens vd 2006, Moon vd 2008). Ayrıca kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda, uzun vidaların daha derine yerleştirilerek stabilite açısından daha iyi sonuçlar elde edilebileceği görülmüştür (Berens vd 2006, Lin vd 2007).

### 2.4.2.3. Mini Vida Şekli

Mini vidaların silindirik ve konik olmak üzere iki şekli vardır. Silindirik vidanın çapı, vida ucu dışında vida boyunca her yerde eşittir. Konik vidanın çapı ise vida ucundan vida boynuna kadar artarak devam eder. Konik vidanın daralarak sonlanması, temas yüzeyinin azalmasına yol açar. Bu durumun, vidanın stabilitesini olumsuz etkilemesi beklenir. Ancak pratikte bu bilgi doğru değildir (Wilmes vd 2008).

Uygulama sırasında vidanın kortikal kemik yüzeyinden boylu boyunca geçerken, kortikal kemikte uygulamaya ve uygulayıcıya bağlı olarak değişen ve farklı miktarlarda oluşan genişlemeler, vida boynuna doğru artan çap sayesinde tolere edilir. Yapılan çalışmalarda konik mini vidalar stabilite açısından daha başarılı sonuçlar vermiştir (Wilmes vd 2008, Cha vd 2008, 2010, Yoo vd 2014). Bunun yanı sıra, kökler arasına yapılan uygulamalarda uca doğru incelen bir mini vida kullanmak olası kök hasarını da minimuma indirmektedir (Carano vd 2005, Poggio vd 2006). Cha ve arkadaşlarının (2008) yaptıkları bir hayvan çalışmasında, 6 erkek köpek mandibulasının bukkal bölgesine 48 adet 1.5x7.0 mm'lik konik ve silindirik mini vida uygulanmıştır. Araştırmanın 3. ve 12. haftalarında mini vidaların primer ve sekonder stabilite ölçümleri değerlendirilmiştir. Üçüncü haftada ölçülen değerlerde, konik mini vidaların stabilite değerlerinin silindirik olanlara göre anlamlı derecede yüksek olduğu bildirilmiştir. Çalışmanın 12. haftasında yapılan ölçümlerde ise silindirik mini vida stabilite değerlerinin arttığını, ancak farkın istatistiksel olarak anlamlı derecede olmadığını rapor etmişlerdir. Elde edilen veriler ışığında; primer stabilite değerlendirmesinde konik vidaların üstün olduğu, sekonder stabilite açısından ise konik ve silindirik mini vidalar arasında bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır (Cha vd 2008).

### 2.4.2.4. Mini Vida Yiv Yapısı ve Şekli

Mini vidalar yiv yapıları, yiv açıları, yivler arası mesafe ve çeşitli ilave varyasyonlarla farklılıklar göstermektedirler. Mini vidalar tek ve çift yivli yapıda dizayn edilebilir. Yiv yapıları aynı zamanda asimetric veya simetric yapıda olabilir. Yiv derinlikleri ve eğimleri farklılık gösterebilir. Daha derin yiv yapısına sahip mini vidaların, primer stabilite açısından daha başarılı olduğu bulunmuştur (DeCoster vd 1990). Mini vidaların yivli yapıya sahip olmalarının nedeni, kemik ve mini vida arasındaki başlangıç kontakt ilişkisini iyileştirip yüzey alanını artırarak, kontakt alanındaki stres dağılımını optimize etmektir (Fattahi vd 2015).

Simetric yivli mini vidalarda yivler vida ucundan vida boynuna doğru birbirine paralel ve eşit açılı uzanırken, asimetric yivli mini vidalarda vidaların yivleri uzun eksene göre uca doğru artan açı ile seyrederek. Asimetric yivli mini vida, uygulama

kolaylığı ve uygulanan kuvvetlere karşı vidaya direnç kazandırması açısından başarılı bulunmuştur. Araştırmacılar tarafından bunun nedeninin temas yüzeyinde artmış olan sürtünme olabileceği bildirilmiştir (Da Cunha vd 2004, Carano vd 2005).

Brinley ve arkadaşlarının (2009) yiv yapısının, yerleştirme torku ve çıkarma kuvveti üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, farklı yiv dizaynındaki birçok mini vidayı sentetik ve kadavra kemikleri üzerinde değerlendirerek mini vida yivlerinin eğimlerini incelemişlerdir. Yiv eğimi az olan yani iki yiv arasındaki mesafenin az olduğu mini vidaların daha yüksek çekme kuvvetine sahip olduğu sonucuna varmışlardır. Cunha ve arkadaşlarının (2015) yaptıkları diğer bir çalışmada ise kemik yoğunluğu ile yiv eğimi arasındaki ilişki incelenmiş, kemik yoğunluğunun yüksek olduğu durumlarda da yiv eğimi az olan mini vidaların daha stabil olduğu bildirilmiştir.

Çift yivli mini vidalar, kendi içlerinde simetrik ve asimetric olmak üzere iki farklı yiv yapısına sahiplerdir. Çift yivli mini vidalar daha iyi mekanik stabilite ve yüksek çıkarma tork değerleri sağlmasına rağmen çift yiv yapısı yerleştirme süresini uzatarak çevre kemik dokuya iletilen stresi yükseltir. Yerleştirme süresi kısaltılarak çevre kemik dokuda sebep olduğu stresin azaltılması açısından çift yiv yapısına sahip mini vidalar daha fazla geliştirilmelidir (Kim vd 2009).

Yiv yapısına ek olarak bazı mini vidaların gövdelerinde vida boyuna paralel uzanan oluklar bulunmaktadır. Bu olukların amacı mini vidanın yerleştirilmesi esnasında oluşan kemik talaşlarını uzaklaştırmaktır. Yerby ve arkadaşları (2001) yaptıkları bir çalışmada, oluk sayısı ve uzunluğu arttıkça kemik hasarında artış ve uygulama torkunda azalma olduğunu bildirmişlerdir. Brinley ve arkadaşları (2009) ise bu olukların hem mini vida uygulama torkunu hem de sıyrılıp çıkma direncini arttırdığını göstermişlerdir. Araştırmacılar oluklu mini vidaların daha yüksek uygulama torku göstermelerinin nedenini, yivlerin arasında biriken ve sıkışan kemik talaşlarının sürtünmeyi arttırması olarak açıklamışlardır (Brinley vd 2009).

#### **2.4.2.4.1. Yiv Şekil Faktör**

Yiv şekil faktörü mini vida seçiminde önemli kriterlerden biridir. Mini vida yiv derinliğinin yivleri arasındaki mesafeye oranı "Yiv Şekil Faktörü (YŞF)" olarak tanımlanır (Şekil 2.3). Yiv derinliği, yivin en uç noktasının gövdeye olan dik uzaklığı şeklinde hesaplanır. Yivler arası mesafe ise komşu yiv formları arasında akslara paralel ölçülen mesafedir (Katie 2014). Yiv şekil faktörü, mini vidanın yivleri arasındaki mesafenin kısa veya uzun oluşundan, yiv derinliğinin fazla veya sığ oluşundan etkilenmektedir. Yiv derinliği ve yivler arası mesafenin artması veya azalması mini vidanın kesici etkisini değiştirerek daha düşük veya yüksek yerleştirme torku ile uygulanmasına sebep olur (Cunha vd 2015, Aniruddh vd 2017).



**Şekil 2.3** M: Mini vida yivleri arası mesafe D: Mini vida yiv derinliği YŞF: D/M

Mini vida üzerindeki yivler arası mesafeler değişkenlik gösterebilmektedir. Yivler arası mesafe, her vidalama turunda vidanın kemik içerisindeki ilerleme miktarını belirlemektedir (Perren vd 1992). Bazı çalışmalar yivler arası mesafe azaldıkça, mini vidanın çekme kuvvetine karşı olan direncinin arttığını göstermiştir (DeCoster vd 1990, Chapman vd 1996). Migliorati ve arkadaşlarının (2012), yiv şekil faktörünün geçici ankraj aygıtlarının stabilitesine etkisini inceledikleri çalışmalarında yivler arası mesafenin azalmasının mini vidanın mekanik tutuculuğunu arttırdığı bulunmuştur.

Mini vidanın yivleri arasındaki mesafeler değişkenlik gösterebileceği gibi yivlerin derinlikleri de farklılık gösterebilmektedir. DeCoster ve arkadaşlarının (1990) yaptığı bir çalışmada, yivlerin derinliği arttıkça mini vidanın primer stabilitesinin de arttığı bildirilmiştir.

#### 2.4.2.5. Mini Vida Yüzey Özellikleri

Mini vidaların yüzey özellikleri primer stabilitede önemli olduğu kadar sekonder stabilitenin oluşmasında da etkilidir. Dental implant yüzeylerine işlem yapıldığında sekonder kemik oluşumunun ve dolayısıyla stabilitenin de arttığı bulunmuştur (Steflik vd 1995, Gotfredsen vd 2002, Berglundh vd 2003).

Piyasada bulunan mini vidaların büyük çoğunluğunun yüzeyine pürüzlendirici herhangi bir işlem uygulanmamıştır. Ancak daha maliyetli olmasına rağmen yüzeyi asitlenmiş ve kumlanmış (SLA) mini vidalar da tercih edilebilmektedir. SLA yüzeyli ve normal yüzeyli mini vidalar karşılaştırıldıklarında SLA yüzeyli olanların diğerlerinden daha yüksek çıkarma torkuna sahip oldukları ve vida etrafında yeni kemik oluşumu gösterdikleri bildirilmiştir (Oh vd 2006). Lee ve arkadaşları (2010) yaptıkları bir çalışmada, SLA yüzeyli mini vidaların hem erken dönemde hem de osseointegrasyon sonrası artmış stabilite gösterdiklerini bildirmişlerdir. Chaddad ve arkadaşları (2008) ise

vida yüzey özelliklerinin erken yüklemde mini vida başarısını etkilemediğini rapor etmişlerdir.

Yapılan diğer bir çalışmada, ortodontik kuvvetler altında yüzeyi işlem görmüş olan vidaların normal yüzeyli mini vidalara göre daha iyi yeniden kemik şekillenmesi gösterdiği bildirilmiştir. Aynı çalışmada SLA yüzeyli vidaların yüzeyinde üç boyutlu kemik teması sağlanabileceği sonucuna varılmıştır (Oyonarte vd 2005).

#### **2.4.2.6. Mini Vidanın Üretildiği Materyal**

Yiv çapı ve derinliğinin yanı sıra, elastikiyet katsayısı ve esneklik sınırı da vidaların mekanik başarısında belirleyici değişkenlerdir. Mini vidalarda düşük elastisite katsayısı ve canlı dokular ile biyolojik uyumun daha iyi olması ile daha üstün mekanik kilitlenme imkanı sağlanmaktadır (Brown vd 2000). Mini vidalar çoğunlukla titanyum alaşımlarından üretilmektedir. Paslanmaz çelikten üretilen mini vidalar, titanyumdan üretilenlere kıyasla kırılmaya karşı daha dirençlidir. Ancak genel özellikleri değerlendirildiğinde titanyum mini vidaların paslanmaz çelik olanlardan daha üstün olduğu bildirilmiştir (Carano vd 2005, De Morais vd 2009).

#### **2.4.3. Anatomik Lokal Faktörler**

##### **2.4.3.1. Kortikal Kemik Kalınlığı**

Kemik kalitesi mini vidanın primer stabilitesinde önemli rol oynamaktadır. Özellikle kortikal kemik kalınlığının mini vida stabilitesine etkisi büyüktür. Kortikal kemik kalınlığı en fazla olan bölgenin, mini vida uygulaması için en ideal bölge olduğunu savunan çalışmalar mevcuttur (Miyawaki vd 2003, Huja vd 2005, Baumgaertel 2009).

Primer stabilite, kemik-mini vida temas yüzeyinden kaynaklandığı gibi bu kontakta çoğu kortikal kemikten sağlanmaktadır. Yapılan çalışmalarda, primer stabilite ölçütlerinden biri olan yerleştirme tork değerlerinin kortikal kemik kalınlığıyla doğrudan ilişkili olduğu gösterilmiştir (Motoyoshi vd 2006, Wilmes vd 2006, Motoyoshi ve Yoshida 2006, Lim vd 2008). Kortikal tabaka ne kadar kalınsa yerleştirme torku da o kadar yüksek olmaktadır. Primer stabiliteyi ölçen diğer bir ölçüm olan çekme kuvveti de aynı şekilde kortikal kemiğin kalınlığından etkilenmektedir (Huja vd 2005, Salmoria vd 2008). Kortikal tabaka ne kadar kalın olursa mini vidayı kemikten çekip çıkaracak kuvvet de o derece yüksek olacaktır. Fakat mini vidanın daha yoğun olan kortikal kemiğe yerleştirilmesi sırasında aşırı ısınma riski söz konusu olabilir (Cheng vd 2004, Park vd 2006).

Araştırmacılar kortikal kemik kalınlığının 1 mm'den yüksek olduğu durumlarda mini vida başarı oranlarının daha yüksek bulunduğunu vurgulamışlardır (Motoyoshi ve

Yoshida 2006). Kortikal kemik kalınlığı çene kemiğinin farklı bölgelerinde değişiklik göstermektedir. Bununla birlikte alt ve üst çeneler arasında da farklılıklar söz konusudur. Alt çene kemiğinin bukkal bölgelerindeki kortikal kemik kalınlığı genel olarak üst çene kemiğinin bukkal bölgelerine göre daha fazladır. Ayrıca alt çenenin kortikal kemik kalınlığı anteriordan posteriora gittikçe artarken, üst çene küçük azılar arası bölgenin kortikal kemik kalınlığı büyük azılar bölgesine kıyasla daha fazladır (Farnsworth vd 2011, Özdemir vd 2013).

Ono ve arkadaşlarının (2008) yaptığı bir çalışmada, mini vida uygulanacak 43 hastanın üst ve alt çene posterior alveoler bölgelerindeki kortikal kemik kalınlığı bilgisayarlı tomografi ile incelenmiştir. Bu çalışmaya göre kortikal kemik kalınlığı üst çenede ortalama 1.09–2.12 mm, alt çene ise ortalama 1.59–3.03 mm arasında bulunmuştur. Baumgaertel ve Hans (2009) ise yaptıkları bir çalışmada, insan maksillasının labial ve bukkal bölgelerindeki kortikal kemik kalınlığının 0.85-1.03 mm arasında olduğunu bildirmişlerdir.

#### **2.4.3.2. Kemik Yoğunluğu**

Mini vida stabilitesinde kemik yoğunluğu önemli bir faktördür. O'Sullivan ve arkadaşları (2004) yapmış oldukları çalışma sonucunda primer stabilite ve dolayısıyla mini vida başarısında kemik kalitesi, mini vida tasarımı ve cerrahi tekniğin önem sıralamasında ard arda geldiğini açıklamışlardır.

Yapılan çalışmalarda mini vida uygulanan kemiğin kortikal tabakasının ince ve yoğunluğunun az olduğu durumlarda kemikte mikro çatlaklar meydana gelebileceği ve bunun mini vida kaybıyla sonuçlanabileceği bildirilmiştir (Dinç vd 1995, Bagi vd 2006).

Cha ve arkadaşlarının (2010) yaptıkları hayvan deneyi çalışmasında, mini vida stabilitesinde kortikal kemik yoğunluğunun, vida şeklinin ve uygulama yerinin etkisi incelenmiştir. Bu çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde, alt çenede kortikal kemik yoğunluğunun fazla olmasına bağlı olarak mini vidanın daha stabil olduğu görülmüştür.

Kemik yoğunlukları farklı olan, sığır pelvik ve iliak kemiklerine uygulanan 1.4 mm çapında ve 6 mm uzunluğundaki mini vidaların primer stabilitelerinin değerlendirildiği bir çalışmada, kemik yoğunluğunun primer stabiliteye etkisinin olmadığı bulunmuştur. Araştırmacılar kortikal kemik kalınlığının 1 mm olduğu durumlarda yerleştirme torkunun ve çekme direncinin kemik yoğunluğundan etkilenmediğini belirtmişlerdir (Marquezan vd 2011).

### 2.4.3.3. Süngerimsi Kemik Yapısı

Mini vidaların stabilitesinde kortikal kemik ile mini vida arasında gerçekleşen mekanik kilitleme önemli rol oynar. Stabiltede süngerimsi kemik daha az etkilidir. Lim ve arkadaşları (2003) yaptıkları bir çalışmada, mini vidaya uygulanan kuvvet sonucu oluşan stresin büyük çoğunluğunun kortikal kemik tarafından absorbe edildiğini, süngerimsi kısma çok daha az stresin yansıdığını bildirmişlerdir. Total kemik yoğunluğunun mini vida primer stabilitesine etkisi, kortikal kemik kalınlığının etkisine göre oldukça azdır (Cha vd 2010).

### 2.4.3.4. Yerleştirilen Bölge

Mini vidaların yerleştirileceği ideal yerin belirlenmesi başarı için anahtar faktördür. Mini vidanın mümkün olduğunca keratinize dişetine uygulanması tercih edilmelidir. Bu bölge hipertrofik doku oluşumu ve enflamasyon oluşmasının daha nadir olması açısından avantaj sağlamaktadır (Costa vd 2005, Maino vd 2005).

Mandibuladaki kortikal kemik kalınlığı ve kemik yoğunluğu, maksillaya göre daha fazla olmasına rağmen üst çenedeki başarı oranları daha yüksektir. Araştırmacılar alt çenede vidaların yerleştirilmesi esnasında oluşan stres, rehber delik açılırken meydana gelen ısı, yapışık dişeti dikey boyutunun kısa olması ve ağız hijyeninin yeterli derecede sağlanamaması gibi nedenlerle alt çeneye uygulanan mini vidaların başarı oranlarının, üst çeneye göre daha az olduğunu bildirmişlerdir (Cheng vd 2004, Kuroda vd 2007).

Moon ve arkadaşları (2008), mandibulada erişkin bireylerde küçük azı bölgesine yerleştirilen mini vidaların başarı oranlarının büyük azı bölgesine yerleştirilenlere göre daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir. Sabec ve arkadaşlarının (2015) yaptıkları bir çalışmada ise mandibula için en güvenli bölgelerin birinci ve ikinci küçük azı ile birinci ve ikinci büyük azı dişleri arasında olduğu gösterilmiştir.

Yapılan çalışmalarda diş kök yüzeyine temas eden mini vidaların stabilitesinin azaldığı ve başarısızlık oranlarının arttığı bildirilmiştir (Kuroda vd 2007, Chen vd 2008). Mini vidalar yerleştirilirken diş köklerine dikkat etmek ve köklerden uzak durmak gerekmektedir. İnterdental alana yerleştirilen mini vidaların başarısı için çevresindeki kemik miktarının en az 1 mm olması gerekmektedir. Yapılan bir çalışmada çapı 1.6 mm olan mini vidanın yerleştirilmesi için 2.6–3.1 mm arası interradiküler mesafe gerekli olduğu vurgulanmıştır (Ludwig vd 2011).

Sürmekte olan dişler, periodontal hastalıklar, dişsiz alanlar, gelişmekte olan 20 yaş dişleri kemik kalitesinin değişikliğe uğradığı bölgelerdir. Bu bölgelere uygulanan mini vidaların başarı oranları düşüktür (Costa vd 2005, Melsen ve Verna 2005).



#### 2.4.3.5. Yumuşak Dokunun Yapısı

Yumuşak doku karakterinin mini vida başarısı üzerine etkili olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (Cheng vd 2004, Park vd 2006, Wu vd 2011). Palatal mukoza gibi yumuşak dokunun çok kalın olduğu bölgelerde, mini vida uygulamasının başarılı olabilmesi için vida uzunluğu iyi ayarlanmalı ve kemik içerisinde en az 5 mm ilerlenildiğinden emin olunmalıdır (Wu vd 2011). Yapılan çalışmalarda mini vidaların başarılı olabilmesi için keratinize dokuya yerleştirilmeleri gerektiği ve keratinize dişetine yerleştirilmiş mini vidalarda hipertrofik doku oluşumu ve enflamasyonun daha az olabileceği belirtilmiştir (Cheng vd 2004, Maino vd 2005, Mah ve Bergstrand 2007).

Mini vidaların hareketli mukozaya yerleştirildikleri durumlarda aşırı doku büyümeleri, enflamasyon, hasta rahatsızlığı, doku iritasyonu gibi durumların oluşması mini vidaların başarısını olumsuz etkilemektedir (Miyawaki vd 2003, Kravitz ve Kusnoto 2007).

#### 2.4.3.6. Komşu Anatomik Yapılara Yatkınlık ve Kök Hasarı

Komşu kökler ile yakınlığı veya teması olan mini vidaların stabilitesi olumsuz şekilde etkilenebilmektedir. Başarının daha az olması, kökler ile temasta olan vida etrafında daha az kemik olması ve vida ile temas halindeki diş köklerinin okluzal kuvvetler altındaki minör hareketleri sonucu vida stabilitesinin bozulması ile açıklanabilir (Kuroda vd 2007, Chen vd 2008, Kadioğlu vd 2008, Kang vd 2009).

Mini vidanın diş kökü ile teması sonucu sement ve dentin tabakasında rezorpsiyon gözlenmekte ve rezorbe kökler sekonder sement ile tamir edilebilmektedir. Ayrıca hasar çok ciddi değil ise çevre dokuların iyileştirme potansiyeli sayesinde klinik yan etkinin çok az olması beklenebilir. Ancak kök teması sonucu dişin devitalize olabileceği ve rezorbe köklerde ankiloz gerçekleşebileceği göz ardı edilmemelidir (Fabbroni vd 2004, Kadioğlu vd 2008, Kang vd 2009). Lee ve arkadaşları (2010), kök rezorpsiyonu riskini önlemek için mini vidaların diş kökünden en az 0.6 mm uzakta yerleştirilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Uygulama sırasında yerleştirme torkunun aniden artması kök temasının olup olmadığı konusunda fikir verebilir. Kök teması olan mini vidalar olmayanlara göre daha fazla yerleştirme torku göstermişlerdir (Chen vd 2008).

Çeneler arası fiksasyon sağlamak amacıyla kullanılan 236 vida üzerinde yapılan prospektif bir çalışmada, %27.1 oranında kök teması bildirilmiştir (Fabbroni vd 2004). Mini plakları sabitleyen mini vidaların çevre dokularla olan uzaklıklarını inceleyen üç boyutlu bir tomografi çalışmasında ise üst çenede 72 adet vidanın 39 tanesinin sinüs içerisine girdiği ve ortalama 1.31 mm sinüs perforasyonu gerçekleştiği

bildirilmiştir (Kim vd 2009). Bu çalışmanın sonucunda en fazla perforasyon derinliğinin 3.41 mm olduğu bulunmuştur. Çalışma esnasında mini vidaların hiçbiri kaybedilmemiştir. Sinüzit, ağrı, şişlik, enflamasyon gibi postoperatif komplikasyonlar gözlenmemiştir.

#### **2.4.4. Mini Vida Yükleme ile İlgili Faktörler**

##### **2.4.4.1. Mini Vida Yükleme Zamanlaması**

Ortodontik amaçlı kullanılan mini vidalar, mini vidanın uygulanması ve kuvvet yüklemesinin yapılması arasında geçen süre bakımından iki şekilde değerlendirilmektedir. Bunlardan birincisi, uygulamadan hemen sonra veya dört hafta içerisinde yapılan erken yükleme, ikincisi ise dört haftadan daha sonra yapılan geç yüklemedir (Ohashi vd 2006). Yapılan çalışmalarda yükleme zamanlaması ile ilgili farklı görüşler ortaya konulmuştur (Kyung 2003, Miyawaki vd 2003, Cheng vd 2004, Maino vd 2005, Ohashi vd 2006, Park vd 2006, Motoyoshi vd 2007, Wu vd 2009). Bazı araştırmacılara göre erken yükleme önerilirken (Kyung vd 2003, Miyawaki vd 2003), 2 hafta ila 6 ay arasında yükleme yapılmasını öneren araştırmacılar da mevcuttur (Cheng vd 2004).

Uygulama sonrası ilk 2 hafta kritik dönem olarak değerlendirilebilir. Çünkü bu süreç aktif rezorbsiyonun olduğu süreçtir. Bu dönemde yükleme yapılacaksa hafif kuvvetler tercih edilmelidir. Kemik kalitesinin çok iyi olmadığı bölgelere uygulanan mini vidalara yapılan erken yüklemelerde elde edilen başarı oranının kabul edilebilir düzeyde olduğu bildirilmiştir (Maino vd 2005). Motoyoshi ve arkadaşları (2007), erken yükleme yapılan uygulamalarda başarı oranının daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir.

Wu ve arkadaşlarının (2009) yaptıkları bir çalışmada, kemik iyileşmesinde 4 haftanın kritik olduğu belirtilmiş ve bu süreden önce kuvvet uygulanması önerilmemiştir. Nienkemper ve arkadaşlarının (2013) yaptığı bir diğer çalışmada, hastalara vida uygulamasının hemen ardından, 2 hafta sonra, 4 hafta sonra ve 6 hafta sonra kuvvet uygulanmış ve mini vidaların stabiliteyi değerlendirilmiştir. Mini vida stabilitesinde iyileşme sürecinde değişkenlik gözlenmiştir. Stabiltede 3. ve 4. haftalarda önemli derecede azalma meydana geldiği, ancak 4. haftadan sonra anlamlı bir değişikliğin oluşmadığı gösterilmiştir.

Mini vida uygulaması sonrasında erken yükleme yapıldığında mini vida etrafında oluşabilecek fibröz dokunun önlenemediğini savunan çalışmalar mevcuttur (Romanos vd 2001, Serra vd 2010). Bu çalışmalar uygulama sonrası erken yükleme yapılmasının klinik olarak uygun olduğunu ve böylece tedavi süresinin de kısaldığını

savunmaktadır. Serra ve arkadaşları (2010) yaptıkları bir çalışmada, erken yükleme yapılmış grubun histolojik incelemesinde, daha fazla kemik iyileşmesi ve daha fazla kemik apozisyonu olduğunu açıklamışlardır. Araştırmada dokuların daha iyi organize olduğu görülmüştür. Oltramari ve arkadaşlarının (2013) yaptığı bir hayvan deneyi çalışmasında, yükleme öncesi iyileşme zamanı değerlendirilmiştir. Düşük kuvvetlerin ve erken yüklemenin stabiliteyi etkilemediği sonucuna varılmıştır.

Motoyoshi ve arkadaşları (2007) erken ve geç yükleme yapılmış mini vidaları erişkinlerde ve genç erişkinlerde incelemiştir. Erişkin bireylerde erken yüklemenin mini vida başarısını olumlu yönde etkilediğini, genç erişkinlerde ise erken yükleme ve geç yükleme arasında başarı açısından bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Erken yüklemenin ise kemiğin daha olgun ve yoğunluğunun fazla olduğu durumlarda başarılı olabileceğini rapor etmişlerdir (Motoyoshi vd 2007).

#### **2.4.4.2. Uygulanan Kuvvet Miktarı**

Mini vidaya uygulanan kuvvet miktarını değerlendiren araştırmalarda, kuvvet miktarı 50 gr ile 400 gr arasında değişiklik göstermekle birlikte birçok çalışmada 200 gr kuvvetin üzerine çıkılmamıştır (Park vd 2006, Moon vd 2008, Reynders vd 2009).

Park ve arkadaşları (2006), 87 hastaya yerleştirilen 227 vidaya yaklaşık 200 gr kuvvet uygulamışlar ve başarı oranını %91.6 olarak bulmuşlardır. Moon ve arkadaşları (2008), yaklaşık 200 gr civarında ortodontik kuvvetle erken yükleme yaptıkları 480 adet mini vidayı inceledikleri çalışmalarında başarı oranını %83.8 olarak bildirmişlerdir. Bu iki araştırmada da yaklaşık 200 gr kuvvete maruz kalan mini vidaların yeterli klinik başarı gösterdiği rapor edilmiştir. Horizontal yönde 100-200 gr arası kuvvetle erken yükleme yapılan çoğu mini vida bu kuvvete dirençlidir.

Mini vidanın hareket edebileceği göz önünde tutularak, uygulama esnasında komşu anatomik yapılara yeterli mesafede olmasına dikkat edilmelidir (Ohashi vd 2006). Araştırmacılar, erken yükleme ile fazla kuvvet uygulanan mini vidaların yer değiştirebileceğini bildirmişler ve yer değiştirmelerinin sebebini uygulanan kuvvetin süresi olarak açıklamışlardır (Liou vd 2004, Wang ve Liou 2008). Literatürde 50 gr kuvvet miktarı ile yüklemeye başlanılarak, kuvvetin yavaş yavaş artırılmasının daha uygun olacağını bildiren çalışmalar mevcuttur (Dalstra vd 2004, Chaddad vd 2008). Hedayati ve arkadaşları (2007) mini vidaların daha düşük kuvvetlerde de yer değiştirebileceğini bildirmişlerdir.

### **2.4.4.3. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Tipi ve Yönü**

Kuvvetin uygulama tipi ve yönü ile mini vidanın başarısı arasındaki ilişkiyi değerlendirmek için Costa ve arkadaşları (1998) yaptıkları bir çalışmada, mini vidaya yerinden çıkarma yönünde bir kuvvet uygulandığında vidanın başarısızlığa uğrayabileceğini bildirmişlerdir. Cheng ve arkadaşları (2004) ekstrüziv, lateral ve torsiyonel kuvvetlerden kaçınılmasını önermişlerdir. Kim ve arkadaşları (2009), SLA yüzeyli mini vidaların saat yönünün tersine olan rotasyonel kuvvetlere karşı direnç gösterebileceğini açıklamışlardır. Freudenthaler ve arkadaşları (2001), mini vidanın uygulanacağı yerin dişin direnç merkeziyle aynı olmasını önermişlerdir. Uygulanan kuvvetin mini vidanın uzun eksenine paralel olması durumunda mini vida direncinin en fazla olduğu bildirilmiştir. Araştırmacılar bu durumu kuvvetin vida yivlerine dik bir şekilde gelmesi sonucu oluşan direncin en üst seviyede olması ile açıklamışlardır (Freudenthaler vd 2001).

### **2.4.4.4. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi**

Mini vida çalışmalarında, kuvvetin uygulama süresi 3 ay ile 37 ay arasında değişiklik göstermektedir. Araştırmacılar çoğunlukla bir yıllık bir zaman dilimi içerisinde mini vida stabilitelerini değerlendirmişlerdir (Liou vd 2004, Wiechmann 2007, Moon vd 2008). Literatürde mini vidaların uzun dönem stabilitesi hakkında detaylı bilgi yer almamaktadır. Dokuz ay sonra alınan sefalometrik röntgenlerde mini vidaların süreyle ilişkili olarak yer değiştirdiği bulunmuştur (Liou vd 2004, Hedayati vd 2007).

Liou ve arkadaşları (2004), mini vidaların uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak yer değiştirdiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar anatomik dokulara zarar gelmemesi için mini vidaların foramenlerden, büyük sinirlerden, kan damarlarından ve diş köklerinden minimum 2 mm uzakta yerleştirilmesini önermişlerdir (Liou vd 2004).

## **2.4.5. Cerrahi Yöntemle İlgili Faktörler**

### **2.4.5.1. Flep Açılması**

Mini vida uygulamalarında iki farklı teknik kullanılmaktadır. Flepli ya da flepsiz teknikle uygulanan mini vidalar arasındaki başarı oranları araştırılmış ve teknikler arasında herhangi bir farklılık rapor edilmemiştir (Moon vd 2008).

Hasta konforu açısından değerlendirildiğinde ise şişme ve ağrı kaynaklı rahatsızlıkların, flep açılarak yapılan uygulamalarda daha fazla olduğu bildirilmiştir (Miyawaki vd 2003). Herman ve arkadaşları (2006), flep kaldırılmadan yerleştirilmiş mini vidaların başarı oranını %51, flep kaldırılarak yerleştirilmiş mini vidaların başarı

oranını ise %100 olarak bulmuşlardır. Bu farkın, kemik dış hatlarının flep kaldırılarak daha iyi görülebilmemesinden kaynaklandığı belirtilmiştir. Ancak 116 mini vida üzerinde gerçekleştirilen bir in vivo çalışmanın sonucunda flep kaldırılmadan yerleştirilen mini vidaların başarı oranının daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Kuroda vd 2007).

#### 2.4.5.2. Rehber Delik Açılması

Mini vidaların minimum travma ile yerleştirilmesi mini vida çevresindeki dokuların hızlıca iyileşmesine olanak sağlar. Travmayı minimize edebilmek için birçok cerrahi teknik geliştirilmiştir. En geçerli olan yöntem, mini vida yerleştirilmeden önce dişetine ince küçük bir insizyon yapılması, mini vidanın yerleşeceği alanın delici bir alet ile işaretlenmesinin ardından frezlerle mini vida çapından küçük bir rehber delik açılmasıdır. Bu uygulamanın primer stabilite kalitesini arttıracığı düşünülmektedir (Meredith 1998).

Rehber delik uzunluğu mini vida boyu (Motoyoshi vd 2006) ya da sadece kortikal kemiği delemek kadar olabilir (Melsen 2005, Tseng vd 2006). Vidanın self-tapping ya da self-drilling olması açılacak olan rehber deliğin nasıl olacağına karar vermede etkilidir. Self-drilling mini vidalar, keskin ve sivri bir uca sahip oldukları için sadece kortikal kemik delinerek uygulanabildiği gibi rehber delik açılmadan da uygulanabilir. Self-tapping mini vidalar ise rehber delik tüm mini vida boyu kadar hazırlanarak uygulanır (Wilmes ve Drescher 2009, Yadav vd 2012).

Kemik kalitesinin düşük olduğu bölgelerde self-tapping vidaların kullanıldığı durumlarda rehber deliğin kortikal kısımda sonlanması ve yerleştirme esnasında mini vida sürücüsünün dikey kuvvet uygulanarak kullanılması tavsiye edilmektedir (Wilmes vd 2006). Sadece kortikal kemik delinerek açılacak rehber delik 3 mm derinliğinde olmalıdır. Kortikal kemik kalınlığının en fazla olduğu bölge alt çenede angulus bölgesidir. Bu bölgedeki kortikal kemik kalınlığı 3 mm olarak tespit edilmiştir. Bununla birlikte alt çene posterior bölgedeki kortikal kemik de kalındır ve self-drilling mini vidaların bu bölgeye yerleştirilmesi esnasında da kırılma riskleri vardır. Bu nedenle bu bölgelerde self-drilling yöntemiyle mini vida yerleştirilmesinden kaçınılmalı ve rehber delik açılarak mini vida uygulaması yapılmalıdır (Heidemann vd 1998).

Self-tapping yönteminin dezavantajları ise rehber delik açılırken sinir harabiyeti yaratması, köke ve dişe zarar verebilmesi, ısıya bağlı kemik nekrozu oluşturmasıdır. Yerleştirme esnasında oluşabilecek kök hasarı riskini azaltmak ve ısıya bağlı kemik nekrozu oluşumundan kaçınmak için daha kontrollü olan self-drilling yöntemine olan ilgi artmıştır (Park vd 2006, Tepedino vd 2017).

Kortikal kemikten sonraki süngerimsi kemikteki delik derinliği mini vida stabilitesini etkilememektedir (Heidemann vd 2001, Kim vd 2005). Bununla birlikte süngerimsi kemikte rehber delik açılmazsa, mini vida yivleri ile kemik arasında daha sıkı bir mekanik tutunma sağlanacağını söyleyen araştırmacılar da mevcuttur (Veltri vd 2009).

Rehber delik açılmadan uygulanan bazı mini vida çalışmalarında, daha sıkı kemik-mini vida bağlantısı gösterilerek bu durumun daha az kemik talaşı oluşmasından ve daha az termal hasarın olmasından kaynaklandığı açıklanmıştır (Heidemann vd 1998, Heidemann vd 2001). Eriksson ve Albrektsson (1983) da yapmış oldukları bir hayvan deneyi çalışmasında, rehber delik açıldığında açığa çıkan ısıнын kemik dokusu hasarına yol açtığını bildirmişlerdir.

Mini vida uygulama öncesinde açılacak rehber delik, mini vida çapından 0.7 mm (Odman vd 1998), 0.5 mm (Costa vd 1998, Cheng vd 2004, Tseng vd 2006), 0.3 mm (Park 2003, Park vd 2006, Kuroda vd 2007) daha dar ya da aynı çapta (Wilmes ve Drescher 2009) olmalıdır. Klinik pratikte rehber deliğın mini vida çapından daha dar olması önemlidir (Wilmes ve Drescher 2009). Mini vida çapının rehber delikten daha geniş olduğu durumlarda mini vida ile kemik temas yüzeyi arasında oluşacak stres oranı yükselir. Bu durum lokal iskemi ve nekroz oluşmasına sebep olabilir (Motoyoshi vd 2006, Wawrzinek 2008).

Rehber delik açılarak ve açılmadan uygulanan iki farklı hayvan deneyi çalışmasında, Kim ve Chang (2002) bir haftalık iyileşme periyodu sonrası mini vidaya kuvvet uygularken, Chen ve arkadaşları (2008) hemen yükleme yapmışlardır. Her iki deneysel çalışmada da rehber delik açılmayan gruplar daha başarılı bulunmuştur. Rehber delik açılmadan uygulanan mini vidalarda, kemik yüzeyi ile vida arasında daha fazla temas olduğunu gösteren histolojik çalışmalar mevcuttur (Heidemann vd 2001, Kim vd 2005, Chen vd 2008). Kim ve arkadaşları (2005) rehber delik açılmadığında daha az travmatik çalışıldığını ve daha iyi doku uyumu sağlandığını bildirmektedir.

Mini vida başarısında rol oynayan kortikal kemik kalınlığı, rehber delik uygulama kararını belirleyen önemli bir faktördür. Mini vida uygulamalarında alt çenede daha fazla başarısızlık görülmektedir. Kortikal kemik kalınlaştıkça, mini vida kırılma riski artmaktadır. Bununla birlikte uygulama sırasında açığa çıkan aşırı ısı enflamasyona sebep olup erken dönem iyileşmeyi geciktirmektedir (Melsen ve Costa 2000, Chen vd 2008).

### 2.4.5.3. Uygulama Açısı

En iyi primer stabiliteye ulaşmak maksimum kortikal kemik yüzeyinden yararlanma ile sağlanır. Mini vida açılı yerleştirildiğinde kortikal kemik ile temas eden yüzeyi artar ve böylece stabilite olumlu etkilenir. Kortikal kemik desteğini arttırmanın yanı sıra, zarar vermek istemediğimiz anatomik yapılardan kaçınmak için de mini vida farklı açılarda yerleştirilmektedir (Park vd 2006, Motoyoshi vd 2007). Kim ve arkadaşları (2009), mini vidaların üst çenede posterior bölgede mine–sement sınırından 2-4 mm uzakta ve daha küçük açılı uygulanmasını önermişlerdir. Park ve arkadaşları (2010), uygulama sırasında mini vidanın 10-20 derece distale açıldırılmasını ve dişlerin kontak noktasının 0.5–2.7 mm distalinden uygulanmasını tavsiye etmişlerdir.

### 2.4.5.4. Yerleştirme Torku

Primer stabilitenin değerlendirilmesi için kullanılan yöntemlerden biri olan yerleştirme torku, mini vidaların kemiğe uygulanabilmesi için gereken rotasyonel kuvvetler olarak tanımlanmıştır (Nguyen vd 2018). Uygulama torkunun artmasına sebep olan faktörlerden biri kortikal kemiğin yoğun olmasıdır. Kemik ne kadar yoğunsa yerleştirme torku da o oranda yüksek olacaktır (Huja vd 2005, Wilmes vd 2006). Yerleştirme torkunun yüksek olması hem mini vidanın kırılma riskini arttıracak hem de stabiliteyi olumsuz etkileyerek zaman içinde mini vidanın kaybına sebep olacaktır (Motoyoshi vd 2006).

Wilmes ve arkadaşları (2006) 23 Ncm ve üzerindeki yerleştirme tork değerlerinin mini vida kırıklarına sebep olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle mini vida yerleştirme tork değerinin 20 Ncm üzerinde olmamasına dikkat edilmelidir. Motoyoshi ve arkadaşları (2006), mini vida çapının 1.6 mm olduğu durumlarda başarının sağlanabilmesi için uygulama torkunun 5-10 Ncm arasında olması gerektiğini, uygulama torkunun çok düşük olduğu durumlarda yeterli primer stabilitenin elde edilemediğini ayrıca uygulama torku çok yüksek olduğunda sekonder stabilitenin sağlanamadığını vurgulamışlardır.

Yerby ve arkadaşları (2001) yaptıkları bir çalışmada, uygulama torkunun ideal olarak 8-10 Ncm olduğunu ve ancak bu aralıktaki kuvvetlerle başarı sağlanabileceğini bildirmişlerdir. Chen ve arkadaşları (2008), rehber delik hazırlayarak uyguladıkları mini vidalarda, rehber delik hazırlamadan uyguladıkları mini vidalara göre daha düşük yerleştirme torku değerleri kaydetmişlerdir.

#### 2.4.5.5. Klinisyenin Tecrübesi

Mini vidaların uygulanması esnasında kemiğin aşırı travmaya maruz kalması; termal hasar, osteonekroz, mini vidanın fibröz kapsülle sarılması ve en sonunda mini vidanın kaybedilmesine yol açacağı için klinisyenin tecrübesi mini vida başarısı açısından oldukça önemlidir (Eriksson ve Albrektsson 1983). Klinik tecrübenin artması ile birlikte mini vida başarısının da artacağını gösteren çalışmalar bulunmaktadır (Fritz vd 2004, Luzi vd 2007, Moon vd 2008).

#### 2.4.5.6. Monokortikal-Bikortikal Uygulama

Monokortikal uygulanan mini vidalar genellikle kortikal kemiği geçerek bir kısmı süngerimsi kemikle temas halinde olacak şekilde yerleştirilir. Bikortikal uygulamalarda ise mini vida sırasıyla kortikal kemik, süngerimsi kemik ve karşıt kortikal kemikle temas halinde olacaktır. Brettin ve arkadaşları (2008) yaptıkları bir hayvan deneyi çalışmasında, bikortikal uygulamaların kuvvetlere karşı daha dirençli olduğunu bildirmişlerdir.

Freudenthaler'ın (2001) in vivo çalışmasında, alt çenedeki büyük azı dişlerinin meziale hareketi için kullanılan mini vidaların bikortikal yerleştirilmesinin, diş hareketinin paralel bir şekilde gerçekleştirilebilmesi adına daha avantajlı olacağı vurgulanmıştır.

### 2.5. Uygulama Esnasında Kortikal Kemikte Oluşabilecek Mikro Çatlaklar

Mikro çatlaklar, kortikal kemikte remodelingi başlatmaları nedeniyle kemik fizyolojisi üzerinde önemli rol oynarlar. Literatürde mikro çatlakların mini vidanın primer stabilitesine olan etkisini araştıran çok az sayıda çalışma mevcuttur (Lee ve Baek 2010, Liu vd 2012). Yapılan çalışmalarda sert doku-mini vida arasındaki başarısızlıkların mini vida kaybına sebep olabileceği ve bu kayıpların vida uygulandıktan kısa bir süre sonra meydana geldiği bildirilmiştir (Esposito vd 1998, Miyawaki vd 2003, Cheng vd 2004, Motoyoshi vd 2006).

Mini vida başarısının artması için erken dönemdeki primer stabilite önemlidir ve artırılmalıdır. Genel olarak primer stabilite uygulayıcının el becerisine bağlıdır. Çünkü literatürde uygulama torkunun başlangıç stabilitesine etkisini gösteren çalışmalar bulunmaktadır (Motoyoshi vd 2006, Wilmes vd 2008, Suzuki vd 2010). Primer stabilite mevcut kortikal kemik miktarı ile de ilişkilidir. Fakat uygulama sırasında kortikal kemikte hasar meydana gelebilir. Bu nedenden ötürü vidalama sırasında oluşabilecek travmanın stabilite üzerinde etkisi mevcuttur. Kemiği çevreleyen dokulardan elde edilen mekanik destek sonucunda sağlanan primer stabilite sert doku-mini vida arasındaki



başarısızlık ile ilişkilendirilebilir (Albrektsson T. ve Albrektsson B. 1987, Esposito vd 1998).

Mini vidaların kemik içine yerleştirilmesi sırasında komşu kemikte travmaya sebep olacak fiziksel basınç oluşur. Özellikle rehber oluk açılmayan olgularda, yerleştirme işlemi ve fiziksel basınç sebebiyle komşu kemik dokularında hasar görülebilir. Bu da kemik dokusunda mikrofraktürlere, periosteumun, endosteumun parçalanmasına ve kemik hücrelerinin nekrozuna sebebiyet verebilir (Brunski vd 2000, Sowden ve Schmitz 2002, Motoyoshi vd 2006).

## **2.6. Hipotez**

Çalışmamızda “Farklı yiv derinliği ve yiv sıklığına sahip mini vidalar arasında kortikal kemikte oluşturdukları mikro çatlak sayısı, çatlak uzunluğu ve çatlak densitesi açısından bir farklılık yoktur.” şeklinde kurulmuş olan başlangıç hipotezinin doğruluğu değerlendirilecektir.

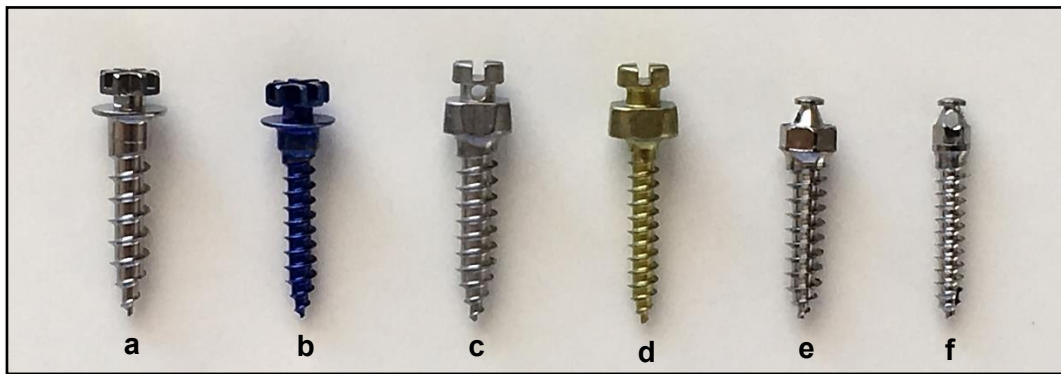
### 3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

#### 3.1. Etik Kurul Onayı

Çalışmamız için Pamukkale Üniversitesi Hayvan Deneyleri Etik Kurulu'nca çalışmanın yalnızca ölü domuza ait kemik dokuları üzerinde gerçekleştirileceği gerekçesiyle etik kurul onayına gerek olmadığına dair karar verilmiştir (10.11.2017/13).

#### 3.2. Mini Vidalar

Çalışmamızda kullanılacak mini vida sayısını belirlemek amacıyla yapılan güç analizi (G\*Power, versiyon 3.1.9.2) neticesinde %95 güven düzeyinde %80 güç elde edildiğinde her bir grup için minimum örneklem sayısının 7 adet olması gerektiği belirlenmiştir. Mini vida veya kemiğin zarar görmesi nedeniyle çalışma dışı kalması ihtimaline karşı 2'şer adet mini vida daha eklenerek her bir grupta 9 adet mini vida olmasına karar verilmiştir. Çalışmamız kapsamında 1.5 mm ve 2 mm çaplarında farklı yiv şekil faktör değerlerine sahip 54 adet mini vida kullanılmıştır. Mini vidaların tamamı self-drilling özellikte, tek tip yivli ve silindirik formdadır (Şekil 3.1).



**Şekil 3.1** Çalışmamızda kullanılan mini vidalar **a.** Aarhus (2.0 x 8 mm), **b.** Aarhus (1.5 x 8 mm), **c.** Lomas (2.0 x 9 mm), **d.** Lomas (1.5 x 9 mm), **e.** AbsoAnchor (2.0 x 8 mm), **f.** AbsoAnchor (1.5 x 8 mm)

Çalışmamızda kullanılan mini vidalara ait detaylı bilgiler Tablo 3.1’de verilmiştir.

**Tablo 3.1** Çalışmamızda kullanılan mini vidalar

<b>Minivida Adı</b>	<b>Markası</b>	<b>Boyutlar (çap x uzunluk)</b>	<b>Yiv Şekil Faktörü</b>
<b>Aarhus<sup>a</sup></b>	Medicon eG, Tuttlingen, Germany	2.0 x 8 mm	0.32 $\mu$ m
<b>Aarhus<sup>b</sup></b>	Medicon eG, Tuttlingen, Germany	1.5 x 8 mm	0.42 $\mu$ m
<b>Lomas<sup>c</sup></b>	Mondeal, Tuttlingen, Germany	2.0 x 9 mm	0.46 $\mu$ m
<b>Lomas<sup>d</sup></b>	Mondeal, Tuttlingen, Germany	1.5 x 9 mm	0.41 $\mu$ m
<b>AbsoAnchor<sup>e</sup></b>	Dentos Inc, Daegu, Korea	2.0 x 8 mm	0.50 $\mu$ m
<b>AbsoAnchor<sup>f</sup></b>	Dentos Inc, Daegu, Korea	1.5 x 8 mm	0.46 $\mu$ m

### 3.3. Kemik Blokları

Çalışmamızda sertifikalı et ürünleri sunan bir firmadan (Tropical Turizm A.Ş., Antalya) elde edilen domuz kosta kemikleri kullanılmıştır. Kemikler herhangi bir hastalık hikayesi olmayan hayvanlardan tedarik edilmiş ve değerlendirilecek kısımları ana kemikten kesilerek ayrılmıştır. Ardından çalışmada kullanılacak tüm kosta kemikleri etlerinden sıyrılarak mini vida yerleştirilmesine uygun hale gelecek şekilde hazırlanmıştır (Şekil 3.2).

Çalışmamızda ışık mikroskobu altında kosta kemiklerinde mini vida yerleştirilecek noktaların ortalama kortikal kemik kalınlıkları ölçülmüştür. Mini vidada kırığa sebep olabilecek kadar kalın veya aşırı ince bölgeler çalışma dışı bırakılarak 1.0-1.3 mm arasında kortikal kemik kalınlığına sahip noktalara mini vidaların yerleştirilmesine karar verilmiştir.



**Şekil 3.2** Kosta kemikleri; ana bloktan ayrılmadan önce, ana bloktan ayrıldıktan sonra ve mini vida yerleştirmeye hazır halde

### 3.4. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamızda kosta kemikleri üzerine yerleştirilecek farklı yiv şekil faktör (YŞF) değerlerine sahip iki farklı çaptaki üç farklı markaya ait mini vidalar kullanılarak toplamda 6 grup oluşturulmuştur. Oluşturulan gruplar şu şekildedir:

**Grup 1A:** 1.5 mm çapında 0.42  $\mu\text{m}$  YŞF değerinde Aarhus mini vida grubu,

**Grup 1B:** 2 mm çapında 0.32  $\mu\text{m}$  YŞF değerinde Aarhus mini vida grubu,

**Grup 2A:** 1.5 mm çapında 0.41  $\mu\text{m}$  YŞF değerinde Lomas mini vida grubu,

**Grup 2B:** 2 mm çapında 0.46  $\mu\text{m}$  YŞF değerinde Lomas mini vida grubu,

**Grup 3A:** 1.5 mm çapında 0.46  $\mu\text{m}$  YŞF değerinde AbsoAnchor mini vida grubu,

**Grup 3B:** 2 mm çapında 0.50  $\mu\text{m}$  YŞF değerinde AbsoAnchor mini vida grubu.

### 3.5. Mini Vidaların Uygulanması

Vidalama işleminin, kemiklerden blok şeklinde kesit alma esnasında oluşabilecek iyatrojenik çatlakları engellemek amacıyla her bir mini vida arasında en az 5 cm olacak şekilde yapılması öngörülmüştür. Ardından kemiklerin her iki tarafında da uygulama yapılacak kortikal kemik olduğundan görsel bir değerlendirme yapılarak uygulama yapılacak yüzey seçilmiştir. Kemik yüzeyleri üzerinde mini vidaların yerleştirileceği noktalar, uygulama esnasında kolaylık sağlaması açısından cetvel ile ölçülerek sabit kalem ile işaretlenmiş ve her bir kemiğe en fazla 6 adet mini vida yerleştirilebileceği hesaplanmıştır.

Mini vidalar uygulama yapılacak kemikler üzerinde işaretlenen noktalara mini vida sürücüsü (NSK iSD900, Japonya) yardımıyla 20 Ncm eşit tork değerinde mini vidalarla uyumlu farklı uçlar kullanılarak yerleştirilmiştir (Şekil 3.3).



**Şekil 3.3** NSK mini vida sürücüsü

Mini vida sürücüsü kullanılarak her bir mini vidanın yivli gövde kısmının kemik içerisinde 8 mm ilerlemesi sağlanmıştır. Bunun için 9 mm uzunluğundaki mini vidaların boyun alt kısmı ile kemik yüzeyi arasında 1 mm mesafe bırakılacak şekilde vidalama işlemi gerçekleştirilmiştir. Diğer 8 mm uzunluğundaki tüm mini vidaların boyun alt kısmı ile kemik yüzeyi arasında temas sağlanmıştır. Böylece tüm mini vidalar uç kısmından baş kısmına doğru yivli gövdesi 8 mm kemik içerisinde kalacak şekilde eşit boyda standardize edilerek aynı araştırmacı tarafından uygulanmıştır. Her bir grupta iki kosta kemiğine 9 adet mini vida yerleştirilmiştir (Şekil 3.4).



**Şekil 3.4** Vidalama yapılan örnek kemikler

### 3.6. Kemik Örneklerin Histomorfometrik İnceleme İçin Hazırlanması

Mini vidaların yerleştirildiği kemikler fiksasyon amacıyla %10'luk formaldehit içerisinde en az 24 saat süreyle bekletilmiş ve aynı solüsyon içerisinde örneklerin kesit haline getirileceği Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'na gönderilmiştir. Fiksasyon süresinin ardından örnekler, her biri bir mini vida içerecek şekilde, etrafındaki kemik dokusu ile birlikte blok haline getirilmiştir.

Kesit alma işlemi, kemik bloklarını 40 µm kalınlığında histolojik kesitler haline getirerek incelemeye olanak sağlayan bir sert doku hassas kesme cihazı (Exakt 400 CS, Exakt Apparaturbau, Norderstad, Almanya) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.5).



**Şekil 3.5** Çalışmamızda kullanılan sert doku hassas kesme cihazı

Blok haline getirilen bu kemik dokularından öncelikle 2-3 mm kalınlığında kesitler alınmıştır (Şekil 3.6).



**Şekil 3.6** Exakt Grinder cihazı ile örneklerin 2-3 mm'lik kesitler haline getirilmesi

Kalınlığı 2-3 mm olan örnek kemik blokları Şekil 3.7' de gösterilmektedir.



**Şekil 3.7** Kalınlığı 2-3 mm olan kesitler

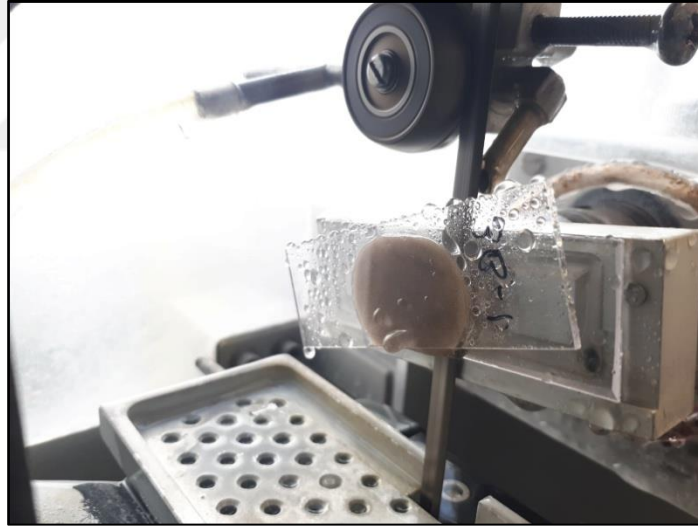
Ardından elde edilen kesitler %60, %80, %96, %100 oranlarında etanol içeren alkol havuzlarında birer gün süreyle dehidrate edilmiştir. Dehidrate edilen örnekler sırasıyla, %30 metil metakrilat rezin (Tecnovit 7200) ve %70 alkol karışımında, daha



sonra %50 alkol-%50 Tecnovit 7200, %70 Tecnovit 7200-%30 alkol ve en sonunda da %100'lük Tecnovit 7200 içerisinde 24 saat süreyle vakum altında infiltre edilmiştir.

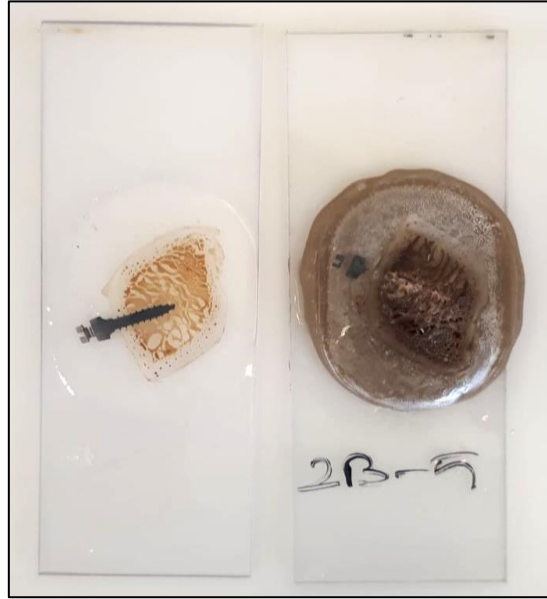
Daha sonra örnekler, metil metakrilat içeren plastik kalıplar içerisine vakum altında hava kabarcığı kalmayacak şekilde gömülmüştür. Örnekleri içeren bu kutucuklar 40°C'de dalga boyu 450 nm olan ışık altında 8 saat süreyle polimerize edilmiştir. Tamamen sertleşmiş olan 2-3 mm kalınlığındaki kemik blokları, ilk kesime hazırlamak ve paralel yüzey hazırlığını gerçekleştirmek için şeffaf kutucuklardan çıkartılmıştır. Ardından düz olan alt yüzey bir pleksiglas lam üzerine Technovit 7210 VLC (Kulzer&CO. Friedrichsdorf, Almanya) kullanılarak vakum altında yapıştırılmıştır.

Lam üzerine yapıştırılmış bu örneklerden hassas kesme cihazına bağlı elmas testere (Exakt 300 CL, Exakt Apparaturbau, Norderstat, Almanya) ile 300-350 µm kalınlığında kesitler elde edilmiştir (Şekil 3.8). Bu kesitler, mikro aşındırma sistemine (Exakt 400 CS, Exakt Apparaturbau, Norderstad, Almanya) bağlı zımparalar ile 40 µm kalınlığa kadar inceltilmiştir. Herhangi bir boyama yapılmadan metil metakrilat kullanılarak üzerleri lamel ile kapatılmıştır (Şekil 3.9).



**Şekil 3.8** Lam üzerine yapıştırılan örneklerden 300-500 µm kesitler elde edilmesi.





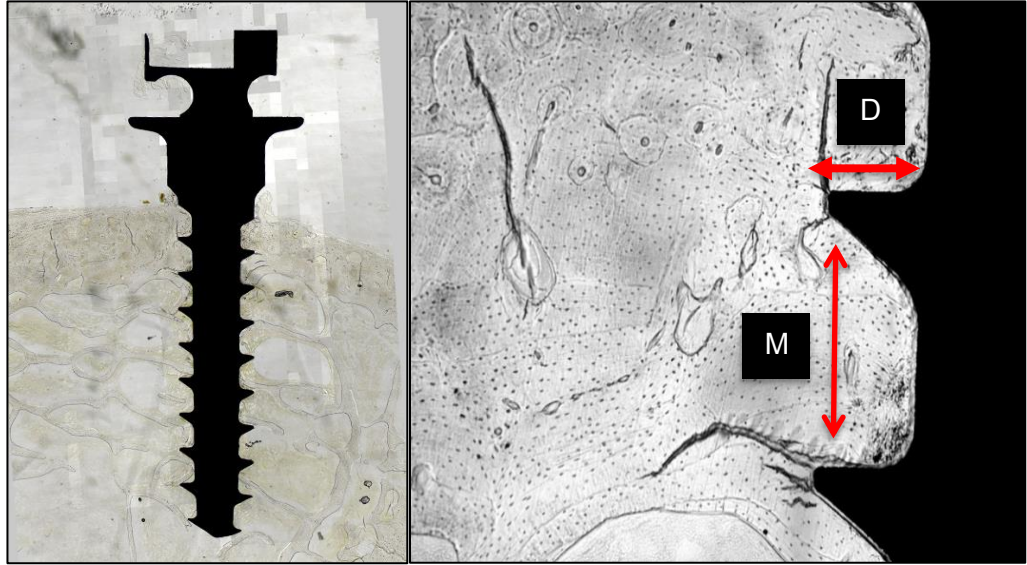
**Şekil 3.9** Kalınlığı 40  $\mu\text{m}$ 'ye kadar inceltelen örneklerin üzerlerinin lamel ile kapatılması.

### 3.7. Örneklerin Mikroskop Altında Histomorfometrik İncelemesi

Elde edilen kesitler ışık mikroskobu (Olympus CX43, Japonya) ve floresan mikroskobu (Leica DMRB, Almanya) yardımıyla 5x ve 20x büyütmelemlerde incelenmiştir (Şekil 3.10).

Yiv şekil faktör değerleri ışık mikroskobu altında alınan dijital görüntüler üzerinde preparat tarama yazılımı (Microvisioneer, Almanya) ile dijital preparat gösterim ve analiz programları (Sedeen-Pathcore, Kanada) kullanılarak hesaplanmıştır. Bu hesaplama, yiv derinliği şeklinde tabir ettiğimiz yivin en uç noktasının vida gövdesine olan dik uzaklığının (D), komşu iki yiv arasında akslara paralel ölçülen mesafeye (M) oranı şeklinde yapılmıştır ( $YŞF = D/M$ ).

Mini vidaların uygulanması sonucu kortikal kemikte meydana gelen total mikro çatlak sayısı, çatlak uzunlukları ve çatlak densitesi değerlendirilmiştir. Çatlak uzunlukları  $\mu\text{m}$  cinsinden hesaplanmıştır. Çatlak densite değeri; çatlak sayısının, total çatlak sayısının değerlendirildiği alana oranı hesaplanarak elde edilmiştir. Mini vida gövdesinden her yönde  $1\text{mm}^2$ 'lik alan içerisindeki yalnızca kortikal kemiğe ait olan bu alanı hesaplamak için kortikal kemikle temas halindeki yivlerin alanı hesaplanarak toplam alandan çıkartılmış ve birim alan  $\text{mm}^2$  cinsinden ifade edilmiştir.



**Şekil 3.10** Işık mikroskobunda 5x ve 20x büyütmede elde edilen görüntüler

### 3.8. İstatistiksel Yöntem

Çalışmamızda veriler SPSS versiyon 24.0 (IBM Corp, Armonk, NY, ABD, 2016) paket programıyla analiz edilmiştir. Sürekli değişkenler ortalama  $\pm$  standart sapma, minimum ve maksimum değerler olarak ifade edilmiştir. Bağımsız grup farklılıkların karşılaştırılmasında Kruskal Wallis varyans analizi kullanılmıştır. Sürekli değişkenler arasındaki ilişkilerin incelenmesinde ise Spearman korelasyon analizi kullanılmıştır. Anlamlılık düzeyi  $p < 0.05$  olarak belirlenmiştir.

#### 4. BULGULAR

Çalışmamızda her bir grubun 7'şer adet mini vida içerdiği toplam 6 grup, total çatlak sayısı, çatlak uzunlukları ve çatlak densitesi açısından kıyaslanmıştır.

##### 4.1. Yiv Şekil Faktör Değeri ile İlgili Bulgular

Çalışmamızda 6 farklı mini vidaya ait YŞF değerleri Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.** Çalışmamızda kullanılan mini vidalara ait YŞF değerleri

Gruplar	n	YŞF Değeri
<b>1A</b> (Aarhus 1.5 mm)	7	0.42
<b>1B</b> (Aarhus 2.0 mm)	7	0.32
<b>2A</b> (Lomas 1.5 mm)	7	0.41
<b>2B</b> (Lomas 2.0 mm)	7	0.46
<b>3A</b> (AbsoAnchor 1.5 mm)	7	0.46
<b>3B</b> (AbsoAnchor 2.0 mm)	7	0.50

Yapılan ölçümlerde 2.0 mm çapında Aarhus mini vidaların YŞF değeri en düşük bulunmuştur. En yüksek YŞF değeri ise 2.0 mm çapında AbsoAnchor mini vida grubuna aittir. En düşük YŞF değeri gözlenen 2.0 mm çapında Aarhus mini vida grubu haricinde, aynı markaya ait mini vidaların çapı arttıkça YŞF değerinde artış gözlenmiştir.

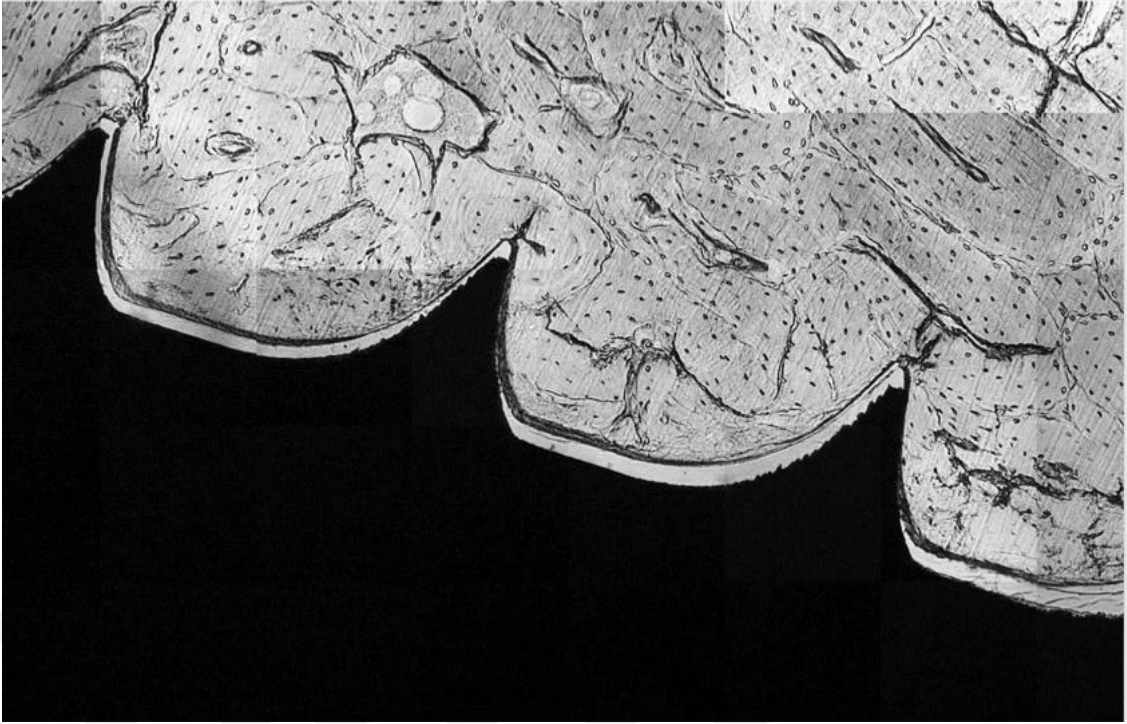
## 4.2. Histomorfometrik Bulgular

### 4.2.1. Çapı 1.5 mm Olan Farklı YŞF Değerlerine Sahip Mini Vidalara Ait Bulgular

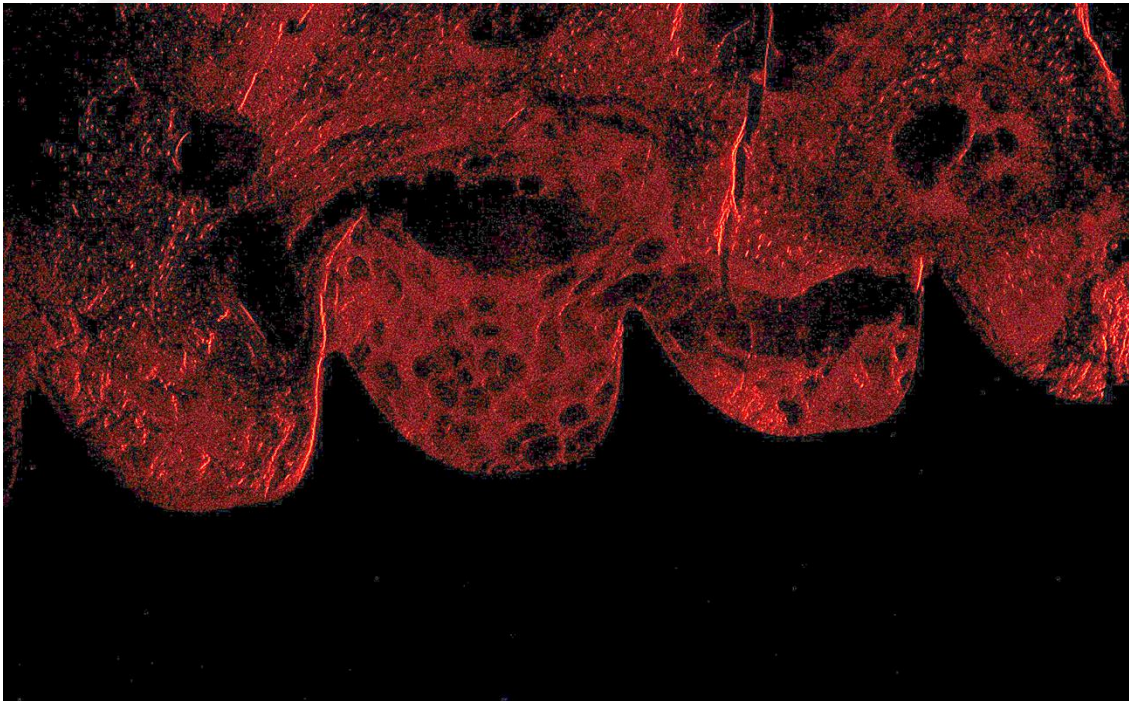
Araştırma sonucunda ortaya çıkan değişikliklerin 1.5 mm çapındaki mini vidalar için çatlak sayısı açısından gruplar arası değerlendirmeleri Tablo 4.2'de verilmiştir. Çatlak sayısı ile ilgili yapılan değerlendirmelerde AbsoAnchor mini vida grubunda en fazla sayıda çatlak tespit edilmiştir. Lomas mini vida grubunda ise en az sayıda mikro çatlağa rastlanmıştır. Gruplar arasında YŞF değeri arttıkça çatlak sayısının da arttığı görülmektedir. Çatlaklar yivlerin ucundan itibaren ve yivler arasında hasar bölgeleri olarak gözlemlenmektedir (Şekil 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4). Tüm 1.5 mm çapındaki grupların çatlak sayılarının karşılaştırılması sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.2).

**Tablo 4.2.** Çapı 1.5 mm olan mini vidaların total çatlak sayısına ait bulgular

Gruplar	YŞF Değeri	Total Çatlak Sayısı		
		Ort $\pm$ SS	Min – Maks	P Değeri
<b>1A</b> (Aarhus)	0.42	6.71 $\pm$ 2.43	4 - 10	0.295
<b>2A</b> (Lomas)	0.41	5.29 $\pm$ 2.29	3 - 10	
<b>3A</b> (AbsoAnchor)	0.46	7.29 $\pm$ 2.43	4 - 12	

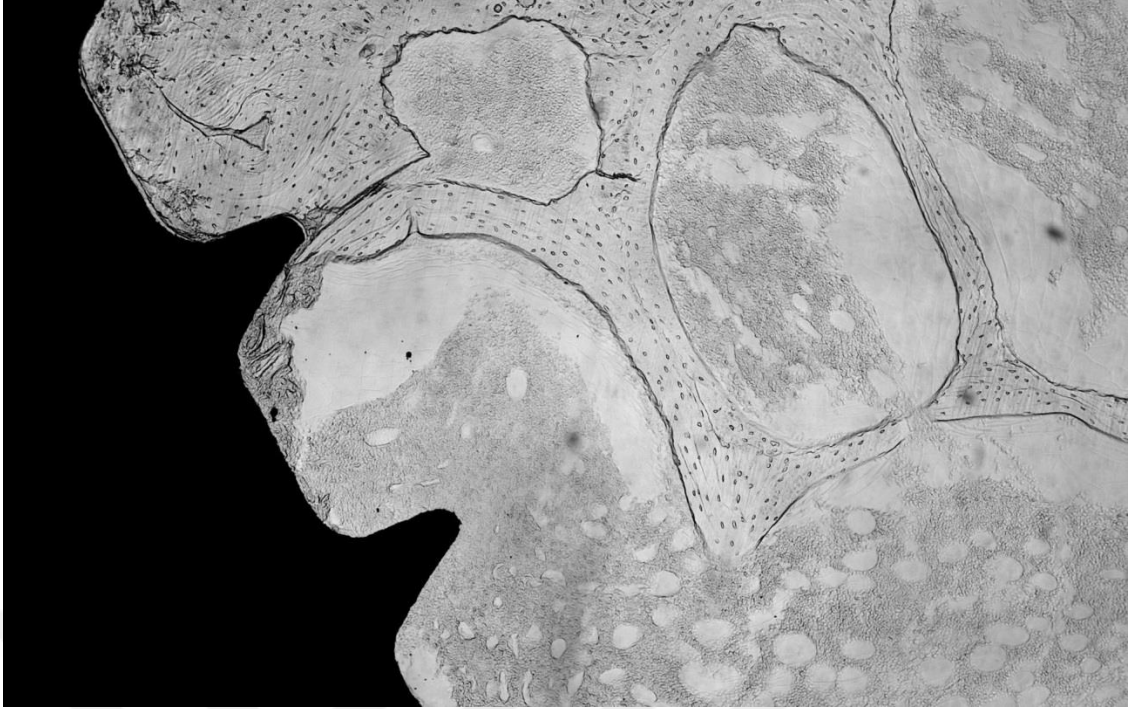


**Şekil 4.1** AbsoAnchor 1.5 mm çapında mini vidaya ait 5x büyütmede ışık mikroskopik görüntüdeki mikro çatlaklar

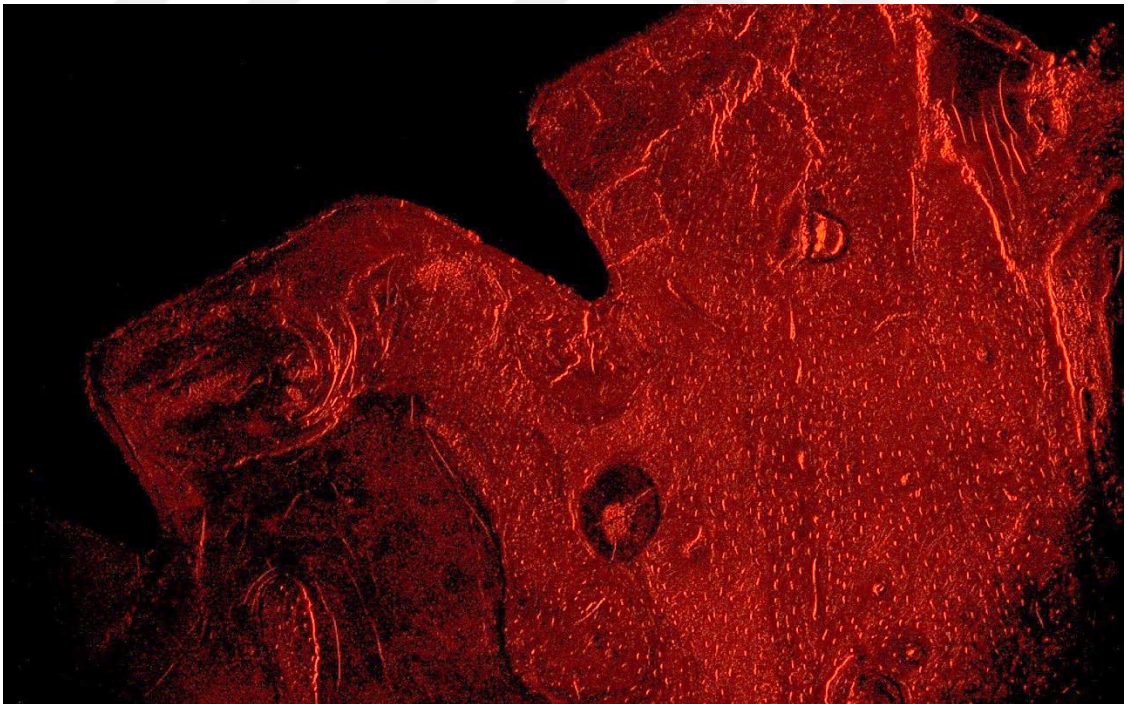


**Şekil 4.2** AbsoAnchor 1.5 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede floresan mikroskopik görüntüdeki mikro çatlaklar





**Şekil 4.3** Lomas 1.5 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede ışık mikroskobik görüntüdeki mikro çatlaklar

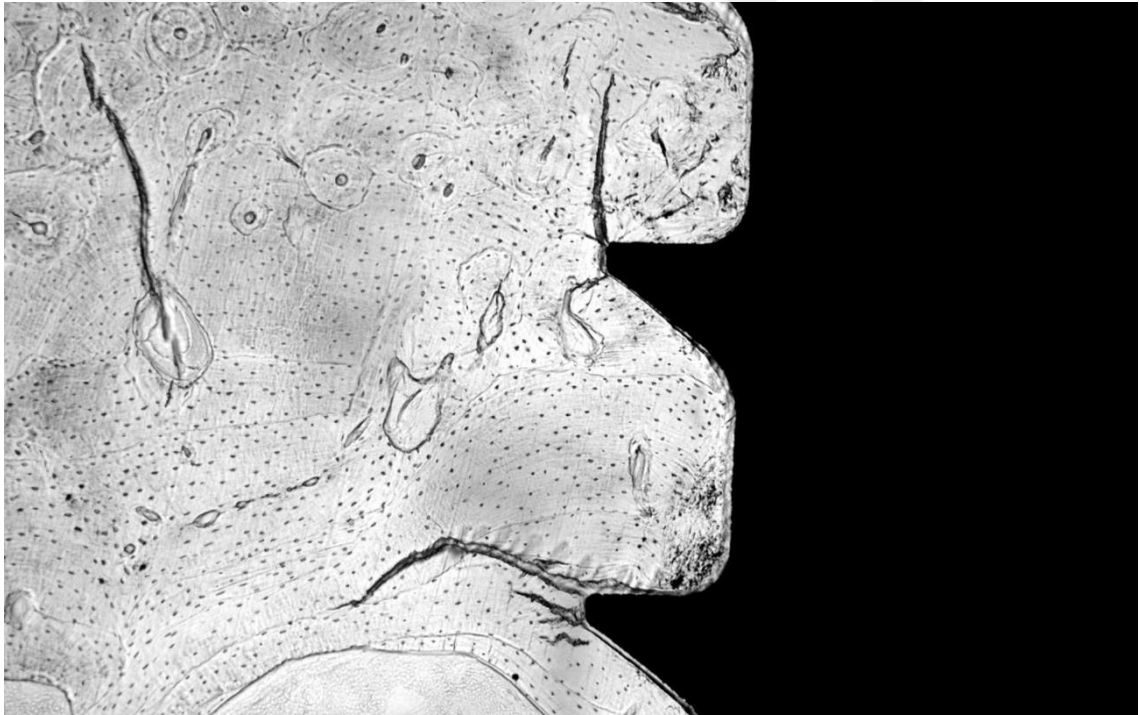


**Şekil 4.4** Lomas 1.5 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede floresan mikroskobik görüntüdeki mikro çatlaklar

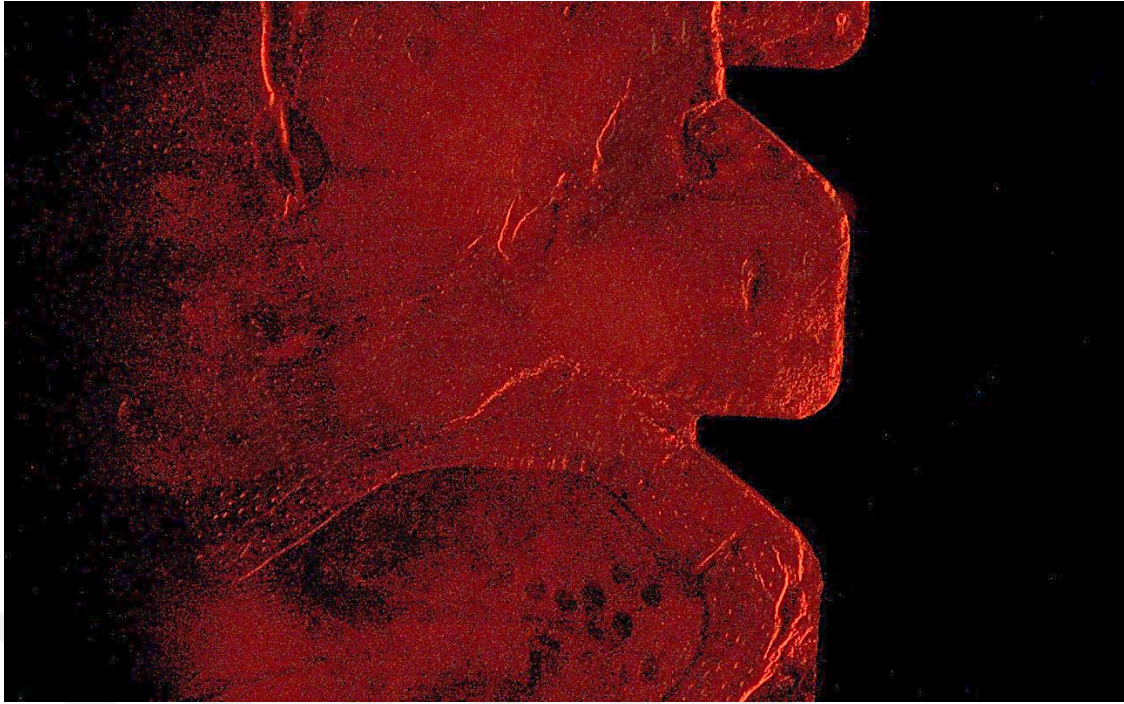
Çalışmamızdaki 1.5 mm çapındaki mini vidaların çatlak uzunluğu açısından gruplar arası değerlendirmeleri Tablo 4.3'de verilmiştir. Çatlak uzunluklarına bakıldığında maksimum çatlak uzunluğu Lomas mini vida grubunda bulunmuştur (Şekil 4.3 ve 4.4). En kısa çatlak uzunluğu Aarhus mini vida grubunda gözlenmiştir (Şekil 4.5 ve 4.6). En yüksek ve en düşük ortalama çatlak uzunluğu değerlerine de aynı mini vida gruplarında rastlanmıştır. Grupların çatlak uzunlukları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0.05$ )

**Tablo 4.3.** Çapı 1.5 mm olan mini vidaların çatlak uzunluğuna ait bulgular

Çatlak Uzunluğu ( $\mu\text{m}$ )				
Gruplar	YŞF Değeri	Ort $\pm$ SS	Min – Maks	P Değeri
<b>1A</b> (Aarhus)	0.42	178.77 $\pm$ 35.15	140.75 - 252.17	0.905
<b>2A</b> (Lomas)	0.41	195.37 $\pm$ 66.5	148.26 - 331.09	
<b>3A</b> (AbsoAnchor)	0.46	189.4 $\pm$ 35.48	148.69 - 242.68	



**Şekil 4.5** Aarhus 1.5 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede ışık mikroskopik görüntüdeki mikro çatlaklar



**Şekil 4.6** Aarhus 1.5 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede floresan mikroskopik görüntüdeki mikro çatlaklar

Çalışmamızdaki 1.5 mm çapındaki mini vidalar için ortalama çatlak densitesi değerleri açısından gruplar arası değerlendirmeler Tablo 4.4'de verilmiştir. En yüksek ortalama çatlak densite değeri Aarhus mini vida grubunda bulunmuştur. En düşük ortalama densite değerinin ise Lomas mini vida grubunda olduğu görülmüştür. Grupların çatlak densiteleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ )



**Tablo 4.4** Çapı 1.5 mm olan mini vidaların çatlak densitesine ait bulgular

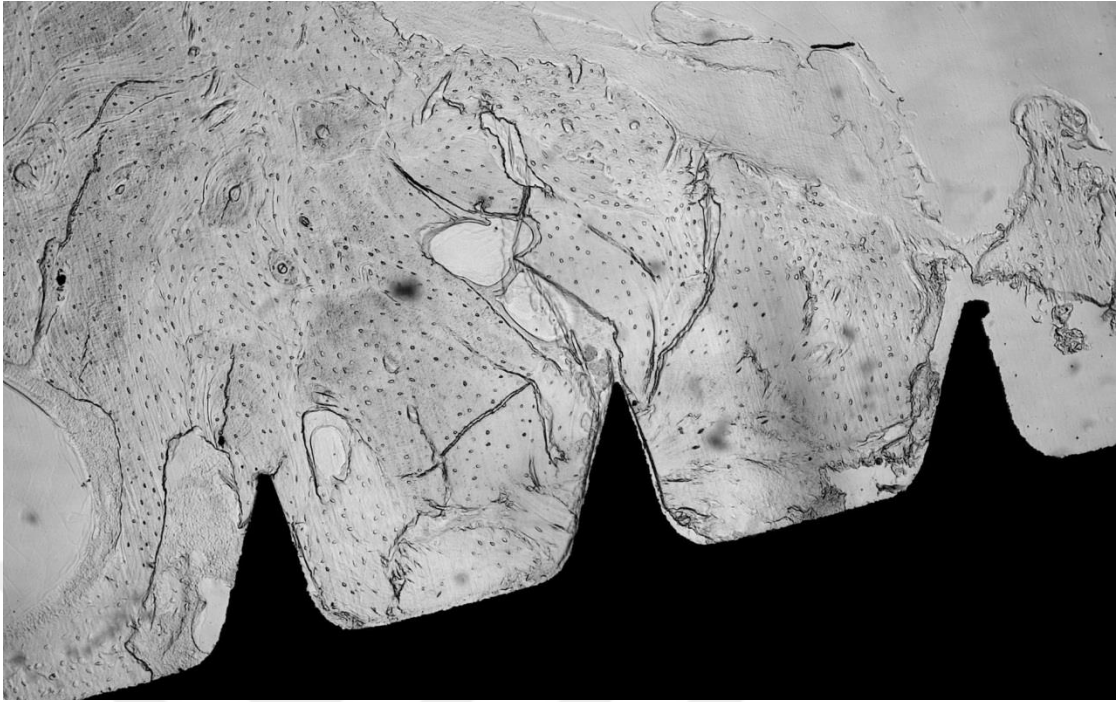
Çatlak Densitesi				
Gruplar	YŞF Değeri	Ort ± SS	Min – Maks	P Değeri
<b>1A</b> (Aarhus)	0.42	3.86 ± 3	1.3 - 8.16	0.757
<b>2A</b> (Lomas)	0.41	3.28 ± 1.78	1.21 - 6.82	
<b>3A</b> (AbsoAnchor)	0.46	3.61 ± 1.47	2.2 - 6.59	

#### 4.2.2. Çapı 2.0 mm Olan Farklı YŞF Değerlerine Sahip Mini Vidalara Ait Bulgular

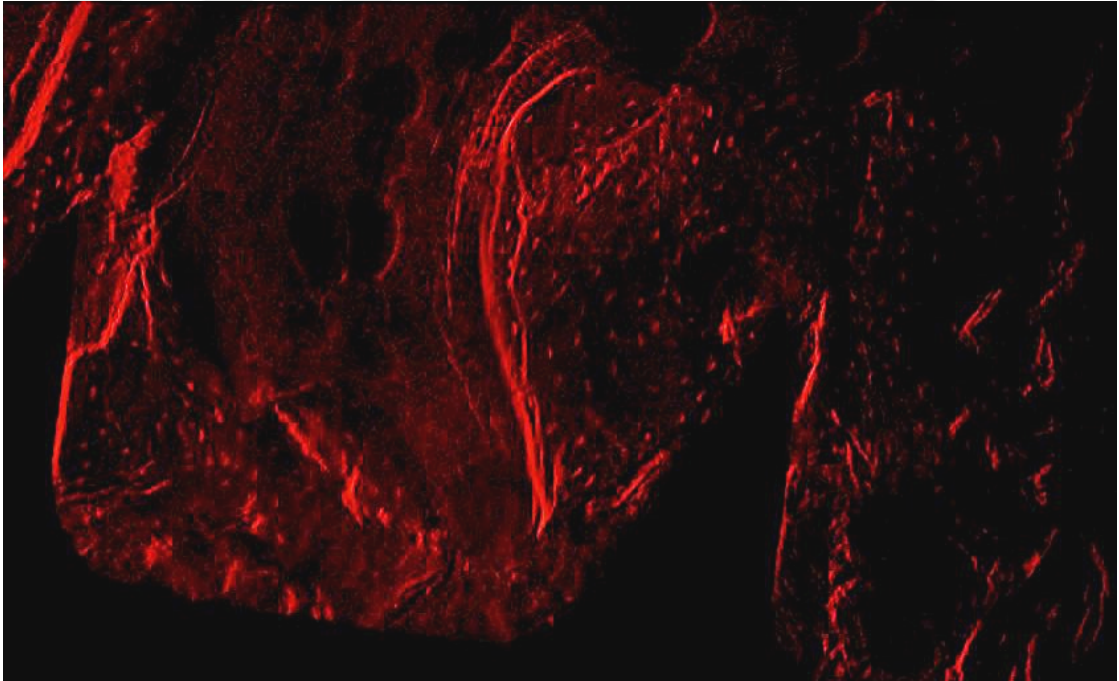
Çalışmamızdaki 2.0 mm çapındaki mini vidalar için çatlak sayısı açısından gruplar arası değerlendirmeler Tablo 4.5'de gösterilmektedir. Çatlak sayısı ile ilgili yapılan değerlendirmelerde Lomas mini vida grubunda en fazla sayıda çatlak tespit edilmiştir. Aarhus mini vida grubunda ise en az sayıda mikro çatlığa rastlanmıştır. Grupların çatlak sayıları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Lomas ve Aarhus mini vida gruplarından birer örneğe ait ışık ve floresan mikroskop görüntüleri sırasıyla Şekil 4.7, 4.8 ve Şekil 4.9, 4.10'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.5** Çapı 2.0 mm olan mini vidaların çatlak sayısına ait bulgular

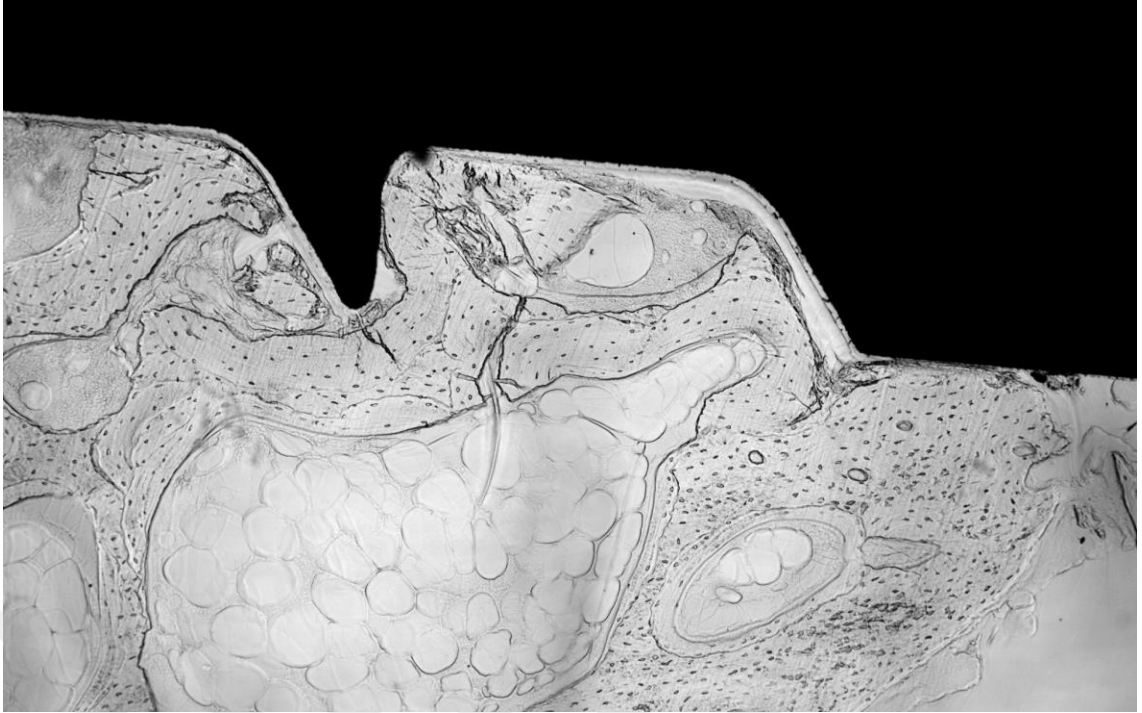
Total Çatlak Sayısı				
Gruplar	YŞF Değeri	Ort ± SS	Min – Maks	P Değeri
<b>1B</b> (Aarhus)	0.32	6.29 ± 3.2	3 - 10	0.924
<b>2B</b> (Lomas)	0.46	6.71 ± 3.25	3 - 12	
<b>3B</b> (AbsoAnchor)	0.50	6.57 ± 2.37	4 - 11	



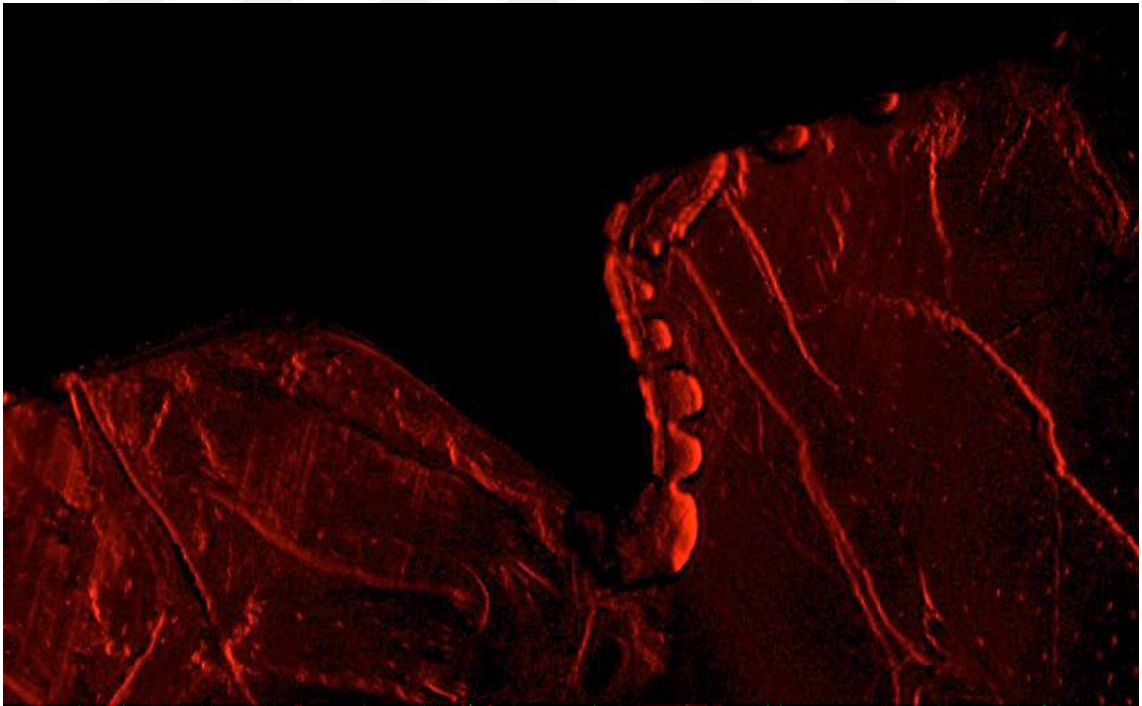
**Şekil 4.7** Lomas 2.0 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede ışık mikroskobik görüntüdeki mikro çatlaklar



**Şekil 4.8** Lomas 2.0 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede floresan mikroskobik görüntüdeki mikro çatlaklar



**Şekil 4.9** Aarhus 2.0 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede ışık mikroskopik görüntüdeki mikro çatlaklar

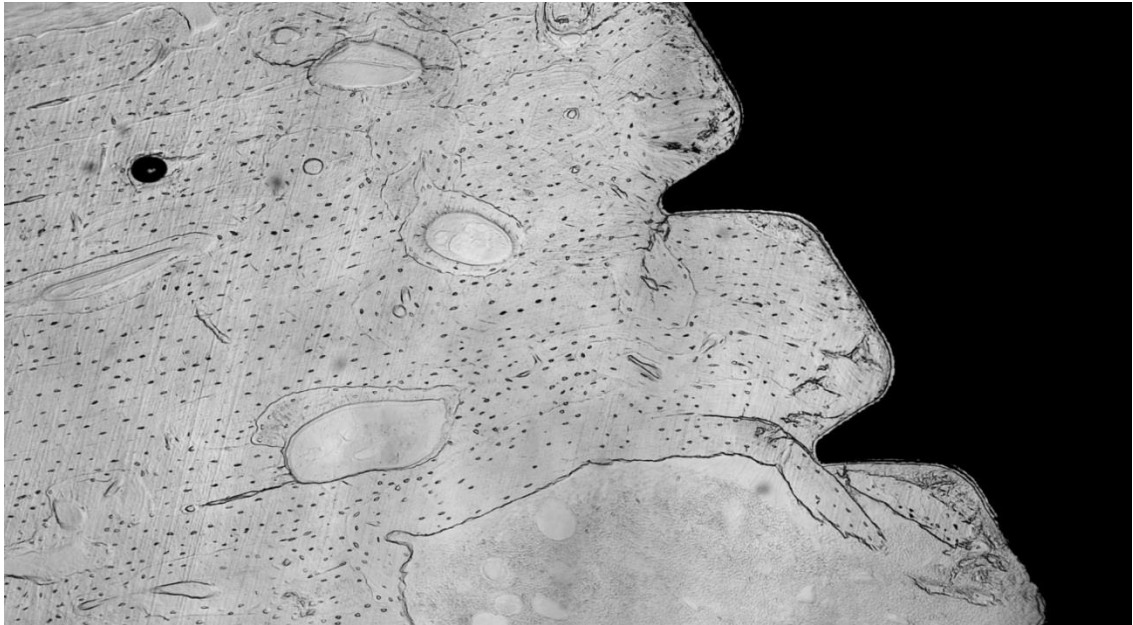


**Şekil 4.10** Aarhus 2.0 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede floresan mikroskopik görüntüdeki mikro çatlaklar

Çalışmamızdaki 2.0 mm çapındaki mini vidaların çatlak uzunluğu açısından gruplar arası değerlendirmeleri Tablo 4.6'da verilmiştir. Çatlak uzunlukları incelendiğinde maksimum ve minimum çatlak uzunlukları Lomas mini vida grubunda bulunmuştur. Ortalama çatlak uzunluğu değerleri incelendiğinde en yüksek değer Lomas mini vida grubunda, en düşük değer ise AbsoAnchor mini vida grubunda gözlenmiştir. Grupların çatlak uzunlukları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Lomas ve AbsoAnchor mini vida gruplarından birer örneğe ait ışık ve floresan mikroskop görüntüleri sırasıyla Şekil 4.7, 4.8 ve Şekil 4.11, 4.12'de gösterilmektedir.

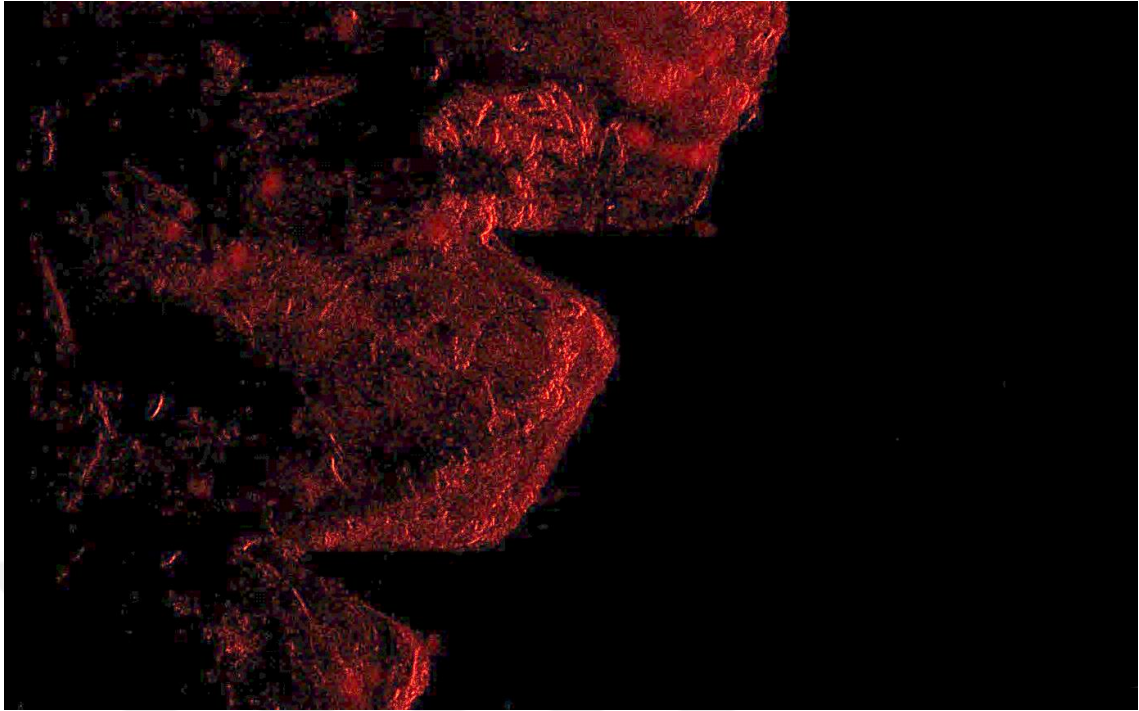
**Tablo 4.6** Çapı 2.0 mm olan mini vidaların çatlak uzunluğuna ait bulgular

Çatlak Uzunluğu ( $\mu\text{m}$ )				
Gruplar	YŞF Değeri	Ort $\pm$ SS	Min – Maks	P Değeri
<b>1B</b> (Aarhus)	0.32	198.38 $\pm$ 29.32	156.77 - 240.35	0.143
<b>2B</b> (Lomas)	0.46	235.04 $\pm$ 96	122.51 - 365.31	
<b>3B</b> (AbsoAnchor)	0.50	169.8 $\pm$ 15.92	152.13 - 190.87	



**Şekil 4.11** AbsoAnchor 2.0 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede ışık mikroskopik görüntüdeki mikro çatlaklar





**Şekil 4.12** AbsoAnchor 2.0 mm çapında mini vidaya ait 20x büyütmede floresan mikroskopik görüntüdeki mikro çatlaklar

Çalışmamızdaki 2.0 mm çapındaki mini vidalar için çatlak densitesi açısından gruplar arası değerlendirmeler Tablo 4.7’de gösterilmiştir. Çatlak densitesi değerlendirildiğinde en yüksek değer Lomas mini vida grubunda bulunmuştur. En düşük densite değeri ise AbsoAnchor mini vida grubundadır. Grupların çatlak densiteleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.7** Çapı 2.0 mm olan mini vidaların çatlak densitesine ait bulgular

Çatlak Densitesi				
Gruplar	YŞF Değeri	Ort ± SS	Min – Maks	P Değeri
<b>1B</b> (Aarhus)	0.32	4.29 ± 2.83	1.52 - 8.2	0.428
<b>2B</b> (Lomas)	0.46	6.52 ± 5.65	1.39 - 15.79	
<b>3B</b> (AbsoAnchor)	0.50	4.03 ± 1.69	2.25 - 7.14	

#### 4.2.3. Tüm Mini Vida Gruplarına Ait Bulgular

Araştırma sonucunda ortaya çıkan değişikliklerin 1.5 mm ve 2.0 mm çapındaki tüm mini vida grupları için çatlak sayısı açısından gruplar arası değerlendirmeleri Tablo 4.8'de verilmiştir. Tüm gruplar karşılaştırıldığında en yüksek çatlak sayısına 1.5 mm çapında AbsoAnchor mini vida grubunda rastlanmıştır. En düşük çatlak sayısı ise 1.5 mm çapında Lomas mini vida grubundadır. Grupların çatlak sayıları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.8** Tüm gruplar arası çatlak sayısına ait bulgular

Gruplar	YŞF Değeri	Total Çatlak Sayısı		P Değeri
		Ort $\pm$ SS	Min - Maks	
<b>1A</b> (Aarhus 1.5 mm)	0.42	6.71 $\pm$ 2.43	4 - 10	0.749
<b>1B</b> (Aarhus 2.0 mm)	0.32	6.29 $\pm$ 3.2	3 - 10	
<b>2A</b> (Lomas 1.5 mm)	0.41	5.29 $\pm$ 2.29	3 - 10	
<b>2B</b> (Lomas 2.0 mm)	0.46	6.71 $\pm$ 3.25	3 - 12	
<b>3A</b> (AbsoAnchor 1.5 mm)	0.46	7.29 $\pm$ 2.43	4 - 12	
<b>3B</b> (AbsoAnchor 2.0 mm)	0.50	6.57 $\pm$ 2.37	4 - 11	

Çalışmamızdaki 1.5 mm ve 2 mm çapındaki tüm mini vida gruplarının çatlak uzunluğu açısından gruplar arası değerlendirmeleri Tablo 4.9'da gösterilmiştir. Tüm grupların çatlak uzunlukları karşılaştırıldığında maksimum ve minimum çatlak uzunlukları 2.0 mm çapında Lomas mini vida grubunda bulunmuştur. Çapı 2.0 mm olan AbsoAnchor mini vida grubunda ortalama çatlak uzunluğu değeri en düşüktür. Çapı 2.0 mm olan Lomas mini vida grubunda ise ortalama çatlak uzunluğu değerinin en yüksek olduğu görülmüştür. Grupların çatlak uzunlukları arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.9** Tüm gruplar arası çatlak uzunluğuna ait bulgular

Gruplar	YŞF Değeri	Çatlak Uzunluğu ( $\mu\text{m}$ )		P Değeri
		Ort $\pm$ SS	Min - Maks	
<b>1A</b> (Aarhus 1.5 mm)	0.42	178.77 $\pm$ 35.15	140.75-252.17	0.443
<b>1B</b> (Aarhus 2.0 mm)	0.32	198.38 $\pm$ 29.32	156.77-240.35	
<b>2A</b> (Lomas 1.5 mm)	0.41	195.37 $\pm$ 66.5	148.26-331.09	
<b>2B</b> (Lomas 2.0 mm)	0.46	235.04 $\pm$ 96	122.51-365.31	
<b>3A</b> (AbsoAnchor 1.5 mm)	0.46	189.4 $\pm$ 35.48	148.69-242.68	
<b>3B</b> (AbsoAnchor 2.0 mm)	0.50	169.8 $\pm$ 15.92	152.13-190.87	

Çalışmamızdaki 1.5 mm ve 2 mm çapındaki tüm mini vida gruplarının çatlak densitesi açısından gruplar arası değerlendirmeleri Tablo 4.10'da verilmiştir. Tüm grupların çatlak densitesi değerlendirildiğinde en yüksek değer 2.0 mm çapında Lomas mini vida grubunda bulunmuştur. En düşük densite değeri ise 1.5 mm çapında Lomas mini vida grubunda gözlenmiştir. Grupların çatlak densiteleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.10** Tüm gruplar arası çatlak densitesine ait bulgular

Gruplar	Çatlak Densitesi			P Değeri
	YŞF Değeri	Ort ± SS	Min - Maks	
<b>1A</b> (Aarhus 1.5 mm)	0.42	3.86 ± 3	1.3 - 8.16	0.816
<b>1B</b> (Aarhus 2.0 mm)	0.32	4.29 ± 2.83	1.52 - 8.2	
<b>2A</b> (Lomas 1.5 mm)	0.41	3.28 ± 1.78	1.21 - 6.82	
<b>2B</b> (Lomas 2.0 mm)	0.46	6.52 ± 5.65	1.39 - 15.79	
<b>3A</b> (AbsoAnchor 1.5 mm)	0.46	3.61 ± 1.47	2.2 - 6.59	
<b>3B</b> (AbsoAnchor 2.0 mm)	0.50	4.03 ± 1.69	2.25 - 7.14	

Tüm grupların YŞF değeri, çatlak sayısı, çatlak uzunluğu ve çatlak densitesinin birbirleri arasındaki korelasyonu incelenmiştir (Tablo 4.11). YŞF değerinin tüm gruplar arasında çatlak sayısı, çatlak uzunluğu ve çatlak densitesi ile korelasyonunda istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ;  $r<0.4$ ). Çatlak sayısı ile çatlak densitesi arasında istatistiksel olarak anlamlı pozitif yönde kuvvetli düzeyde bir ilişki vardır ( $p=0.0001$ ;  $r=0.74$ ). Çatlak uzunluğu ile çatlak densitesi arasında istatistiksel olarak anlamlı pozitif yönde orta düzeyde bir ilişki gözlenmiştir ( $p=0.001$ ;  $r=0.488$ ).

**Tablo 4.11** Tüm grupların YŞF değeri, çatlak sayısı, çatlak uzunluğu ve çatlak densitesi arasındaki korelasyon bulguları

Tüm gruplar (n=42)		Çatlak Sayısı	Çatlak Uzunluğu	Çatlak Densitesi
YŞF	r	.142	-.094	0.036
	p	.371	.555	0.822
Çatlak Sayısı	r	1.000	,365	0.74
	p		.017*	0.0001*
Çatlak Uzunluğu	r		1.000	0.488
	p			0.001*

\*  $p<0.05$



## 5. TARTIŞMA

Ankraj, istenmeyen diş hareketinin engellenmesi olarak tanımlanır ve ankraj kaybı ortodontik tedavilerde karşılaşılan en önemli komplikasyonlardan biridir. Bu nedenle ankraj, ortodontik tedavide seviyelemeden itibaren her aşamada önem teşkil eden bir konudur. Mini vidalar ortodontik kuvvetlere karşı rijit ankraj sağlamaktadır (Proffit 2013).

Mini vidaların başarısında, uygulama yapıldığı ilk andaki primer stabilite çok önemlidir. Primer stabilite, kemik yüzeyinin mini vida ile mekanik bağlanmasıdır. Bu bağlanmanın kalitesinin iyileştirilmeye çalışılması, zamanla mini vidaların farklı tiplerde tasarlanmasına ve en başarılı primer stabilite değerlerine sahip tasarımın elde edilmeye çalışılmasına neden olmuştur (Tseng vd 2017). Wilmes ve arkadaşları (2006) primer stabilitenin az olmasının, mini vidanın mobilite artışı ve bunu takiben mini vida kaybıyla sonlanan tedavi başarısızlıklarına sebep olabileceğini bildirmişlerdir. Primer stabilitenin en çok mini vida dizaynı, kemiğin kalitesi ve yerleştirme yöntemlerinden etkilenebileceğini savunmuşlardır.

Mini vida boyutunda kemik–vida teması ve kemiğe kuvvet iletimi farklılıklarının başarısızlık nedeni olabileceği belirtilmiştir. Dinamik bir doku olan kemiğin çevresel değişikliklere karşı adaptasyonu, şekil değişikliği belli bir döngü ile gerçekleşir. Fizyolojik sınırlardaki ortodontik yüklemeler kemik oluşumunu desteklerken stresin kemiğin fizyolojik sınırların üzerine çıktığı bölgelerde, çevre kemik dokunun bütünlüğünün sağlanamadığı ve mini vida kayıplarının görüldüğü bildirilmektedir (Prager vd 2008). Mini vida uygulaması sırasında 2 çeşit travma meydana gelir. Kemiğe vidanın yerleştirilmesi ile komşu kemikte travmaya sebep olan fiziksel baskı oluşur. Komşu kemik bölgesi fiziksel baskıdan ve kesme hareketinden etkilenir. Bu kesme hareketi; kemik dokunun mikro çatlağına, endosteum veya periosteumda yırtılmaya ve kemik hücrelerinde nekroza sebep olur. Diğer travma çeşidi ise yerleştirme sırasında kemik ile mini vida arasında meydana gelen sürtünme ile açığa çıkan ısı sebebiyle olur (Brunski vd 2000). Bizim çalışmamızda, mini vidanın kemiğe yerleştirilmesi sırasında komşu kortikal kemik tabakasında oluşan mikro çatlaklar incelenmiştir.

Ortodontik ankraj amaçlı kullanılan mini vidaların geometrik tasarımı kemik-vida yüzey temas alanlarında farklılık yarattığı için vidalar arasında farklı başarı sağlama oranı elde edilmiştir. Bu mini vidalara uygulanan kuvvet ile kemikte oluşan stresin kemik cevabını etkileyeceği belirtilmiştir (Prager vd 2008). Daha önce kortikal kemik kalınlığının (Nguyen vd 2017), mini vidaların fazla miktarda sıkılarak yerleştirilmesinin (Wawrzinek vd 2008), yerleştirme torkunun (Nguyen vd 2018), self-drilling ve self-tapping yöntemlerinin (Yadav vd 2012), mini vida çapının (Liu vd 2012) ve mini vida şeklinin konik veya silindirik oluşunun (Lee ve Baek 2010, Taing-Watson vd 2015) kortikal kemikte mikro çatlak oluşumuna etkisini değerlendiren birçok çalışma yapılmıştır. Farklı geometrilere sahip mini vidaların yüklenmesi ile kemikte oluşan mikro çatlakları, mini vidaların çekme kuvvetine olan direncini, kemik ve mini vidalarda oluşan stres dağılımını değerlendirmek amacıyla yapılan çalışmalar mevcuttur (Gracco vd 2012, Fattahi vd 2015, Aniruddh vd 2017). Bizim çalışmamızda farklı yiv aralıklarında ve yiv derinliğinde olan mini vidalar kullanılarak, yiv derinliğinin yivler arası mesafeye oranından elde edilen “Yiv Şekil Faktörü” değerindeki farklılığın kemikte meydana getirdiği mikro çatlaklar değerlendirilmiştir. Yiv şekil faktörü (YŞF) ilk kez Chapman (1996) tarafından ortaya atılmıştır. Daha önce YŞF'nin mini vida primer stabilitesine olan etkisini ve YŞF değeri ile mini vida maksimum yerleştirme torku arasındaki korelasyonu değerlendiren çalışmalar yapılmıştır (Migliorati ve Benedicenti vd 2012, Migliorati vd 2012, Katie vd 2014, Cunha vd 2015). Ancak farklı YŞF değerlerine göre kemikte meydana gelen mikro çatlakları değerlendiren bir çalışma yapılmamıştır. Bu bilgiler ışığında bizim çalışmamızın amacı literatürdeki bu eksikliği doldurmaktır.

Mini vida çaplarının başarı oranları üzerine yapılan araştırmalar sonucunda çapı 1.5 mm'den daha büyük olan mini vidaların, 1-1.2 mm çaplarındaki vidalara göre başarılarının istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla olduğu bildirilmiştir. (Fritz vd 2004, Kuroda vd 2007). Mini vida çapının artması, kemik ile temas yüzeyinin artması anlamına geldiğinden bunun primer stabiliteyi olumlu olarak etkilediğini gösteren çalışmalar mevcuttur (Lim vd 2003, Motoyoshi vd 2006, Wilmes vd 2006). Ancak kök hasarı ve anatomik yapılardan kaçınma gereksinimi geniş çaplı vida tercihini sınırlamaktadır. Miyawaki ve arkadaşları (2003), 1.5 mm ve 2.3 mm çaplı mini vidaların başarı oranlarının aynı olduğunu ve bu mini vidaların 1.0 mm çaplı mini vidalardan anlamlı derecede daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda mini vida çapının kortikal kemikte mikro çatlak oluşumuna etkisini incelemek amacıyla tüm gruplarda mini vidalar 1.5 mm ve 2 mm çaplarında olacak şekilde tercih edilmiştir.

Mini vida uzunluğunun primer stabilite değerini olumlu etkilediğini gösteren çalışmalar olduğu gibi (Wilmes ve Drescher 2009), bunun tersini belirten araştırmalar

da mevcuttur (Miyawaki vd 2003, Cheng vd 2004). Mini vida uzunluğunun 5 mm'den fazla olması, başarılı primer stabilite elde edilmesi açısından belirleyici olmaktadır (Costa vd 1998, Tseng vd 2006, Lin vd 2007). Ancak 5 mm'den daha uzun ve geniş çaplı mini vidaları tercih ettiğimizde diş kökleri ve sinirler gibi anatomik yapılara daha fazla yaklaşma riski olduğunu ortaya koyan çalışmalar da mevcuttur (Berens vd 2006, Moon vd 2008). Bunun aksine, Tseng ve arkadaşları (2006), 12 mm ve 14 mm uzunluğundaki mini vidalarda %100, 10 mm uzunluğundaki mini vidalarda %90, 8 mm uzunluğundaki mini vidalarda ise %80 başarı oranı bulmuşlardır. Berens ve arkadaşları (2006) maksiller posterior bölgede 10 mm uzunluğun ideal olduğunu bildirmişlerdir. Bu bilgiler ışığında, bizim çalışmamızda 8 mm ve 9 mm uzunluğunda mini vidaların kullanılması tercih edilmiştir. Uzunluğa bağlı kemikte oluşabilecek değişikliklerden kaçınmak amacıyla tüm gruplarda eşit boyda mini vidalar kullanılmak istenmiştir. Ancak firmaların farklı üretimlerinden dolayı bunu sağlayabilmek için 9 mm uzunluğundaki mini vidaların, yivli gövdelerinden 1'er mm kemiğin dışarısında kalacak şekilde uygulamaları yapılmıştır. Böylece tüm mini vidaların yivli gövdelerinin 8 mm'lik kısmı kemik içerisine yerleştirilerek, hepsinin eşit uzunlukta kemik ile teması sağlanmıştır.

Yapılan bazı çalışmalarda konik mini vidaların, silindirik mini vidalara oranla daha iyi primer stabilite gösterdiği bildirilmiştir (Wilmes vd 2008, Cha vd 2010). Yoo ve arkadaşları (2014) ise yaptıkları çalışmada konik mini vidaların primer stabilitede başarılı olduğunu, silindirik ve konik mini vidaların uzun dönem stabilite açısından anlamlı bir fark göstermediğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda mini vida şeklini standardize edebilmek için silindirik mini vidalar tercih edilmiştir. Taing-Watson'ın (2015) kemikte oluşan mikro çatlakları değerlendirdiği bir çalışmasında, silindirik mini vidaların oluşturduğu total çatlak sayısı konik mini vidaların oluşturduğundan anlamlı derecede daha fazla bulunurken, çatlak densitesi değeri ise konik mini vidalarda silindiriklere göre anlamlı derecede fazla bulunmuştur. Silindirik mini vidalar aynı formda paralel yivleri sebebiyle konik vidalara oranla daha fazla kemikle temasa geçmekte olduklarından, rehber delik açılarak yerleştirilmelerinin mikro çatlak azaltmak açısından faydalı olmayacağı, konik vidalar için ise rehber delik açılarak yerleştirilmelerinin daha az mikro çatlak oluşumu açısından avantajlı olacağı da aynı çalışmada bildirilmiştir (Taing-Watson 2015). Bizim çalışmamızda kullanılan silindirik formdaki mini vidalar bu bilgilerden yola çıkılarak rehber delik açılmadan yerleştirilmiştir.

Titanyum elementleri biyouyumlu, anti-alerjik ve korozyona karşı dayanıklıdır. Titanyum alaşımları, saf titanyuma göre kullanıldığı materyalin sertliğini olumlu şekilde arttırmakta böylelikle mini vidaların kırılma riskini azaltmaktadır (De Morais vd 2009). Bu nedenle çalışmamızda titanyum alaşımlardan üretilmiş mini vidalar tercih edilmiştir.

Mini vidaların yerleştirilmesi sırasında genel olarak iki yöntem kullanılmaktadır. Birinci yöntem, vidanın yerleştirileceği bölgenin önceden hazırlandığı self-tapping yöntemidir. Mini vida uygulaması öncesinde sadece kortikal kemiği veya kortikal ve spongios kemiği içine alan, mini vida çapından daha dar ya da aynı yarıçapta rehber delik uygulaması sırasında açığa çıkan ısı ve bu ısının yarattığı sert ve yumuşak doku termal hasarının stabiliteyi olumsuz etkilediği bildirilmektedir (Eriksson ve Albrektsson 1983). Bununla birlikte rehber delik açılması sırasında kök veya sinir hasarı oluşma riski de söz konusu olabilir (Tepedino vd 2017).

İkinci yöntem olan self-drilling yönteminde ise Kim ve arkadaşları (2005) kullanılacak vidanın kırılmaması için en az 1.5 mm kalınlığında ve kortikal kemiği geçebilmek için yeterli keskinlikte bir uca sahip olması gerektiğini belirtmişlerdir. Bununla beraber self-tapping yöntemiyle karşılaştırıldığında daha az travmatik, daha hızlı ve primer stabilite açısından daha başarılı bir yöntem olduğunu, histomorfometrik incelemede self-drilling yönteminde daha fazla kemik-mini vida teması sağlandığını ve daha az mobilite olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda rehber delik uygulamasının hassasiyeti bozabilecek bir faktör olduğu düşünülerek, daha az travmatik bir şekilde mini vidaların yerleştirilmesi ve kemikte herhangi bir iyatrojenik çatlığa sebep olmamak adına self-drilling yöntemi tercih edilmiştir.

Yadav ve arkadaşları (2012) mikro çatlakları değerlendirdikleri çalışmalarında, self-drilling yöntemiyle mini vida uygulaması yapılırken daha fazla kuvvet uygulanması gerektiği için kortikal kemikte stres ve deformasyonun artışıyla birlikte daha fazla çatlak oluşumu gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Sowden ve Schmitz (2002) yaptıkları çalışmada benzer şekilde, self-drilling mini vidalarda daha fazla kemik deformasyonu ve mikro çatlak akümüasyonu olduğunu belirtmişlerdir. Bu mikro hasarın oluşması lokal iskemi, kemik nekrozu, kemik remodelingi ve mini vidaların zamanından önce kaybedilmesine sebep olur. Ancak yapılan çalışmalarda self-drilling mini vidaların anlamlı derecede daha fazla mikro çatlığa sebep olduğu gösterildiği halde, bu mini vidaların self-tapping mini vidalara göre daha fazla başarı oranına sahip olduğu bildirilmiştir (Kim vd 2005, Chen vd 2008). Araştırmacılar bu durumu, mikro çatlakların yüksek stres seviyesinde bütünleşmeye eğilimli oluşu sebebiyle kemiğin kırılmaya karşı direncinin bu durumda artması, düşük stres seviyelerinde ise mikro çatlakların kortikal kemiğin yorgunluk direncini arttırmasına bağlamışlardır (Burr vd 1985, Robling 2006). Literatürdeki çelişkili sonuçlar mikro çatlakların gerçekten mini vida başarısızlığına sebep olup olmadığı hususunu akıllara getirmektedir. Kemik remodelingi, mini vida etrafında yer alan hasarlı kemik dokunun kaldırılıp, vida yüzeyi ile kemik doku arasında oluşan osseointegrasyonun meydana geldiği olaylar bütünüdür ve mini vidaların stabilitesini direk olarak etkilediği bildirilmektedir (Kim vd 2005, Ashley ve Covington

2003). Yine de mikro çatlak akümüasyonu stres dağılımı ile ilişkilidir ve bunun sonucunda kemikte yorgunluğun arttığı bildirilmiştir (Yadav vs 2012). Mikro çatlak oluşumunun primer stabilite ve mini vida başarısına olan etkisini daha fazla çalışma ile desteklemek gerekmektedir. Yadav ve arkadaşları (2012) çalışmalarında, yiv derinliğinin ve dizaynının kortikal kemikte mikro çatlak akümüasyonuna etkisinin de araştırılması gerektiğine vurgu yapmışlardır. Bizim çalışmamız literatürdeki bu eksikliği gidermek amacıyla bu konuyu ele almaktadır. Ortodontik tedavilerde sıklıkla kullanılan farklı yiv derinliğine ve yiv sıklığına sahip, farklı çaplardaki mini vidaların kortikal kemikte oluşturdukları mikro çatlakların insan çene kemik yapısına en benzer nitelikteki domuz kemiği kullanılarak, histolojik açıdan karşılaştırmalı olarak incelenmiş olması bu projenin özgün değeridir.

Stabilitenin değerlendirilmesi için kullanılan yöntemlerden biri olan yerleştirme torkunun çok düşük olduğu durumda yeterli primer stabilitenin elde edilemediği, uygulama torku çok yüksek olduğunda ise sekonder stabilitenin sağlanamadığı bildirilmiştir (Motoyoshi ve Yoshida 2006). Wilmes ve arkadaşları (2006) 23 Ncm ve üzerindeki yerleştirme tork değerlerinin mini vida kırıklarına sebep olduğunu bildirmişlerdir. Mini vida yerleştirme tork değerinin 20 Ncm üzerine çıkmaması gerektiğini vurgulamışlardır (Wilmes vd 2006). Nguyen (2018) mikro çatlakları değerlendirdiği bir çalışmada, yüksek tork değerlerinde uygulama yapıldığında çatlak miktarının anlamlı derecede arttığını bildirmiştir. Çalışmamızda mini vidalar sabitlenmiş tork (20 Ncm) değeriyle uzun aksları birbirine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir.

Çalışmamızda aynı hayvandan çalışmanın yapılacağı gün elde edilen domuz kosta kemikleri kullanılmıştır. Aerssens ve arkadaşları (1998), çeşitli hayvanlar üzerinde kemik kompozisyonu, densitesi ve kalitesini insan kemiği ile karşılaştırmalı olarak değerlendirdikleri bir çalışmada, kemik kırılma stres değeri ve kemik densitesi açısından insan kemiği ile en yakın benzerliği gösteren kemiklerin domuz ve köpek kemikleri olduğunu bildirmişlerdir. Yine aynı çalışmada, insan kemiği karakteristiği ile en yakın benzerlik gösterenin köpek kemiği olduğu vurgulanmıştır (Aerssens vd 1998). Ancak ülkemizde köpek kemiği ile deneysel çalışma yapmak yasak olduğundan bizim çalışmamızda domuz kemiği kullanılması tercih edilmiştir. Domuz kosta kemikleri insan mandibulasına göre daha zayıf kemik karakteristiğine ve kemik densitesi açısından heterojen bir yapıya sahiptir. Ancak kortikal kemik kalınlığı açısından homojen bir yapıdadır (Migliorati vd 2012). Çalışmamızda kortikal kemikte meydana gelen mikro çatlaklar değerlendirildiği için domuz kosta kemiklerinin tüm kemik boyunca homojen kortikal kalınlığa sahip oluşu oldukça önemli bir kriterdir.

Domuz kosta kemiğinin insan maksillası ile benzer kortikal-kansellöz kemik dağılımına ve kemik densitesine sahip olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (Aerssen vd 1998, Kim vd 2010, Markovic vd 2013). Bu kemiklerin kortikal kemik kalınlıkları insan maksillası kortikal tabakası ile benzerlik göstermektedir (Hahn 1999, Baumgaertel ve Hans 2009, Kim vd 2010). Kortikal ve spongioz kemik oranlarının, insan maksilla ve mandibulasının alveolar prosesi ile benzerlik göstermesi sebebiyle domuz kosta kemiklerinin kullanıldığı başka çalışmalar da bulunmaktadır (Friberg vd 1995, Aparicio vd 2006, Katie vd 2014). Domuz kemiği ile insan kemik yapısının mineral densitesi ve remodeling yeteneği açısından benzer olduğunu gösteren çalışmalar da vardır (Zimmermann vd 2005, Oltramari vd 2007). Bu çalışmada, kemiğin mini vidayı da içerecek şekilde alınarak histomorfometrik olarak incelenmesi gerektiğinden insanlarda yapılması uygun değildir. Bu nedenle çalışmamızda domuz kosta kemikleri kullanılmıştır.

Bizim çalışmamızda mini vida yiv dizaynının (YŞF) ve aynı zamanda çapının kortikal kemikte meydana getirdiği mikro çatlakların değerlendirilmesi hedeflendiğinden, mini vidaların diğer tüm özellikleri ve domuz kosta kemiklerinden elde edilen örneklerdeki kortikal kemik kalınlığı standardize edilmeye çalışılmıştır. Bu standardizasyonu sağlamak amacıyla domuz kosta kemiklerinin kortikal kemik kalınlıkları mini vidaların yerleştirileceği noktalarda ışık mikroskobu altında ölçülmüştür. Yapılan ölçümler kortikal kemik kalınlığının 0.7-2.3 mm arasında değiştiğini göstermiştir. Çalışmaya dahil edilecek kemiklerin seçimi yapılırken, mini vida stabilitesini olumsuz yönde etkileyebilecek aşırı ince ve rehber delik oluşturmayı gerektirecek aşırı kalın kortikal kemik bölgeleri çıkartılmış ve ortalama 1.0-1.3 mm kortikal kalınlığı olan örnekler tercih edilmiştir. Örneklem kortikal kemik kalınlığı ortalamamız incelendiğinde yaklaşık 1.0-1.3 mm'lik kalınlığın literatürde bildirildiği üzere insanlarda özellikle maksiller bukkal bölgedeki mini vida uygulama alanlarındaki kalınlıklar ile benzerlik gösterdiği görülmektedir (Baumgaertel ve Hans 2009, Özdemir vd 2013). Gruplar kortikal kemik kalınlıkları benzer olacak şekilde dağıtılmış kemiklerden oluşturulmuş ve böylece kemik örneklerin homojen dağıtılması sağlanmıştır. Böylelikle yapılan ölçümlerin kortikal kemik kalınlıkları farklılığından bağımsız kılınması sağlanmıştır.

Bizim çalışmamıza benzer çalışmalarda, mini vida içeren kemik örneklerin histolojik kesit haline getirilmesinde sert doku hassas kesme cihazı olan Exakt Grinder (Exakt 400CS Micro Grinder Sistem, Almanya) kullanılmıştır (Lee 2010, Yadav 2012, Taing-Watson 2015). Bu cihaz ile elmas testereler ve mikro aşındırma sistemi sayesinde  $\mu\text{m}$  kalınlığında kesitler alınabilmektedir. Bizim çalışmamızda da ışık

mikroskobunda histomorfometrik inceleme amacıyla 40 µm kalınlığında kesitler elde edilmesi gerektiği için Exakt Grinder sistemi kullanılmıştır.

Mini vidaların yüzey özelliklerinin değerlendirildiği çalışmalarda ışık mikroskopları, floresan mikroskopları, taramalı elektron mikroskopları ve lazer konfokal mikroskoplar kullanılmaktadır (Wawrzinek vd 2008, Lee ve Baek 2010, Liu vd 2012, Yadav vd 2012, Taing-Watson 2015, Nguyen vd 2017). Bizim çalışmamızın histomorfometrik incelemesinde, mini vidaların yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi ve vida-kemik arayüzünün incelenmesi ile kemikte oluşan mikro çatlakların tespiti amacıyla ışık ve floresan mikroskoplarının her ikisinin de kullanılması tercih edilmiştir.

Tartışma bölümünün bundan sonraki kısmında çalışma sonucunda elde ettiğimiz bulguların tartışması yapılacaktır. Çalışmamız, farklı yiv derinliği ve yivler arası mesafedeki ve aynı zamanda farklı çaplardaki mini vidaların kemikte farklı derecelerde mikro çatlak oluşturabilecekleri hipotezi ile kurgulanmıştır. Bu kapsamda histomorfometrik inceleme ile total çatlak sayısı, çatlak uzunlukları ve çatlak densitesinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir.

Çalışmamızda 1.5 mm çapındaki mini vida grupları arasında kortikal kemikte oluşan mikro çatlak sayısı değerlendirildiğinde, YŞF değeri arttıkça total çatlak sayısının da arttığı görülmektedir. Bu bulgular, yiv derinliğindeki artışın ve yivler arasındaki mesafenin azalmasının kortikal kemikte mikro çatlak oluşumunu arttırdığını ortaya koymaktadır. Çapı 2 mm olan farklı YŞF değerlerindeki mini vida gruplarını mikro çatlak sayısı açısından incelediğimizde, Aarhus ve Lomas markasına ait mini vidalardan YŞF değeri yüksek olan grubun total çatlak sayısının daha fazla olduğu bulunmuştur. Ancak AbsoAnchor markasına ait 2 mm çapındaki mini vida grubunda, YŞF değerinde artış gözlenmesine rağmen diğer gruplara kıyasla daha az sayıda çatlak tespit edilmiştir. Bu durum mini vidaların farklı yiv açılarına sahip olmalarından kaynaklanıyor olabilir. Bizim çalışmamızda yiv açıları göz ardı edilmiştir. Çünkü çalışmamızın amacı lineer iki ölçüm olan yiv derinliği ve yivler arasındaki uzaklık hesaba katılarak oran şeklinde formüle edilen YŞF değerinin mikro çatlak oluşumu üzerine olan etkisini incelemektir.

Bununla birlikte yapılan literatür incelemesinde farklı yiv açısına sahip mini vidaların kortikal kemikte mikro çatlak oluşumunu değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ancak farklı yiv açılarına sahip mini vidaların primer stabiliteilerinin değerlendirildiği çalışmalar mevcuttur (Brinley vd 2009, Cunha vd 2015). Cunha ve arkadaşları (2015) yaptıkları çalışmalarında, Sistema marka 1.6 mm çapında 8 mm uzunluğunda, 30 ve 45 derece farklı yiv açılarına sahip mini vidaların primer stabiliteilerini Periotest cihazı ile değerlendirmişlerdir. Yiv açısı düşük olan mini vida grubunda yiv açısı fazla olanlara göre daha yüksek stabilite değerleri elde edilmiştir.

Çalışmamızdaki 1.5 mm ve 2 mm çapındaki tüm mini vida grupları için çatlak sayısı açısından gruplar arası değerlendirme yapıldığında, en fazla çatlak sayısına 1.5 mm çapında AbsoAnchor mini vida grubunda rastlanmıştır. En az mikro çatlak ise 1.5 mm çapında Lomas mini vida grubunda görülmüştür. Bu sonuç, mini vidada çap artışının kortikal kemikte mikro çatlak oluşumuna bir etkisi olmadığı görüşünü desteklemektedir. Liu ve arkadaşları (2012), 1.4 mm, 1.6 mm ve 2 mm çaplarında 6 mm uzunluğunda silindirik formda toplam 54 adet Rocky Mountain marka mini vidanın kortikal kemikte mikro çatlak oluşumuna etkisini köpek maksilla ve mandibulasında inceledikleri çalışmalarında, mini vida çapının mikro çatlak oluşumuna anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Bu değerlendirme çalışmamızın sonucuyla paralellik göstermektedir. Araştırmacılar aynı çalışmada, 1.5 mm kalınlığındaki kortikal kemiğe 2 mm çapında mini vidaların yerleştirilmesi ile ortalama 11 adet mikro çatlak oluştuğunu bildirirken, bizim çalışmamızda 1.3 mm kalınlığındaki kortikal kemiğe yerleştirilen 2 mm çapındaki mini vidalarda bu değer yarısı kadar mikro çatlak oluşumu gözlemlenmiştir. Birbirine yakın değerlerde kortikal kemik kalınlığına yerleştirilen, hemen hemen benzer uzunlukta ve aynı formda olan mini vidaların kortikal kemikte anlamlı derecede farklı mikro çatlaklar meydana getirmelerinin sebebinin, mini vida YŞF değerlerindeki farklılık olabileceği düşünülmektedir.

Tam aksine Lee ve Baek (2010) 1.5 ve 2.0 mm çaplarında Biomaterials marka toplam 28 adet mini vida ile yaptıkları çalışmalarında, geniş çaplı mini vidaların daha fazla mikro çatlakla sebep olduğunu rapor etmişlerdir. Araştırmacılar çalışmalarını tavşan tibiası kemiğini kullanarak gerçekleştirmişlerdir. Ancak tavşan tibiasının insan maksilla ve mandibulasının kortikal kemiği ile benzerliği ve homojenitesi tartışmalıdır. Liu ve arkadaşlarının (2012) çalışmalarında kullandıkları köpek maksilla ve mandibulası ile çalışmamızda kullanılan domuz kosta kemiklerinin kortikal kalınlığının, homojenitesinin, kemik remodelinginin ve densitesinin insan çene kemikleri ile benzerliğini savunan birçok çalışma mevcuttur (Aerssens vd 1998, Kim vd 2010, Markovic vd 2013, Migliorati 2012). Ayrıca araştırmacıların toplam 28 mini vida gibi az sayıda örnekle çalışmış olmalarının da sonuçların güvenilirliğini etkileyebileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda tüm mini vida grupları arasındaki farklılıklara göre kortikal kemikte oluşan mikro çatlak uzunluğu değerlendirildiğinde, mini vida YŞF değerinin çatlak uzunluğuna anlamlı derecede bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Ancak tüm mini vida grupları arasında çatlak uzunluğu ile mini vida çapı arasında değerlendirme yapıldığında, Aarhus ve Lomas marka mini vidalarda çap arttıkça çatlak uzunluğunun da arttığı gözlemlenmiştir. Bu sonucumuzu destekler nitelikte olan Taing-Watson ve arkadaşlarının (2015) yaptıkları bir çalışmada, Rocky Mountain marka 6 mm



uzunluğunda 1.6 mm ve 2 mm çaplarında silindirik mini vidaların kortikal kemikte oluşturdukları mikro çatlaklar değerlendirilmiştir. Çapı 2 mm olan silindirik formdaki mini vida gruplarında 1.6 mm çapında olanlara kıyasla anlamlı derecede daha fazla mikro çatlak uzunluğu rapor edilmiştir. Aynı çalışmada, AbsoAnchor marka konik formda 6 mm uzunluğunda 1.6 mm ve 2 mm çapında olan mini vidaların da mikro çatlak uzunluğuna olan etkisi değerlendirilmiştir. Çapı 1.6 mm olan mini vida grubunda ortalama 226.68 µm maksimum çatlak uzunluğu görülürken, 2 mm çapındaki mini vida grubunda 256.46 µm uzunluğunda çatlaklar bildirilmiştir (Taing-Watson vd 2015). Bizim çalışmamızda ise AbsoAnchor mini vida grubunda 1.5 mm çapındaki mini vidalarda 189.4 µm ve 2 mm çapındakilerde ise 169.8 µm uzunluğunda mikro çatlaklar gözlemlenmiştir. Bu bulgulara göre bizim çalışmamızdaki AbsoAnchor mini vida gruplarında anlamlı derecede daha az mikro çatlak uzunluğu rapor edilme sebebinin, çalışmamızda kullanılan mini vidaların silindirik formda olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Bu görüşü destekler nitelikte Lee ve Baek (2010) yaptıkları bir çalışmada, 1.5 ve 2.0 mm çaplarında silindirik ve konik formda olan mini vidaların kortikal kemikteki mikro çatlaklara etkisini kıyaslamışlardır. Her iki çapta da konik formda olan mini vidalarda silindirik formdakilere kıyasla daha fazla mikro çatlak uzunluğuna rastlanmıştır.

Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde çap artışının çatlak uzunluğunda artışa sebep olmadığı tek grubun AbsoAnchor mini vida grubu olduğu görülmüştür. Bu durum mikro çatlakların yayılma karakteristiğinin farklılığından kaynaklanabilir. Çatlaklar kemiğin zayıf direnç bölgelerinde ilerlemeye eğilimlidirler. Bu nedenle çatlak yayılımı kemiğin yapısal özelliklerinden etkilenir (Vashishth vd 1997, Reilly ve Currey 1999). Çalışmamızda kemiklerin dağılımı gruplar arasında kortikal kalınlığın homojenitesi sağlanmaya çalışılarak rastgele yapılmıştır. Ancak bu dağılım esnasında kemiklerin bireysel anatomik karakteristikleri ve yapıları göz önünde bulundurulmamıştır. Bu durum sonuçların AbsoAnchor grubuna ait mikro çatlak uzunluğu bulgularındaki farklılığı açıklayabilir.

Çapları 1.5 mm ve 2.0 mm olan mini vida gruplarında ayrı ayrı çatlak densitesi değerlendirildiğinde her iki çapta da Aarhus ve Lomas mini vida gruplarında YŞF değeri artışıyla çatlak densite değeri artışı orantılıdır. Tüm mini vida grupları arasında değerlendirme yapıldığında ise YŞF değerinin çatlak densitesi üzerinde herhangi bir etkisi olmadığı sonucuna ulaşılmıştır.

Tüm 1.5 ve 2 mm çaplarındaki mini vida grupları arasında çatlak densitesi değerlendirildiğinde, en yüksek değerlerin 2 mm çapındaki mini vida gruplarında olduğu görülmüştür. Çalışmamızın bulgularına göre mini vida çapındaki artışın çatlak densitesinde artışa neden olduğu görülmektedir. Aynı marka farklı YŞF değerine sahip

mini vidaların çapı arttıkça densite değeri de artmaktadır. Çalışmamızın bulgularıyla benzer olan Taing-Watson ve arkadaşlarının (2015) Rocky Mountain marka mini vidalar ile yaptıkları çalışmada mini vida çapındaki artışın çatlak densitesinde artışa neden olduğu bildirilmiştir. Araştırmacılar, 6 mm uzunluğunda silindirik formda 1.6 mm çapındaki mini vidalarda çatlak densite değerini 1.08  $\mu\text{m}$  bulurken, 2.0 mm çapındaki mini vidalarda bu değer 1.22  $\mu\text{m}$  olduğunu rapor etmişlerdir. Aynı çalışmada, AbsoAnchor marka 6 mm uzunluğunda konik formda 1.6 mm çapındaki mini vidalarda çatlak densite değeri 1.29  $\mu\text{m}$ , 2 mm çapındakilerde ise 0.98  $\mu\text{m}$  değerinde bulunmuştur (Taing-Watson vd 2015). Bizim çalışmamızda ise AbsoAnchor marka silindirik formda 1.5 mm çapındaki mini vidalarda 3.61  $\mu\text{m}$ , 2 mm çapındakilerde ise 4.03  $\mu\text{m}$  çatlak densitesi bulunmuştur. Sonuçlar arasındaki farklılık mini vidaların silindirik ve konik formlara sahip olması ile açıklanabilir.

Yiv şekil faktörü ile çalışmamızda incelenen parametreler arasında herhangi bir ilişki gözlenmemiştir. Ancak çatlak sayısı ve çatlak uzunluğu arttıkça çatlak densitesinin de arttığı görülmektedir. Bulgularımızı destekler nitelikte olan Yadav ve arkadaşlarının (2012) mini vidaları self-drilling ve self-tapping teknikle yerleştirerek çatlak değerlerini inceledikleri çalışmalarında, çatlak sayısı, uzunluğu ve densite değeri arasında anlamlı bir ilişki olduğu bildirilmiştir.

Çalışmamızın bulguları "Farklı yiv derinliği ve yiv sıklığına sahip mini vidalar arasında kortikal kemikte oluşturdukları mikro çatlak sayısı, çatlak uzunluğu ve çatlak densitesi açısından bir farklılık yoktur." şeklindeki başlangıç hipotezimizi desteklemektedir.

Bu çalışma ideal geometride mini vida dizaynı için bir yol oluşturma niteliğindedir. Mini vidaların klinik başarısı klinisyenler için çok önemlidir ve mini vida tasarımı bu başarıyı etkileyen önemli faktörlerden biridir. Sonuç olarak yiv şekil faktör değerinin kortikal kemikte mikro çatlak oluşumuyla ilişkisini değerlendiren daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca çalışmamız literatürde eksikliği duyulan, mikro çatlak oluşumunun mini vida primer stabilitesine olan etkisinin araştırılması gerekliliğine de dikkat çekmektedir.

## 6. SONUÇLAR

1. Çalışmamızın bulguları başlangıç hipotezimizi desteklemektedir.
2. YŞF değerinin, oluşan mikro çatlakların sayısı, uzunluğu ve çatlak densitesi üzerine anlamlı bir etkisi olmamıştır.
3. Çapı 1.5 mm olan mini vidalarda YŞF değeri arttıkça kortikal kemikte oluşan mikro çatlak sayısında da artış görülmüştür.
4. Çapı 2 mm olan mini vidalarda ise AbsoAnchor mini vida grubu haricinde YŞF değeri arttıkça mikro çatlak sayısı artmaktadır.
5. Mini vida çapındaki artış AbsoAnchor mini vida grubu haricinde daha uzun mikro çatlakların oluşmasına neden olmuştur.
6. Aynı marka farklı YŞF değerine sahip mini vidaların çapı arttıkça çatlak densitesinin de artmakta olduğu görülmüştür.
7. Çatlak sayısı ve çatlak uzunluğu arttıkça çatlak densitesinin de arttığı görülmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J. Interspecies Differences in Bone Composition, Density, and Quality: Potential Implications for in Vivo Bone Research. *Endocrinology* 1998; 139: 663-670.

Albrektsson T, Albrektsson B. Osseointegration of Bone Implants. A Review of an Alternative Mode of Fixation. *Acta Orthop Scand* 1987; 58: 567-577.

Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J* 2001; 10 Suppl 2: 96-101.

Alharbi F, Almuzian M, Bearn D. Miniscrews failure rate in orthodontics: systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthod* 2018; 40(5): 519-530.

Alrbata RH, Ha DW, Yu W, Kyung HM. Optimal asymmetric thread for orthodontic microimplants: Laboratory and clinical evaluation. *Angle Orthod* 2015; 85(4): 585-590.

Aniruddh V, Yashwant AV, Dilip S, Krishnaraj R, Ravi K. Does change in thread shape influence the pullout strength of mini implants? An in vitro study. *J Clin Diag Research* 2017; 11(5): ZC17- ZC20.

Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/ bone interface. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17 Suppl 2: 2-7.

Ashley E, Covington L. Ailing and failing endosseous dental implants: a literature review. *J Contemp Dent Prac* 2003; 4: 035-050.

Bagi CM, Hanson N, Andresen C, Pero R, Lariviere R, Turner CH, Laib A. The use of micro-CT to evaluate cortical bone geometry strength in nude rats: correlation with mechanical testing, pQCT and DXA. *Bone* 2006; 38: 136-144.

Barros SE, Janson G, Chiqueto K, Garib DG, Janson M. Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140: e181-e192.

Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 230-235.

Baumgaertel S. Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 104-108.

Berens A, Wiechmann D, Demp R. Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop* 2006; 67: 450-458.

Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. ***Clin Oral Implants Res*** 2003; 14(3): 251-262.

Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 1995; 107(3): 251-258.

Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. ***J Prosthet Dent*** 1983; 50(3): 399-410.

Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA, Marshall SD, Southard TE. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2008; 134: 625-635.

Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung H, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. ***Angle Orthod*** 2009; 79: 1156-1161.

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

Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and Biomechanics of Oral and Maxillofacial Implants: Current Status and Future Developments. ***Int J Oral Maxillofac Implants*** 2000; 15: 15-46.

Burr DB, Martin RB, Schaffler MB, Radin EL. Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage. ***J Biomech*** 1985; 18: 189-200.

Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. ***Prog Orthod*** 2005; 6: 82-97.

Carano A, Melsen B. Implants in orthodontics. Interview. ***Prog Orthod*** 2005; 6: 62-69.

Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. ***J Clin Orthod*** 2005; 39(1): 9-24.

Celenza F, Hochman MN. Absolute anchorage in orthodontics: direct and indirect implant-assisted modalities. ***J Clin Orthod*** 2000; 34(7): 397-402.

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

Cha JY, Kil JK, Yoon TM, Hwang CJ. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. ***Am J Orthod Dentofac Orthop*** 2010; 137(1): 73-79.

Chaddad K, Ferreira AF, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. ***Angle Orthod*** 2008; 78: 107-113.

Chang JZ, Chen YJ, Tung YY, Chiang YY, Lai EH, Chen WP, Lin CP. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop*** 2012; 141(3): 279-288.

Chapman JR, Harrington RM, Lee KM, Anderson PA, Tencer AF, Kowalski D. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. *J Biomech Eng* 1996; 118: 391-398.

Chen CH, Chang CS, Hsieh CH, Tseng YC, Shen YS, Huang IY. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64: 1209-1213.

Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Yao CC. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 99-106.

Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-tapping and self-drilling microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 44-50.

Cheng S, Tseng I, Lee J, Kok S. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Maxillofac Implants* 2004; 19: 100-106.

Chung K, Kim Y, Linto JL, Lee Y. The miniplate with tube for skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 2002; 36: 407-412.

Cooper LF. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *J Prosthet Dent* 1998; 80(4): 439-449.

Cope J. Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. *Semin Orthod* 2005; 11(1): 3-9.

Cornelis MA, Scheffler NR, Mahy P, Siciliano S, De Clerck HJ, Tulloch JF. Modified miniplates for temporary skeletal anchorage in orthodontics: placement and removal surgeries. *J Oral maxillofac Surg* 2008; 66(7): 1439-1445.

Costa A, Raffani M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath* 1998; 13: 201-209.

Costa A, Pasta G, Bergamaschi G. Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. *Semin Orthod* 2005; 11(1): 10-15.

Crismani AG, Berti MH, Čelar AG, Bantleon HP, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: Review and analysis of published clinical trials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137: 108-113.

Cunha AC, Freitas AOA, Marquezan M, Nojima LI. Mechanical influence of thread pitch on orthodontic mini-implant stability. *Braz Oral Res* 2015; 29(1): 1-6.

Da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, de Oliveira RC. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 2004; 19: 578-585.

Dalstra M, Cattaneo P, Melsen B. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics* 2004; 1: 53-62.

De Clerk H, Geerinckx V, Scilliano S. The zygoma anchorage system. **J Clin Orthod** 2002; 36: 455-459.

De Morais LS, Serra GG, Albuquerque Palermo EF, Andrade LR, Müller CA, Meyers MA, Elias CN. Systemic levels of metallic ions released from orthodontic mini-implants. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2009; 135(4): 522-529.

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

Dinç H, Sadikoğlu Y, Savci G, Demirci A, Tuncel E. Bone mineral density measurement by quantitative computed tomography in a normal Turkish population. **Eur J Radiology** 1995; 21(2): 79-83.

Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. **J Prosthet Dent** 1983; 50: 101-107.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological Factors Contributing to Failures of Osseointegrated Oral Implants. I. Success Criteria and Epidemiology. **Eur J Oral Sci** 1998; 106: 527-551.

Fabbroni G, Aabed S, Mizen K, Starr DG. Transalveolar screws and the incidence of dental damage: a prospective study. **Int J Oral Maxillofac Surg** 2004; 33: 442-446.

Farnsworth D, Rossouw PE, Ceen RF, Buschang PH. Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2011; 139(4): 495-503.

Fattahi H, Ajami SH, Nabavizadeh Rafsanjani A. The Effects of Different Miniscrew Thread Designs and Force Directions on Stress Distribution by 3-dimensional Finite Element Analysis. **Dent Shiraz Univ Med Sci** 2015; 16(4): 341-348

Feldmann I, Bondemark L. Orthodontic Anchorage: A Systematic Review. **Angle Orthod** 2006; 76: 493-501.

Freudenthaler J, Bantleon HP, Haas R. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. **Clin Oral Implants** 2001; 12(4): 358-363.

Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. **Clin Oral Implants Res** 1995; 6(3): 164-171.

Fritz P, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. **J Orofacial Orthop** 2004; 65(5): 410-418.

Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog II. **Clin Oral Implants Res** 2002; 12(1) : 1-8.

Gracco A, Giagnorio C, Parenti SI, Bonetti GA, Siciliani G. Effects of thread shape on the pullout strength of miniscrews. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2012; 142: 186-190.

Hahn J. Clinical uses of osteotomes. *J Oral Implant* 1999; 25: 23-29.

Hedayati Z, Hashemi S, Zamiri B, Fattahi HR. Anchorage value of surgical titanium screws in orthodontic tooth movement. *Int J Oral and Maxillofac Surg* 2007; 36(7): 588-592.

Heidemann W, Gerlach KL, Grobel KH, Kollner HG. Drill free screws: a new form of osteosynthesis screw. *J Craniomaxillofac Surg* 1998; 26: 163-168.

Heidemann W, Gerlach KL, Gröbel KH, Köllner HG. Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. *J Craniomaxillofac Surg* 1998; 26(1): 50-55.

Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. Analyses of the osseous/metal interface of drill free screws and self tapping screws. *J Craniomaxillofac Surg* 2001; 29: 69-74.

Herman RJ, Currier GF, Miyake A. Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: a pilot study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130(2): 228-235.

Hertz P. Making implant dentistry easier and less costly. *Dent Today* 2012; 31(5): 114-116.

Heymann GC, Tulloch JF. Implantable Devices As Orthodontic Anchorage: a Review of Current Treatment Modalities. *J Esthet Restor Dent* 2006; 18: 68-79.

Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91(1): 20-25.

Huja S, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J of Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127(3): 307-313.

Janssens F, Swennen G, Dujardin T, Glineur R, Malevez C. Use of an onplant as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122(5): 566-570.

Jenner JD, Fitzpatrick BN. Skeletal anchorage utilizing bone plates. *Aust Orthod J* 1985; 9: 231-233.

Kadioglu O, Buyukyilmaz T, Zachrisson BU, Maino BG. Contact damage to root surfaces of premolars touching miniscrews during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 353-360.

Kang YG, Kim JY, Lee YJ, Chung KR, Park YG. Stability of mini-screws invading the dental roots and their impact on the paradental tissues in beagles. *Angle Orthod* 2009; 79: 248-255.

Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997; 31: 763-767.

Katie V, Kamenar E, Blazevic D, Spalj S. Geometrical design characteristics of orthodontic mini-implants predicting maximum insertion torque. *Korean J Orthod* 2014; 44(4): 177-183



Kilkis D, Bayram M, Celikoglu M, Nur M. Unilateral maxillary molar distalization with zygoma-gear appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 142(2): e1-7.

Kim JW, Chang YL. Effects of drilling process in stability of micro-implants used for the orthodontic anchorage. *Korea J Orthod* 2002; 32: 107-115.

Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128: 190-194.

Kim GT, Kim SH, Choi YS, Park YJ, Chung KR, Suk KE, Choo H, Huang JC. Cone-beam computed tomography evaluation of orthodontic miniplate anchoring screws in the posterior maxilla. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136(5): 628.e1-10.

Kim YK, Kim YJ, Yun PY, Kim JW. Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. *Angle Orthod* 2009; 79(5): 908-914.

Kim SH, Lee JS, Cho S, Kim SK, Kim TK. Rotational Resistance of Surface-Treated Mini-Implants. *Angle Orthod* 2009; 79: 899-907.

Kim SH, Yoon HG, Choi YS, Hwang EH, Kook YA, Nelson G. Evaluation of interdental space of maxillary posterior area for orthodontic mini-implant using cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135: 635-641.

Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *J Applied Oral Sci* 2010; 18: 522-527.

Kokich VG. Managing complex orthodontic problems: the use of implants for anchorage. *Semin Orthod* 1996; 2: 153-160.

Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131(4): 43-51.

Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131(1): 9-15.

Kuroda S, Yamada K, Deguchi T. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 68-73.

Kyung SH, Hong SG, Park YC. Distalization of maxillary molars with a midpalatal miniscrew. *J Clin Orthod* 2003; 37: 22-26.

Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic mini implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003; 37: 321-328.

Labanauskaite B, Jankauskas G, Vasiliauskas A, Haffar N. Implants for orthodontic anchorage. Meta-analysis. *Baltic Dent Maxillofac J* 2005; 7: 128-132.

Lee JS, Kim JK, Park YC, Vanarsdall RL. "Fundamentals of Skeletal Anchorage" Applications of Orthodontic Mini-Implants, *Quintessence*, Canada, 2007; s.13-25.

Lee SJ, Ahn SJ, Lee JW, Kim SH, Kim TW. Survival analysis of orthodontic mini-implants. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2010; 137(2): 194-199.

Lee NK, Baek SH. Effects of the diameter and shape of orthodontic mini-implants on microdamage to the cortical bone. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2010; 138: 8.e1-8.e8

Lee YK, Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang Y. Root and Bone Response to the Proximity of a Mini-Implant under Orthodontic Loading. **Angle Orthod** 2010; 80: 452-458.

Lee SY, Kim SJ, An HW, Kim HS, Ha DG, Ryo KH, Park KB. The effect of the thread depth on the mechanical properties of the dental implant. **J Adv Prosthodont** 2015; 7(2): 115-121.

Lim JK, Kim WS, Kim IK, Son CY, Byun HI. Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. **Korea J Orthod** 2003; 33: 11-20.

Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. **Angle Orthod** 2008; 78(2): 234-240.

Lin JC, Liou EJ, Yeh CL, Evans CA. A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. **World J Orthod** 2007; 8(2): 136-144.

Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2004; 126: 42-47.

Liu SSY, Cruz-Marroquin E, Sun J, Stewart KT, Allen MR. Orthodontic mini-implant diameter does not affect in-situ linear microcrack generation in the mandible or the maxilla. **Am J Dentofacial Orthop** 2012; 142: 768-773.

Ludwig B, Glasl B, Bowman SJ, Wilmes B, Kinzinger GS, Lisson JA. Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites. **J Clin Orthod** 2011; 45(8): 433-441.

Luzi C, Verna C, Melsen B. A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. **Progress in Orthod** 2007; 8(1): 192-201.

Luzi C, Verna C, Melsen B. Immediate loading of orthodontic mini-implants: a histomorphometric evaluation of tissue reaction. **Eur J Orthod** 2009; 31: 21-29.

Mah J, Bergstrand F. Temporary anchorage devices: a status report. **J Clin Orthod** 2007; 39(3): 132-136.

Maino BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew implants: the spider screw anchorage system. **In Seminars in Orthod** 2005; 11(1): 40-46.

Markovic A, Misic T, Milicic B, Calva-Guirado JL, Aleksic Z, Dinic A. Heat generation during implant placement in low-density bone: effect of surgical technique, insertion torque and implant macro design. **Clin Oral Impl Res** 2013; 24: 798-805.

Marquezan M, Souza MMGD, Araújo MTDS, Nojima LI, Nojima MDCG. Is miniscrew primary stability influenced by bone density? **Braz Oral Res** 2011; 25(5): 427-432.

Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. **Clin Orthod Res** 2000; 3: 23-28.

Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. **Semin Orthod** 2005; 11(1): 24-31.

Melsen B. Mini-implants: where are we? **J Clin Orthod** 2005; 39: 539-547.

Meredith N. Assessment of Implant Stability As a Prognostic Determinant. **Int J Prosthodont** 1998; 11: 491-501.

Migliorati M, Benedicenti S, Signori A, Drago S, Barberis F, Tournier H, Silvestrini-Biavati A. Miniscrew design and bone characteristics: An experimental study of primary stability. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2012; 142: 228-234.

Migliorati M, Signori A, Silvestrini Biavati A. Temporary anchorage device stability: an evaluation of thread shape factor. **Eur J Orthod** 2012; 34: 582-586.

Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2003; 124(4): 373-378.

Moon CH, Lee DG, Lee HS, Im JS, Baek SH. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. **Angle Orthod** 2008; 78(1): 101-106.

Morinaga K, Kido H, Sato A, Watazu A, Matsuura M. Chronological changes in the ultrastructure of titanium-bone interfaces: Analysis by light microscopy, transmission electron microscopy, and micro-computed tomography. **Clin Implant Dent Relat Res** 2008; 11: 59-68.

Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended Placement Torque When Tightening an Orthodontic Mini-Implant. **Clin Oral Implants Res** 2006; 17: 109-114.

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** 2006; 22(5): 779-784.

Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. **Int J Oral Maxillofac Sur** 2007; 36: 695-699.

Mortensen MG, Buschang PH, Oliver DR, Kyung HM, Behrents RG. Stability of immediately loaded 3- and 6-mm miniscrew implants in beagle dogs-a pilot study. **Am J Orthod Dentofac Orthop** 2009; 136: 251-259.

Nguyen MV, Codrington J, Fletcher L, Dreyer CW, Sampson WJ. Influence of cortical bone thickness on miniscrew microcrack formation. **Am J Dentofacial Orthop** 2017; 152: 301-311.

Nguyen MV, Codrington J, Fletcher L, Dreyer CW, Sampson WJ. The influence of miniscrew insertion torque. *Eur J Orthod* 2018; 40(1): 37-44.

Nienkemper M, Wilmes B, Pauls A, Drescher D. Mini-implant stability at the initial healing period: A clinical pilot study. *Angle Orthod* 2013; 84(1): 127-133.

O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; 6: 48-57.

Odman J, Lekholm U, Jemt T, Branemark PI, Thilander B. Osseointegrated titanium implants: a new approach in orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 1998; 10: 98-105.

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

Ohashi E, Pecho OE, Moron M, Lagravere MO. Implant vs screw loading protocols in Orthodontics: a systematic review. *Angle Orthod* 2006; 76(4): 721-727.

Oltramari PV, Navarro RL, Henriques JF, Capelozza AL, Granjeiro JM. Dental and skeletal characterization of the BR-1 minipig. *Vet J* 2007; 173: 399-407.

Oltramari PV, Navarro PV, Navarro RL, Henriques JFC, Cestari TM, Francischone CE, Taga R, McNamara Jr JA. The impact of healing time before loading on orthodontic mini-implant stability: a histomorphometric study in minipigs. *Arch Oral Biol* 2013; 58(7): 806-812.

Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008; 37(4): 334-340.

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

Özdemir F, Tozlu M, Germeç-Çakan D. Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 143(2): 190-196.

Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: e6-e15.

Park HS. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korean J Orthod* 2003; 33: 151-156.

Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130(1): 18-25.

Park HS, HwangBo ES, Kwon TG. Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137: 200-206.

Perren SM, Cordey J, Baumgart F, Rahn BA, Schatzer J. Technical and biomechanical aspects of screws used for bone surgery. *Int J Orthoped Trauma* 1992; 2: 31- 48.

Piattelli A, Paolantonio M, Corigliano M, Scarano A. Immediate loading of titanium plasma-sprayed screw-shaped implants in man: a clinical and histological report of two cases. *J Periodontol* 1997; 68(6): 591-597.

Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 2006; 76(2): 191-197.

Prager TM, Mischkowski R, Laube N, Jost-Brinkmann PG, Muller- Hartwich R. Remodeling Along the Bone-Screw Interface. *J Orofac Orthop* 2008; 69: 337-348.

Proffit WR. "Biomechanics, Mechanics, and Contemporary Orthodontic Appliances" Contemporary Orthodontics, 5th ed. *Mosby*, Canada, 2013; s.295-299.

Reilly GC, Currey JD. The development of microcracking and failure in bone depends on the loading mode to which it is adapted. *J Exp Biol* 1999; 202(Pt 5): 543-552

Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135(5): 564.e1-19.

Roberts WE, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. *Angle Orthod* 1990; 60: 135-152.

Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 1990; 60: 135-152.

Roberts-Harry D, Sandy J. Orthodontics. Part 9: Anchorage control and distal movement. *Br Dent J* 2004; 196: 255-263.

Robling AG, Castillo AB, Turner CH. Biomechanical and molecular regulation of bone remodeling. *Annu Rev Biomed Eng* 2006; 8: 455-498.

Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D, Ong AH, Donath K, et al. Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants (an experimental study in monkeys). *J Periodontol* 2001; 13: 501-511.

Sabec R, Fernandes TMF, de Lima Navarro R, Oltramari-Navarro PVP, Conti ACDCF, de Almeida MR, Poleti ML. Can Bone Thickness and Inter-Radicular Space Affect Miniscrew Placement in Posterior Mandibular Sites? *J Oral Maxillofac Surg* 2015; 73(2): 333-339

Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, de Souza LT, Maruo H. Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133(6): 790.e15-22.

Sarul M, Minch L, Park HS, Antoszewska-Smith J. Effect of the length of orthodontic mini-screw implants on their long-term stability: A prospective study. *Angle Orthod* 2014; 85(1): 33-38.

Serra G, Morais LS, Elias CN, Meyers MA, Andrade L, Muller CA, Muller M. Sequential Bone Healing of Immediately Loaded Mini- Implants: Histomorphometric and Fluorescence Analysis. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2010; 137: 80-90.

Sherwood KH, Burch JG, Thompson WJ. Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2002; 122(6): 593-600.

Shin S, Park PS, Baek SH, Yang IH. Histomorphometric analysis of microcrack healing after the installation of mini-implants. **J Periodontal Implant Sci** 2015; 45: 62-68.

Sowden D, Schmitz JP. AO self-drilling and self-tapping screws in rat calvarial bone: An ultrastructural study of the implant interface. **J Oral Maxillofac Surg** 2002; 60: 294-299.

Steflik DE, Lake FT, Sisk AL, Parr GR, Hanes PJ, Davis HC, Yavari J. A comparative investigation in dogs: 2-year morphometric results of the dental implant--bone interface. **Int J Oral Maxillofac Imp** 1995; 11(1): 15-25.

Suzuki EY, Suzuki B, Aramrattana A, Harnsiriwattanakit K, Kowanich N. Assessment of miniscrew implant stability by resonance frequency analysis: a study in human cadavers. **J Oral Maxillofac Surg** 2010; 68: 2682-2689.

Suzuki M, Deguchi T, Watanabe H, Seiryu M, Iikubo M, Sasano T, Takano- Yamamoto T. Evaluation of optimal length and insertion torque for miniscrews. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2013; 144(2): 251-259.

Taing-Watson E, Katona TR, Stewart KT, Ghoneima A, Chu GTM, Kyung H-M, Liu SS. Microdamage generation by tapered and cylindrical mini-screw implants after pilot drilling. **Angle Orthod** 2015; 85: 859-867.

Tepedino M, Masedu F, Chimenti C. Comparative evaluation of insertion torque and mechanical stability for self-tapping and self-drilling orthodontic miniscrews- an in vitro study. **Head Face Med** 2017; 13(1): 10.

Trandem KC, Korach CS, Schindel RH. Comparison of deformation of 3 orthodontic miniplate lever arms. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2011; 140(4): 531-536.

Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH et al. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. **Int J Oral Maxillofac Surg** 2006; 35: 704-707.

Tseng YC, Wu JH, Ting CC, Chen HS, Chen CM. Evaluation of mechanical strengths of three types of mini-implants in artificial bones. **KJMS** 2017; 33: 96-101.

Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. **Am J Orthod Dentofacial Ortho** 1999; 115: 166-174.

Ülgen M. "Edgewise Teknik" Ortodontik Tedavi Prensipleri. **Ankara Üniversitesi Basimevi**, Ankara, 2010; s.403-409.

Vashishth D, Behiri JC, Bonfield W. Crack growth resistance in cortical bone: concept of microcrack toughening. **J Biomech** 1997; 30(8): 763-769.

Veltri M, Balleri B, Goracci C, Giorgetti R, Balleri P, Ferrari M. Soft bone primary stability of 3 different miniscrews for orthodontic anchorage: A resonance frequency investigation. **Am J Orthod Dentofac Orthop** 2009; 135: 642-648.

Wang YC, Liou EJ. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2008; 133(1): 38-43.

Wawrzinek C, Sommer T, Fischer-Brandies H. Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. **J Orofac Ortho** 2008; 69: 121-134.

Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini-and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. **Clin Oral Implants Research** 2007; 18(2): 263-267.

Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. **J Orofacial Orthop** 2006; 67(3): 162-174.

Wilmes B, Ottenstreue S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. **J Orofacial Orthop** 2008; 69(1): 42-50.

Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. **Angle Orthod** 2008; 78: 1065-1070.

Wilmes B, Drescher D. Impact of Insertion Depth and Predrilling Diameter on Primary Stability of Orthodontic Mini-Implants. **Angle Orthod** 2009; 79: 609-614.

Wu J, Bai YX, Wang BK. Biomechanical and Histomorphometric Characterizations of Osseointegration during Mini-Screw Healing in Rabbit Tibiae. **Angle Orthod** 2009; 79(3): 558-563.

Wu TY, Kuang SH, Wu CH. Factors associated with the stability of mini-implants for orthodontic anchorage: a study of 414 samples in Taiwan. **J Oral Maxillofac Surg** 2009; 67(8): 1595-1599.

Wu JH, Wang HC, Chen CM, Lu PC, Lai ST, Lee KT, Du JK. Pullout strengths of orthodontic palatal mini-implants tested in vitro. **J Dent Sci** 2011; 6(4): 200-204.

Yadav S, Upadhyay M, Liu S, Roberts E, Neace WP, Nanda R. Microdamage of the cortical bone during mini-implant insertion with self-drilling and self-tapping techniques: A randomized controlled trial. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2012; 141: 538-546.

Yerby S, Scott CC, Evans NJ, Messing KL, Carter DR. Effect of cutting flute design on cortical bone screw insertion torque and pullout strength. **J Orthop Trauma** 2001; 15(3): 216-221.

Yoo SH, Park YC, Hwang CJ, Kim YJ, Choi EH, Cha JY. A comparison of tapered and cylindrical miniscrew stability. **Eur J Orthod** 2014; 36(5): 557-562.

Zimmermann CE, Thurmüller P, Troulis MJ, Perrott DH, Rahn B, Kaban LB. Histology of the porcine mandibular distraction wound. **Int J Oral Maxillofac Surg** 2005; 34: 411-419.

## 8.ÖZGEÇMİŞ

11.02.1987 tarihinde İstanbul'da dünyaya gelen Didem BATITÜRK ilk ve ortaöğrenimini Muhittin Üstündağ İlköğretim Okulu'nda, lise öğrenimini ise Özel İstek Bilge Kağan Fen Lisesi'nde tamamlamıştır. 2011 yılında Ege Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi'ni bitirmiştir. 2011-2014 yılları arasında özel sektörde diş hekimliği yapmıştır. Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AnaBilim Dalı'ndaki uzmanlık eğitimine 2014 yılı Temmuz ayında başlamıştır.