

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**OSSEOİNTEGRE ORTODONTİK MİNİ VİDALARIN
BİYOMEKANİK STABİLİTELERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Hazırlayan
Elif Dilara ŞEKER**

**Danışman
Prof. Dr. İbrahim YAVUZ**

Uzmanlık Tezi

**Eylül 2017
KAYSERİ**

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**OSSEOİNTEGRE ORTODONTİK MİNİ VİDALARIN
BİYOMEKANİK STABİLİTELERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Hazırlayan
Elif Dilara ŞEKER**

**Danışman
Prof. Dr. İbrahim YAVUZ**

Uzmanlık Tezi

**Bu çalışma; Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
Tarafından TSD-15-6098 kodlu proje ile desteklenmiştir.**

**Eylül 2017
KAYSERİ**

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.


Elif Dilara ŞEKER



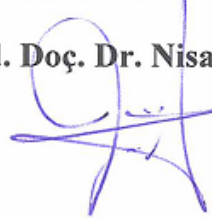
YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI

“Osseointegre Ortodontik Mini Vidaların Biyomekanik Stabilitelerinin Değerlendirilmesi” adlı Uzmanlık Tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.


Hazırlayan
Dt. Elif Dilara ŞEKER


Danışman
Prof. Dr. İbrahim YAVUZ

Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı
Yrd. Doç. Dr. Nisa GÜL AMUK



Prof. Dr. İbrahim YAVUZ danışmanlığında **Dt. Elif Dilara ŞEKER** tarafından hazırlanan “**Osseointegre Ortodontik Mini Vidaların Biyomekanik Stabilitelerinin Değerlendirilmesi**” adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi **Ortodonti** Anabilim Dalı’nda **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

07./09./2017

JÜRİ

İmza

Danışman : Prof. Dr. İbrahim YAVUZ

.....

(Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD)

Üye : Prof. Dr. Servet DOĞAN

.....

(Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD)

Üye : Doç. Dr. Ahmet YAĞCI

.....

(Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD)

ONAY

Bu tezin kabulü Fakülte Anabilim Dalının 07/09/2017 tarih ve 33 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı

Yrd. Doç. Dr. Nisa GÜL AMUK

.....

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca değerli desteğini, bilgi birikimini, tecrübelerini benimle her zaman paylaşan, tez hazırlama sürecinde yaşadığım zorluklar konusunda ne zaman kapısını çalsam beni hiç geri çevirmeyen, destek ve yardımlarını her zaman hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım Prof Dr İbrahim YAVUZ'a,

4 yıllık uzmanlık eğitimim boyunca güler yüzünü benden hiç esirgemeyen, deneyimlerini paylaşımcı ve yenilikçi yaklaşımıyla öğrencilerine aktarma görevini şevkle yapan, kendisinden çok şey öğrendiğim ve öğrenmeye devam edeceğim değerli hocam Doç Dr Ahmet Yağcı'ya

Uzun yıllar birlikte çalıştığımız, bilgi ve tecrübelerini benimle her daim paylaşan, önemli sorumlulukların altından başarıyla kalkabileceğime her zaman inanan ve bana güvenen Ortodonti Anabilim Dalı başkanı ve değerli hocam Yrd Doç Dr Nisa GÜL AMUK'a

Her ne kadar bu süreçte baştan sona birlikte çalışma fırsatı yakalayamasam da ortodontistlik mesleğini hakkını vererek icra edebileceğim bilgi ve beceriyi kazandırmada üzerimde emeği büyük olan Prof Dr Gökmen KURT'a,

Tezimin histolojik incelemesinde değerli zamanını ayırarak karşılıksız destek veren Erciyes Üniversitesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı öğretim üyesi Doç Dr Arzu YAY'a ve Atılım Üniversitesi Mühendislik Fakültesi öğretim üyelerinden Yrd Doç Dr Kemal Davut'a,

Uzmanlığım boyunca zamanımın çoğunu birlikte geçirdiğim, birlikte büyük özveri ve zevkle çalıştığımız tüm asistan arkadaşlarıma, ortodonti anabilim dalı personeline ve çabalarıyla iş ortamımızın düzen içinde yürümesini sağlayan tüm görünmez kahramanlara,

Bu tezin deneysel kısmının yapılmasındaki paha biçilemez emeklerinin yanında hayatta ne olursa olsun hep yanımda olan ve olacaklarını hissettiğim, varlıklarıyla bana her zaman güven veren ve kendimi özel hissettiren sevgili dostum ve kardeşim Dr Türker Yücesoy'a ve biricik kız kardeşim Ebru Cencki'ye,

Kayseri'ye geldiğim ilk günde samimiyetleri ile bir çırpıda bu şehre ve fakülteye adapte olmamı sağlayan ve buradaki günlerimi daha renkli hale getiren, yollarımız kesişerek dostluklarını kazandığım için kendimi şanslı hissettiğim çok değerli arkadaşlarım Dr Mustafa Taha YAŞAR ve Dr Aytaç YAŞAR'a,

Bugünkü insan olmamda büyük rolü olan, mutlu ve sıkıntılı anlarımı tüm benliği ile benimle birlikte yaşayan, tökezlediğimde bana duyduğu güvenle devam etmemi sağlayan, desteğini ve sevgisini yaşam kaç olursa olsun hep hissedeceğim özel insan, sevgili annem Hülya ÇAKIR'A ve tüm aileme,

Yaşamımızı paylaştığımız uzun yıllar boyunca benimle birlikte adeta 2. bir üniversite okuyan, her zaman başaracağıma inanan ve benimle gurur duyan, gerektiğinde beni frenleyen ancak her zaman yanımda olan daima varlığına şükredeceğim hayat arkadaşım sevgili eşim Sv. Ural ŞEKER'e

Son olarak da uzmanlık eğitimim boyunca ağır çalışma temposu içinde onu asla unutmasam da zaman zaman ihmal ettiğim ancak her seferinde o mükemmel gülüşüyle beni affeden, yeniden başlamamı sağlayan ve dünyadaki tüm sıkıntılarımı bana unutturan biricik oğlum Kerem Türker ŞEKER'e teşekkürü borç bilirim.

Elif Dilara ŞEKER

Kayseri, Eylül 2017

OSSEOİNTEGRE ORTODONTİK MİNİ VİDALARIN BİYOMEKANİK STABİLİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Elif Dilara ŞEKER

**Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi, Eylül 2017
Danışman: Prof. Dr. İbrahim YAVUZ**

ÖZET

Ankraj kontrolü ortodontik tedavinin başarısında temel faktörlerden biridir. Ankraj kontrolü için ortodonti pratiğinde mini vidalar sıklıkla kullanılmaktadır. Ortodontik tedavi süresince kullanılan mini vidaların uygulanan kuvvetler karşısında stabiliteelerini korumaları arzu edilmektedir. Ancak literatürde mini vidaların kuvvet yükleme zamanlaması ile ilgili bir fikir birliği bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı, SLA (Sandblasted large grit and acid-etched) tekniği ile yüzeyleri pürüzlendirilmiş mini vidaların ortopedik kuvvet altında stabiliteelerinin değerlendirilmesi ve farklı kuvvet yükleme zamanlarında osseointegrasyon miktarının histomorfometrik olarak incelenmesidir.

Çalışmamızda 9-12 aylık, ortalama ağırlıkları 3-3,5 kg olan 14 adet yetişkin dişi Yeni Zellanda cinsi (*Oryctolagus Cuniculus L.*) tavşan kullanıldı. 8x1,8 mm boyutlarında toplam 56 adet yüzeyleri SLA tekniği ile 1 ve 1,5 µm pürüzlülükte olacak şekilde hazırlanmış saf titanyum ortodontik mini vida kullanıldı. Mini vidalar hemen kuvvet yüklenen, 4 hafta sonra yüklenen, 8 hafta sonra yüklenen ve kuvvet yüklemesi yapılmayan kontrol grubu olacak şekilde 4 gruba ayrıldı. Kontrol grubu hariç mini vidalar üzerine kapalı yaylar ile 500 gr'lık ortopedik kuvvet uygulandı. Vidaları stabiliteeleri RSA (Rezonans Sıklığı Analizi) ile deney başında ve sonunda ölçüldü. 3 haftalık kuvvet uygulama süresinin bitiminde sakrifikasyon işlemi gerçekleştirilmiş olup, mini vidalar histolojik ve biyomekanik olarak incelenmiştir.

Kuvvet uygulama sonrası çalışma ve kontrol gruplarındaki mini vidaların hiçbirinde klinik mobilite gözlenmedi. Mini vidaların başlangıç ve sonuç fark RSA değerleri incelendiğinde, 8 hafta sonra kuvvet uygulama grubu, kontrol ve hemen yükleme grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu. Mini vidalar

üzerinde bulunan kemik hacminde gruplar arası farklılık bulunmazken, kemik alanı oranında ise 8 hafta sonra kuvvet uygulama grubu, kontrol ve hemen yükleme grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek değerler gösterdi. Mini vidalar üzerinde yapılan histomorfometrik analizlerin sonuçlarına göre, 8 hafta sonra kuvvet uygulama grubunun diğer tüm gruplardan daha yüksek osseointegrasyon oranına sahip olduğu gözlemlendi.

Bu çalışmadan “SLA yüzeyli mini vidalar ağır ortopedik kuvvetlerle başarılı bir şekilde hemen yüklenebilir ve kullanım sonunda sorunsuz olarak uzaklaştırılabilir” sonucu çıkarılabilir. Bununla birlikte mini vidaya kuvvet yüklemesi yapılmadan önce kemik iyileşmesinin beklenilmesi mini vidanın stabilitesini ve başarısını olumlu yönde etkilemektedir.

Anahtar Kelimeler: Mini vida, Rezonans sıklığı analizi, Osseointegrasyon, SLA, IFM, SEM

EVALUATION OF BIOMECHANICAL STABILITIES OF OSSEOINTEGRATED ORTHODONTIC MINI SCREWS

Dt. Elif Dilara ŞEKER

**Erciyes University, Faculty of Dentistry
Department of Orthodontics
Dental Specialty Education Thesis, September, 2017
Supervisor: Professor İbrahim YAVUZ**

ABSTRACT

Anchorage control is critical for the success of orthodontic treatment. Mini screws are frequently used in orthodontic practice for anchorage control. Mini screws should remain stationary under orthodontic forces. However, there is no consensus on the force loading timing of mini screws in the literature. There is not a consensus regarding the timing of force loading of mini screws in the literature. The aim of this study is to evaluate the stability of SLA mini screws (sandblasted large grit and acid-etched) under orthopedic force and to investigate of rate of osseointegration by histomorphometric analysis at different force loading times.

A total of fourteen, 9-12 months-old New Zealand (*Oryctolagus Cuniculus L.*) white adult female rabbits weighing 3000–3500 gr were used for the study. A total of 56 pure titanium orthodontic miniscrews with a length of 8 mm and a diameter of 1,4 mm were placed in this study. Mini screws were prepared with SLA technique to have a surface roughness of 1 µm and 1,5 µm. The mini-screws were divided into 4 groups according to when loading: Group 1; immediate loading, group 2; force application delayed for 4 weeks, group 3; force application delayed for 8 weeks and group 4; control group (no-force), Except the control group, 500 gr orthopedic force was applied to the mini screws with closed coil springs. The orthodontic miniscrew stability was recorded using RFA (Ostell; Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden) at the beginning and end of the experiment. At the end of 21 days of force application, the rabbits were sacrificed and mini screws were examined histologically and biomechanically.

There was no clinically detectable mobility in the study and control groups. Miniscrews in the group 3 showed higher mean ISQ difference values than control group and immediate loading groups. Although statistical difference was not observed in score of

bone volume between the groups, group 3 showed higher value of bone percentage than control group and immediate loading groups at the end of follow-up period.

The results of this investigation have demonstrated that SLA-surface orthodontic miniscrews can be loaded successfully with heavy orthopedic forces without any decrease in their stability and can be removed at the end of use without any complications. However, delaying the force application to the mini screw to improve bone healing increases the stability and the success of the mini screw.

Keywords: Mini screw, Resonance frequency analysis, Osseointegration, SLA, IFM, SEM



İÇİNDEKİLER

OSSEOİNTEGRE ORTODONTİK MİNİ VIDALARIN BİYOMEKANİK STABİLİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

İÇ KAPAK	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK	ii
YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI	iii
KABUL ONAY	iv
TEŞEKKÜR	v
ÖZET	vii
ABSTRACT	ix
İÇİNDEKİLER	xi
TABLolar LİSTESİ	xvi
RESİMLER VE ŞEKİLLER LİSTESİ	xviii
KISALTMALAR	xxii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ortodontide Ankraj Kavramı	3
2.2. İsketelsel Ankraj	5
2.2.1. İskeletsel Ankrajın Tarihsel Gelişimi.....	5
2.2.2. İskeletsel Ankraj Aparentlerinin Sınıflandırılması	6
2.3. Terminoloji	7
2.4. Mini Vidalar.....	7
2.4.1. Mini Vida Stabilesi Nedir?	7
2.4.1.1. Primer ve Sekonder Stabilesi	8
2.4.2. Osseointegrasyon Kavramı	8
2.4.3. Mini Vidaların Başarı Kriterleri.....	11
2.4.4. Mini Vidaların Stabilesinde Etkili Olan Faktörler.....	12

2.4.4.1. Mini Vidaya Bağlı Faktörler	12
2.4.4.1.1. Mini Vidaların Boyutları	12
2.4.4.1.2. Mini Vidaların Şekli	13
2.4.4.1.3. Mini Vidanın Yiv Yapısı	14
2.4.4.1.4. Mini Vidanın Üretildiği Materyal.....	14
2.4.4.1.5. Mini Vidaların Yüzey Özellikleri	15
2.4.4.1.5.1. Sand-Blasted Large Grid Acid-Etched (SLA) Tekniği	17
2.4.4.2. Hasta ile ilgili faktörler.....	19
2.4.4.2.1. Yaş	19
2.4.4.2.2. Sistemik Hastalıklar.....	19
2.4.4.2.3. Cinsiyet	20
2.4.4.3. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler.....	20
2.4.4.3.1. Flep kaldırılması	20
2.4.4.3.2. Klinisyenin tecrübesi	21
2.4.4.3.3. Rehber oluk açılması	21
2.4.4.3.4. Yerleştirme Torqu.....	22
2.4.4.3.5. Uygulama Açısı	22
2.4.4.3.6. Monokortikal ve Bikortikal Uygulama.....	23
2.4.4.4. Anatomik Lokal Faktörler	23
2.4.4.4.1. Kortikal Kemik Kalınlığı (KKK).....	23
2.4.4.4.2. Kemik Yoğunluğu.....	24
2.4.4.4.3. Süngerimsi Kemik Dokusu.....	25
2.4.4.4.4. Yerleştirilen Bölge.....	25
2.4.4.4.5. Yumuşak Dokunun Yapısı.....	26
2.4.4.4.6. Komşu Organlara Yakınlık ve Kök Hasarı.....	26
2.4.4.5. Mini Vida Yükleme ile İlgili Faktörler.....	27
2.4.4.5.1. Mini Vidanın Yükleme Zamanlaması.....	27
2.4.4.5.2. Uygulanan Ortodontik Kuvvet Miktarı.....	30

2.4.4.5.3. Ortodontik Kuvvetin Uygulanma Tekniği.....	31
2.4.4.5.4. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi	31
2.4.4.5.5. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü.....	32
2.4.4.6. Mini Vida Başarısını Etkileyen Diğer Faktörler	32
2.4.4.6.1. Hareketin Yönü.....	32
2.4.4.6.2. Mini Vida Bakımı	32
2.4.5. Mini Vidalarda Başarısızlık	32
2.4.6. Mini Vidaların Stabilitelerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler.....	33
2.4.6.1. Rezonans Sıklığı Analizi (RSA).....	33
2.4.7. Mini Vidaların Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi.....	34
2.4.7.1. Işığ Mikroskobu (Optik Mikroskopi Tekniği).....	35
2.4.7.2. Optik Profilometre.....	35
2.4.7.3. Elektron Mikroskobu.....	35
2.4.7.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	36
2.4.7.5. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS).....	37
2.4.7.6. 3D Işığ-Optik Mikroskobi (İnfinite Focus Mikroskop).....	37
2.4.7.7. Yüzey Pürüzlülüğü Analizi	38
2.4.8. Kemik Doku.....	39
2.4.8.1. Kemik Matriksi.....	39
2.4.8.2. Kemik Dokunun Hücreleri	39
2.4.8.2.1. Osteoprogenitör Hücreler	39
2.4.8.2.2. Osteoblastlar	40
2.4.8.2.3. Osteositler	40
2.4.8.2.4. Osteoklastlar	41
2.4.8.2.5. Mini Vidaya Karşı Kemikte Oluşan Erken Biyolojik Yanıt.....	41
2.4.8.3. Histolojik Kesitlerin Boyanması	42
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43

3.1. Deneyleerde Kullanılan Hayvanların Özellikleri	43
3.2. Deneyleerde Kullanılan Mini Vidalar.....	44
3.2.1. Mini Vidaların Özellikleri.....	44
3.2.2. Mini Vidaların Üretim Aşamaları	45
3.3. Çalışma Planı	50
3.3.1. Anestezi.....	50
3.3.2. Preoperatif Hazırlık.....	51
3.3.3. Cerrahi Teknik	51
3.3.4. Mini Vidaların Yerleştirilmesi ve Kuvvetin Uygulanması	52
3.3.5. Operasyon Bölgesinin Kapatılması.....	55
3.3.6. Cerrahi Sonrası Bakım	56
3.3.7. Sakrifikasyon.....	56
3.4. İnceleme Amacıyla Örneklerin Hazırlanması.....	57
3.5. Stabilitenin Değerlendirilmesi	58
3.6. Biyomekanik Değerlendirme.....	58
3.7. Histopatolojik İnceleme.....	60
3.8. İstatistiksel Değerlendirme	66
4. BULGULAR	67
4.1. Üretilen Mini Vidaların Başlangıç IFM, SEM ve EDS Analizleri ile İlgili Bulgular	67
4.1.1. IFM Analizi ile Pürüzlülük Ölçümleri ile İlgili Bulgular	67
4.1.2. SEM ve EDS Analizi ile İlgili Bulgular.....	71
4.2. Mini Vidaların Klinik Başarısı İle İlgili Genel Bulgular	74
4.3. Mini Vidaların Stabilitesi ile İlgili Bulgular.....	75
5. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	88
5.1. Amaç.....	88
5.2. Gereç ve Yöntem	90
5.3. Bulgular	102

5.3.1. Üretilen Mini Vidaların IFM, SEM ve EDS Analizleri ile İlgili Bulgular ..	102
5.3.2. Mini Vidaların Klinik Başarısı ve Stabilitesi İle İlgili Genel Bulgular	107
5.3.3. Mini Vidaların Çıkarılma Direnci ile İlgili Bulgular	112
5.3.4. Histomorfometrik Analiz Bulguları	112
6. KAYNAKLAR.....	119
EKLER.....	148
EK 1. ETİK KURUL	148
ÖZGEÇMİŞ	149



TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3.1.	Deney ve Kontrol Grubundaki Mini Vidaların Dağılımı.....	50
Tablo 4.1.	PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidalara ait pürüzlülük değerleri. Üretici firma tarafından pürüzsüz (smooth) yüzeye sahip olarak üretilmektedir.....	67
Tablo 4.2.	Bu çalışmaya özel 1 μm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalara ait pürüzlülük değerleri	69
Tablo 4.3.	Bu çalışmaya özel 1,5 μm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalara ait pürüzlülük değerleri.	71
Tablo 4.4.	PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidaların (a), 1 μm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidaların (b), ve 1,5 μm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidaların (c) EDS analizi sonucu elementlerin kütlece (wt. %) ve atom ağırlıkça (at. %) yüzdeleri	74
Tablo 4.5.	1 ve 1,5 μm pürüzlülüğe sahip mini vidaların kuvvet uygulamadan önceki İSK değerleri ve standart sapmaları	75
Tablo 4.6.	Gruplardaki mini vidaların başlangıç İSK değerleri açısından karşılaştırılması	75
Tablo 4.7.	1 ve 1,5 μm pürüzlülüğe sahip mini vidaların kuvvet yükleme gruplarına göre ortalama sonuç İSK değerleri ve standart sapmaları	76
Tablo 4.8.	Gruplardaki mini vidaların sonuç İSK değerleri açısından karşılaştırılması	76
Tablo 4.9.	1 ve 1,5 μm pürüzlülüğe sahip mini vidaların kuvvet yükleme gruplarına göre ortalama başlangıç ve sonuç İSK değerleri arası farkları ve standart sapmaları	77
Tablo 4.10.	Gruplardaki mini vidaların başlangıç ve sonuç İSK değerleri farkları açısından karşılaştırılması	77
Tablo 4.11.	Mini vidalar üzerinde gözlenen tabakanın EDS analizi sonucu elementlerin kütlece (wt. %) ve atom ağırlıkça (at. %) yüzdeleri.....	80

Tablo 4.12. Kuvvet yükleme gruplarına göre kemik bloklardan çıkarılmış mini vidaların yüzeylerindeki ortalama kemik hacmi değerleri (mm^3) ve standart sapmaları.....	81
Tablo 4.13. Kuvvet yükleme gruplarına göre kemik bloklardan çıkarılmış mini vidaların yüzeylerindeki ortalama kemik hacmi değerlerini (mm^3) gruplar arası karşılaştırılması	82
Tablo 4.14. Kuvvet yükleme gruplarına göre kemik bloklardan çıkarılmış mini vidaların yüzeylerindeki kemik alanı yüzdesi (%) ve standart sapmaları	82
Tablo 4.15. Kuvvet yükleme gruplarına göre kemik bloklardan çıkarılmış mini vidaların yüzeylerindeki ortalama kemik alanı yüzdesinin (%) gruplar arası karşılaştırılması	83
Tablo 4.16. Kuvvet yükleme gruplarına göre mini vidaların kortikal kemik temasını gösteren histolojik analiz sonuçları	87
Tablo 4.17. Mini vidaların kortikal kemik temasını gösteren histolojik analiz sonuçlarının gruplar arası karşılaştırılması	87

RESİMLER VE ŞEKİLLER LİSTESİ

Resim 3.1.	Deney hayvanlarının barındığı kafesler	44
Resim 3.2.	Osstell® ISQ cihazı (a) ve mini vidanın, SmartPegin mini vidaya yerleştirilmesi (b)	45
Resim 3.3.	Özel paketlerindeki mini vidalar	47
Resim 3.4.	Alicona (Imaging GmbH, Infinite Focus Microscope, Graz/ Austria)	47
Resim 3.5.	EVO® LS 15 Series SEM (ZEISS Microscopy- Jena/Germany)	48
Resim 3.6.	Bruker Quantax 400 The Flash® 5000 series EDS (Berlin/Germany)	49
Resim 3.7.	Kemik frezi-lance drill (solda), taşıyıcı parça(sağda)	49
Resim 3.8.	Tavşan Tibiasının Operasyona Hazırlanması.....	51
Resim 3.9.	İnsizyon ve cerrahi alanın açığa çıkarılması	51
Resim 3.10.	İki mini vida yuvası arasındaki mesafenin ölçümü.....	52
Resim 3.11.	Surgic XT (NSK) cerrahi mikromotor	52
Resim 3.12.	Kemik frezi ile drilling işlemi	53
Resim 3.13.	Mini vidanın taşıyıcı parça ile kemiğe yerleştirilmesi	53
Resim 3.14.	Mini vidaların stabilitesinin Osstell® ISQ cihazı ile ölçülmesi.....	54
Resim 3.15.	Nikel-titanyum kapalı yaylar (a), mini vidalara kuvvet uygulanması (b)	54
Resim 3.16.	Ortodontik kuvvetölçer	55
Resim 3.17.	Deri altı dokusunun vicryl ipliklerle dikilmesi	55
Resim 3.18.	Derinin ipek ipliklerle dikilmesi	55
Resim 3.19.	Histopatolojik incelemek gönderilmek üzere % 4'lük tamponlu formalin dolu numune tüplerine alınmış örnekler.....	57
Resim 3.20.	Biyomekanik incelemeye gönderilmek üzere çıkarılmış mini vidaların ayrı numune tüplerine alınması.....	57
Resim 3.21.	SEM'de mini vidaların incelenmesi.....	59
Resim 3.22.	Mini vidaların ALICONA ile incelenmesi.....	60
Resim 3.23.	Kullanılmamış ve deneyde kullanılan mini vidaların üst üste bindirilmiş görüntüleri ve analiz sonuçları	60
Resim 3.24.	Exakt Sert Doku Hassas Kesme Cihazı ile kesitlerin alınması	61

Resim 3.25. Vakumlu Dehidrasyon ve İnfiltrasyon Ünitesi	64
Resim 3.26. Işıklı Polimerizasyon Ünitesi	64
Resim 3.27. Örnekleri Lama Yapıştırma Ünitesi	64
Resim 3.28. Exakt Mikro Aşındırma Cihazı	65
Resim 3.29. Işık mikroskopunda incelenmeye hazır histolojik sert doku kesiti	65
Resim 4.1. PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidalarda pürüzlülük ölçümü için 3 farklı yivde yapılan (a,b,c) IFM analizi görüntüleri	67
Resim 4.2. Bu çalışmaya özel 1 µm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalarda pürüzlülük ölçümü için 3 farklı yivde yapılan (a,b,c) IFM analizi görüntüleri	69
Resim 4.3. Bu çalışmaya özel 1,5 µm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalarda pürüzlülük ölçümü için 3 farklı yivde yapılan (a,b,c) IFM analizi görüntüleri	70
Resim 4.4. PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidalara ait (a), 1 µm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalara ait (b), ve 1,5 µm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalara ait (c) SEM görüntüleri	72
Resim 4.5. PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidalara ait (a), 1 µm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalara ait (b), ve 1,5 µm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalara ait (c) EDS analizi sonucu elemental spektrumu	73
Resim 4.6. Sakrifikasyon sonrası mini vidaların yerleştirildiği bölge	75
Resim 4.7. Mini vidaların çıkarılmalarının ardından kemikte oluşan oluk şeklindeki defekt ve çıkarılmış mini vida	78
Resim 4.8. 1,5 µm pürüzlülüğe sahip 8 hafta sonra kuvvet yükleme grubu çıkarılmış mini vidaların SEM görüntüleri ve vida üzerindeki kemik dokunun yüksek büyütme görüntüleri	79
Resim 4.9. 1 µm pürüzlülüğe sahip 8 hafta sonra kuvvet yükleme grubu çıkarılmış mini vidaların SEM görüntüleri	79
Resim 4.10. Mini vidalar üzerinde gözlenen tabakanın EDS analizi sonucu elemental spektrumu	80

- Resim 4.11.** Deneyde kullanılan 1 μm pürüzlülükte hemen yükleme grubundaki mini vidanın IFM analizi ve elde edilen parametreler81
- Resim 4.12.** Kontrol grubuna ait mini vidanın (1,5 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (hematoksilen-eozin boyama).....84
- Resim 4.13.** Kontrol grubuna ait mini vidanın (1 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (masson trikrom boyama).....84
- Resim 4.14.** Hemen kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (hematoksilen-eozin boyama). Okla gösterilen yerler kemik doku ile vidanın temasta olduğu bölgelerdir.....84
- Resim 4.15.** Hemen kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1,5 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (masson trikrom boyama).....85
- Resim 4.16.** 4 hafta sonra kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (hematoksilen-eozin boyama). Okla gösterilen yerler kemik doku ile vidanın temasta olduğu bölgelerdir.....85
- Resim 4.17.** 4 hafta sonra kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1,5 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (masson trikrom boyama).....85
- Resim 4.18.** 8 hafta sonra kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1,5 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (hematoksilen-eozin boyama). Okla gösterilen yerler kemik doku ile vidanın temasta olduğu bölgelerdir.....86
- Resim 4.19.** 8 hafta sonra kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1,5 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (masson trikrom boyama). Okla gösterilen yerler kemik doku ile vidanın temasta olduğu bölgelerdir.....86
- Resim 4.20.** 8 hafta sonra kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (hematoksilen-eozin boyama). Okla gösterilen yerler kemik doku ile vidanın temasta olduğu bölgelerdir.....86

Şekil 3.1.	Baş kısmında da yivleri olan özel hazırlanmış 1,8 x 8 mm boyutlarındaki mini vidanın teknik çizim	45
Şekil 4.1.	PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidaya ait IFM analizi histogramı ve analiz raporu	68
Şekil 4.2.	1 µm pürüzlülükte mini vidaya ait IFM analizi histogramı ve analiz raporu	70
Şekil 4.3.	1,5 µm pürüzlülükte mini vidaya ait IFM analizi histogramı ve analiz raporu	71



KISALTMALAR

%	: Yüzde
°	: Derece
µm	: Mikrometre
Al ₂ O ₃	: Alüminyum Oksit
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CaP	: Kalsiyum Fosfat
CBCT	: Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi
cN	: Santinewton
EDS	: Enerji Dağılım Spektrometresi
Gr	: Gram
IFM	: Infinite Focus Mikroscope
İSK	: İmplant stabilite katsayısı
Kg	: Kilogram
KKK	: Kortikal kemik kalınlığı
N	: Newton
PMNL	: Polimorfonükleer Lökosit
RSA	: Rezonans sıklığı analizi
SEM	: Scanning Electron Microscope - Taramalı Elektron Mikroskobu
SLA	: Sandblasted large grit and acid-etched
TiO ₂	: Titanyum Dioksit

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Ankraj kontrolü ortodontik tedavinin başarısını etkileyen temel faktörlerden biridir. Ankraj kaybı ile oluşabilecek istenmeyen etkileri ortadan kaldırmak için ankrajın güçlendirilmesi konusunda pek çok yöntem geliştirilmeye çalışılmıştır. Ancak bu yöntemlerin çoğunda mutlak bir ankraj sağlanamamakla birlikte kritik düzeyde ankraj kontrolünün gerektiği vakalarda bu yöntemlerin kullanımı güvenilir değildir (1). Creekmore ve Eklund (2), bu eksiklikten yola çıkarak, ilk kez 1983 yılında geçici kemik ankraj aпараты olarak tanımlanan mini vidalarla ilgili çalışmaya başlamışlardır. Ortodontiye özel olarak tasarlanmış “mini vidalar” ise 1997 yılında Kanomi tarafından bir olgu raporu ile tanıtılmıştır (3). Mini vidalar, basit cerrahi prosedür, yerleştirilme ve çıkarılma esnasındaki minimal travma, anatomik limitasyonun oldukça az olması ve düşük ücret gibi birçok avantaja sahiptir (4). Başarılı bir ortodontik tedavi için kuvvet uygulandığı sürece mini vidaların primer ve sekonder stabiliteyi korumaları gerekmektedir. Mini vidanın yerleştirilmesinin ardından kemik doku ile vidanın yivleri arasında gerçekleşen mekanik kilitleme primer stabilite (5), zamanla mini vida çevresinde gerçekleşen iyileşme süreci sonunda oluşan yeni kemiğin sağladığı stabilite ise sekonder stabilite olarak adlandırılmıştır (6).

Primer stabiliteyi etkileyen en önemli faktörün mini vidanın çevresindeki kortikal kemiğin kantitesi ve kalitesi olduğu (7), sekonder stabilitede ise osseointegrasyon miktarı olduğu bildirilmiştir (6). Ortodontik diş hareketi elde etmek için uygulanan kuvvetler genellikle 50-400 gr arasında değişmekle birlikte literatürde yer alan çalışmalarda daha çok 200 gr ve altındaki kuvvetlerin tercih edildiği görülmektedir (8-11). Bu yüzden ortodonti kliniklerinde osseointegre olması beklenmeyen pürüzsüz yüzeye sahip mini vidalar kullanılmaktadır. Bununla birlikte iskeletsel anomaliye sahip hastaların ortopedik tedavilerinde diş hareketi elde etmek için gerekli olandan çok daha ağır kuvvetler kullanılmaktadır. Ancak parlak yüzeyli mini vidaların ağır kuvvetler

uygulandığında, stabiliteleri bozularak mobiliteleri artabilmektedir. Bu mobilite nedeni ile kemik ve mini vida arasında yeterli osseointegrasyon gerçekleşmeyeceği için vida kaybı meydana gelebilir (1). Bu yüzden ağır kuvvetlerin uygulandığı ortopedik tedavilerde genellikle mini vidalara göre büyük boyutlu dental implantlardan (12) ya da titanyum mini plaklardan (13) yararlanılmaktadır. Dental implantların ve titanyum mini plakların dezavantajları bulunmaktadır. Bu yüzden mini vidaların sağladıkları avantajlar korunarak uygulanan ağır kuvvetleri karşılamaları ve tedavinin sonuna kadar stabil kalmaları klinik açısından oldukça avantajlı bir durumdur. Bu nedenle mini vidaların başarı oranlarının artırılması amacı ile daha hızlı bir osseointegrasyon sağlayacak şekilde vidaların yüzeylerinin hazırlanması konusunda birçok metot üzerinde çalışılmıştır (14). SLA (Sandblasted large grit and acid-etched) tekniği bu yöntemlerden biridir. SLA yüzey, kaplama bir yüzeyi temsil etmemekle birlikte, bu yüzey hazırlama tekniği büyük kum tanelerinin implant üzerine püskürtülmesi ile makro pürüzlülük oluşturulup ardından yüzeye asit uygulanarak mikro çukurcuklar yaratılması işlemlerini içermektedir (15).

Literatürde SLA yüzeyli mini vidaların konvansiyonel mini vidalara göre anlamlı düzeyde daha fazla kemik temas alanına sahip olduğu ve daha iyi bir sekonder stabilite gösterdiğini bildiren çalışmaların yanında (16), mini vidalar arasında stabilite açısından anlamlı bir fark olmadığını savunan görüşler de mevcuttur (17). Ancak ortopedik kuvvetler karşısında SLA yüzeyli mini vidaların başarı ve başarısızlık oranlarına hakkında kabul görmüş kesin bir oran bulunmamaktadır.

Bu in vivo çalışmada, SLA yöntemi ile pürüzlendirilen mini vidaların kuvvetlere karşı stabilitesi değerlendirilmiştir. Ayrıca mini vidalar üzerinde yapılan histolojik ve biyomekanik incelemelerle en uygun kuvvet yükleme periyodunun belirlenmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontide Ankraj Kavramı

Ankraj kısaca istenmeyen diş hareketine direnç olarak tanımlanmaktadır (18, 19). Daha önceki yıllarda ortodontik ankraj prensipleri büyük oranda anlaşılmiş olmasına rağmen, ankraj kavramı ilk kez 1923'de Louis Ottofy tarafından tanımlanmıştır (20). Ankraj bölgesi ise ortodontik kuvvetin destek aldığı ve harekete karşı direnci yüksek olan bölge olarak tanımlanmıştır (21). Dişlere kuvvet uygulanması ile gerçekleştirilen ortodontik tedaviler sırasında, ortodontik kuvvetin uygulandığı bölge ile kuvvete karşı direnç oluşan bölgede birbirleri ile aynı büyüklükte, fakat zıt yönde farklı kuvvetler meydana gelmektedir (22). Oluşan bu durum Newton'un etki-tepki kanununa göre açıklanmaktadır (23). Bu nedenle, ortodontik tedaviler sırasında istenmeyen diş hareketini önlemede ankraj kontrolü çok önemli bir yere sahiptir (24).

Ortodontide ankraj, kuvvetin uygulanma şekline, destek alınan bölgeye, destek ünitelerinin sayısına, destek alınan çeneye ve çekim boşluğunun kullanımına göre sınıflandırılmış ve bu başlıklar da alt gruplara ayrılarak tanımlanmıştır (25, 26):

1. Kuvvetin uygulanma şekline göre ankraj 3 sınıfa ayrılmaktadır:
 - Basit ankraj devrilme hareketine karşı gösterilen dirençtir.
 - Bileşik ankraj dişin kütleli hareketine karşı gösterilen dirençtir.
 - Karşılıklı ankraj bir ya da daha fazla dişin birbirlerine doğru hareketinde hareket eden bölgenin aynı zamanda destek alınan bölge olma durumudur.
2. Uygulanan çeneye göre yapılan ankraj sınıflaması şu şekildedir:
 - İntramaksiller tek çeneden destek alınan ankraj
 - İntermaksiller her iki çeneden de destek alınan ankraj
3. Ankraj alınan bölge göz önünde bulundurulduğunda:

- Ağız içi ankraj; dişler, alveol kemik, dental arklar, mukoza gibi ağız içi yapılardan destek alınan ankrajdır.
 - Ağız dışı ankraj; oksipital, kranial ve fasial yapılardan destek alınan ankrajdır.
 - Kassal ankraj kasların hareketinden kaynaklanan ankraj olarak tanımlanmaktadır.
4. Ankraj ünitesi sayısına göre 3 farklı tip ankraj mevcuttur:
- Tek ankraj tek bir dişi içeren ankraj ünitesidir.
 - Bileşik ankraj iki yada daha fazla dişi içeren ankraj ünitesidir.
 - Desteklenmiş ankraj dental bölgelerin dışında mukoza, kas gibi dokularında da destek alınan üniteye eklenmesidir.
5. Çekim boşluğunun kapatılmasına göre ankraj çeşitleri ise aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır:
- Maksimum ankraj çekim boşluğunun %75'i ya da daha fazlasının anterior dişlerin retraksiyonu için kullanıldığı ankraj tipidir.
 - Moderate ankraj çekim boşluğunun posterior ve anterior dişlerin eşit miktarda hareketiyle simetrik bir biçimde kapatıldığı ankraj tipidir.
 - Minimum ankraj çekim boşluğunun %75'i ya da daha fazlasının posterior dişlerin meziyale doğru hareketiyle kapatıldığı ankraj tipidir.

Bir diş ortodontik olarak hareket ettirilerek istenilen pozisyona getirilebilmesi için, tedavi sonunda oluşabilecek sonuçlar hesaplanırken, molar ve kanin ilişkilerde, overjet ve overbite'da, stabilitede, periyodonsiyumda ve estetikte oluşabilecek tersine etkiler göz önünde bulundurulmalıdır. Tedavi sırasında oluşabilecek istenmeyen etkilerin ortadan kaldırılabilmesi için ankrajın güçlendirilmesi ile ilgili pek çok yöntem geliştirilmeye çalışılmış ve ağız içi-ağız dışı apareyleri içeren birçok girişimde bulunulmuştur. Ancak, ağız içi yöntemlerde bir miktar ankraj kaybının gözlenebilmesi, ağız dışı yöntemler de ise hasta kooperasyonu gerekliliği gibi nedenlerle bu uygulamaların ankraj kontrolü açısından güvenilirliği tartışmalıdır (1). Bu uygulamalardan farklı olarak, ortodonti pratiğinde ankraj kontrolünün eksiksiz bir şekilde sağlanması ve mutlak bir ankrajın elde edilmesi amacıyla kullanılacak bir uygulama olarak iskeletsel ankraj kavramı ortaya atılmıştır.

2.2. İskeletsel Ankraj

Hasta kooperasyonuna gerek duyulmaksızın, kemikten destek alınarak elde edilen ankraj sistemleri iskeletsel ankraj olarak adlandırılmıştır (27). İlk kez kemik içi implantların ortodonti alanında ankraji artırmak amacıyla 1945 yılında kullanılmasından sonra protetik dental implantlar, mini plaklar, mini vidalar ve benzeri iskeletsel üniteler bu amaç için popüler hale gelmiştir (27).

2.2.1. İskeletsel Ankrajın Tarihsel Gelişimi

Dental implantlar, İsveçli cerrah Profesör Per-Ingvar Branemark tarafından tesadüfen saf titanyumun canlı kemik dokusu ile doğrudan temas ettiğinde kemik ile implant arasında osseointegrasyon olduğunu görmesiyle keşfedilmiştir. Bu keşfin ardından Profesör Brenemark dental implant osseointegrasyon sürecini açıklamış ve bu da dental implantolojinin temelini oluşturmuştur (28). Dental implantların diş hekimliğinde protetik alanda başarıyla kullanılması, bu uygulamanın ortodontik ankraj amacıyla da kullanılabileceği fikrini doğurmuştur (22).

Bu konuyla ilgili 1945 yılında Gainsforth ve Highley (27) tarafından gerçekleştirilen ilk çalışmada 6 köpeğin mandibuler ramus bölgesine kanin distalizasyonu amacıyla vityum vidalar yerleştirilmiş, çalışmada tüm vidaların 16. ve 31. günler arasında kaybedilmesiyle, uzun bir süre bu konuya ilgi azalmıştır. İskeletsel ankrajın ortodontik amaçla kullanılması, 1970 yılında Linkow (29) ve takip eden yıllarda diğer birçok araştırmacının yaptığı çalışmalar ile tekrar ilgi duyulan bir alan haline gelmiştir (29). Dental implantların boyutları sebebiyle iskeletsel ankraj amaçlı kullanımının kısıtlı olması (30), sadece dişsiz bölgelere ve retromolar bölgeye yerleştirilebilmesi (31), ortodontik tedavide ankraj kontrolünü sağlayabilen ve tedavi bitiminde kolaylıkla çıkarılabilen aygıtlara ihtiyaç duyulmasına sebep olmuştur. Geçici kemik ankraj apareyi olarak tanımlanan mini vidalara yönelik araştırmalar ilk kez Creekmore ve Eklund'un (2) 1983 yılında derin kapanışı başarılı bir şekilde tedavi ettiği çalışmayla başlamıştır.

Ortodontik tedaviler sırasında ankraj kontrolünü sağlayabilmek için özel olarak tasarlanan ve günümüzde "mini vida" olarak tanımlanan geçici ankraj aygıtları ise 1997 yılında Kanomi (3) tarafından bir olgu raporu ile tanıtılmıştır. Bu çalışmada, mukoperiostal flep kaldırıldıktan sonra bir pilot yuva açılarak direkt olarak kemiğe 1,2 mm çapında ve 6 mm boyunda mini vidalar yerleştirmiştir. Daha sonra Costa ve ark.

(32) ise flap kaldırmadan kemiğe mini vida uygulamış ve bu teknikle mini vidanın uygulanma prosedürünün çok daha kolay olacağını ayrıca direkt ve indirekt ankraj sağlanabileceğini vurgulamışlardır.

2.2.2. İskeletsel Ankraj Apareylerinin Sınıflandırılması

İskeletsel ankraj aygıtları Melsen ve ark. (33) tarafından iki ana kategoride sınıflandırılmıştır: Bu sınıflamada ilk grubu osseointegre olan dental implantlardan köken alan ortodontik mini implantlar, retromolar implantlar ve palatal implantlar oluşturmaktadır. İkinci grup ise ilk defa Creekmore ve Eklund (2) tarafından kullanılan ve daha sonra Kanomi (3), Costa ve ark. (32) tarafından tanımlanan cerrahi mini vidalardan köken alır (33). Bu iki grup arasındaki temel farklar ikinci gruptaki implantların daha küçük boyutlarda olması, parlak yüzeylerinin olması ve yerleştirilmelerinin hemen ardından kuvvet uygulanabilmesidir.

Copper ve ark. (34) iskeletsel ankraj apareylerini biyoyumlu ve biyolojik olarak sınıflamıştır. Biyolojik grup ankiloze ve dilasere köke sahip dişlerden oluşmaktadır. Biyoyumlu grubu ise geçici ankraj aygıtları oluşturmakta ve bunlarda biyokimyasal (osseointegre) ve biyomekanik diye iki alt gruba ayrılmaktadır.

Labanauskaite ve ark. (35) ise ortodontik ankraj için kullanılan implantları daha ayrıntılı bir şekilde aşağıdaki gibi sınıflandırmayı önermiştir:

A. Şekil ve boyutlarına göre:

1. Konik (silindirik) implantlar
 - a. mini-vida implantlar
 - b. palatal implantlar
 - c. prostodontik implantlar
2. Mini-plak implantlar
3. Disk implantlar (onplantlar)

B. Kemik-implant temasına göre:

1. Osseointegre
2. Non-osseointegre

C. Uygulamaya göre:

1. Sadece ortodontik amaçla kullanılanlar (ortodontik implantlar)
2. Prostodontik ve ortodontik amaçlı kullanılanlar (prostodontik implantlar)

Mini vidalar diğer iskeletsel ankraj aygıtları ile kıyaslandığında, basit cerrahi prosedürle uygulanabilmesi, yerleştirilme ve çıkarılması sırasında minimal travma yaşanması, minimal anatomik limitasyona sahip olması, yerleştirilme sonrası hemen kuvvet uygulanabilmesi ve düşük ücretli olması gibi çeşitli avantajlara sahiptir (4). Avantajları nedeniyle, ortodontik tedaviler sırasında ankraj kontrolünü sağlamak için kullanılan mini vidalara duyulan ilgi ve bu konuda yapılan çalışmalar her geçen gün artmaktadır.

2.3. Terminoloji

Ortodontide kullanılan iskeletsel ankraj aygıtlarına ilişkin birçok çalışma yapılmasına rağmen, uluslar arası düzeyde kabul görmüş, terminolojiyi standardize edecek bir kurumun olmaması aynı materyalin farklı şekillerde isimlendirilmesine neden olmuş ve bu durum da literatürde bir iletişim sorununa yol açmıştır. Örneğin, Kyung ve ark. (36) çapı 1,5 mm'den küçük mini-implantları mikro-vida, 1,5 mm'den daha büyüklerini ise mini-vida olarak tanımlamışlardır. Mischkowski ve ark. (37) 2 mm çapında 6-12 mm uzunluğunda olanların mini vida, 1,4-1,8 mm çapında olan daha küçük vidaların ise genellikle mikro vida olarak adlandırıldığını ifade etmişlerdir. Papadopoulos ve ark. (18) ise Latince'de mikro ancak mikroskopta görülebilecek cisimleri tanımlamak için kullanıldığından mikro implant veya vida yerine mini implant veya vida kullanılmasını önermiştir (24). Bu tez çalışmasında da bu aygıtları ifade etmek için mini vida terimi kullanılmıştır.

2.4. Mini Vidalar

Mini vidalar; birçok avantaja sahip olmaları nedeniyle geleneksel ortodontik ankraj mekaniklerine karşı mükemmel birer alternatif haline gelmiştir (38). Bu avantajlar biyouyumluluk, küçük boyutlara sahip olmaları, yerleştirilmelerinin ve kullanımlarının kolay olması (39), immedat yükleme olanağı (40), hasta kooperasyonundan bağımsız olarak ankraj kontrolüne izin vermeleri, tedavi sonunda kolaylıkla çıkarılabilmeleri ve uygun maliyete sahip olmaları (41) şeklinde sıralanmaktadır.

2.4.1. Mini Vida Stabilesi Nedir?

Stabilite implantın harekete karşı direncinin ölçümü olarak tanımlanmıştır (42). Mini vidaların yerleştirildikleri bölgede hareket etmeden uygun pozisyonda kalarak stabilitelerini korumaları istenmektedir. Mini vidaların stabiliteleri primer stabilite ve sekonder stabilite olarak iki alt başlıkta değerlendirilebilir.

2.4.1.1. Primer ve Sekonder Stabilite

Mini vidanın yerleştirildikten sonra kemikle vidanın yivleri arasında gerçekleşen mekanik kilitlemeye primer stabilite denir (5). Sekonder stabilite ise kemikte gerçekleşen iyileşme süreci sonunda mini vida çevresinde oluşan yeni kemiğin sağladığı stabilitedir. Bununla birlikte stabilitenin iki şekli de mini vidaların başarılı olması için gereklidir (6). Primer ve sekonder stabilite oranları birbirini etkilemektedir. Osseointegre olabilen ve olmayan mini vidalar karşılaştırıldığında, osseointegre olabilen mini vidalarda maksimum yüklenme miktarı osseointegrasyon derecesiyle orantılıken, osseointegre olmayanlarda ise bu miktar kemik ve vida temas yüzeyi ile bağlantılıdır (34).

Primer stabiliteyi etkileyen en önemli faktör mini vidanın çevresindeki kortikal kemiğin kalite ve kantitesidir (7). Ortodontik tedavilerde diş hareketi için uygulanan kuvvet genellikle 100-300 gr aralığındadır (43) ve primer stabilite, mini vidanın yerleştirildiği esnada bu kuvvete dayanıklı olmasını sağlamaktadır. Mini vida yerleştirildikten sonra primer stabilitenin varlığı, immedat kuvvet uygulayabilmesi ve sekonder stabilitenin oluşabilmesi açısından önemlidir (32, 44). Ayrıca primer stabilitenin oranı sekonder stabiliteyi de etkilemektedir (45).

Raghavendra ve ark. (6) mini vida stabiliteleri ile ilgili yaptıkları çalışmalarında mini vidaların yerleştirildikten yaklaşık 4 hafta sonra sekonder stabilitelerinde artış olduğunu tespit etmişler ve sekonder stabilitenin artmasında, zamanla mini vida çevresindeki kemikte gerçekleşen remodelling ile birlikte oluşan osseointegrasyon miktarının oldukça önemli olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle tedavi sonuna kadar olan sürede mini vidanın maruz kalacağı kuvvetleri tolere edebilmesi için sekonder stabilitenin sağlanması oldukça önemlidir (43).

2.4.2. Osseointegrasyon Kavramı

Osseointegrasyon terimi Albrektsson ve Sennerby (46) tarafından “canlı ve gelişmekte olan kemik doku ile bir implant yüzeyi arasındaki ince mikroskobik temas alanı” olarak tanımlanmıştır. Branemark ve ark. (47) ise “canlı kemik dokusu ile bir implant yüzeyi arasındaki oluşması önceden planlanan ve hazırlanan, yapısal ve fonksiyonel bağlantı” tanımını yapmışlar ve bu integrasyon süresini ortalama 6 ay olarak bildirmişlerdir. Albrektsson ve Sennerby (46), osseointegrasyonun başarılı olması için implant materyali, implantın şekli (makro), implantın fiziksel yapısı (mikro), kemiğin durumu,

uygulanan cerrahi teknik ve implanta etkiyen kuvvetlerin uygun olması gerektiğini bildirmişlerdir.

İmplant yerleştirildikten sonra kemik doku ve titanyum yüzey arasında keskin sınırları olmayan bir yapının oluştuğu ve bu yapının pek çok hücre, protein ve moleküllerden oluşmuş kompozit bir bütünlük olduğu belirtilmiştir. Saf titanyum implantların yüzeylerinde hava ile temas sonrası titanyum oksit (TiO₂) tabakası oluşmaktadır. Korozyona dirençli bu titanyum oksit tabakasının implantların başarılı bir şekilde osseointegre olmasında anahtar bir role sahip olduğu düşünülmektedir (47).

Osseointegrasyonun biyolojik süreci 3 aşamadan oluşmaktadır (48):

- Osteofilik faz: İmplant yerleştirildikten sonra 1 ay sürecek fazdır. İmplant ve kemik ara yüzeyindeki kemik metabolizmasını düzenleyen birçok sitokin salınmasının ardından iltihap hücreleri açığa çıkar ve vasküler gelişim başlar. Bununla birlikte ilk hafta ossifikasyon da başlar ve bu nedenle implant yüzeyine osteoblast migrasyonu gözlenir
- Osteokondüktif faz: İmplant yüzeyine yayılmış kemik yapım hücreleri başlangıçta olgunlaşmamış bağ doku matriksi üretirler. Daha sonra bu doku kemik dokuya dönüşmeye başlar ve 4. ayda implant yüzeyi maksimum kemikle kaplanır.
- Osteoadaptif faz: Bu faz implant yerleştirildikten sonraki 4. ayda başlar ve kemik remodellinginin düzenli bir şekilde devam ettiği fazdır (48).

Osseointegre olabilen dental implantlardan ortodontik tedavide ankraj kontrolünü sağlayabilmek için yararlanılmış ve yapılan birçok çalışmada ortodontik kuvvetler karşısında stabil bir ankraj sağladıkları gösterilmiştir (49, 50). Albrektsson ve ark. (51) osseointegrasyon sürecinde kemikle implant arasında %90-95'lik bir direkt kontak olduğunu belirtirken, Roberts ve ark. (50) ise başarılı bir osteointegrasyon durumunda, dental implant yüzeyinin %23-50'sinin kemikle direkt temas halinde olduğunu bildirmişlerdir. Dental implantların kullanımı, boyutlarının büyük olması nedeni ile molar dişlerin kaybedildiği, hasta kooperasyonun yetersiz olduğu ve ekstraoral aparey kullanımının pratik olmadığı durumlarda yararlı olabilmektedir (52). Başarılı bir osseointegrasyon için ön koşul alveolar kret, retromolar bölge ve palatal kemiğin orta hattında kemik dokunun yeterli olmasıdır. Bununla birlikte yerleştirildikleri bölgede implantların sebep olduğu önemli bir komplikasyon rapor edilmese de, ortodontik

tedavinin sonunda bu implantların geri çıkarılması sırasında cerrahi müdahaleye başvurulmuştur ve bu durumda çıkarma işlemini daha karmaşık hale getirmiştir (53).

Bu çalışmaya benzer başka çalışmalarda da osseointegre dental implantların mükemmel bir ankraj sağlamasına rağmen bazı dezavantajlara sahip olduğu vurgulanmıştır (54, 55). Bu dezavantajlar arasında yerleştirilmenin ardından kuvvet yüklenebilmesi için bekleme zorunluluğu, yüksek maliyet (54) ve çıkarılma işleminin komplike olması (55) gibi durumlar sayılabilir. Ortodontik bir ankraj aygıtının tedavi bitiminde komplikasyonsuz bir şekilde çıkarılabilmesi oldukça önemlidir. Çünkü vidanın yerleştirildiği bölgede yarattığı kemik defektinin kendiliğinden sorunsuz olarak iyileşebilmesi için temel koşul vidanın minimal travma ile çıkarılabilmesidir (56). Bu nedenle, tüm bu koşullar değerlendirildiğinde ortodonti pratiğinde ankraj amacıyla dental implantlar yerine mini vida kullanımına yönelinmiştir (57).

Ortodontik mini vidalarda osseointegrasyonun oluşması ile ilgili farklı fikirler mevcuttur. Gray ve ark. (49) 1983 yılında yaptıkları çalışmalarının sonucunda, ortodontik ankraj amaçlı kullanılan titanyum mini vidalarda osseointegrasyonun gerçekleşmesinin mümkün olmadığını rapor etmişlerdir. Bu sonuçla benzer şekilde mini vidaların çevresinde osseointegrasyonun meydana gelmediğini, erken yükleme ve kolay çıkarılmaya olanak veren sadece fibröz bir bağlantının olduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur (32, 58). Bununla birlikte bu fibröz integrasyonun uzun dönem kullanımda bir dezavantaj olarak enfeksiyonlara sebep olabileceği belirtilmiştir (59). Bu çalışmalardan farklı olarak birçok araştırmada (60, 61) ise mini vida ile kemik arasında osseointegrasyonun gerçekleştiği gösterilerek mini vida üzerine yüklenen kuvvetlerin etkisiyle zamanla kemik ile vida temas yüzey alanının arttığı ve vida etrafında kemik yıkım ve yapım sürecinin hızlanarak daha yoğun kemik dokusu oluştuğu belirtilmiştir. Kim ve ark. (62) da 2005 yılında bu konuyla ilgili yaptıkları çalışmalarının sonucunda erken uygulanan ortodontik kuvvetler altında osseointegrasyonun gerçekleştiğini rapor etmişlerdir. Büchter ve ark. (63) yaptıkları çalışmada ise mini vida çevresindeki kemik miktarının, uygulamadan sonraki 1. ve 4. haftaya göre 12. haftada daha fazla olduğunu, ayrıca yerleştirilme sonrası yükleme yapılmasının da kemik depozisyonu ve iyileşmeyi hızlandırdığını ortaya koymuştur. Ohmae ve ark. yaptıkları çalışmada mini vida ile kemik arasında osseointegrasyonun gerçekleştiği ve düşük düzeyde kısmi osteointegrasyonun olumsuz bir bulgu olmadığını bildirmişlerdir (64).

Mini vidaların ortodontik kuvvetleri tolere edebilmesi için tam bir osseointegrasyonun gerçekleşmesi mecburi değildir. Bir başka deyişle mini vida ile kemik arasında kompleks bir osseointegrasyon beklenmemektedir. Ancak mini vidaların ortodontik kuvvetler karşısında stabil kalarak başarılı olabilmesi için gerekli olan osseointegrasyon miktarı konusunda da kesin kanıtlar mevcut değildir. Roberts ve ark. (61), ortodontik kuvvetlere karşı stabil bir ankraj için mini vida ile kemik arasında %10'luk bir integrasyon yeterli olduğunu belirtirken Deguchi ve ark. (65), yaptıkları hayvan çalışmasıyla kemik-vida ara yüzeyinde %5'lik bir kemik kontağının, vidanın ortodontik kuvvetleri tolere edebilmesi için yeterli olduğunu rapor etmişlerdir. Bu konuyla ilgili Costa ve ark. (32) yaptıkları histolojik çalışmada ise mini vidaların osseointegrasyon miktarının dental implantların yarısı kadar olduğu gösterilmiştir. Literatürde yükleme zamanı ve kuvvetin uygulama yönünden bağımsız olarak mini vidalarda parsiyel osseointegrasyon görüldüğü belirtilirken (66, 67), Kim ve ark. (68) ise kuvvet yükleme öncesi yeterli iyileşme süresi beklenirse yüzey özellikleri etkili olmaksızın biyomekanik kuvvetlere karşı dayanabilecek kısmi osseointegrasyonun gerçekleşebileceğini bildirmişlerdir.

2.4.3. Mini Vidaların Başarı Kriterleri

Dental implantlar için başarı kriterleri mobilitenin, enfeksiyonun, ağrının ve yabancı cisim hissinin olmaması şeklinde sıralanabilir (53). Ayrıca implantın çevresinde radyograflarda herhangi bir radyolüseni olmaması (69) ve yerleştirilmesini takiben 1 yıl sonra marjinal kemik kaybının 1,5 mm'den daha az olması implantın başarısında önemlidir (70). Mini vidalarda ise kullanım sürelerinin çok daha kısa olması sebebiyle başarı kriterleri dental implantlardan farklılık göstermektedir. Literatürde mini vidalarda başarısızlığa yol açan risk faktörleri ve vidaların başarısını artırmanın yolları araştırılmıştır (71). Motoyoshi ve ark. (71) vidanın başarısını vida ve kemik arasındaki mekanik bağlantının karakteristiklerine bağlamışlar ve bu mekanik bağlantıyı etkileyen faktörlerin kemiğin kalitesi, kantitesi ve de vidanın boy, çap ve tasarımı olduğunu belirtmişlerdir.

Cheg ve ark. (72) ise mini vidaların başarılı olarak tanımlanabilmesi için vida çevresinde inflamasyonun ve klinik mobilitenin olamaması gerektiğini bildirmişlerdir.

Janssen ve ark. (53) ise mini vidanın başarı kriterlerini aşağıdaki gibi sınıflandırmışlardır:

- Ortodontik kuvvet altında yeterli fonksiyon
- Ağrı ya da rahatsızlığa yol açmaması
- Mobilite, enfeksiyon, kök hasarı, parestezi olmaması ve mandibuler kanal, maksiler sinüs yada alveolar kanala zarar verilmemesi

Literatürde mini vidaların ortodontik kuvvetler altında başarı oranı ortalama % 80'den fazla olarak rapor edilmiştir (73). Chen ve ark. (74) yaptıkları çalışmada ise mini vidaların başarı oranını kuvvet yüklenmiş grupta %91,6, yüklenmemiş grupta ise %100 bulmuşlardır. Mini vidalar kullanılarak ankraj kontrolü sağlanması planlanan durumlarda, ortodontik kuvvet altında sabit ankraj başarısızlığı ise %11-30 arasında rapor edilmiştir (55).

2.4.4. Mini Vidaların Stabilitesinde Etkili Olan Faktörler

Stabiliteyi etkileyen faktörler; vidanın özelliklerine, hastaya, dokuya ve uygulayıcıya bağlı etkenler ve yükleme koşulları olarak sınıflandırılabilir:

2.4.4.1. Mini Vidaya Bağlı Faktörler

2.4.4.1.1. Mini Vidaların Boyutları

Mini vidaların çapları genellikle 1,2-2 mm arasında, boyları ise 4-12 mm arasında değişmektedir (41, 44).

Çeşitli çap ve boyutlardaki implantlarla yapılan çalışmalardan edinilen bilgiye göre uzunluk ve genişlik arasında ters bir ilişki vardır. Mini vida çapının artmasıyla kortikal kemik teması da artacağından, çap ile stabilite doğru orantılıdır (8). Miyawaki ve ark. (45) yaptıkları çalışmada kemik içi ankraj olarak kullanılan çeşitli çaplardaki 134 titanyum mini vida ve 17 titanyum mini plağın 1 yıllık ağızda kalma oranını araştırmışlardır. Çalışmalarında 1 mm genişliğindeki mini vidaların başarı oranını, 1,5 mm çapındaki ve 2,3 mm çapındaki mini vidalardan ve mini plaklardan istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha düşük bulmuşlardır. Yapılan diğer bir çalışmada çapları 1,2 mm'den daha küçük mini vidalarda kırık riskinin arttığı rapor edilmiştir (75).

Mini vidaların çapının stabiliteye katkısı ile ilgili yapılmış başka bir çalışmada sonlu elemanlar analizi ile mini vida-kemik stres dağılımı incelenmiş olup, 1,4 mm çapındaki mini vidanın kortikal kemiğe yerleştirildiği zaman 150 gr'lık ortodontik kuvveti tolere

ettiği, 1,8 mm çapındaki mini vidanın ise 350 gr'lık kuvveti tolere ettiği belirtilmiştir (76). Her ne kadar mini vida çapının arttıkça stabilitenin olumlu yönde etkilendiği çalışmalarla gösterilse de, ortodontide bu vidaların interradiküler alana yerleştiriliyor olması nedeniyle güvenli bir yerleştirme için uygun çaplarda mini vida seçimi çok önemlidir. Bu kapsamda Poggio ve ark. (77) yaptıkları çalışmanın sonucunda güvenli yerleştirme için mini vidaların çaplarının 1,6 mm'den küçük olması gerektiğini belirtmişlerdir.

Mini vidaların uzunluğu ile ilgili yapılan çalışmalarda ise vidanın uzunluğunun stabiliteyi etkilemediği sonucuna ulaşılmıştır (45, 72). Mini vidanın uzunluğunun başarı ile bağlantısı mukoza kalınlığı ile ilgilidir. Mukoza kalınlığı fazla olan bölgelerde vidanın kemik içinde kalan boyutu azalacağından kısa mini vidalar başarısız olabilmektedir. Tutuculuk miktarı esas olarak kortikal kemik ile temas oranına bağlı olduğundan kemik içerisindeki minimum uygulama derinliğinin 5-6 mm olması önerilmektedir (9, 32). Miyawaki ve ark. (45) mini vidanın uzunluğunun 5 mm'den daha fazla olması durumunda boyutların stabiliteyi etkilemediğini belirtmişlerdir. Ancak mini vida uzunluğunun stabilitede tek başına bir unsur olduğunu savunan çalışmalar da bulunmaktadır (78).

2.4.4.1.2. Mini Vidaların Şekli

Mini vidaların şekilleri kemiğin yüzey alanı boyunca mekanik bir tutuculuk oluşturmalı ve kemik dokusunun fizyolojisine bir zarar vermemelidir. Ayrıca mini vidanın tasarımı cerrahi travmayı minimize ederek iyi bir primer stabilite sağlamaya yardımcı olmalıdır.

Bugüne kadarki çalışmalarda daha çok silindirik ve konik silindirik şekilli mini vidaların araştırıldığı görülmüştür (79). Silindirik vidaların çapı, vidanın ucunda bir miktar azalmakla birlikte, vida boyunca aynıken, konik şekilli vidalarda vidanın baş ve uç kısmı arasındaki çaplarda 0,3-0,4 mm fark bulunmaktadır (80). Konik şekilli mini vidalar kortikal kemikle daha sıkı bir bağlantı oluşturur ve bu nedenle silindirik olanlardan daha iyi stabilite gösterirler. Bunun nedeni osseointegrasyon beklenmeyen mini vidalarda esas faktörün kemik-implant teması olduğu ve konik şekilli mekaniklerde alt ve üst kısmın çap farkından dolayı dokuya daha sıkı temas halinde olması gösterilmiştir (81). Kim ve ark. (82) yaptıkları çalışmada konik mini vidaları

içeren grubun çıkarma ve yerleştirme tork değerinin silindirik mini vidalardan yüksek olduğunu ve primer stabilite açısından konik mini vidaların silindirik mini vidalara göre daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. Bu görüşün aksine, 2008 yılında yapılan bir hayvan çalışmasında (83) mini vidaların primer ve sekonder stabiliteleri incelemiş ve sonuç olarak, konik mini vidalar silindirik olanlardan daha iyi primer stabilite gösterse de, sekonder stabilite açısından her iki grup arasında bir fark görülmediği ortaya konmuştur.

Mini vidaların gövdesi gibi baş kısımları da farklı tasarımlarda olabilmektedir. Baş kısmı, boyun kısmında bir delikle, tek nokta teması yapacak şekilde, düğme şeklinde veya braket benzeri tasarlanmış olabilmektedir. Braket benzeri baş dizaynı, 3 boyutlu kontrol sağlamının yanında, bir dişle birleştirilerek indirek ankraj görevi görebilmektedir (33).

2.4.4.1.3. Mini Vidanın Yiv Yapısı

Mini vidanın stabilitesinde yivler arası mesafe, yiv sayısı (84) ve yiv derinliğinin (85) etkili olduğu bildirilmiştir. Yiv eğiminin stabiliteye katkısı değerlendirildiğinde ise, yiv eğimi az olan, yani komşu iki yiv arasındaki mesafenin az olduğu mini vidaların daha yüksek stabiliteye sahip olduğu (84) ayrıca çift yivli yapıya sahip olan mini vidaların çıkarma tork değerlerinin daha yüksek olduğu ve daha iyi mekanik stabilite gösterdiği belirtilmiştir (86).

2.4.4.1.4. Mini Vidanın Üretildiği Materyal

Her ne kadar üreticiler materyal özelliklerine dair ayrıntılı bilgiler vermese de, kemik ankraj aygıtlarının çoğu saf titanyum veya titanyum alaşımından (Ti-6Al-4V) oluşmaktadır (41). Paslanmaz çelikten üretilen mini vidalar, titanyumdan üretilenlere göre kırılmaya karşı daha dirençlidir (87). Ancak titanyumun biyolojik özellikleri paslanmaz çeliğe göre daha üstün olduğu için günümüzde mini vidaların üretiminde titanyum materyali tercih edilmektedir (88). Bu üstünlüğü sağlayan özellikler titanyumun biyoyumlu olması (89), yüksek korozyon direncine sahip olması (90), herhangi bir hipersensitivite, alerjik ve immünolojik reaksiyonun rapor edilmemiş olması (91), çok hafif bir materyal olması, mekaniksel strese karşı çok dayanıklı olması (92), çiğneme ve ortodontik kuvvetlere rahatlıkla karşı koyabilmesidir.

2.4.4.1.5. Mini Vidaların Yüzey Özellikleri

Mini vidaların yüzey özellikleri stabilitelerini buna paralel olarak da başarılarını etkilemektedir. İmplantların yüzeyleri işlendiğinde sekonder kemik oluşumunun ve implantın stabilitesinin arttığı bildirilmiştir (93). Bu nedenle pürüzlü yüzeye sahip implantlar parlak yüzeyli implantlara göre daha iyi kemik fiksasyonu sağlamaktadır (94).

Daha hızlı bir osseointegrasyon süreci oluşturmak için vidaların yüzeylerinin hazırlanması konusunda birçok metot üzerinde çalışılmıştır (14).

Liu ve ark. (95) implantların yüzeylerinde osseointegrasyon sürecinin olumlu yönde geliştirilmesi için yapılan modifikasyonları aşağıdaki gibi sıralamışlardır:

Yüzey Modifikasyon Metodu

- Mekanik Metotlar
 - ❖ Makine ile işleme
 - ❖ Zımparalama
 - ❖ Kumlama
 - ❖ Polisaj
- Kimyasal Metodlar
 - ❖ Kimyasal tedavi
 - ✓ Asitleme
 - ✓ Alkali tedavi
 - ✓ Hidrojen peroksit uygulaması
 - ❖ Sol-gel
 - ❖ Anodik oksidasyon
 - ❖ CVD

Bir başka sınıflamaya göre, implantların yüzeyleri aşağıdaki yöntemlerle hazırlanabilmektedir (96):

- ✓ İşlenmemiş Yüzeyli İmplantlar
- ✓ İşlenmiş Yüzeyli İmplantlar
- Parlatılmış yüzeyli

- Kumlanmış Yüzeyler
- Asitlenmiş yüzeyler
- SLA Yüzeyler
- Lazerle pürüzlendirilmiş
- Poröz yüzeyli

- ✓ Kaplanmış Yüzeyli İmplantlar
 - Hidroksiapatit kapı yüzeyler
 - Trikalsiyum fosfat kaplı yüzeyler
 - Plazma sprej kaplı yüzeyler

- ✓ Kombine İmplantlar

Vidaların osseointegrasyonla birlikte stabiliteelerini arttırmak için, en yaygın kullanılan yüzey hazırlama yöntemi, kumlama ve asitleme tekniğinin birlikte uygulandığı, SLA (Sandblasted large grit and acid-etched) tekniği ile yüzeyin pürüzlendirilmesidir.

SLA yöntemi ile yüzeyleri hazırlanmış mini vidaların konvansiyonel mini vidalara göre anlamlı düzeyde daha fazla kemik temas alanına sahip olduğu buna paralel olarak daha iyi bir sekonder stabilite gösterdiği bildirilmiştir (16, 68). Bu bulguların aksine yapılan bir hayvan çalışmasında (17) SLA tekniği ile hazırlanan yüzey özelliğinin mini vidalarda stabilite açısından bir fark yaratmadığı gösterilmiştir. SLA yüzeyli mini vidalar ile osseointegrasyon oranının arttığı kanıtlanmasına rağmen, yüzey karakteristiklerinin ortodontik kuvvetlere karşı mini vidaların klinik başarısında etkili olmadığı belirtilmiştir (97).

Buser ve ark. (98) yüzey hazırlama yöntemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, asitle pürüzlendirilmiş ve kumllanmış (SLA) implantların, titanyum plazma kaplı implantlara göre daha iyi kemik kontağı sağladığı ve SLA implantların çıkartılması sırasında daha fazla tork uygulanması gerektiğini belirtmişlerdir. Hayakawa ve ark. (99) ise SLA yüzeyli hastadan çıkarılmış bir implant ve ortodontik ankraj amaçlı kullanım sonrası çıkarılmış plazma titanyum kaplı bir implantın etrafındaki kemik miktarını incelemiş ve SLA yüzeyli implant etrafındaki kemik cevabının daha iyi olduğunu tespit etmişlerdir.

Ortodontik amaçlı kullanılan mini vidalarda iyi bir stabilite için osseointegrasyon önemli olsa da, bu aygıtların tedavi sonunda yerleştirildikleri bölgeden komplikasyonsuz bir şekilde uzaklaştırılması arzu edilmektedir. Bu konu üzerine Kim ve ark. (100) yaptıkları çalışmada SLA yüzeye sahip mini vidaların çevresinde kemik oluşumunun arttığını rapor etmelerine rağmen, tedavi sonunda bu mini vidaların herhangi bir komplikasyona neden olmadan güvenli bir şekilde çıkartılabildiğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte komplikasyonların önlenmesi için mini vidaların çıkarılmadan 6 ay önce üzerlerine uygulanan kuvvetin kaldırılmasını önermişlerdir (100).

Mini vidanın başarısından bahsetmek için iyi bir stabilite ve tedavi sonunda komplikasyonsuz bir çıkarma işleminin yanında, vidanın çıkarılması ile oluşan kemik defektinin sorunsuz bir şekilde spontan iyileşme potansiyeline sahip olması da gereklidir. Aaboe ve ark. (101) 1994 yılında bu konuyla ilgili kritik boyut defekti tanımını yapmışlardır. Kritik boyut defekti canlının hayatı boyunca spontan olarak iyileşemeyecek en küçük intraosseöz yara olarak tanımlanmıştır. Schmitz ve Hollinger'in (102) birlikte yaptıkları çalışmada kritik boyut defektinden daha küçük defektlerin spontan iyileşmesi gerçekleşmekte olduğu bildirilmiştir. Literatürde "kritik boyut defekti" ratta 8 mm, tavşanda 10mm x5mm, köpekte 20 mm ve koyunda 22 mm olarak rapor edilmiştir (103). Bu konuyla ilgili yapılan bir klinik çalışmada (104) ise 3 cm'den büyük çaplı kiste sahip 14 hastanın kist enükleasyonundan sonraki oluşan kavitelereki spontan kapanma CBCT (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi) yöntemi ile incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda, büyük kist kavitelerinin bile spontan olarak rejener olabileceği gösterilmiştir.

2.4.4.1.5.1. Sand-Blasted Large Grid Acid-Etched (SLA) Tekniği

SLA kısaltması ilk kez, Buser ve ark. (105) tarafından 1991 yılında farklı implant yüzeylerinin osseointegrasyonunu inceledikleri histomorfometrik çalışmada sunulmuş olup halen günümüzde de kullanılmaktadır. Bu özelliğe sahip implantlar ilk kez 1997 yılında Straumann tarafından piyasaya sunulmuştur (106). SLA yüzey, kaplama bir yüzeyi temsil etmemekle birlikte bu yüzey hazırlama tekniği büyük kum tanelerinin implant üzerine püskürtülmesi ile makro pürüzlülük oluşturulup ardından asitin yüzeye uygulanması ile mikro çukurcuklar oluşturulmasıdır (15). Kumlama metodunda implant

yüzeyine yüksek süratle püskürtülen partiküllerle yüzeyde aşındırma yapılır. Günümüzde kumlama metodunda en çok kullanılan partiküller alüminyum oksit (Al_2O_3), titanyum dioksit (TiO_2) ve kalsiyum fosfat (CaP)'tır (107). TiO_2 parçacıkları ortalama 25 μm büyüklüğünde olup, implantlarda 1-2 μm civarında ortalama bir pürüzlülük oluştururlar (108). Al_2O_3 ise, kumlama işleminde sıklıkla kullanılan, kolay uygulanabilen ve yüzeyde farklı oranlarda pürüzlülük yaratabilen bir materyaldir. Ancak bu partiküller vida yüzeyine gömüldüğü için, ultrasonik temizleme, asit pasifasyonu ve sterilizasyondan sonra bile kalıntı bırakabilmektedir ve titanyum yüzeyinden uzaklaştırılması çok zordur. Bu yüzden titanyumun mükemmel korozyon direncinin düşmesine sebep olabildiği bildirilmektedir (109). Kumlama işleminden sonra vida yüzeyine gömülen ve genellikle dekontaminasyon işlemleriyle uzaklaştırılmayan kum partiküllerinin vida yüzeyi yakınında enflamatuvar cevap yarattığına dair çalışmalar bulunmaktadır (110). Bu görüşün aksine; Kieswetter ve ark. (111) yaptıkları çalışmada, bu kum partiküllerinin osseointegrasyon üzerine olumsuz bir etkisi olmadığı, bunun nedeni olarak da yüzeye saplanan partiküllerin çok küçük ve az sayıda olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca Wennerberg ve ark. (112) da Al_2O_3 partiküllerinin biyoyumlu olduğunu ve osseointegrasyona zarar vermediğini savunmuşlardır.

SLA yönteminde yer alan bir işlem olan asitleme prosedüründe ise HCl ve H_2SO_4 gibi asitler kullanılmaktadır. Asitleme işlemi kum artıklarının temizlenmesi, yüzeyin homojen bir yapı kazanması ve implantın mekanik direncini azaltacak madde kayıplarının giderilmesi gibi avantajlar sağlamaktadır (113).

Günümüzdeki güncel bilgiye göre implantlar yüzey pürüzlülüklerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

Pürüzlülük derecesi 0,5 μm 'dan küçük olanlar parlak yüzeyli, 0,5-1 μm olanlar hafif derecede pürüzlü, 1-2 μm olanlar orta derecede pürüzlü ve 2 μm 'dan daha fazla olanlar ise pürüzlü yüzeyli implantları ifade etmektedir (114, 115).

İn vitro çalışmalarda, orta derecede pürüzlü yüzeylerde osteoblast proliferasyonun arttığı kanıtlanmıştır (116). Tavşan kemiğinde yapılmış bir dizi çalışmada, kumlanmış yüzeylerde ortalama yüzeyin ortalama yükseklik sapmasının yaklaşık 1,5 μm olduğu ve bu implant yüzeyinin kemik entegrasyonu için en uygun özelliklere sahip olduğu kabul

edilmiştir (115). Daha fazla pürüzlü yüzeylerde ise, orta derecede pürüzlü örneklerle kıyasla daha az kemik reaksiyonu görülmüştür (114).

Fazla pürüzlü yüzeylerin, orta pürüzlü yüzeylere göre neden daha zayıf kemik tepkisi gösterdiği tam olarak anlaşılammakla birlikte, bunun nedeni olarak stabilitenin bozulması ya da iyonik sızıntı artışı gibi açıklamalar yapılsa da bu açıklamaların yeterince ikna edici olmadığı bildirilmiştir (115).

Fazla pürüzlü yüzeylerin başarısızlığında potansiyel bir sorun olarak artmış mukozit ve peri-implantitis insidansının gösterilebileceği (117) ve bu problemin orta derecede pürüzlü yüzeylerde gözlenmediği tespit edilmiştir (118).

Literatürde yapılan çeşitli derecede pürüzlü implantların başarı oranlarını karşılaştıran birçok kontrollü ve randomize çalışmada kesin klinik kanıtlar elde edilmiş olmasa da hemen hemen tüm modern implantlar en iyi kemik cevabına sahip olduğu düşünülen orta derece pürüzlülükte üretilmektedir (114).

2.4.4.2. Hasta ile ilgili faktörler

2.4.4.2.1. Yaş

Mini vidaların başarısının yaşla ilişkisi genellikle mevcut kemiğin durumu ile ilgilidir. Bu konuyla ilgili yapılmış bir çalışmada mini vida başarısının erişkinlerde, genç erişkilere göre daha fazla olduğu bulunmuştur (119). Lee ve ark. (120) ise 20 yaşından daha küçük hastalarda mini vidaların özellikle erken dönemde kaybedildiğinden bahsetmişler ve bu hastalarda daha dikkatli çalışılmasını önermişlerdir. Bununla birlikte mini vidalarla ilgili hazırlanmış bir derlemede (121) yalnızca 30 yaş üstü bireylerde mini vida başarısında belirgin farkın bulunduğu rapor edilmiştir. Bu raporların aksine literatürde hasta yaşının mini vida başarısı etkilemediğini belirten çalışmalar da mevcuttur (122).

2.4.4.2.2. Sistemik Hastalıklar

Mini vida stabilitesinde kemik kalitesi ne kadar önemli ise, dokunun spontan iyileşebilme kapasitesi de bir o kadar önemlidir. Osteoporoz, kontrol altında olmayan diyabet, periodontal sorun, sigara ve bifosfonatlar gibi ilaçların iyileşme sürecini

bozarak implantın başarısını etkileyen risk faktörleri olduğu belirtilmiştir (123). Osteoporoz gözlenen kemiklere yerleştirilen mini vidaların, sağlıklı kemiğe yerleştirilen mini vidalarla karşılaştırıldığında, çok daha düşük koparma direnci gösterdikleri rapor edilmiştir (124).

2.4.4.2.3. Cinsiyet

Mini vidalarda hastanın cinsiyeti ve başarı ilişkisi çok fazla araştırılan bir konu olmamakla birlikte (1, 8, 125), Lee ve ark. (120) cinsiyet ve mini vida başarısı ilişkisini inceledikleri çalışmalarında cinsiyetin başarıda etkili olmadığı vurgulanmıştır. Bu konu ile ilgili yapılan bir başka çalışmada (126) cinsiyetlere göre KKK'nın değişkenlik göstererek mini vida başarısını etkileyeceği fikrinden yola çıkılarak CBCT yöntemi ile kadın ve erkekler incelenmiştir. Yapılan inceleme sonucu kadınlarda üst çene birinci büyük azı dişlerinin meziyallerindeki kortikal kemik kalınlıklarının erkeklere kıyasla daha ince olduğu bulunmuş ve cinsiyetin mini vida başarısını etkileyebileceği rapor edilmiştir. Öte yandan Farnsworth ve ark. (127) ise bu görüşün aksine kortikal kemik kalınlığının cinsiyetten bağımsız olduğunu rapor etmişlerdir.

2.4.4.3. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler

2.4.4.3.1. Flep kaldırılması

Mini vidalar kemik dokuya flep kaldırılarak ya da kaldırılmadan direkt uygulanabilmektedir. Bu iki tekniğin mini vidanın başarısındaki etkilerinin karşılaştırıldığı çalışmalar mevcut olmasına rağmen literatürde bu konuyla ilgili bir fikir birliği yoktur. Çalışmaları birinde (122) bu iki teknik ile yerleştirilen mini vidalar arasındaki başarı oranları araştırılmış ve teknikler arasında üstünlük rapor edilmemiştir. Başka bir çalışmada ise, flepsiz mini vidaların başarı oranı %51, flep kaldırarak uygulanmış mini vidaların başarı oranı %100 olarak bulunmuştur. Başarı oranındaki bu farklılığın flep kaldırıldığında kemiğin daha iyi gözlenebilmesinden kaynaklandığı vurgulanmıştır (128). Bunun aksine Kuroda ve ark. (125) yaptıkları in vivo çalışmanın sonucunda ise; flep kaldırılmadan uygulanan mini vidaların daha başarılı olduğu ve hastaların uygulama sonrası daha az ağrı ve rahatsızlık hissi bildirdiklerini rapor etmişlerdir.

2.4.4.3.2. Klinisyenin tecrübesi

İmplantların yerleştirilmesi sırasında atravmatik bir metot uygulanması başarı için önemli bir faktördür (129). Çünkü vidanın uygulanması esnasında kemikte oluşan ısıya bağlı hasar, osteonekroz ve mini vidanın fibröz kapsülle sarılması kayıplara yol açabilir. Klinisyenin tecrübesi mini vidanın başarısında kritiktir (130) ve bu tecrübenin artmasıyla birlikte mini vida başarısı da artmaktadır (55, 122, 131).

2.4.4.3.3. Rehber oluk açılması

Mini vidalar rehber oluk açılarak (self-tapping) ya da oluk açılmaksızın (self-drilling) kemik içine yerleştirilebilmektedir (132). Ancak mini vidaların stabiliteilerinin ve başarılarının artması için vida çevresindeki kemik dokuda hızlı bir iyileşme süreci gerekmektedir olup, bu biyolojik olayın gerçekleşmesi de vidaların atravmatik bir metotla yerleştirilmesine bağlıdır. Mini vidanın minimum travma ile yerleştirilebilmesi için, yerleştirme işleminden önce dişetine ince küçük bir insizyon yapılması ve vidanın yerleşeceği alana frezlerle mini vida çapından küçük bir rehber delik açılması önerilmiştir (42). Literatürde self-drilling ve self-tapping yöntemlerinin mini vida stabilitesine olan etkileri araştırılmıştır (133). Açılan rehber oluğun çapının ve boyunun mini vidanın boyutlarından küçük olmasının primer stabilitede olumlu etkilere sahip olacağı (134), oluğun çapının azalmasıyla mini vidanın yerleştirilmesi esnasında oluşacak stresin mini vida çevresindeki kemikte hasar oluşturabileceği belirtilmiştir (135). Bu konuyla ilgili yapılan bir çalışmada rehber oluk çapının mini vidanın dış çapının %85'inden fazla olduğunda çekme direncinde bir azalma meydana gelmeyeceği bulunmuştur (136). Bununla birlikte Prager ve ark. (137) yaptıkları başka bir çalışmada, rehber delik açılarak ve açılmadan yerleştirilen mini vidalar değerlendirmişler sonuç olarak rehber delik kullanımının primer stabiliteyi azalttığını fakat sekonder stabilite üzerine herhangi bir etkisinin olmadığını rapor etmişlerdir. Bu konu ile ilgili yapılan başka bir çalışmada (138) benzer şekilde self-tapping ve self-drilling yöntemle yerleştirilen mini vidalar arasında uzun dönem stabilite açısından bir üstünlük tespit edilmemiştir. Bu görüşün aksine ortodontik mini vidaların stabiliteilerinin araştırıldığı bir klinik çalışmada, mini vidaların periotest değerleri incelendiğinde self-drilling yöntemde stabilite anlamlı derecede daha yüksek kaydedilmiştir (139). Bu nedenle daha iyi bir ankraj sağladığı için üst ve alt çenede kortikal kemiğin ince olduğu bölgelerde

mini vidaların self-drilling yöntemle yerleştirilmesi önerilmektedir (140). Alt çene posterior bölgede ise mini vidalar yerleştirilirken kortikal kemiğin çok kalın ve yoğun olması sebebi ile self-tapping yöntemin kullanımı önerilmiştir (1).

Baumgaertel (141) ise self-drilling mini vidalarda, optimum kemik içi ankrajın elde edilmesi ve vidalarda oluşabilecek olası kırılmaların önlenmesi için kortikal kemik kalınlığına göre aşağıdaki pre-drilling önerilerini sunmuştur:

1. Kortikal kemik kalınlığı <0.5 mm ise implant yerleştirilmesi önerilmemektedir.
2. 0.5-1.5 mm kalınlıkları arasında pre-drilling gerekmemektedir.
3. 1.5-2.5 mm arasında 1 mm çapındaki rond frezle sadece kortikal kemik perfore edilmelidir.
4. >2.5 mm olduğunda 1.1 mm çapındaki drill ile pre-drilling yapıp 4 mm derinlikte soket açılmalıdır.

Mini vidaların yerleştirileceği kemik dokunun özelliklerinin yanında mini vidanın üretildiği materyal de yerleştirme tekniğinin belirlenmesinde önemli bir faktördür. Özellikle yüksek kemik yoğunluğuna sahip bölgelerde saf titanyumdan üretilmiş mini vidaların, yumuşak yoğunluklarından dolayı, pre-drilling tekniği ile uygulanması önerilmiştir (142).

2.4.4.3.4. Yerleştirme Torku

Mini vidaların yerleştirme torkunun mini vida başarısını etkilediği çalışmalarla ortaya konmuştur (119). Motoyoshi ve ark. (8) mini vidaların yerleştirme torkunun 5-10 Ncm arasında olması gerektiği ve daha yüksek değerlerde mini vidanın başarısının olumsuz etkilendiğini rapor etmişlerdir. Bununla birlikte Chen ve ark. (143) ise mini vidalar için 8-10 Ncm büyüklüğündeki yerleştirme torkunun ideal olduğunu savunmuşlardır.

2.4.4.3.5. Uygulama Açısı

Mini vidaların uygulama açısı, kortikal kemikten alınan desteği artırmak ve vidanın yerleştirildiği bölgede diş kökleri, sinirler ve damarlar gibi anatomik dokulara gelebilecek biyolojik hasarı önlemek için önemlidir (119). Bu kapsamda yapılan bir çalışmada (144) kök teması riskini azaltmak için mini vidaların üst çene arka bölgede dişin uzun eksenini ile 30° - 40° , alt çene arka bölgede ise 10° - 20° açı ile uygulanması önerilmiştir. Zhao ve ark. (145) ise mini vidaların 50° - 70° arasındaki bir açılama ile

yerleştirilmesi gerektiğini, 30° açı ile yerleştirilen mini vidaların primer stabilitelelerinde azalma meydana geldiğini rapor etmişlerdir. Park ve ark. (144) da çalışmalarında mini vida uygulamasında mezio-distal açılardırmanın nasıl olması gerektiğini araştırmış ve mini vidanın distale 10°-20° açılarak uygulanmasını önermişlerdir. Perillo ve ark. (146) ise mini vidaları farklı açılarla yerleştirerek, mini vidaların stabilitelelerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada, yerleştirme açısı 90° olduğunda daha iyi bir ankraj sağlandığı, 90 derece üzerindeki ve altındaki açılarda ise stabilitenin azaldığını rapor etmişlerdir.

2.4.4.3.6. Monokortikal ve Bikortikal Uygulama

Monokortikal uygulamada mini vidalar kortikal kemiği geçerek bir kısmı süngerimsi kemikle temas halinde olacak şekilde konumlanır. Bikortikal uygulamalarda ise mini vida uygulandığı alanda sırasıyla kortikal kemik, ardından süngerimsi kemik, ardından karşıt kortikal kemikle temas halinde olmaktadır (147). Kadavralar üzerinde yapılan mini vida çalışmasında bikortikal uygulanan mini vidaların stabilitelelerinin anlamlı derecede daha fazla olduğu gösterilmiştir (147).

2.4.4.4. Anatomik Lokal Faktörler

2.4.4.4.1. Kortikal Kemik Kalınlığı (KKK)

Mini vidaların uygulanacakları bölgedeki kemik kalitesi ve kantitesi vidanın stabilitesinde önemli rol oynamaktadır (148). Kortikal kemik kalınlığı arttıkça daha iyi bir primer stabilite sağlanmaktadır (5). KKK'nın mini vida stabilitesine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada KKK'nın 1 mm'den fazla olduğu durumlarda mini vida başarısının arttığı rapor edilmiştir (71). Bununla birlikte yerleştirme torqu (149) ve çekme kuvveti (150, 151) değerleri mini vidaların stabilitesiyle bağlantılıdır ve bu değerler de KKK'dan etkilenmektedir (151). KKK üst ve alt çenede değişiklikler göstermekte olup, alt çenenin bukkal bölgeleri, üst çeneye göre daha fazla KKK'na sahiptir. Bununla birlikte alt çenedeki kortikal kemik miktarı anteriordan posteriora gittikçe artarken, üst çenede ise küçük azılar arası bölgede kortikal tabaka büyük azılar bölgesine kıyasla daha kalındır (127).

2.4.4.4.2. Kemik Yoğunluğu

Literatürde yer alan birçok çalışmada kemik yoğunluğu ile mini vida stabilitesi arasındaki ilişki araştırılmış olup (152), mini vida yerleştirildikten sonra kortikal kemik varlığının primer stabiliteyi sağlamada rol aldığı gösterilmiştir (5). Ancak uygulama sahasında kortikal kemik çok yoğun ise, işlem sırasında aşırı ısınmaya sebebiyet vermemeye dikkat edilmesi gerekmektedir (72).

Kortikal kemik kalite ve kantitesi yetersiz olduğunda ankraj başarısı bu durumdan etkilenmektedir (22). Bu nedenle mini vidaların başarısında yerleştirilen bölgenin kemik kalitesi göz önünde bulundurulmalıdır. Misch (153) üst ve alt çeneyi oluşturan kemik doku yoğunluğunu 4 grup şeklinde sınıflandırmıştır:

D1; Yoğun kortikal kemiği temsil eder. Anterior mandibulada ve maksiler midpalatal bölgede bulunmaktadır.

D2; Kalın trabeküllü (2 mm) ve gözenekli yapıya sahip kortikal kemiktir. Anterior maksillada posterior mandibulada bulunmaktadır.

D3; İnce trabeküllü ve gözenekli yapıya sahip kortikal kemiktir. Posterior maksillada bulunmaktadır.

D4; İnce trabeküllü kortikal yapıya sahip kemiktir. Posterior maksilla ve tüber bölgesinde lokalize bulunur.

Kemik yoğunluğunun düşük olduğu ya da kalınlığının 0,5 mm'den az olduğu yetersiz kortikal kemik kalitesi olan durumlarda, mini vida başarısı olumsuz etkilenmektedir (154). Battula ve ark. (155) osteoporotik kemikler üzerinde yaptıkları mini vida çalışmasında normal kemiklerin, koparma direncinin osteoporotik olanlara göre daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Stabilite üzerine benzer sonuçlar veren diğer bir çalışmada ise; kemik kalitesi, mini vida tasarımı ve cerrahi tekniğin stabiliteye etkisi kıyaslanmış ve kemik kalitesinin daha etkili olduğu bildirilmiştir (156). Birçok yöntemle mini vida stabilitesinin kemik yoğunluğu ile ilişkisi irdelenmiş ve bu konuda en doğru yöntemin bilgisayarlı tomografi (BT) veya konik ışıklı bilgisayarlı tomografi (KIBT) olduğu kabul edilmiştir. Çalışmalar alt çenedeki kortikal kemiğin üst çeneden daha kalın olduğu, hem alt hem de üst çenede bukkal posterior bölgede alveol kretten uzaklaştıkça kortikal kemiğin kalınlaştığını göstermiştir (126, 157). Ono ve ark. (126) 1.

moların mesial ve distalindeki bukkal kortikal kemik kalınlıklarını BT ile değerlendirmişler ve üst çenede ortalama kortikal kemik kalınlığının 1.9-2.2 mm, alt çenede ise 1.59-3.03 mm olduğunu rapor etmişlerdir. Kortikal kemik miktarının incelendiği başka bir çalışmada ise değerlendirme için 3 boyutlu volumetrik KIBT görüntülerinden yararlanılmış ve kökler arası mesafe, kortikal kemik kalınlığı, kanin-molar arası farklı yüksekliklerdeki alveol genişlikleri ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonuçlarına göre üst çenenin bukkal kortikal kemik kalınlığının 1.12-1.33 mm, alt çenede ise 1.25- 2.98 mm olduğu, mine-sement sınırından apekse doğru kalınlığın arttığı tespit edilmiştir (157).

2.4.4.4.3. Süngerimsi Kemik Dokusu

Mini vidaların stabilitesinde asıl önemli olan faktörün kortikal kemik yapısı olduğu bilinmektedir. Lim ve ark. (158) mini vidaya uygulanan kuvvete karşı stresin büyük çoğunluğunun kortikal kemik tarafından karşılandığını, süngerimsi kemiğin ise çok daha az bir kuvvete maruz kaldığını bildirmişlerdir. Cha ve ark. (152) ise mini vidaların stabilitesinde total kemik yoğunluğunun, kortikal kemik kalınlığından daha az etkili olduğunu rapor etmişlerdir.

2.4.4.4.4. Yerleştirilen Bölge

Mini vidaların başarısında vidaların uygulanacağı alanın özellikleri dikkat edilmesi gereken bir faktördür (72). Ankraj amaçlı kullanılan mini vidalar alveoler kemiğin bukkal ve lingualinde diş kökleri arası veya diş kökleri hizası, median palatinal sütür, paramedian palatinal bölge, mandibular ve maksiller retromolar bölge, mandibuler simfizis ve maksiller ANS noktası altı ve zigomatikomaksiller bölge gibi farklı yerlere yerleştirilmiştir. Higuchi ve ark. (159) mini vidaların yerleştirildiği bölgeleri maksillada spina nazalis anteriorun alt yüzeyi, midpalatal sütür ve infrazigomatik sırt, mandibulada ise retromolar bölge, alveolar çıkıntı ve simfizis olarak sınıflandırmışlardır. Mandibulada KKK ve kortikal kemik yoğunluğunun üst çeneden daha iyi olması nedeniyle stabilitenin mandibulada daha fazla olması beklenmektedir. Ancak mini vidaların başarı oranları üst çenede, alt çeneye kıyasla çok daha iyidir (125). Çünkü mini vidanın yerleştirilmesi sırasında oluşan aşırı stres, ısınma, alt çenedeki yapışık dişeti bandının kısa olması ve hijyen sorunları alt çeneye uygulanan mini vidaların başarısını olumsuz etkilemektedir (72, 125).

Deguchi ve ark. (160) yaptıkları çalışmada çeşitli bölgelerdeki kortikal kemik kalınlıklarını bilgisayarlı tomografi ile ölçerek, mini vida yerleştirmek için en iyi bölgenin her iki çenede de 1. molarların mesial ve distali olduğunu ve en uygun mini vidaların 1.5 mm'den küçük çapa sahip 6-8 mm uzunlukta olanlar olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte çenelerin sağ ve sol taraf başarı oranlarının arasında fark olup olmadığı da çeşitli çalışmalarda incelenmiştir (1, 120) ve bu kapsamda yapılan bir çalışmada üst çenede ikinci küçük azı ve birinci büyük azı dişler arasına yerleştirilen mini vidaların başarısında sağ ve sol bölgeler arasında fark olmadığı rapor edilmiştir (120).

2.4.4.4.5. Yumuşak Dokunun Yapısı

Mini vidaların başarılı bir ankraj sağlayabilmeleri için hareketsiz, keratinize dokuya yerleştirilmeleri gerektiği (33), hipertrofik doku oluşumu ve enflamasyon riskinin keratinize dişetine yerleştirilen mini vidalarda daha az olduğu bildirilmiştir (33). Mini vidalar hareketli yumuşak dokuya yerleştirilirse, mini vidalarda stabil olmayan bir bağlantının oluşabileceği ve yumuşak doku enfeksiyonu gibi sorunlar ile karşılaşılacağı rapor edilmiştir (161).

2.4.4.4.6. Komşu Organlara Yakınlık ve Kök Hasarı

Mini vidaların diş köklerine yakın olduğu ya da temas ettiği durumlarda vidanın etrafında daha az kemik doku iyileşmesi olacağı için mini vidaların stabiliteyi olumsuz etkilenebileceği bildirilmiştir (162, 163). Ortodontik mini vidalar interradiküler alana yerleştirilmeden önce olası komplikasyonları önlemek için periapikal filmler incelenebile, periodontal ligament ve diş köklerine hasar verme ihtimali ortadan kalkmamaktadır (164). KKK'nın üst çeneye göre alt çenede daha fazla olması nedeni ile alt çenedeki mini vidaların aynı derecede kök yakınlığı olan üst çenedeki vidalara göre daha fazla başarısızlık riski taşıdığı belirtilmiştir (165). Bu konuyla ilgili yapılan bir hayvan çalışmasında diş köküyle temasta olan ve temasta olmayıp alveol kemiği içinde bulunan mini vidalar stabilite açısından karşılaştırılmış olup, kök teması olan mini vidaların başarısızlık oranının fazla olduğu bulunmuştur.

Mini vidanın kökle teması durumunda bir diğer problem de kökteki hasarın iyileşme potansiyelidir. Mini vidalar tarafından köklere verilen zarar orta şiddette ise köklerin

sement dokusuyla tamir olabildiği ve iyileşme sürecinin etkilenmediği rapor edilmiştir (166). Brisceno ve ark. (167) av köpekleri üzerinde yaptıkları çalışmalarında, 8 adet mandibular dişin köklerine mini vidaları kasıtlı olarak yerleştirmişler ve köklere verilen zarar sonrasında bölgenin 6 ile 12 hafta süre iyileşmesine izin vermişlerdir. Çalışmanın sonucunda, uygun koşullar varlığında (infeksiyon veya pulpal invazyon bulunmadığında) mini vida ile hasar görmüş dişlerin köklerinin %64,3 iyileşme gösterdiğini, pulpal invazyon ve inflamasyon gösteren dişlerde ise iyileşme görülmediği ya da kısmi bir iyileşme olduğu belirtilmiştir. Bununla birlikte, mini vidanın köke teması sonucu dişin canlılığını kaybedebileceği (168), hatta rezorbe köklerde ankiloz gerçekleşebileceği riskinin de dikkate alınması gerektiği bildirilmiştir (166).

2.4.4.5. Mini Vida Yüklemesi ile İlgili Faktörler

2.4.4.5.1. Mini Vidanın Yükleme Zamanlaması

Mini vidalarla ilgili optimum yükleme zamanı başarılı bir ortodontik tedavide oldukça önemli bir faktördür (50). Mini vidanın yerleştirilmesinden sonra uygun vida-kemik integrasyonuna ulaşmada ve mini vidalara uygulanacak ilk kuvvetin optimum zamanlamasını belirleyebilmede gerekli faktörleri anlayabilmek için vida-kemik ara yüzeyinde gerçekleşen iyileşme fazı ile ilgili bilgilerin genişletilmesi gerektiği rapor edilmiştir (169). Mini vidalara çok hafif ya da çok geç zamanda kuvvet uygulanması vida-kemik ara yüzeyinde oluşan kemik atrofisiyle birlikte mini vidanın stabilitesinde azalmaya neden olabileceği, kuvvetin çok fazla ya da çok erken dönemde uygulanması vida-kemik temasının kaybedilmesine ve kemik defektine yol açabileceği bildirilmiştir (170). Öte yandan mini vidaya yerleştirildikten çok kısa bir süre sonra kuvvet yüklemesi yapıldığında, histolojik olarak uniform bir kemik vida teması görülmesi de tedavi boyunca vidanın klinik stabilitesinin bozulmayacağı belirtilmiştir (60). Ayrıca literatürde yer alan birçok çalışmada dental implantların aksine mini vidalara erken dönemde hafif kuvvetler uygulanabileceği belirtilmiştir (32, 41, 171). Bununla birlikte mini vidanın başarılı olması için geç dönemde kuvvet yüklemeyi savunan (119, 169) ya da erken ve geç yükleme arasında bir fark olmadığını rapor eden çalışmalar da bulunmaktadır (172).

Mini vidaya erken dönemde kuvvet yüklemesi yapıldığında, vida etrafında fibröz doku oluşumu engellenerek vida-kemik temas alanının arttığı ve bu durumun da mini

vidaların başarı oranında artış sağladığı tespit edilmiştir (173, 174). Yapılan hayvan çalışmaları ile mini vidalara hemen kuvvet yüklemesi durumunda çevre dokuda gerçekleşen biyolojik reaksiyonlar araştırılmış olup (7, 63, 64), bu protokol ile herhangi bir komplikasyon olmadan vidaların kullanılabilceği birçok çalışmada rapor edilmiştir (35, 60, 175, 176). Sonlu elemanlar analizinden yararlanılarak yapılan bir çalışmada (75) 2 mm çapa sahip mini vidalarda yerleştirmeyi takiben uygulanacak kuvvetin 50 cN büyüklüğünde olması gerektiği vurgulanmıştır. Başka bir çalışmada (45) ise 51 hasta üzerinde, 134 mini vida ve 17 mini plak kullanılmış ve hemen kuvvet yüklemesi ile başarı oranı arasında istatistiksel olarak bir ilişki olmamakla birlikte, uygulanacak kuvvetin 2 N'dan düşük olması durumunda vida yerleştirildikten hemen sonra kuvvet uygulanabileceği belirtilmiştir.

Wu ve ark. (169) farklı yükleme zamanlarının mini vida stabilitesi üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, 15 adet tavşana yerleştirdikleri mini vidaların 1, 2, 4 ve 8. haftalardaki iyileşme periyotlarını histomorfometrik olarak incelemişler, çalışmanın sonucunda 2. haftada kemik-vida arasındaki osseointegrasyonun zayıf olduğunu ve bu zaman diliminde kuvvet uygulamanın uygun olmadığını belirtmişlerdir. 4. haftada kemik-vida arasındaki osseointegrasyon oranı istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla olduğu için, bu dönemde güvenli bir şekilde kuvvet uygulanabileceğini rapor etmişlerdir. Bununla birlikte 8. haftaya doğru osseointegrasyon miktarının daha da arttığı gözlenmiş olup, mini vidalar üzerine daha ağır kuvvetlerin uygulanabilirliği belirtilmiştir.

Bu çalışmaya benzer olarak Roberts ve ark. (177) kemik iyileşme sürecini dört aşamaya ayırmış ve bu sürecin 17 hafta sürdüğünü bildirmişlerdir. Bu iyileşme süreci, ilk birkaç saat ile başlayıp, sonraki birkaç gün devam eden hızlanma safhası, bundan sonra başlayacak ve 2 hafta sürecek aktif rezorpsiyon safhası, ardından osteoklastların osteoblastlar ile yer değiştirdiği 1-2 hafta süren bekleme safhası ve son olarak formasyon safhasından oluşmaktadır. Çalışmacılar 13 hafta içerisinde rezorbe olan dokunun tamamen kemikle yeniden dolduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca bu çalışmanın sonuçlarına göre aktif rezorpsiyonun olduğu ilk 2 hafta kritik zaman dilimi olarak kabul edilmiş ve bu dönemde mutlaka hafif kuvvetlerle çalışılması gerektiği belirtilmiştir. Ayrıca fareler üzerinde yapılmış bir hayvan çalışmasında da (178) mini vidalara yeterli iyileşme süresi tanındığında, mini vidaların güvenli bir şekilde kullanılabilceği rapor

edilmiştir. Bu çalışmada erken yükleme yapılan grup ile 6 hafta sonra kuvvet uygulanan grup karşılaştırılmış olup, geç kuvvet yüklemesi yapılan grupta mini vidaların daha az mobil olduğu gözlenmiştir. Bununla birlikte mini vidalara kuvvet yüklemesinden önce 3 hafta (65), 4 hafta (179), 6 hafta (180), 8 hafta (181), 12 hafta (78) veya 6 ay (177) gibi değişik sürelerde kemik iyileşmesi için beklenilmesini öneren çalışmalar da bulunmaktadır.

Bu çalışmaların aksine Motoyoshi ve ark. (119) ise genç erişkinlerde yaptıkları çalışmanın bulgularına göre erken yükleme ve geç yükleme yapılan gruplar arasında mini vida başarısı açısından bir fark olmadığını rapor etmişlerdir. Literatürde Motoyoshi ve ark. çalışmasının sonuçları ile benzer bulguları olan başka çalışmalar da mevcuttur (1, 172). Genellikle protetik implantlar için osseointegrasyon süresi en az 3-4 ay olarak belirlenmiştir (51). Ersanlı ve ark (182) bu sürenin 3 ile 6 ay arasında olması gerektiğini rapor etmişlerdir. Bununla birlikte sadece ortodontik ankraj amaçlı kullanılan osseointegre olabilen mini vidaların kuvvet yükleme koşulları ile ilgili Singer ve ark. (183) bir olgu raporu yayınlamışlar ve bu raporda zigomatik çıkıntı bölgesine yerleştirilen Branemark implantlara 6 ay ortodontik kuvvet yüklenmeden kemik iyileşmesi için beklendiği bildirilmiştir. Kim ve ark. (100) yaptıkları çalışmada yüzeyleri kumlanmış-asitlenmiş 64 adet mini vidayı yerleştirdikten sonra 4 hafta kemik iyileşmesine izin vermişler ve ardından çıkarma tork değerlerini kaydetmişlerdir. Çalışmanın sonucunda yüzeyleri osseointegrasyon için kumlama ve asitleme yöntemi ile özel olarak hazırlanmış mini vidaların herhangi bir sorun olmadan güvenli bir şekilde çıkarılabileceği belirtilmiştir. Buna benzer başka bir çalışmada (184) ise yüzeyleri SLA yöntemi ile hazırlanmış osseointegre olabilen mini vidaların yerleştirilmelerinin ardından, kuvvet yükleme öncesi 5 haftalık iyileşme periyodu beklenilmiş ve tedavinin sonunda yüzeyleri özel olarak hazırlanmış mini vidaların herhangi bir problem yaşanmadan güvenli bir şekilde çıkarılabileceği rapor edilmiştir. Öte yandan Vannet ve ark. (66) 5 adet beagle köpeği üzerinde yaptıkları histolojik çalışmada osseointegrasyonun kuvvetin erken ya da geç yüklenmesinden bağımsız bir şekilde gerçekleştiğini ve mini vida ile kemik arasında %74,48 oranında olduğunu rapor etmişlerdir. Ayrıca bu çalışmanın sonucunda göre ortodontik kuvvetin uygulanmasından 6 ay sonra bile mini vidaların kolay bir şekilde çıkarılabildiği belirtilmiştir. Bununla birlikte Freire ve ark. (185) ise yaptıkları çalışmada 78 adet işlenmiş yüzeyli $TiAl_6V_4$

mini vidayı hemen, 1 hafta ve 3 hafta sonra yükleyerek kemik-vida temas yüzeyini incelemişler ve gruplar arası istatistiksel farklılık olmadığını rapor etmişlerdir.

2.4.4.5.2. Uygulanan Ortodontik Kuvvet Miktarı

Ortodontik kuvvetler genellikle hafif ve horizontal kuvvetlerden oluşmaktadır (73). Ortopedik etkili tedavilerde uygulanan kuvvetlerin ise çok daha ağır kuvvetler olduğu ve ankraj kaybı olmadan kemik içi dental implantlar tarafından karşılanabildiği bildirilmiştir (12, 186). Dental implantlara göre mini vidaların boyutları oldukça küçük olduğu için yapılmış olan çoğu çalışmada mini vidalara genellikle 200 gr'dan fazla kuvvet uygulanmamış olup (73), ortalama 200 gr ortodontik kuvvetle erken yüklenen mini vidaların başarı oranı % 83,8 olarak bulunmuştur (122). Ohashi ve ark. (171) mini vidalara 100 - 200 gr horizontal kuvvetlerle hemen yükleme yapıldığında, mini vidaların bu kuvveleri stabiliteleri bozulmadan tolere edebilecekleri, ancak mini vidanın uygulanan kuvvetlerin etkisiyle hareket edebileceği göz önünde bulundurularak pozisyonunun komşu biyolojik yapılara uygun mesafede olmasına dikkat edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Mini vidalarda oluşacak bu yer değiştirme riskinin ortadan kaldırılması için başlangıçta 50 gr kuvvet uygulanıp ilk iyileşme sonrasında kuvvetlerin artırılması önerilmiştir (22). Yapılan benzer bir çalışmada ise uygulanan kuvvet 200-425 gr arasında olduğunda, vidanın yer değiştirmesinin kuvvetin büyüklüğüne veya yönüne değil yükün süresine bağlı olduğu rapor edilmiştir (187).

Ortodontik tedavide diş hareketi elde etmek için istenilen hafif devamlı kuvvetlerin yanında, iskeletsel anomaliye sahip hastaların ortopedik tedavilerinde daha ağır kuvvetlerin uygulanması gerekmektedir. Uygulanacak bu ortopedik kuvvetler karşısında mini vidaların stabil bir ankraj sağlaması ve üzerlerine uygulanan kuvvetleri tolere etmeleri arzu edilmektedir. Bu konuda yapılan ilk çalışmalardan biri Smalley ve ark.'nın (12) 1988 yılında yaptıkları çalışmadır. Bu çalışmada 4 adet Macaca Nemestrina maymununa 5 mm uzunluğunda ve 3,75 mm çapında 8'er adet titanyum vida yerleştirilmiştir. 13-15 haftalık iyileşme periyodundan sonra 8 adet vidaya her iki taraftan 600'er gram protraksiyon kuvveti uygulanmış ve maksillofasiyal kompleksin yaklaşık 8 mm protraksiyonu sağlanmıştır. Deneyin bitiminde yapılan sefalometrik ve histolojik testlerin sonucu olarak; vidaların maksillofasiyal kompleksin protraksiyonu için stabil bir ankraj sağladığı rapor edilmiştir. Benzer şekilde yapılmış bir diğer

çalışmada maksiller protraksiyon için onplantlar üzerinden 400'er gr kuvvet uygulanmış ve 12 aylık tedavi sonunda maksillanın 2,9 mm anterior ve vertikal yönde hareket ettiği bulunmuştur (188). Kırçelli ve ark. (13) ise, üst çenenin bilateral nazal duvarlarına yerleştirilen titanyum mini plaklar aracılığı ile yüz maskesi tedavisi uygulamışlardır. Bu amaçla mini plaklar üzerine 350 gr kuvvet uygulayarak üst çenede 8 mm anterior yer değiştirme ile hastayı başarılı bir şekilde tedavi ettiklerini rapor etmişlerdir.

İskeletsel sınıf III tedavisinde olduğu gibi, sınıf II malokluzyonun tedavisinde de mini vidalar fonksiyonel apareylerle kombine edilerek kullanılabilir. Bu kapsamda Aslan ve ark. (189) sınıf II problemin tedavisinde mini vida destekli sabit fonksiyonel aparey kullanmış ve mini vidalar üzerinden fonksiyonel kuvvetler uygulamışlardır. Uygulanan kuvvetin ardından bazı mini vidalarda mobilite tespit edildiği, bazı mini vidaların ise kaybedildiği rapor edilmiştir. Bremen ve ark. (190) yaptıkları çalışmada mini vida destekli herbst tedavisinin etkilerini araştırmışlardır. Araştırmacılar tedavi sırasında mini vidalara uygulanan fonksiyonel kuvvetler ve vidaların bu kuvveti tolere edememesi sebebiyle oluşan başarısızlık oranlarının yüksek olması nedeniyle herbst apareyi ile mini vidaların rutin kullanımını önermemişlerdir.

2.4.4.5.3. Ortodontik Kuvvetin Uygulanma Tekniği

Park ve ark. (1) 2006 yılında yayınladıkları çalışmada kuvvetin uygulanma tekniği ile mini vida stabilitesi arasındaki ilişkiyi araştırmışlar ve mini vida başarısının kuvvetin uygulama metodu ile ilişkili olmadığını rapor etmişlerdir.

2.4.4.5.4. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi

Mini vidaların ağızda kalma süreleri değişkenlik göstermekle birlikte, literatürde yapılan çalışmalar genellikle 1 yıllık takip sürelerini içermektedir. Liou ve ark. mini vidaların ağızda kalma süreleriyle ilişkili olarak yer değiştirdiğini ve bu yer değişikliğinin uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak gerçekleştiğini bildirmiştir (10). Bununla birlikte uygulanan kuvvet miktarı attıkça yer değişme miktarının da artabileceği dikkate alınması gerektiği belirtilmiştir (187).

2.4.4.5.5. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü

Mini vidaların başarısı ile uygulanan ortodontik kuvvet yönü arasındaki ilişki birçok çalışma ile incelenmiştir. Mini vidaya çıkarma yönünde uygulanacak bir kuvvet vidanın başarısını etkilemekte hatta vidanın kaybına neden olabilmektedir (32). Cheng ve ark. (72) mini vidanın stabilitesinin bozulmaması adına, vida üzerine gelen lateral, torsiyonel ve ekstruziv kuvvetlerden kaçınılmasını önermişlerdir. Bununla birlikte SLA yüzeyli osseointegre olabilen mini vidalarla yapılan bir çalışmada, mini vidaların saat yönünün tersine olan rotasyonel kuvvetlere karşı direnç gösterdiği rapor edilmiştir (68).

2.4.4.6. Mini Vida Başarısını Etkileyen Diğer Faktörler

2.4.4.6.1. Hareketin Yönü

Ortodontide mini vidaların kullanılabilceği birçok durum bulunmaktadır. Mini vida başarı oranlarının ortodontik endikasyonla ilişkili olup olmadığının araştırıldığı bir çalışmada retraksiyon, protraksiyon ve intrüzyon hareketlerinden fizyolojik hareketin tersi bir hareket olan intrüzyonda daha yüksek başarısızlık oranı tespit edilmiştir (125).

2.4.4.6.2. Mini Vida Bakımı

Hastaların oral hijyeni mini vidaların başarısında oldukça önemli bir yere sahiptir. Çünkü iyi bir hijyen peri-implantitis denilen ve vidanın kaybına yol açan problemin ortaya çıkmasını önlemektedir. Park ve ark.'nın (1) yaptıkları çalışmada peri-implantitisin kontrolüyle başarının bağlantılı olduğu belirtilmiş ancak oral hijyen ölçümleriyle mini vida başarısı arasında korelasyon bulunamamıştır. Aynı çalışmada sol bölgeye yerleştirilen mini vidalarda daha yüksek başarı oranları rapor edilmiştir (1). Bu sonuç sağ elini kullanan hastalarda oral hijyenin daha iyi sağlandığını göstermektedir (191). Peri-implantitisi önleyerek mini vidaların başarısını artırmak için proflaktik antibiyotikler, klorheksidin gargaraları ve oral hijyen eğitiminin önemli bir yer kapladığı bildirilmiştir (33, 71, 179).

2.4.5. Mini Vidalarda Başarısızlık

Ortodontik tedavide ankraj amacıyla kullanılan mini vidalar üzerlerine uygulanan kuvvetin şiddeti ve süresinden bağımsız olarak tedavi süresince stabilitelerini koruyarak

başarılı olmaları istenmektedir. Ancak mini vidalar ortodontik tedavide sağladığı birçok avantaja rağmen tedavi sırasında stabiliteyi kaybedip hareketli hale gelebilir, sonunda da düşerek başarısız olabilirler (9, 72). Bu konuyla ilgili Kravitz ve ark. (164) hazırladıkları derlemede mini vidaların başarısızlık oranının %11- %30 arasında olduğunu rapor etmişlerdir. Mini vidaların başarısızlık nedenlerinin araştırıldığı başka bir çalışmada, mini vida uygulamasında daha fazla başarısızlık oranlarına sahip hekimlerin, yerleştirme tork değerini ve uygulanan kuvveti ölçmedikleri tespit edilmiştir (192). Ayrıca vidanın başarısında, kemiğin kalitesinin önemli olduğu bilinen bir gerçektir ve düşük kemik kalitesine sahip bir bölgeye yerleştirilen implantın kaybedilmesinin sebebi olarak kemik dokuda oluşan mikro çatlaklar ve mikro kırıklar gösterilmiştir (193). Vidanın çok yoğun kemiğe yerleştirilmesi durumunda da uygulama sırasında oluşan aşırı basınç sebebi ile mini vidanın başarı şansının azalabileceği bildirilmiştir (8).

2.4.6. Mini Vidaların Stabiliteilerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

Stabilite implantın mobiliteye karşı direncinin ölçümü olarak tanımlanmıştır (42). Stabilitenin ölçümü sonucu elde edilen değerler dolaylı olarak implantın osseointegrasyon miktarı hakkında bilgi verebilir. İmplantların stabiliteyi invaziv ve non-invaziv yöntemler ile ölçülebilmektedir. Histolojik ve histomorfometrik değerlendirmeler, kesme tork direnç analizi, yerleştirme tork değeri ölçümü ve çekme-çıkarma testleri invaziv yöntemler arasında sayılabilir. İnvaziv yöntemlerden olan histolojik ve histomorfometrik değerlendirme osseointegrasyonun direkt değerlendirilmesini sağlamaktadır ve böylece sekonder stabilitenin tespitinde kullanılacak en iyi yöntem olarak kabul edilmiştir (194).

Radyografik değerlendirme, sonlu elemanlar analiz yöntemi, perküsyon testleri ve rezonans sıklığı analizleri gibi yöntemler de non-invaziv teknikleri oluşturmaktadır. Dental implantların stabilite değerleri açısından rezonans sıklığı analizi yönteminin en güvenilir yöntem olduğu belirtilmiştir (195).

2.4.6.1. Rezonans Sıklığı Analizi (RSA)

Rezonans sıklığı analizi (RSA), implantın stabilitesini ölçmek için geliştirilen elektronik ve non-invaziv objektif bir yöntem olarak tanımlanmıştır. Meredith ve ark. (42)

tarafından inşaat mühendisliğinde kullanılmak üzere geliştirilmiş olup daha sonra diş hekimliğine uyarlanmıştır. RSA implantın ses frekansları ile uyarılarak oluşan titreşim dalgalarının ölçülmesidir. İmplantın ses frekansları ile uyarılması bir güç çeviricinin (transducer) belirli bir aralıktaki aktivasyonu ile sağlanır. Bu yöntem ile implantın hareketi analiz edilir ve 1-100 arasındaki bir skalada İmplant Stability Quotient (ISQ) -İmplant Stabilite Katsayısı (İSK) değeri ekranda görülür (196). ISK değerleri ne kadar yüksekse implantın kemik içinde o kadar stabil olduğu kabul edilir (197). Başarılı kabul edilen dental implantların 1 yıllık kullanım sonrası İSK değerlerinin 57-82 (ortalama 69) olması gerektiği belirtilmiştir. Bu değeri 50'den daha az olan implantlar ise stabiliteyi bakımından kritik olarak değerlendirilmiştir (196). Bu değerler Osstell® ISQ (Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden) cihazı tarafından sayısal bir veri olarak sunulur. Osstell kiti; ölçüm probu, kablosu, SmartPeg'den oluşur. Ölçümün yapılabilmesi için SmartPeg implanta vidalanır. Ostelle takılan ölçüm probu SmartPegin tepesine yaklaştırılır ve akustik bir sinyal, ölçümün yapıldığını gösterir. Bu cihaz ile implantlarda oluşan lateral mikromobilité ile ilgili objektif ve güvenilir ölçümler elde edilip, kemik-implant ara yüzeyinin durumu ile ilgili fikir sahibi olunabilir (198). Veltri ve ark. (199) RSA ile ortodontik mini vidalar üzerinde yaptıkları çalışmada düşük yoğunluktaki kemiğe yerleştirdikleri üç farklı ortodontik vidanın primer stabilitesini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada transducer'ın mini vidaya aktarılabilmesi amacıyla, vidanın tepesine Astra Tech (Astra Tech AG, Mölndal, İsveç) dental implant sisteminin titanyum protetik dayanağı lazerle lehimlenerek mini vida modifiye edilmiştir ve rezonans sıklığı analizinin ortodontik mini-vidaların primer stabilitesini karşılaştırmalı değerlendirmesinde kullanılabilir bir yöntem olduğu rapor edilmiştir. Uysal ve ark. da (11) 2010 yılında bu konuyla ilgili yaptıkları tavşan çalışmasında RSA ile mini vidaların stabiliteyi araştırmışlardır. Bu çalışmada Dual Tops (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) marka mini vidalar kullanılmış ve SmartPeg denilen aktarıcılarını modifiye ederek, hem vida hem de bu aktarıcılara yerleştirilebilen bir ara parça sayesinde bu ölçüm gerçekleştirilmiştir.

2.4.7. Mini Vidaların Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi

Üretilen malzemelerin yüzey özelliklerinin ve pürüzlülüklerinin incelenmesi amacıyla birçok cihaz geliştirilmiştir. Bu cihazlar temel olarak iki ana kategoriye ayrılır:

1-Ölçülecek yüzey ile temas edenler: Örneğin; AFM (atomic force microscope), Mekanik profilometreler,

2-Ölçülecek yüzey ile temas etmeyenler: Örneğin; optik profilometre, taramalı elektron mikroskobu, 3D ışık-optik mikroskop (infinite focus microscope).

2.4.7.1. Işık Mikroskobu (Optik Mikroskopi Tekniği)

Işık mikroskobunda görüntü ışığın farklı absorpsiyonuyla elde edilir. Bu sistemde en fazla aydınlanmaya ulaşılması hedeflenmiştir. Yoğunlaştırılmış ışın numunenin yüzeyine gönderilerek, ışınların etkisi ile (mercek vasıtasıyla) oluşan görüntüye göre, yüzeydeki boşluklar ve yüzey yapısı hakkında değerlendirme yapılmaktadır (200). Işık mikroskobu ile preparatın yüzeyi hakkında genel bir bilgiye sahip olunabilir. Işık mikroskobu gözlemi, elektron mikroskobu gözlemlerine göre daha az hazırlığa ihtiyaç duyması açısından pratiktir ancak büyütme gücünün azlığı dezavantajdır (201). Bu mikroskop ile ışığın ince kenarlı merceklerde kırılması sayesinde büyütme sağlanabilir. Işık mikroskoplarında büyütme gücü en çok iki bin civarındadır.

2.4.7.2. Optik Profilometre

Optik profilometre çözünürlüğü yüksek kendi kendine odaklama yapabilen nanometre seviyesinde pürüzlülük ölçebilen bir sistemden oluşmaktadır. Biyomateryallerin yüzey değerlendirmesinde tercih edilmektedir. Ancak parlak yüzeylerde aşırı yansımadan dolayı net sonuçlara ulaşılamayabilir. Yüzey pürüzlülüğü olarak verilen Ra değeri profilometre analiz sonuçlarında değerlendirilir.

2.4.7.3. Elektron Mikroskobu

Bu mikroskop Albert Claude tarafından ilk kez 1930'lu yıllarda biyolojik örneklerle uygulanmıştır ve hala bu örneklerin incelenmesinde sıklıkla kullanılmaktadır (202). Elektron mikroskobunda, aydınlatma kaynağı olarak, ışık yerine elektronlar kullanılmaktadır. Elektronların dalga boyu, görünür ışığın dalga boyundan daha kısa olduğundan, elektron mikroskobunun sağladığı büyütme oranı ve çözünürlük, standart ışık mikroskoplarına oranla daha fazladır. Elektron mikroskobunda görüntü oluşturulması sırasında elektron demetleri ısıtılmış bir flamanndan salınmaktadır.

Elektronların havadaki gaz molekülleri tarafından durdurulmadan ilerleyebilmeleri için, elektron mikroskoplarında iyi bir vakum sistemi mutlak ihtiyaçtır.

Elektron mikroskopları transmisyon elektron mikroskopları ve taramalı elektron mikroskopları olmak üzere iki farklı tipe ayrılmaktadır (202, 203). Transmisyon elektron mikroskopları kesit özelliklerini incelemeye yararken, taramalı elektron mikroskoplarıyla ise incelenen numuneye ait üç boyutlu görüntüler elde edilip yüzey özellikleri incelenebilir (203). Öte yandan elektron mikroskobu ile en küçük düzensizlikler ölçülebilmesine rağmen, ölçüm yapılacak yüzeyin boyutunun küçük tutulması zorunluluğu ve yüzey pürüzlülüğü ölçümünde görüntüyü kopyalama sırasında oluşabilecek zorluklar bu yöntemin kullanımını sınırlamaktadır (204).

2.4.7.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM, modern bilimde çok geniş kullanım alanı bulmuş olan ve numunenin yüzey yapısı hakkında bilgi edinmek amacı ile kullanılan geleneksel ve köklü bir tekniktir (205).

Taramalı elektron mikroskobunda (SEM) elektronlar, elektron tabancasında üretilirler ve vakum tüpünde dolaştırılıp hızlandırılırlar. Elektronları numuneye doğru hızlandırmak için yüksek gerilim (0.2-30 kilovolt) kullanılmaktadır. Taramalı elektron mikroskobu sistemi elektron tabancası, anot plakası, mercekler, demet çapını sınırlamakta kullanılan açıklıklar, tarama bobinleri, numune odası, dedektörler, vakum sistemi (10^{-6} - 10^{-8} Pascal) ve sistem bilgisayarından meydana gelmektedir. Numuneye elektron demeti çarptığında, demetin çapı mikroskobun ayrıntılama gücünü kontrol eden en önemli faktördür. Numunenin aşağı ve yukarı hareket ettirilmesiyle, objektif mercek ile demet çapında ayarlamalar yapılır ve böylece ayırma gücü potansiyel olarak iyileştirilebilir. Gelen elektronlar çok küçük açı ile sapma gösterir ve böylece enerjilerinin büyük kısmını kaybederler (206). Bu ikincil elektronlar, enerjileri düşük olduğu için incelenecek numune tarafından kolaylıkla absorbe edilirler. Numune yüzeyinde tespit edilen ikincil voltaj artışı nedeniyle görüntüde parlaklıklar veya tepeler, düşük miktarda ikincil elektron tespit edildiğinde ise düşük voltaja bağlı olarak ekran görüntüsünde karanlıklar veya çukur kısımlar oluşur. Numune topoğrafyası bu şekilde oluşan farklı şiddete sahip binlerce nokta içermektedir ve bu noktalar aracılığı ile üç boyutlu görüntü elde edilir (206). Bununla birlikte de literatürde yer alan birçok

çalışmada yüzey yapısının morfolojik incelemesinde SEM cihazı yüksek görüntü kabiliyeti sebebiyle tercih edilmiştir (207, 208).

2.4.7.5. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS)

Enerji dağılımlı spektroskopisi yönteminden EDX veya EDS şeklinde söz edilmektedir ve bu yöntem SEM içine dâhil edilebilen, materyalin kimyasal kompozisyonu hakkında bilgi edinilmesini sağlayan bir mikro analiz sistemidir (209).

EDS sistemi, incelenen numuneden X-ışınlarının geçmesini sağlayan doğrultucu (collimatör assembly), pencere (window), elektron tuzağı (trap), X-ışınlarının iyonlaşma ile elektrik yüküne çevrildiği kristal, alan etkili transistör (FET) ve sıvı nitrojen dolu soğutucu gibi kısımlardan oluşur. EDS sisteminde yer alan pencere Berilyum veya polimerden oluşmaktadır ve vakumun devamıyla birlikte, aynı zamanda düşük enerjili X-ışınlarının geçmesini sağlamaktadır. Bununla birlikte yine bu sistemin bölümlerinden olan transistörde (FET) yük voltaja çevrilirken, sıvı nitrojen dolu soğutucu kısım ise dedektör ile FET sinyal gürültüsünü minimum seviyeye getirilmesi amacıyla kullanılmıştır (210).

2.4.7.6. 3D Işık-Optik Mikroskopi (İnfinite Focus Mikroskop)

İncelenecek numunelerin sadece genel geometrilerini görmek iyi bir ölçüm için yeterli değildir. Bu sebeple, numuneye ait işleme sonuçlarını etkileyen tüm parametreler, yapılacak ölçüm prosesine dahil olmalıdır. 3D Işık-Optik Mikroskop teknolojisi de bu ihtiyaçtan yola çıkılarak üretilmiştir. Bu yeni tarayıcı örneğinin çalışma prensibinin temeli, büyük bir ölçüm alanının üzerinde yüksek hassasiyetli objektif lens hareketleri ile birlikte odak varyasyon tekniğidir (211). Bu teknikte optik mikroskop ve odak varyasyon teknolojisi ile cisimlerin 3D yüzey morfolojileri belirlenip, 10 nm çözünürlükte yüzeyin derinliği hakkında bilgi edinilebilir (212). Bu ölçüm geleneksel yöntemler ile karşılaştırıldığında çok büyük avantajlara sahiptir. Bu teknoloji temassız, tekrarlanabilir ve izlenebilir 3D bir ölçüm sağlamakla birlikte, geniş bir çalışma mesafesine sahiptir. Bu nedenle incelenecek numuneye ait keskin kenarlardan doğru ölçüm yapılabilmesini sağlamaktadır. Akıllıca tasarlanmış bir aydınlatma teknolojisi sayesinde ölçümlerin hızlı olması sağlanmakla birlikte, kısa pozlama süresi ile yüzeylerin aydınlatılmasında optimizasyon elde edilmektedir. Ölçüm noktalarının

çokluğu daha güçlü bir sonuç sağlar. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü gelişmiş bir rotasyon ünitesi sayesinde sayılamayacak kadar çok açıdan numunenin yüzey yapısının incelenebilmesiyle sağlanır ve yüzeyin durumu hakkında önemli değerler elde edilir. Yüzey yapısı ile ilgili veriler x, y ve z eksenlerinde 3D görüntüler elde edilerek yapılır. Bu sistemde motorize ve yüksek hassasiyetli açılardırma imkanı ve rotasyon ünitesi sayesinde objenin tamamıyla ilgili tekrarlanabilir ve izlenebilir form ve pürüzlülük ölçümleri sağlamaktadır (213).

Bu sistemden endüstri ve üretim alanında sıklıkla yararlanılmaktadır. Bununla birlikte bu teknoloji, diş hekimliğinde dental implantların pürüzlülük ölçümleri, cerrahi dril ve frezlerin yapı ve formlarının belirlenmesi ve enjektör vb birçok medikal ürünün üretim sonrası kontrolleri gibi birçok malzemenin kalite kontrollerinde kullanılmaktadır (214).

2.4.7.7. Yüzey Pürüzlülüğü Analizi

Pürüzlülüğü incelenecekler maddeler için pürüzlülük makro ve mikro pürüzlülük olarak sınıflandırılabilir. Mikropürüzlülük, moleküler boyutlardaki girinti ve çıkıntıların malzeme yüzeyinde ufak dalga boylarında oluşturdukları dalgalanmalar şeklinde görülürken, makropürüzlülük daha büyük boyutlardaki girinti ve çıkıntıların büyük dalga boylarında oluşturdukları dalgalanmalardır. Günümüzde yüzey karakterizasyonu işlemi iki boyutlu ve üç boyutlu olarak nanometre seviyesinde ölçümlerle tespit edilebilirken, birçok çalışmada mikron seviyede değerler verilmiştir (215).

Yüzey kalitesinin sayısal değerlerinin belirlemede iki yöntem mevcuttur: Bu yöntemler “ortalama çizgi” (M) ve “zarf sistemi” olarak sınıflandırılabilir. Genellikle bu yöntemlerden M metodu ve yüzey pürüzlülük ölçme kriteri olarak da ortalama pürüzlülük değeri (Ra) kullanılmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü, pürüzlülük değerine bağlı olarak değişen ve “değerlendirme uzunluğu” olarak tanımlanan standart bir aralıkta ölçülmektedir (216, 217).

Ra numunenin yüzeyinde oluşan girinti ve çıkıntıların alan bakımından eşitlendiği orta eksenin üstünde ve altında kalan alanların aritmetik ortalamasını veren çizgiler arası mesafedir. Rq (RMS) ise orta eksenin altında ve üstünde meydana gelen sapmaların geometrik ortalama değeri olarak tanımlanmaktadır. Değerlendirme aralığındaki en yüksek beş çıkıntı ile en derin beş girintinin mutlak değerlerinin ortalaması Rz olarak

adlandırılır. Rz kısaca pik pürüzlüktür yani yüzey profilinde yaralan en yüksek piktir. Değerlendirme aralığındaki filtre edilmemiş pürüzlülüğün en yüksek çıkıntısı ile en derin girintisi arasındaki mesafe R_{max} (R_y), filtre edilmiş pürüzlülüğün en yüksek tepesi ile en derin girintisi arasındaki mesafe de R_t olarak adlandırılmaktadır. Bu değerlerle beraber pürüzlülükle ilgili daha onlarca parametre mevcuttur (218).

2.4.8. Kemik Doku

Kemik dokusu, hücreler, organik matriks, inorganik matriks ve çözünebilen sinyal faktörleri olmak üzere dört mikroyapısal bileşenden oluşmaktadır (219). Kemik dokunun hücreleri osteojenik hücreler ve osteoklastlardan oluşmaktadır. Osteojenik hücreler de kemiğin oluşmasından ve devamlılığının korunmasından sorumlu olan osteoprogenitörler, preosteoblastlar, osteoblastlar, osteositler ve kemik yüzeyini döşeyen hücreleri içermektedir (220).

2.4.8.1. Kemik Matriksi

Kemik matriksi organik ve inorganik matriksden oluşur. Organik matriksi %90'ı kollajen lifler, %10'u kollajenden oluşmayan proteinlerden oluşmuştur. Bu kollajen dokunun %95'ni tip I kollajen, kalan kısmı ise tip V ve tip III kollajen liflerden oluşmuştur. Mekanik yükler altında oluşan Tip XII kollajen de gözlenebilmektedir. Kemik dokunun organik matriksini oluşturan kollajenden oluşmayan proteinler ise proteoglikanlar, glikoproteinler, plazmadan kaynaklanan proteinler, büyüme faktörleri ve karboksiglutamik asit içeren proteinlerdir (221). Kemikteki inorganik matriks ise kalsiyum ve fosfor, bikarbonat, sitrat, magnezyum, sodyum ve potasyumdan oluşmaktadır. Kemikteki hidroksilapatit kristallerini kalsiyum, fosfat ve karbonat mineralleri oluşturmaktadır. Bu kristaller kollajen boşlukları arasında depolanan yassı plaklardır (222).

2.4.8.2. Kemik Dokunun Hücreleri

2.4.8.2.1. Osteoprogenitör Hücreler

Mezenkimden köken alan osteoprogenitör hücreler mitoz bölünme özelliğine sahip olup, olgun kemik hücreleri olan osteoblast ve osteoklastlara farklılaşabilmektedirler (220).

2.4.8.2.2. Osteoblastlar

Bu hücreler ortalama 20 - 30 mikron boyutunda kübik ya da prizmatik yapıdadırlar (221), iri ve tek çekirdeğe sahiptirler (223). Bu hücrelerin ortalama boyutları 20 - 30 mikron kadardır. Kemik yüzeyindeki bölünme özellikleri olmayan osteoblastların elektron mikroskopunda incelendiğinde çok sayıda girinti ve çıkıntı içeren endoplazmik retikulum, bol serbest ribozom ve poliribozomlara sahip oldukları gözlenmektedir. Golgi organı ve mitokondriler oldukça gelişmiştir ve hücre yüzeyinde az miktarda kısa, mikrovilluslar görülmektedir (224). Osteoblastlar kemik matriksinin organik bileşenlerinin sentezlenmesi, depolanması ve mineralizasyonunda görev alırlar. Osteoblastlar günde 2-3 mikron kadar organik matriks üretirler ve bu hücrelerin salgıladıkları alkalın fosfataz enzimi günde 1-2 mikron hızında mineralizasyon sağlamaktadır (221). Osteoblastlar kısa sitoplazmik uzantıları ile komşu osteoblastlarla, ayrıca uzun uzantıları ‘gap junction’ denilen bağlantılar ile osteositlerle iletişindedirler (223). Osteoblastlar zamanla kendilerini salgıladıkları ekstrasellüler matrikse gömer ve “osteosit” halini alır (225).

2.4.8.2.3. Osteositler

Osteositler kemik canlılığı ve iç dengede çok önemli rol almaktadır ve metabolik açıdan osteoblastlara nazaran daha pasif hücrelerdir. Osteoblastların, osteosite dönüşme hızı kemik turn-overına bağlıdır. Kemik oluşum hızı arttıkça bölge hacmi içinde kalan osteosit sayısı da artar (226). Osteositler zamanla matriks üretemez duruma gelirler ve boyut olarak küçülürler. Bu hücreler yavaş yavaş çevrelerindeki matriksi rezorbe ederek lakünleri oluşturur ve kendileri de bu lakünlerin içinde yer alırlar (219). Her lakünada sadece bir osteosit bulunmakla birlikte, bu hücreler osteoblastlarla karşılaştırıldığında daha yassı elips şeklindedirler ve küçük çekirdeklere ve az sayıda mitokondriye sahiptirler. Osteositler kemik matriksinin sürdürülmesinde aktif rol alırlar (227). Bu hücreler kendi sitoplazmik uzantıları ile gap junctionları oluştururlar ve bu yapının aracılığı ile birbirleriyle bağlantılı haldedirler (228). Osteositler kana kalsiyum salınması ve hemostatik dengenin sağlanması gibi metabolik görevlere sahiptir (223) ve bu hücreler birkaç yıl yaşarlar. Çünkü bu hücreler kemik hücrelerinin son ürünüdür ve yenilenemezler. Hücre turnoverı osteoblast prekürsör hücrelerinin farklılaşması sonucu oluşmaktadır (224).

2.4.8.2.4. Osteoklastlar

Osteoklastlar çok sayıda çekirdeğe ve asidofilik sitoplâzmaya sahip büyük boyutlu hücreler olmakla birlikte, kemik yıkımından sorumlu esas hücrelerdir. Osteoklastlar genellikle kemik yapım ve yıkımının hızlandığı bölgelerde bulunmaktadır (229). Bu hücreler kemik rezorpsiyonunun gerçekleştiği alanlarda, “Howship lakünası” adı verilen sığ çukurcularda otururlar. Osteoklastların, kemik matriksine bakan yüzeyleri, tırtıklı bir yapıdadır ve bu yapı sayesinde osteoklastlar rezorbe olacak kemik dokuya tutunabilmektedirler. Bu girinti-çukuntulu yüzeyin bulunduğu kenarda rezorpsiyon gerçekleşmektedir (221). Rezorpsiyon işlemi bölgeye hidrojen iyonları ve proteolitik enzimlerin salınmasıyla gerçekleşir (229). Bu enzimleri lizozomal hidrolaz, kollajenaz ve jelatinaz gibi metalloproteinazlar oluşturmaktadır. Kemik dokuda oluşturulan rezorpsiyon sonrası ortaya çıkan aminoasit, monosakkarit gibi yıkım ürünleri yine bu hücrelerce endositoz yolu ile alınıp dolaşıma kazandırılır (229).

2.4.8.2.5. Mini Vidaya Karşı Kemikte Oluşan Erken Biyolojik Yanıt

Mini vida kemik içerisine yerleştirildiğinde ilk olarak inflamatuvar cevap oluşmaktadır. Bunun sebebi yerleştirilme sırasında oluşan cerrahi travmadır (230). Bu inflamasyon bölgeye polimorfonükleer lökositlerin (PMNL) ve daha sonra da monositlerin göç etmesi ile başlar. Mini vida ve kanın teması sonucu kan ve doku sıvıları kaynaklı proteinler vida yüzeyine tutunmaktadır (231). Mini vidanın yerleştirilmesinin ardından erken evrede osteojenik hücreler tarafından non-kollajenöz matriks salgılanır ve bu doku lamina limitansa benzer şekilde birikmektedir. Mini vida yüzeyinde oluşan proteinden zengin bu tabaka hücre adezyonlarını ve minerallerin bağlanabilmelerini sağlamaktadır (231). Bu nedenle mini vidanın yerleştirilmesi ardından gelişen bu süreç osteoblastların ilk andan itibaren vidanın çevresinde birikmeye başladığını göstermektedir (232). Vida kemik içerisine yerleştirildiğinde oluşması istenen osteogenezisin temelini kemik duvarda birikmeye başlayan sement çizgileri ve vida yüzeyinde oluşan mineralizasyon oluşturmaktadır (231). Osteointegrasyon süreci denilen bu süreç 3 aşamada oluşur (233):

I. Örgü kemik oluşumu II. Kemik kütleinin adaptasyonu III. Kemik remodelasyonu

I. Örgü kemik

Vida yerleştirildikten sonra ilk olarak oluşan kemik doku örgü kemiktir. Bu yapı ilkel bir kemik doku olarak düşünülebilir ve düzensiz şekilde dizilmiş kollajen fibriller, düzensiz şekilli osteoidler ve düşük mineral yoğunluğuna sahiptir. Cerrahi işlemden 4-6 hafta sonra örgü kemik yoğun bir şekilde gözlenir (234). Örgü kemik olgun kemikten çok daha yumuşak olmasına rağmen vidanın stabilizasyonunda önemli rol oynar (233).

II. Kemik kütleinin adaptasyonu

Örgü kemiğin oluşumunun ardından ikinci ayda, kemiğin yapısı en düzenli kemik tipi olan lameller kemiğe dönmeye başlar. Bu doku paralel fibrillerden oluşmaktadır. Bu şekilde sıralanmış kollajen fibriller kemiğin yüksek dayanıklılığa sahip olmasını sağlar (234). İskelette yük taşıyan esas kemik lameller kemiktir ve örgü kemiğe göre çok daha fazla mineralizedir (233).

III. Kemik remodelasyonu

Kemik remodelasyonu vidanın yerleştirilmesinin ardından 3. ayda başlar ve osseointegrasyon sürecinin son safhasıdır. Bu remodelasyon süreci, trabeküler kemik için ortalama 4 ay, kortikal kemik için ise ortalama 6 aydır (233).

Kemik oluşumu en iyi şekilde farklı boyama yöntemlerinin kullanıldığı histolojik kesitlerde görülmektedir.

2.4.8.3. Histolojik Kesitlerin Boyanması

Asidik ve bazik bileşiklere benzeyen boyalar histolojik incelemelerde kullanılmaktadır. Bazofilik yapılar bazik boya ile, asidofilik dokular ise asit boya ile daha kolay boyanmaktadır. Hematoksilen bazik boyalardan biridir. Bazik boya ile reaksiyona girip boyanan yapılar nükleoproteinler ve glikozaminoglikanlar sayesinde boyanır. Eozin ise asit boyalardandır. Mitokondriler, salgı granülleri ve kollajen gibi asidofilik yapılar bu boya ile boyanmaktadır. Histolojik incelemelerde en sık kullanılan boya çeşidi hematoksilen ve eozin kombinasyonudur. Hücre çekirdeği ve hücrenin diğer asidik kısımları hematoksilen ile maviye boyanmaktadır (235). Bir diğer histolojik boyama şekli olan Trikrom boyama şekli Masson tarafından geliştirilmiştir. Bu boya hücre çekirdeği, sitoplazma ve ekstrasellüler kollajenler boyamayı sağlamaktadır (236).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Deneylerde Kullanılan Hayvanların Özellikleri

Bu deneyde 9-12 aylık, ortalama ağırlıkları 3014 gram (3000-3400 gram) olan daha önce herhangi bir çalışma yapılmayan 14 adet yetişkin dişi Yeni Zellanda cinsi (*Oryctolagus Cuniculus L.*) tavşan kullanıldı. Çalışma başlangıcında veteriner hekim tarafından sağlık kontrolü yapılan hayvanlar rastgele 2'şerli olarak kafeslere alınıp, preoperatif 1 ay boyunca karantinaya alınarak izlendi. Hayvanlar 22 santigrad derece (°C) sıcaklıkta, 12 saat aydınlıkta ve 12 saat karanlıkta kalacak şekilde takip edildiler.

Bu araştırma "Erciyes Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu" tarafından 15.03.2017 tarihinde 17/032 karar no ile onaylanmıştır.

Deney hayvanları üzerinde çalışabilme hakkı ve yetkisi tanıyan Erciyes Üniversitesi Sürekli Eğitim Merkezi'nin (ERSEM) düzenlediği deney hayvanları S-17-0085 nolu kullanım sertifikası alınarak deney gerçekleştirilmiştir. Tavşanlar sağlık ve standardizasyon açısından deney hayvanları üretimi konusunda Tarım İl Müdürlüğü tarafından 11.06.2010 tarihinde 38 sıra no ile ruhsat verilen "Saki Yenilli Deney Hayvanları Üretim Laboratuvarı"ndan temin edildi. Erciyes Üniversitesi Deneysel Araştırmalar Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde (DEKAM) 50x80x50 cm boyutlarında paslanmaz çelik kafeslere, her kafeste 2 tavşan olacak şekilde, yerleştirildi. Tüm hayvanlara sınırsız kemirgen yemi ve su sağlandı (Resim 3.1). Bu tez çalışmasında her bir tavşanın tibia bölgesine 2 adet mini vida yerleştirilmesi planlandı. Bu deney, 20 Aralık 1974 tarihli Hayvan Refahı Yasası, No. 73, Bölüm VI Bölüm 20-22 ve 15 Ocak 1996 tarihli Hayvan Deneyleri Yönetmeliği'ne göre gerçekleştirilmiştir.



Resim 3.1. Deney hayvanlarının barındığı kafesler

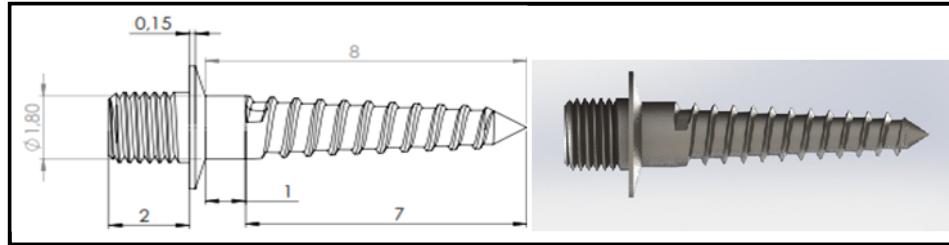
3.2. Deneyde Kullanılan Mini Vidalar

3.2.1. Mini Vidaların Özellikleri

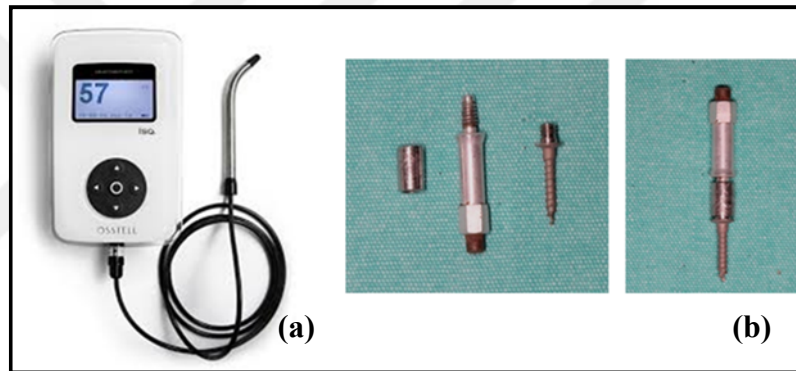
Bu çalışmada kullanılan tüm mini vidalar 1,8 mm çapında, 8 mm uzunluğunda silindirik şekilli mini vidalardır (Şekil 3.1). Mini vidalar derece 4 olarak adlandırılan saf titanyumdan üretilmiş olup, yüzeyleri osseointegre olabilme özelliğine sahip olarak hazırlanmıştır.

Bu çalışmada mini vidaların klinik stabiliteyi Osstell® ISQ cihazından yararlanılarak RSA yöntemi ile ölçüldü. Bu ölçüm için mini vidaların baş kısmı yivler içerecek şekilde hazırlandı. Aynı zamanda bu yivlerle Osstell® ISQ cihazının vidaya monte edilen parçası olan SmartPeg arasında bağlantı kuracak bir ara parça üretildi. Çünkü SmartPeg adı verilen aktarıcılar dental implantların baş kısmı ile uyumlu bir şekilde üretilmektedir ve başlık tasarımı olarak dental implantlardan farklı olan mini vidalar için uygun değildir. Mini vidanın baş kısmında oluşturulacak yivler ve SmartPeg ile bağlantı sağlayacak ara parça ile bu sorun ortadan kaldırılmıştır. Böylece mini vidanın stabilitesini ölçebilmek amacıyla kullanılan SmartPeg mini vidaya monte edilerek Osstell® ISQ cihazından (Integration Diagnostics AB, Göteborg,Sweden) yararlanılıp

RSA (Rezonans Sıklığı Analizi) ile vidanın stabilite değerlerinin elde edilmesi planlanmıştır (Resim 3.2).



Şekil 3.1. Baş kısmında da yivleri olan özel hazırlanmış 1,8 x 8 mm boyutlarındaki mini vidanın teknik çizim



Resim 3.2. Osstell® ISQ cihazı (a) ve mini vidanın, SmartPegin mini vidaya yerleştirilmesi (b)

3.2.2. Mini Vidaların Üretim Aşamaları

Bu tez çalışmasında kullanılan mini vidalar çalışmaya özel olarak hazırlanmıştır. Mini vidalar, implant üretimi ve satışı konusunda yasal izinli, Sağlık Bakanlığı'na bağlı "Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Ulusal Bilgi Bankasına (TİTUBB)" kayıtlı S.C. Medikal Ürünler San. Ve Tic. LTD. ŞTİ. tarafından üretildi. Vidalar teknik çizimler doğrultusunda grade 4 saf titanyumdan başarılı bir şekilde üretildikten sonra yüzeylerinde çapaklar alınıp sulu yıkama işlemine tabi tutuldular. Mini vidalar Wennerberg ve Albrektsson'nun belirttiği en iyi kemik integrasyonunu sağlayan yüzey pürüzlülüğünü elde etmek için SLA yöntemi ile pürüzlendirilerek 1 ve 1,5 µm yüzey pürüzlülüğüne sahip olacak şekilde 2 grup halinde üretilmiştir. SLA yönteminde, mini vidaların yüzeylerine alüminyum oksit partikülleri püskürtülerek kumlama işlemi

uygulandı. Kumlama işlemi ile vidaların yüzeylerinde makro pürüzlülük oluşturulmasının ardından, 11-13 dakika kadar asitleme işlemi yapılması ile de mikro çukurcuklar oluşturulmuştur. Asitleme işleminin süresinde yapılan modifikasyonlar yüzeyde istenilen pürüzlülük miktarına ulaşmayı sağlamaktadır. Asitleme ile istenilen mikro pürüzlülük elde edilirken, aynı zamanda kum artıklarının temizlenmesi ve yüzeyin homojen bir yapı kazanması da sağlanmıştır.

Asitleme işleminin ardından mini vidalar temiz odaya alınıp, burada deterjanla yıkama, ultrasonik yıkama, 2 aşamalı durulama ve 3-4 saat kadar vakumlu kurutma işlemine tabi tutulduktan sonra paketlenmiştir. Paketlemenin ardından tüm ürünler Türkiye Atom Enerjisi Kurumu'na ait Gama Işınlama Tesisi'ne gönderilip burada gama ışını ile sterilizasyonları yapılmıştır. Bu işlem sonrasında mini vidalar kutulanıp ve kutuların üzeri etiketlendikten sonra deney için kullanıma hazır hale getirilmiştir (Resim 3.3).

Mini vidaların genel şekilleri, yüzeylerin homojenite ve morfolojisi, vida yüzeyinin kumlama sırasında kullanılan alüminyum oksit partiküllerinden izole edilmediğini tespiti için gerekli analizler Atılım Üniversitesi Metal Şekillendirme Mükemmeliyet Merkezi'nde SEM ve EDS analizleri ile yapıldı. Vidaların pürüzlülükleri ise bu tesis bünyesinde yer alan "Alicona" (Imaging GmbH, Infinite Focus Microscope, Graz/ Austria) adı verilen 3D optik ölçüm sistemi sağlayabilen "Infinite Focus Mikroskop Serisi" ile incelendi. Pürüzlülük miktarları bu cihaz aracılığı ile IFM (Infinite Focus Mikroskopy) analizi yapılarak değerlendirildi. Bu teknoloji ile mini vidanın üç boyutlu veri seti elde edilip, cihaza ait özel bir yazılım sayesinde de hem pürüzlülük hem de form ölçümleri yapıldı (Resim 3.4). Pürüzlülük miktarını belirlemek amacı ile yapılan IFM analizi sonucunda numune profilinin ortalama pürüzlülük değerini ifade eden "Ra değeri" kullanılmıştır (Resim 3.4).

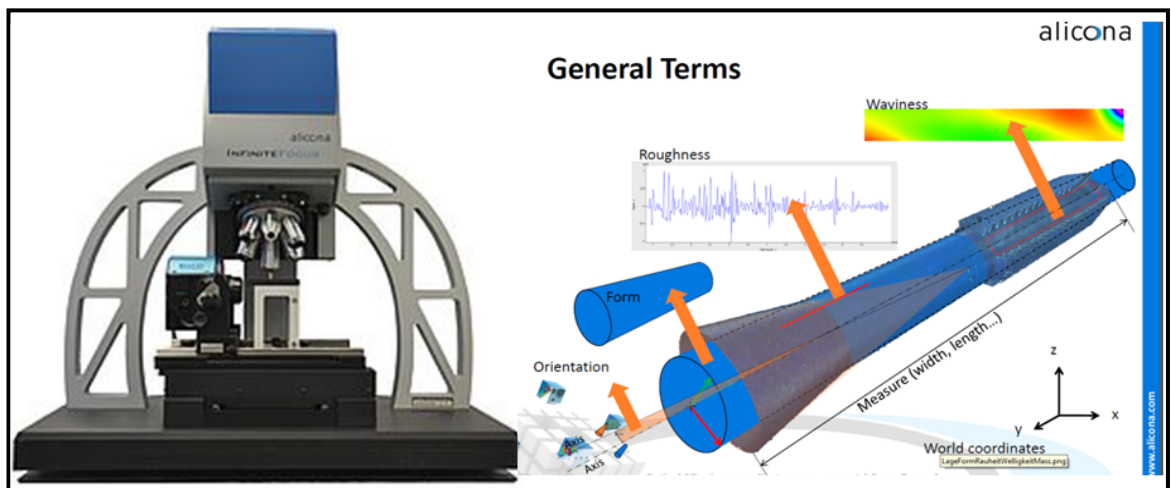
IFM, SEM ve EDS analizleri, bu çalışmaya özel üretilmiş olan 1 ve 1,5 µm pürüzlülüğe sahip mini vidalar arasından rastgele seçilen 3 'er adet mini vida üzerinde gerçekleştirildi. Bununla birlikte yüzeyin özellikleri ve morfolojisi açısından karşılaştırma yapılabilmesi için üretici firma tarafından hazırlanan ürün talimatlarında parlak yüzeye sahip olarak üretildiği belirtilen PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) adlı ticari markaya ait 3 adet mini vidanın da yüzeyleri aynı metotlarla incelenmiştir. Tüm mini vidalar yapılan analizler süresince yüzey

kontaminasyonu önlenecek şekilde dikkatli bir şekilde değerlendirildi. Mini vidalar sterilize edilmiş olarak buldukları kendi orijinal paketlerinden inceleme prosedürünün hemen öncesinde çıkartıldı ve bu süre zarfında vidalar yabancı cisim temasından kaçınılarak plastik tutucular ve tek kullanımlık eldivenler kullanılarak taşındı.

IFM analizi, her bir mini vidanın yiv içeren gövdesinin baş, orta ve uç kısımlarındaki yivler üzerinde ayrı ayrı yapılmış ve bu değerlerin ortalamaları alınarak pürüzlülük miktarları belirlenmiştir. Ayrıca bu yöntem ile vida yüzeyinin homojenitesi hakkında da bilgi elde edilmiştir.



Resim 3.3. Özel paketlerindeki mini vidalar



Resim 3.4. Alicona (Imaging GmbH, Infinite Focus Microscope, Graz/ Austria)

Mini vidaların genel şekilleri, yüzeylerin homojenite ve morfolojisi ise yine aynı merkezde yer alan EVO® LS 15 Series SEM (ZEISS Microscopy- Jena/Germany)

marka taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile 55-150x büyütmede incelendi (Resim 3.5). Ayrıca vidaların yüzeylerinin elemental haritasını belirlemek için EDS analizi kullanıldı. Bu analiz ile yüzeylerin pürüzlülük elde etmek amacı ile yapılan kumlama işlemi sırasında kullanılan alüminyum oksit partiküllerinden izole edilip edilmediği de tespit edilmiştir. EDS analizi, SEM cihazının bir ataçmanı olan Bruker Quantax 400 The Flash® 5000 series (Berlin/Germany) EDS (Electron Dispersive Spectroscopy) dedektörü ile 1000x büyütmede gerçekleştirildi. X-ray mikro-analiz yöntemi (EDS) ile mini vidaların temel yapısının ve yüzeyde gözlenen diğer partiküllerin elemental analizi yapıp yüzeyin elemental spektrumu elde edildi (Resim 3.6).

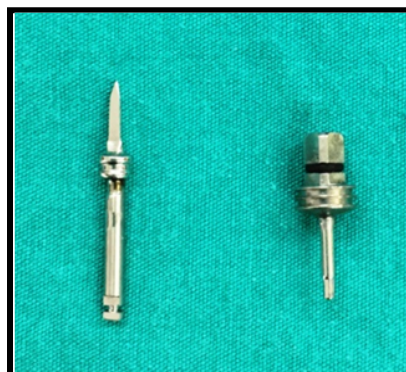


Resim 3.5. EVO® LS 15 Series SEM (ZEISS Microscopy- Jena/Germany)



Resim 3.6. Bruker Quantax 400 The Flash® 5000 series EDS (Berlin/Germany)

Mini vidaların üretiminden sonra aynı firma tarafından 1,25 mm çapında lance drill adı verilen “kemik frezi” ve mini vidanın kemik içine gönderilmesinde kullanılan, vidaların baş kısmı ile uyumlu olarak tasarlanmış taşıma parçası üretildi (Resim 3.7). Lance drill vidaların kemik içine yerleştirilmesi öncesi drilleme yapılması amacı ile kullanılmaktadır.



Resim 3.7. Kemik frezi-lance drill (solda), taşıyıcı parça (sağda)

3.3. Çalışma Planı

Deneyde kullanılan tavşanlar mini vida uygulamasından hemen sonra, 4 hafta, 8 hafta sonra kuvvet uygulanan ve kuvvet uygulanması yapılmayan kontrol grubu olarak rastgele 4 gruba ayrıldı. Bu gruplar mini vida uygulamasından sonra hemen kuvvet yükleme grubu, 4 hafta sonra kuvvet yükleme grubu, 8 hafta sonra kuvvet yükleme grubu ve kuvvet uygulanmayan kontrol grubu olarak oluşturuldu. Kuvvet yüklemesi yapılan her bir deney grubundaki 4'er adet tavşana toplam 16'şar adet mini vida uygulanmıştır. Kontrol grubunu oluşturan 2 adet tavşana ise 8 adet mini vida uygulanmıştır. Bu sayılar çalışma öncesi yapılan güç (power) analizi ile belirlendi. Ayrıca bu gruplarda kendi içinde ikiye ayrılarak, grubun yarısına 1 µm diğer yarısına 1,5 µm pürüzlülüğe sahip mini vidalar yerleştirildi (Tablo 3.1). Tavşanların her bir tibiasına 2 adet mini vida yerleştirilmiş olup, bir tavşana toplam 4 adet mini vida yerleştirilmiştir. Sonuç olarak bu çalışmada 56 adet mini vida kullanılmış olup, deney gruplarındaki tüm mini vidalara 500'er gr kuvvet uygulanırken, kontrol grubundaki mini vidalara kuvvet uygulanmadı.

Tablo 3.1. Deney ve Kontrol Grubundaki Mini Vidaların Dağılımı

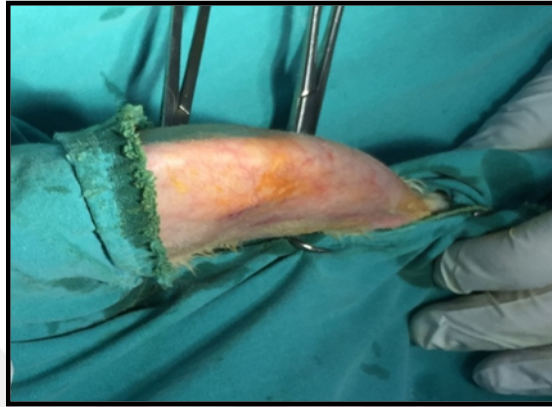
Yükleme Zamanı Yüzey Pürüzlülüğü	1. Grup Hemen Yüklemeye	2. Grup 4 Hafta Sonra Yüklemeye	3. Grup 8 Hafta Sonra Yüklemeye	4. Grup Kontrol Grubu
1 µm	8 mini vida (500 gr)	8 mini vida (500 gr)	8 mini vida (500 gr)	4 mini vida
1,5 µm	8 mini vida (500 gr)	8 mini vida (500 gr)	8 mini vida (500 gr)	4 mini vida

3.3.1. Anestezi

Tavşanlarda sedasyon amacı ile 5 mg/kg % 2'lik Xylazine hydrochloride (Rompun, Bayer), anestezi için ise 35 mg/kg % 10'luk Ketamine (Ketalar Flakon, Pfizer) kullanılmıştır. Her bir denek elektronik tartı ile tartılarak, ağırlıklarına göre anestezi ilaç dozu hesaplandıktan sonra, intramüsküler enjeksiyonla uyutuldu. Genel anestezinin ardından intraoperatif ve postoperatif kanamayı kontrol edebilmek amacıyla 0,5cc, 0,006 mg/ml epinefrin içeren %4 lük artikain (Ultracain D-S Forte-Aventis, İstanbul, Türkiye) lokal anestezi opere edilecek sahaya uygulandı.

3.3.2. Preoperatif Hazırlık

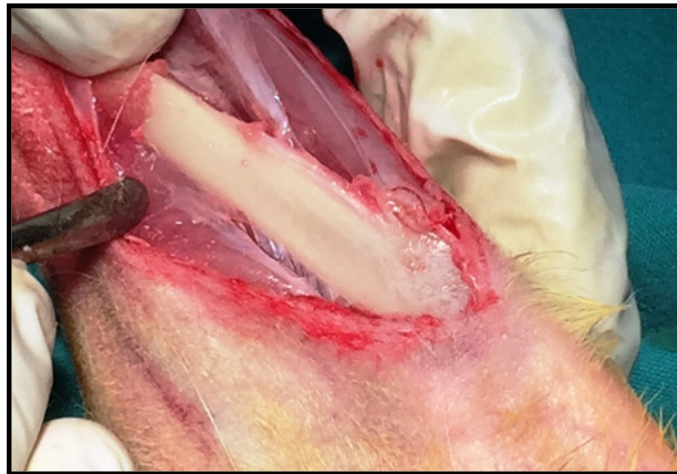
Opere edilecek alan, tibianın alt ve üst eklemine içine alacak şekilde traş edildikten sonra deri antiseptiği povidon iyodür %10 (Biokadin®, Adeka) ile dezenfekte edilerek hazırlandı (Şekil 24). Bölge steril örtülerle izole edildi (Resim 3.8).



Resim 3.8. Tavşan Tibiasının Operasyona Hazırlanması

3.3.3. Cerrahi Teknik

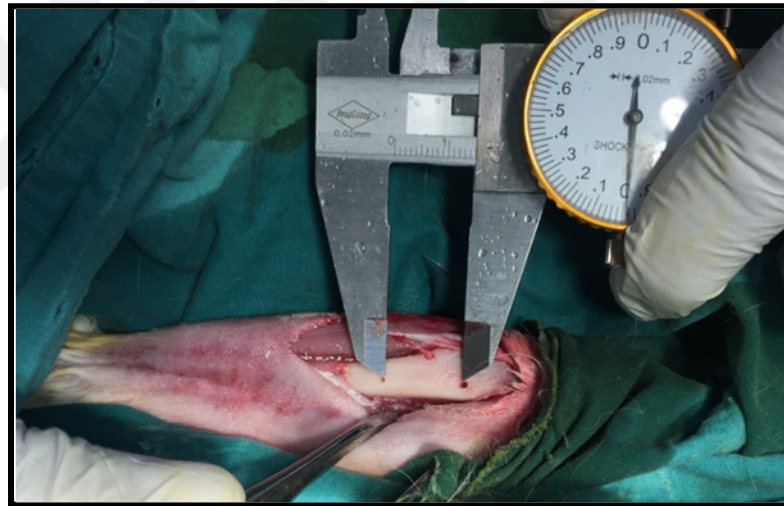
Anestezinin ardından steril cerrahi örtü ile kaplanan tibia bölgelerinde, tibial proksimal metafizi medialinden distale doğru uzanan 2 cm'lik cilt insizyonunu takiben künt diseksiyon ile cilt altı ve kas tabakaları geçildi. Bistüri yardımıyla yapılan periosteal kesi sonrasında tibial metafiz kemik yüzeyine ulaşıldı (Resim 3.9).



Resim 3.9. İnsizyon ve cerrahi alanın açığa çıkarılması

3.3.4. Mini Vidaların Yerleştirilmesi ve Kuvvetin Uygulanması

Mini vidaları Uysal ve ark.'nın çalışmasında belirtildiği gibi 15 mm'lik standart bir mesafede yerleştirilmek için uygulama öncesi vidaların yerleştirileceği yerler kemik kalemi ile işaretlendi (Resim 3.10). Tavşanlarda tibiayı oluşturan kemiğin çok kortikal olması nedeniyle mini vidalar pre-drilling metodu kullanılarak kemiğe yerleştirildi. Kemikte rehber yuvalar oluşturmak için Surgic XT (NSK) cerrahi mikromotor kullanıldı (Resim 3.11). Cerrahi mikromotor ile tork kontrolü sağlanarak ve serum fizyolojik soğutması altında, 1,25 mm çapında lance drill adı verilen kemik frezi ile 5 mm boyunda drilling yapılarak vidanın yerleştirileceği boşluk hazırlandı. Drilleme işlemi sırasında frezin vertikal boyutunun vida uzunluğunu aşmaması için frezin 5 mm'lik kısmı rond frezle işaretlenmiştir (Resim 3.12).



Resim 3.10. İki mini vida yuvası arasındaki mesafenin ölçümü

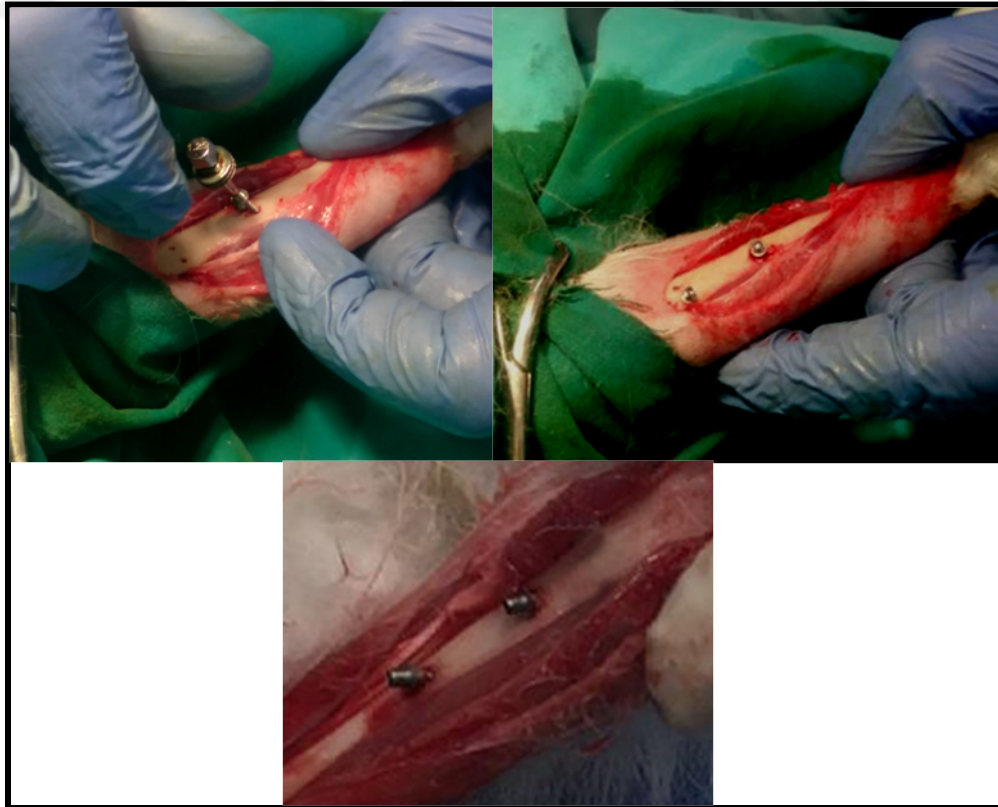


Resim 3.11. Surgic XT (NSK) cerrahi mikromotor

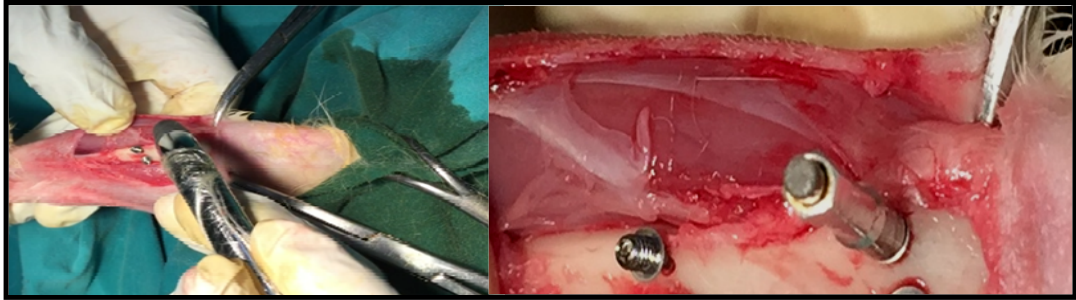


Resim 3.12. Kemik frezi ile drilling işlemi

Predrilling sonrası kutusundan çıkarılan steril mini vidalar taşıyıcı parçaya monte edilerek kemik içerisine monokortikal olarak yerleştirildi (Resim 3.13). Mini vidaların stabiliteyi yerleştirdikten sonra ve kuvvet uygulama süresi bitiminde Osstell® ISQ cihazı (Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden) ile ölçüldü (Resim 3.14).

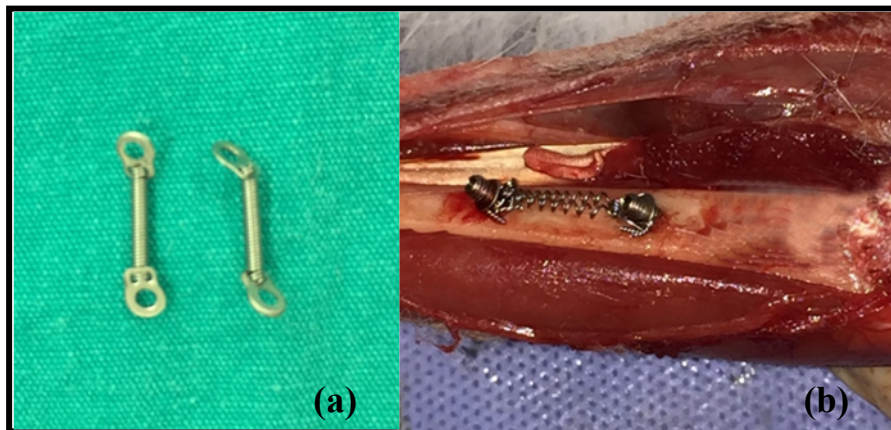


Resim 3.13. Mini vidanın taşıyıcı parça ile kemiğe yerleştirilmesi



Resim 3.14. Mini vidaların stabilitesinin Osstell® ISQ cihazı ile ölçülmesi

Hemen kuvvet yükleme grubundaki mini vidalara tek cerrahi uygulandı ve kuvveti uygulamak için nikel-titanyumdan üretilmiş (NiTi) kapalı yaylar mini vidaların yerleştirildiği seansda vidalara tel ligatürler ile bağlandı. Diğer gruplardaki tavşanlara ise 4 ve 8 haftalık iyileşme sürelerinin sonunda aynı yöntemle yapılan ikinci cerrahiler sırasında kapalı yaylar takılarak daha önceden yerleştirilmiş olan mini vidalara kuvvet uygulandı. Deney gruplarındaki tüm mini vidalara niti kapalı yaylar ile 500 gr kuvvetinde ortopedik yükler uygulanmıştır (Resim 3.15). Kapalı yayların uyguladığı kuvvet miktarı ortodontik kuvvetölçer ile ölçüldü (Resim 3.16).



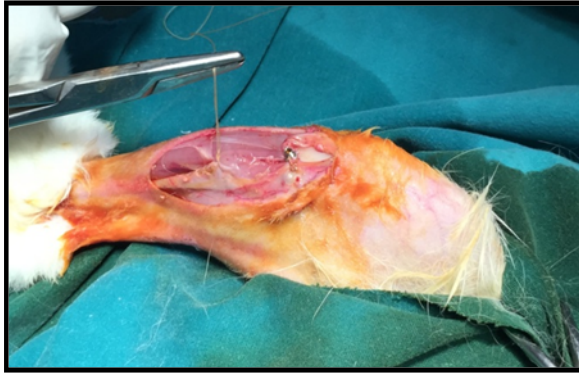
Resim 3.15. Nikel-titanyum kapalı yaylar (a), mini vidalara kuvvet uygulanması (b)



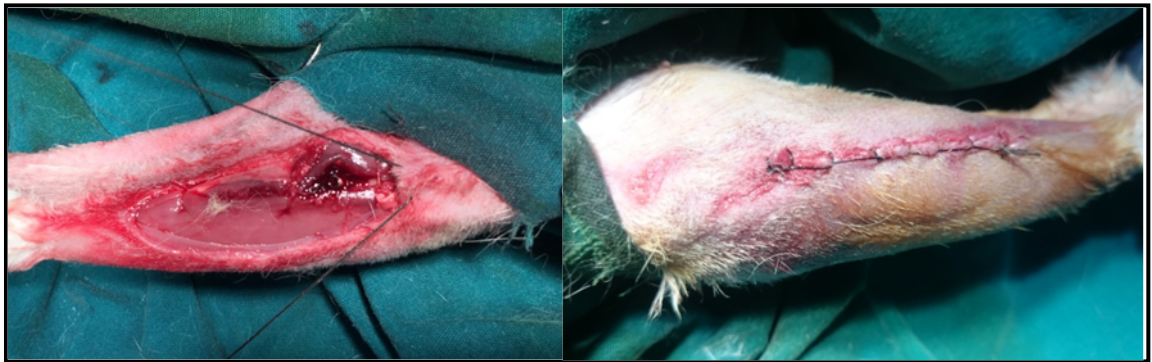
Resim 3.16. Ortodontik kuvvetölçer

3.3.5. Operasyon Bölgesinin Kapatılması

Yara bölgesinin derialtı dokuları 3-0 VICRYL (coated polyglactin 910, 2-0, undyed; ETHICON) iplikler ile dikildi (Resim 3.17). Deri dokusu ise 2-0 ipek iplikler (Neosilk, Setpa, Türkiye) ile kapatıldı (Şekil 3.18). Operasyondan sonra yara bölgesine 20 mg/kg Cefazolin sodium (Cefamezin 500 mg, Eczacıbaşı, İstanbul/Türkiye) kas içi enjeksiyon ile uygulandı.



Resim 3.17. Deri altı dokusunun vicryl ipliklerle dikilmesi



Resim 3.18. Derinin ipek ipliklerle dikilmesi

3.3.6. Cerrahi Sonrası Bakım

Cerrahi işlemin uygulandığı seans tüm tavşanlarda halsizlik gözlenmiştir. Bununla birlikte tavşanların 2. günden itibaren normal aktivitelerine döndüğü, gıda ve sıvı alımına başladığı görülmüştür. Cerrahi işlem geçiren tüm tavşanlar numaralandırılmış ayrı kafeslere konularak veteriner hekim gözetiminde tutulmuştur. Postoperatif 3 gün opere edilen tavşanların tümüne antibiyotik ve ağrı kesici kas içi enjeksiyon ile uygulanmıştır. Hayvanlara antibiyotik olarak 20 mg/kg cefazolin sodium (Cefamezin 500 mg, Eczacıbaşı, İstanbul/Türkiye) ve ağrı kesici olarak da 3mg/kg ketoprofen (profenid 100 mg, Eczacıbaşı, İstanbul, Türkiye) uygulandı.

Cerrahi sonrası operasyon bölgesine günde 1 kere oksitetrasiklin HCL sprey (Panox Deri Spreyi, Sanovel, Şişli-İstanbul/Türkiye) deri antibakteriyeli olarak kullanılmıştır. Bu mavi renkli sprey operasyon bölgesinden 10-15 cm uzaklıktan, en az 5 saniye veya lezyonlu bölge tamamen kaplanana kadar püskürtüldü. Deney süresince hayvanlar uygun besinlerle beslenmiştir. Günaşırı kontrolleri ve kilo takipleri yapılmıştır. Çalışma boyunca hayvanlarda kilo kaybına rastlanmamıştır. Dikişler 10. günde alındı.

3.3.7. Sakrifikasyon

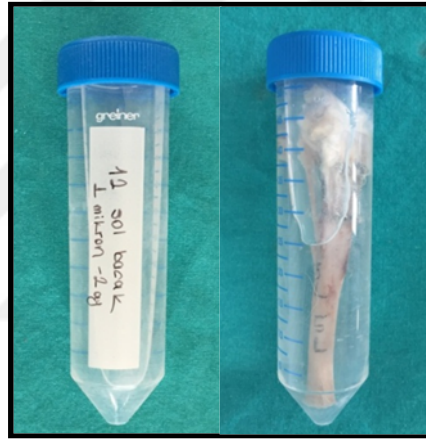
1. Grup: Bu grubu oluşturan 1 ve 1,5 µm pürüzlülükte tüm mini vidalara yerleştirilmelerinin hemen ardından 500 gr kuvvet yüklenmiş olup, tavşanlar 3 haftalık deney süresinin bitiminde sakrifiye edildi.
2. Grup: Bu gruptaki tavşanlara, 1 ve 1,5 µm pürüzlülükte mini vidaların yerleştirilmesinin ardından 4 haftalık bekleme süresi sonrası kuvvet uygulandı ve bu denekler 3 haftalık kuvvet uygulama süresi sonrası sakrifiye edildi.
3. Grup: Bu gruptaki tavşanlara ise 1 ve 1,5 µm pürüzlülükte mini vidaların yerleştirilmesinin ardından 8 haftalık bekleme süresi sonrası kuvvet uygulandı ve bu denekler 3 haftalık kuvvet uygulama süresi sonrası sakrifiye edildi.
4. Grup: Kontrol grubu, bu gruptaki tavşanlara ise 1 ve 1,5 µm pürüzlülükte mini vidaların yerleştirilmesinin ardından kuvvet uygulaması yapılmadı.

Tavşanları sakrifikasyonları yüksek doz anestezik enjeksiyonu ile solunum depresyonu sağlanarak gerçekleştirilmiştir. Sakrifikasyondan sonra tibia bölgesindeki yumuşak dokular sıyrılarak, mini vidalar ve çevre kemik dokusu tibial metafiz-diafiz arasından kemik pensi ile kesilerek diseke edilmiştir.

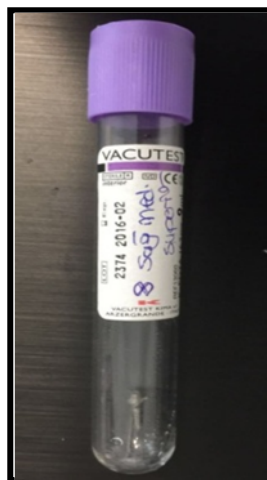
3.4. İnceleme Amacıyla Örneklerin Hazırlanması

Sakrifikasyondan sonra her gruptaki 1 ve 1,5 μm pürüzlülüğe sahip mini vidaların yarısı çevre kemik dokusu ile birlikte %4'lük tamponlanmış formaldehitte doldurulmuş, örnekleri tanımlayacak şekilde etiketlenmiş numune tüplerine alındı (Resim 3.19).

Örneklerin diğer yarısını oluşturan 1 ve 1,5 μm pürüzlülükteki mini vidalar ise yerleştirilmeleri sırasında kullanılan taşıyıcı parça ile tersine torklama ile çıkarıldı. Çıkarılan mini vidalar SEM, EDS ve IFM incelemesi yapılmak üzere önceden etiketlenmiş içi boş ayrı tüplere alındı (Resim 3.20). Böylece örneklerin yarısı histopatolojik diğer yarısı da biyomekanik analizler için hazırlanmıştır.



Resim 3.19. Histopatolojik incelemek gönderilmek üzere % 4'lük tamponlu formalin dolu numune tüplerine alınmış örnekler



Resim 3.20. Biyomekanik incelemeye gönderilmek üzere çıkarılmış mini vidaların ayrı numune tüplerine alınması

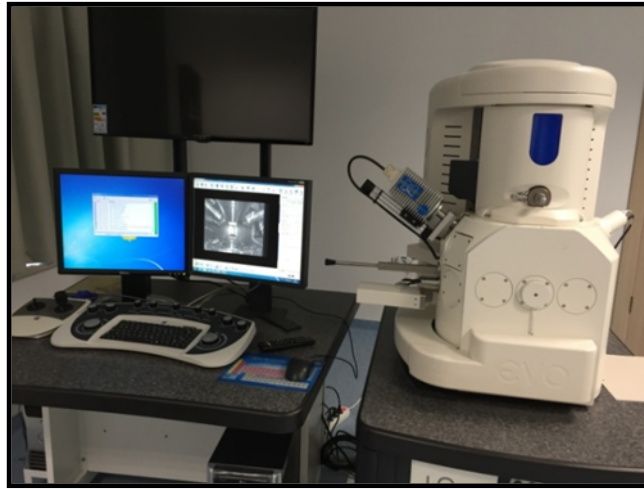
3.5. Stabilitenin Değerlendirilmesi

Deneklerin sakrifikasyonundan sonra tüm mini vidalar klinik olarak muayene edilerek mini vidaların mobiliteleri subjektif olarak değerlendirildi. Ardından vidaların stabiliteyi de yerleştirildikleri seansta yapıldığı gibi bir kez daha RSA yöntemi ile Osstell® ISQ cihazından (Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden) yararlanılarak ölçüldü. Daha sonra her mini vida için elde edilen bu iki değer istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

3.6. Biyomekanik Değerlendirme

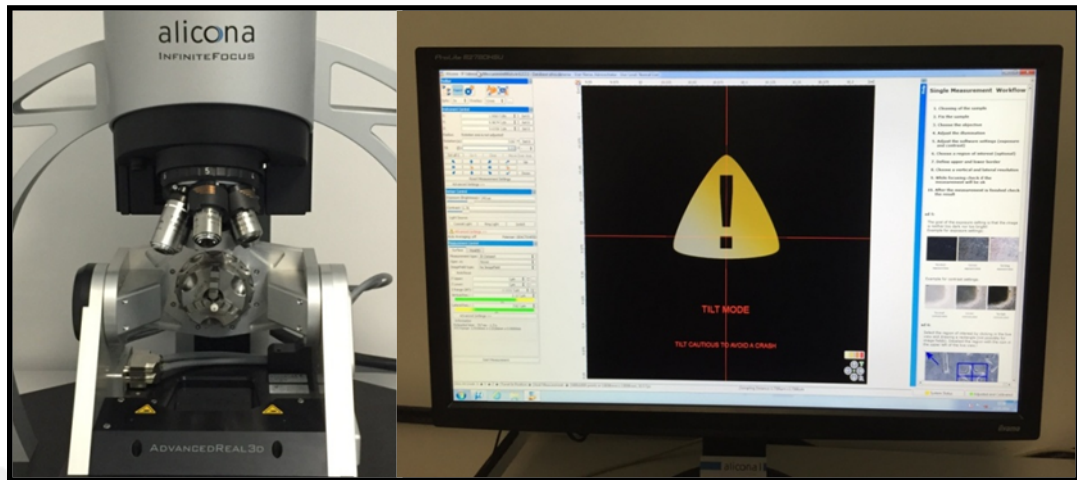
Çalışmanın biyomekanik değerlendirilmesi “Atılım Üniversitesi Metal Şekillendirme Mükemmeliyet Merkezi”nde gerçekleştirildi. Biyomekanik inceleme SEM, EDS ve IFM analizlerini kapsamaktadır.

SEM ve EDS Analizi: Taramalı elektron mikroskopi yöntemi ile mini vidaların çıkarılmalarının ardından değişen yüzey morfolojileri incelendi. Tüm mini vidalar buldukları tüplerden çıkarılarak yüzeylerine herhangi bir yabancı cismin teması önlenerek şekilde her biri aynı protokol ile değerlendirildi. İnceleme süresince vidalar plastik tutucular ve tek kullanımlık eldivenler kullanılarak taşındı. Vidaların yüzeyi 20 kV enerji ile EVO® LS 15 Series SEM (ZEISS Microscopy- Jena/Germany) marka taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelendi (Resim 3.21). Sistem vakum basıncı ölçüm boyunca 1×10^{-6} mbar olarak ayarlandı. Büyütme oranı 55-500x arasında değişmektedir. Mini vidalara ait yüzey görüntüleri bilgisayara aktarılıp, Smartsem yazılımı kullanılarak değerlendirildi. SEM değerlendirmesinin ardından mini vida yüzeylerinde görülen, vidanın esas metal alt yapısına ait olmayan partiküllere SEM’in bir ataçmanı olan EDS (Bruker Quantax 400 The Flash® 5000 series, Berlin/Germany) analizi yapılarak bu yapıların elemental haritası çıkarılmıştır (Resim 3.6). EDS analizi sırasında çalışma mesafesi (working distance) 8,5 mm olarak belirlenmiştir.

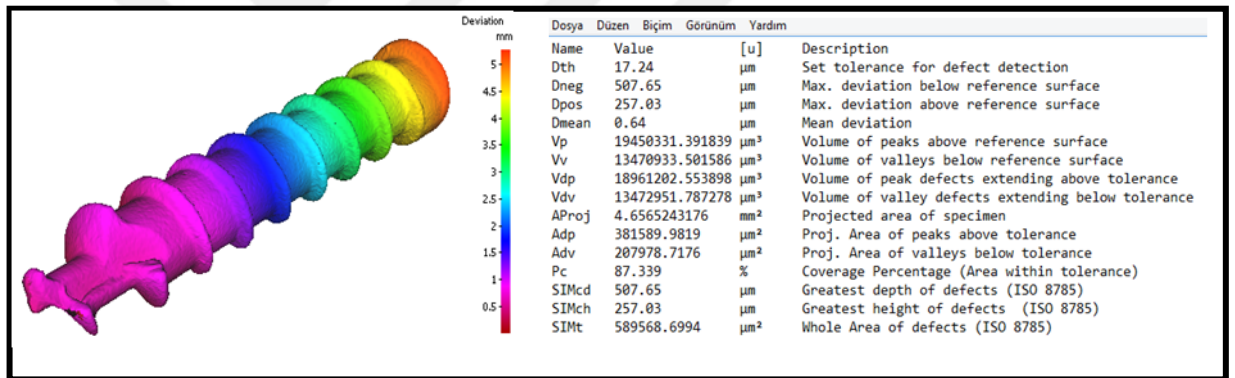


Resim 3.21. SEM’de mini vidaların incelenmesi

IFM Analizi: Bu analizin amacı mini vidaların kemik dokudan tersine torqlama ile çıkarılmalarının ardından yüzeylerinde mevcut olan kemik miktarının hacimsel olarak ve kemik alanının oransal olarak ölçülmesidir. Bu analiz “Alicona” (Imaging GmbH, Infinite Focus Microscope, Graz/ Austria) adı verilen 3D optik ölçüm sistemi ile yapıldı (Resim 3.4). Bu analiz sırasında numuneler 10°’lik açıda yerleştirildi ve 50 x büyütmede çalışıldı. Analize öncelikle bu deneye özel üretilmiş 1 ve 1,5 µm pürüzlülüğe sahip kullanılmamış mini vidalardan birer tanesinin taranıp 3 boyutlu kontrol görüntüsünün elde edilmesiyle başlandı. Bu işlemin ardından deneyde kullanılmış mini vidalar aynı protokolle tarandı. Mini vidaların 3 boyutlu görüntüsünün taranması işlemi bir optik kamera sistemi ve rotasyon ünitesi sayesinde numunenin 360 derece kendi etrafında döndürülmesi ile gerçekleşmektedir. Tarama işlemlerinin ardından bilgisayar ortamına aktarılan veriler arasında Alicona Cihazı’na ait özel bir yazılım ile karşılaştırma yapıldı (Resim 3.22). Bu karşılaştırma kullanılmamış mini vidalara ait görüntü üzerine kullanılmış ve yüzeyinde mikroskobik düzeyde kemik partikülleri bulunan mini vidaların görüntüsünün üst üste bindirilmesi ile gerçekleştirildi (Resim 3.23). İki görüntü arasındaki farklar farklı renklerle ifade edilmektedir. Analiz sonuçlarına göre x,y,z düzlemlerinde 3 boyutu olarak iki mini vida arasındaki farklar sayısal olarak belirlendi. Mini vida üzerindeki kemik hacmini veren V_p (μm^3) ve vida üzerindeki kemik doku alanı olan Ad_p (μm^2) ve incelenen tüm vida yüzeyini veren A_{proj} (mm^2) değerlerinin birbirine oranı olan Ad_p (μm^2)/ A_{proj} (mm^2)x100 değeri kullanıldı.



Resim 3.22. Mini vidaların ALICONA ile incelenmesi



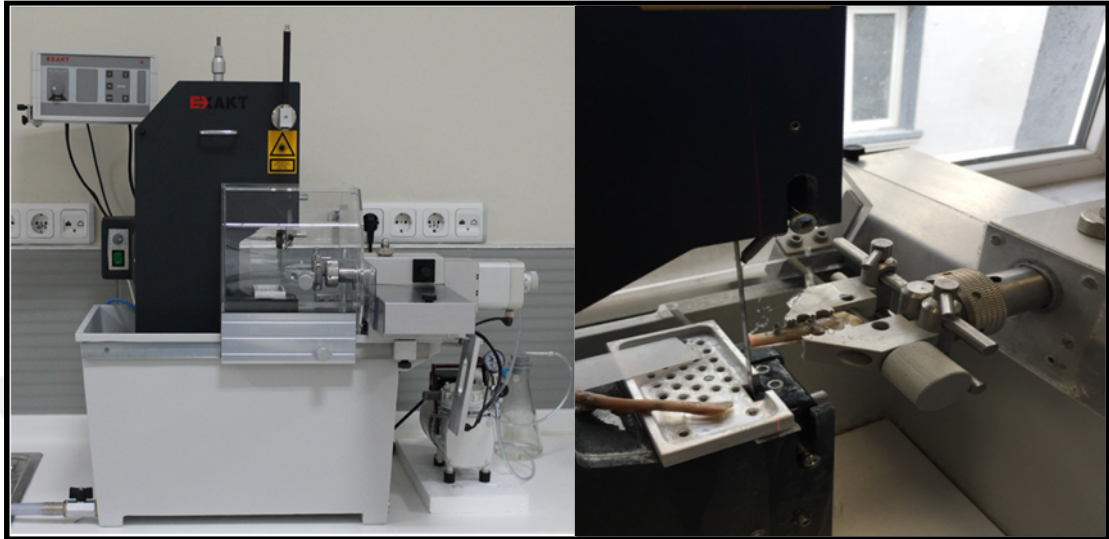
Resim 3.23. Kullanılmamış ve deneyde kullanılan mini vidaların üst üste bindirilmiş görüntüleri ve analiz sonuçları

3.7. Histopatolojik İnceleme

Çalışmanın kesitlerin alınması ve histolojik boyama işlemi Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Elde edilen histolojik kesitlerin histomorfometrik ölçümleri ise Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji-Embriyoloji Anabilim Dalı tarafından yapılmıştır.

Çevre kemik dokusu ile %4 lük nötral tamponlanmış formaldehit dolu tüplere alınan örnekler 2 haftalık fiksasyon süresinin ardından blok halinde gelerek kemik ve vida bileşiminden Exakt Sert Doku Hassas Kesme Cihazı ile su soğutması altında 2-3 mm kalınlığında kesitler alındı (Resim 3.24). Bu kesitler kemik bloklar içinde mini vidaların

olduğu bölgede vidaların vertikal olarak orta hatları boyunca çevre kemik dokusunu da içerecek şekilde alındı. Böylece bir mini vida örneğinden 2 adet kesit elde edildi.



Resim 3.24. Exakt Sert Doku Hassas Kesme Cihazı ile kesitlerin alınması

Kesitlerin alınmasının ardından örnekler %60, %80, %96, %100 oranlarında etanol içeren alkol havuzlarında birer gün süreyle dehidrate edildi (Resim 3.25).

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 içersinde 24 saat vakum altında infiltre edildi (Resim 3.25).

Daha sonra, örnekler metil metakrilat (Tecnovit 7200) içeren plastik kalıplar içersine vakum altında hava kabarcığı kalmayacak şekilde gömüldü. Örnekleri içeren bu kutucuklar 40°C’de, dalga boyu 450 nm olan ışık altında 8 saat süre ile polimerize edildi (Resim 3.26). Bu işlemin ardından tamamen sertleşmiş olan bloklar, ilk kesime hazırlamak ve paralel yüzey hazırlığını yapmak için şeffaf kutucuklardan çıkartıldı.

Polimerize edilen örneklerin düz olan alt yüzeyleri bir pleksiglas lam üzerine Technovit 7210 VLC (Kulzer & CO. GmbH, Friedrichsdorf, Almanya) kullanılarak vakum altında yapıştırıldı (Resim 3.27).

Lam üzerine yapıştırılmış bu örneklerden hassas kesme cihazına bağlı elmas testere (Exakt 300 CL, Exakt Apparaturbau, Norderstad, Almanya) ile 300-350 µm kalınlığında kesitler elde edildi (Resim 3.28). Bu kesitler, mikro aşındırma sistemine (Exakt 400 CS, Exakt Apparaturbau, Norderstad, Almanya) bağlı zımparalar ile 40 µm kalınlığına kadar inceltildi. Tüm bu işlemler sert doku kesit alımı işleminde tek örnekten elde edilen 2. kesit için de tekrarlandı.

Histomorfometrik analizler için örneklerden elde edilen 1. kesit Hematoksilen- Eosin ile 2. kesit ise Mason boyama yöntemi ile boyandı.

Hematoksilen- Eosin Boyama Tekniği:

1. Xylol I 5 dk
2. Xylol II 5 dk
3. Xylol III 5 dk
4. Preparatlar kurutulduktan sonra alkole alındı.
5. %100 Alkol I 5 dk
6. %100 Alkol II 5 dk
7. %95 Alkol 5 dk
8. %80 Alkol 5 dk
9. Distile su 5 dk
10. Hematoksilen 8 dk (boya her kullanışta süzüldü)
11. Akan su altında 5 dk yıkandı
12. Acid alkol
13. Akan su altında yıkandı
14. Doymuş lityum karbonat batırıp çıkarıldı
15. Akar suya batırıp çıkarıldı
16. Distile su 5dk (preparatlar kurulandı)
17. Eozin 2.5 dk
18. %95 Alkol 5 dk

19. %100 Alkol I 5 dk

20. %100 Alkol II 5 dk

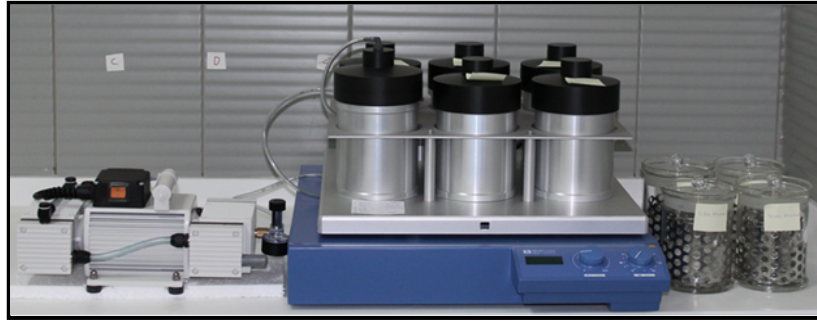
21. Dışarıda kurutma

22. Xylol I 5 dk

23. Xylol II 5 dk

Mason Boyama Tekniği:

Doku kesiti 5 damla A reaktifi Weigert demirli hematoksilin ve 5 damla B reaktifi Weigert demirli hematoksilin ile örtüldü. 10 dakika sonra kesitler yıkanmadan, üzerlerindeki A ve B reaktifleri karışımı lam silkelenerek döküldü. Preparat yıkanmadan kurutuldu. Bunun ardından doku kesiti 10 damla C reaktifi pikrik asit alkolik çözeltisi ile örtüldü. 4 dakika sonra lam silkelenerek preparattan ayıraç uzaklaştırıldı. Preparat distile suyla 3 saniye yıkandı. Yıkamanın ardından doku kesiti 10 damla D reaktifi gelincik kıvılcı fuksin çözeltisi ile örtüldü. 4 dakika sonra lam silkelenerek preparattan ayıraç uzaklaştırıldı. Daha sonra preparat 1 dakika boyunca distile suyla yıkandı. Doku kesiti 10 damla E reaktifi fosfomolibdik asit çözeltisi ile örtüldü. 10 dakika sonra lam silkelenerek preparattan ayıraç uzaklaştırıldı. Preparat yıkanmadan kurutuldu. Doku kesiti 10 damla F reaktifi masson anilin mavisi çözeltisi ile örtüldü. 5 dakika sonra lam silkelenerek preparattan ayıraç uzaklaştırıldı. Daha sonra preparat 1 dakika boyunca distile suyla yıkandı Kesitler distile su ile yıkanarak, hızlı bir şekilde, artan alkol serisinden (%70, %80, %90, %96, % 100) geçirildi. Son olarak alkolde 1 dakika tutuldu ve ksilende 20 dakika bekletildi. Son olarak dokular, metil metakrilat damlatılarak lamel ile kapatıldı (Resim 3.29). Bu boyama sonucu hücre çekirdeği siyah, sitoplazma ve keratin kırmızı, kollajen ve mukus mavi gözükmetedir.



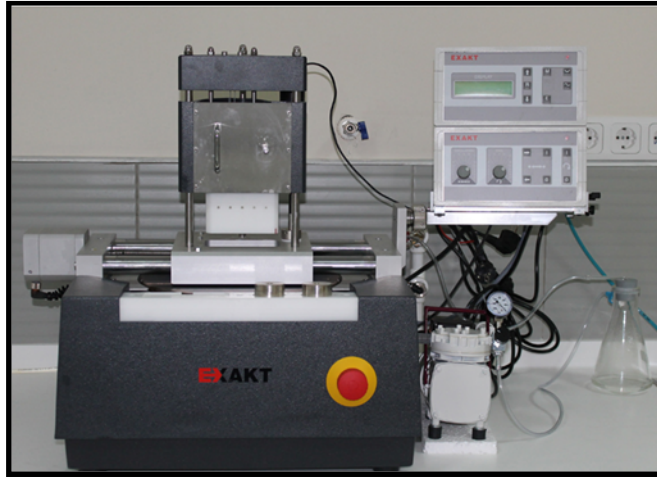
Resim 3.25. Vakumlu Dehidrasyon ve İnfiltrasyon Ünitesi



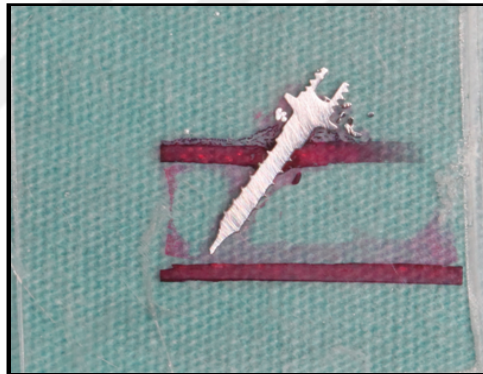
Resim 3.26. Işıklı Polimerizasyon Ünitesi



Resim 3.27. Örnekleri Lama Yapıştırma Ünitesi



Resim 3.28. Exakt Mikro Aşındırma Cihazı



Resim 3.29. Işık mikroskopunda incelenmeye hazır histolojik sert doku kesiti

Bu aşamanın ardından histomorfometrik değerlendirme için ışık mikroskopuna (Olympus® BX51, Tokyo, Japan) bağlı dijital kamera (Olympus® DP 71, Tokyo, Japan) ile tüm kesitlerin görüntüleri 20'lik objektif ile alındı. Görüntülerin elde edilmesinin ardından görüntü analizi yazılımı olan ImageJ programı ile (ImageJ 1.33u; National Institutes of Health, Bethesda, MD) mini vidanın kortikal kemik içerisinde bulunan tüm boyutu ve vida ile kemik dokunun temas ettiği bölgeler ölçülmüş ve birbirine oranlanarak kortikal kemik-implant kontağı oranı (KİK) hesaplanmıştır (237).

KİK=Kortikal kemik doku ile temasta olan mini vida boyutu/ Kortikal kemik doku içerisinde yer alan mini vida boyutux100

3.8. İstatistiksel Değerlendirme

Ölçümler sonucu elde edilen veriler Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda, SPSS (Social Sciences Software Package for Windows 10.0.1, SPSS, Chicago, ABD) programı kullanılarak istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir. Veriler R programında incelendi. Çalışmada 2 ve 3 yönlü varyans analizi kullanıldı. Çoklu karşılaştırma testlerinden Tukey testi kullanıldı. $p < 0.05$ anlamlılık düzeyi olarak belirlendi.

Verilerin normal dağılıma uygunluğu histogram ve Q-Q grafikleri ve shapiro-wilk testi ile değerlendirildi. Varyans homojenliği levene testi ile test edildi. Vidanın yüzey özellikleri, kuvvet uygulama zamanı gibi faktörlerin etkisinin incelenmesinde üç yönlü varyans analizi kullanılmıştır. Verilerin analizi R 3.2.0 (web adres) yazılımı ile değerlendirildi. $p < 0.05$ değeri anlamlı kabul edildi.

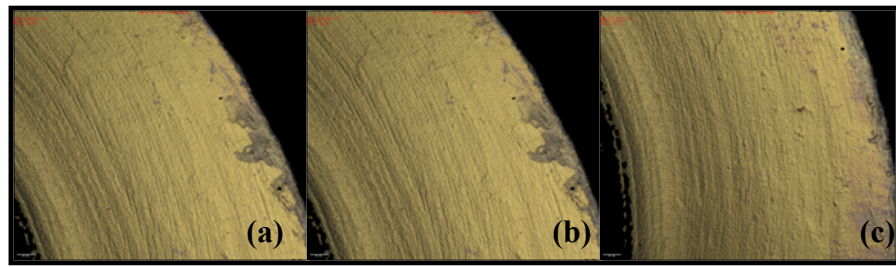
4. BULGULAR

4.1. Üretilen Mini Vidaların Başlangıç IFM, SEM ve EDS Analizleri ile İlgili Bulgular

4.1.1. IFM Analizi ile Pürüzlülük Ölçümleri ile İlgili Bulgular

IFM analizi, Alicona (Imaging GmbH, Infinite Focus Microscope, Graz/ Austria) adı verilen mikroskop serisi ile 50x büyütme altında gerçekleştirildi. Bu ölçüm sonucu pürüzlülük analizi için yüzey profilinin ortalama pürüzlülüğünü ifade eden Ra değeri baz alındı.

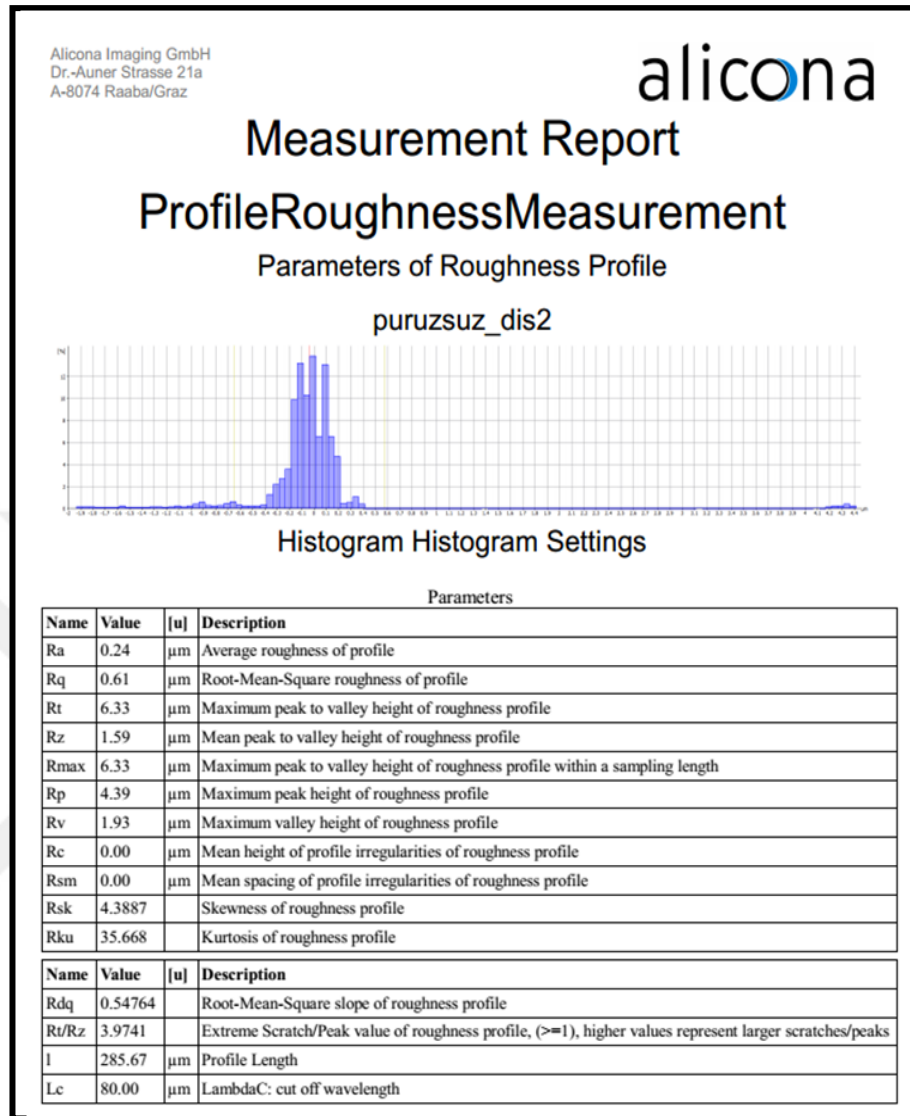
Üretici firmanın pürüzsüz yüzeyli olarak üretildiğini belirttiği PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) marka mini vida sistemine ait pürüzlülük analizi bulguları resim 4.1, tablo 4.1 ve şekil 4.1’de gösterilmektedir. Bu vidalara ait yapılan analiz sonucu ortalama Ra değeri 0,24 μm olarak belirlendi.



Resim 4.1. PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidalarda pürüzlülük ölçümü için 3 farklı yivde yapılan (a,b,c) IFM analizi görüntüleri

Tablo 4.1. PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidalara ait pürüzlülük değerleri. Üretici firma tarafından pürüzsüz (smooth) yüzeye sahip olarak üretilmektedir.

	<i>1. Yiv</i>	<i>2. Yiv</i>	<i>3. Yiv</i>	<i>Ortalama</i>
<i>Pürüzlülük Miktarı</i>	0,21 μm	0,24 μm	0,27 μm	0,24 $\mu\text{m} \pm 0.03$



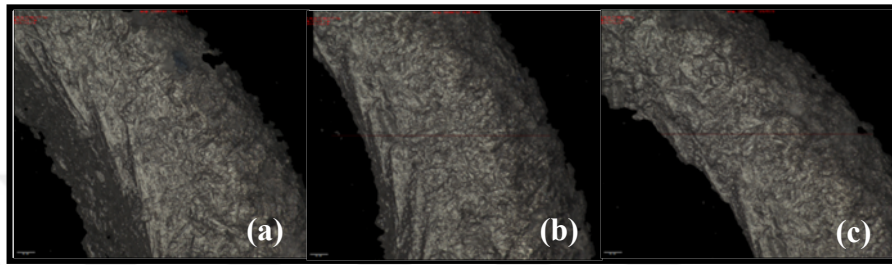
Şekil 4.1. PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidaya ait IFM analizi histogramı ve analiz raporu

Deneyde kullanılmak üzere yüzeyleri 1 ve 1,5 μm pürüzlülükte hazırlanmış mini vidaların pürüzlülük ölçümünün yapıldığı yivlere ait görüntüler resim 4.2 ve 4.3'de gösterilmektedir.

1 μm pürüzlülükte üretilen mini vidaya ait analiz sonuçları tablo 4.2 ve şekil 4.2'de gösterilmektedir. Yüzeyleri 1 μm pürüzlülükte hazırlanması istenen mini vidaların IFM analizine göre gerçek pürüzlülük miktarı ortalama 1,12 μm olarak belirlendi.

1,5 μm pürüzlülükte üretilen mini vidaya ait analiz sonuçları tablo 4.3 ve şekil 4.3’de gösterilmektedir. Yüzeyleri 1,5 μm pürüzlülükte hazırlanması istenen mini vidaların IFM analizine göre gerçek pürüzlülük miktarı ortalama 1,53 μm olarak belirlendi.

Bu sonuçlara göre çalışmaya özel üretilen mini vidaların yüzey pürüzlülük oranlarının istenilen boyutlarda olduğu tespit edilmiştir.



1. Yiv

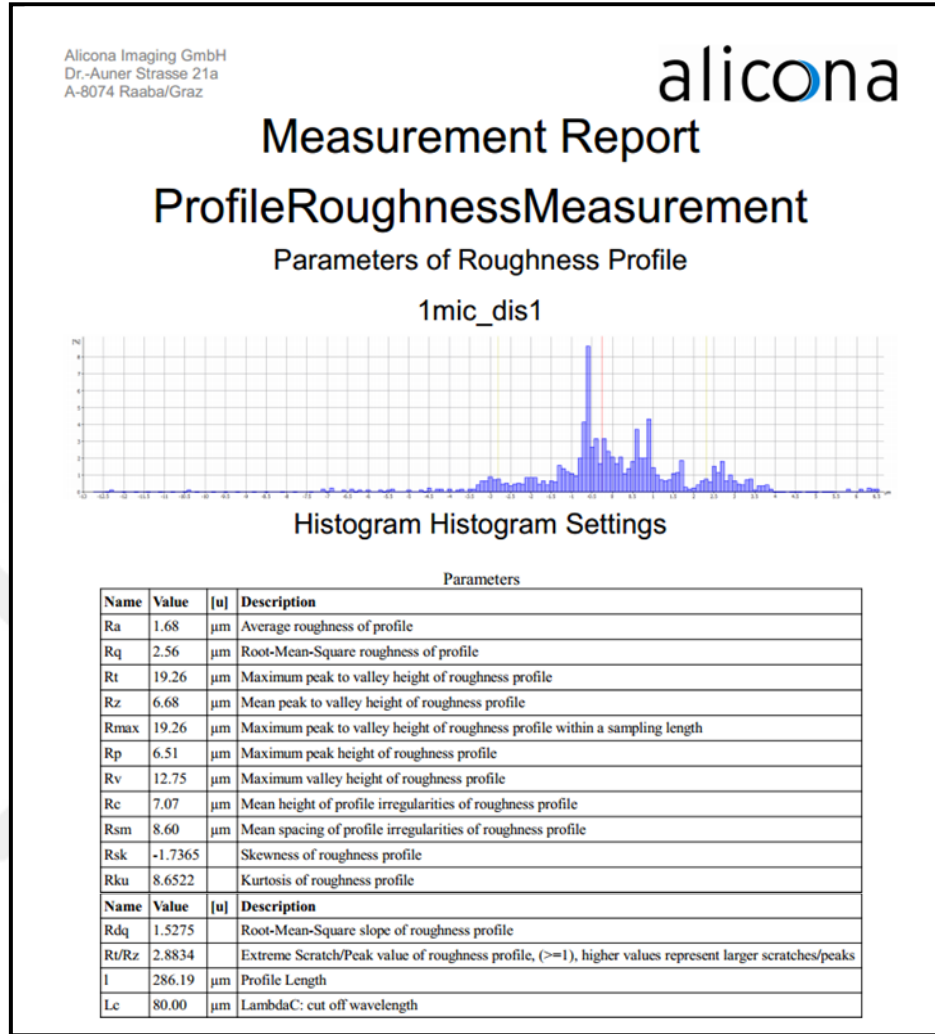
2. Yiv

3. Yiv

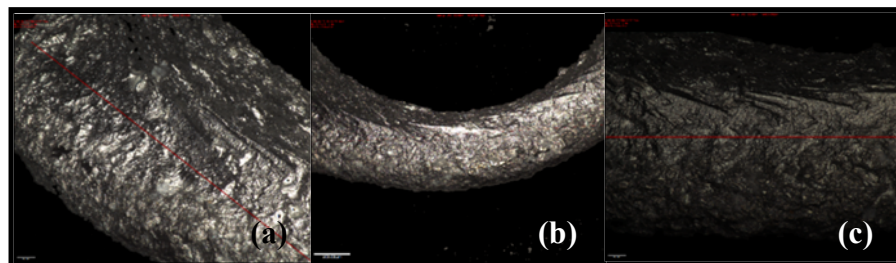
Resim 4.2. Bu çalışmaya özel 1 μm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalarda pürüzlülük ölçümü için 3 farklı yivde yapılan (a,b,c) IFM analizi görüntüleri

Tablo 4.2. Bu çalışmaya özel 1 μm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalara ait pürüzlülük değerleri

	<i>1. Yiv</i>	<i>2. Yiv</i>	<i>3. Yiv</i>	<i>Ortalama</i>
<i>Pürüzlülük Miktarı</i>	1,03 μm	1,33 μm	0,99 μm	1,12 $\mu\text{m} \pm 0.19$



Şekil 4.2. 1 µm pürüzlülükte mini vidaya ait IFM analizi histogramı ve analiz raporu



1. Yiv

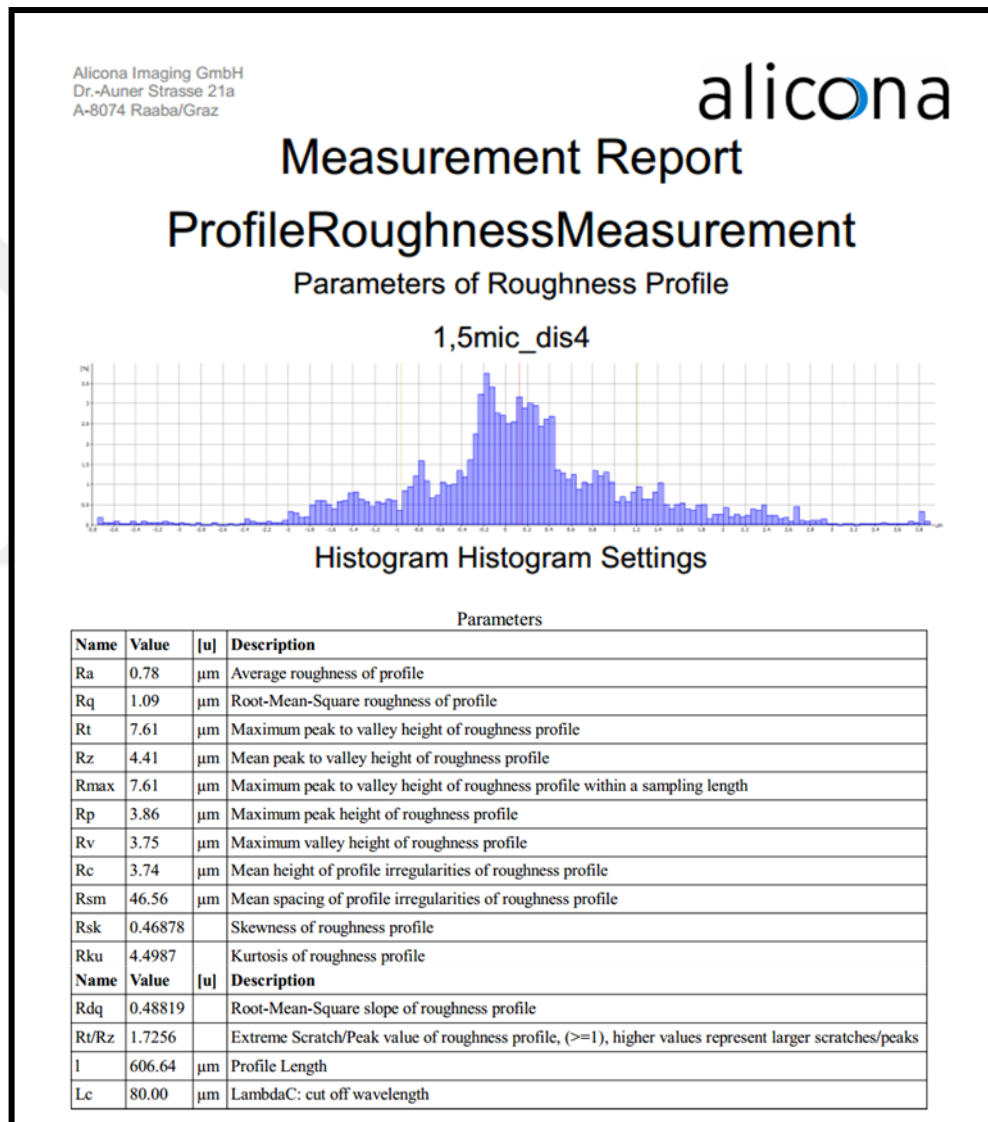
2. Yiv

3. Yiv

Resim 4.3. Bu çalışmaya özel 1,5 µm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalarda pürüzlülük ölçümü için 3 farklı yivde yapılan (a,b,c) IFM analizi görüntüleri

Tablo 4.3. Bu çalışmaya özel 1,5 µm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalara ait pürüzlülük değerleri.

	1. Yiv	2. Yiv	3. Yiv	Ortalama
Pürüzlülük Miktarı	1,56 µm	1,51 µm	1,54 µm	1,53 µm ± 0,03



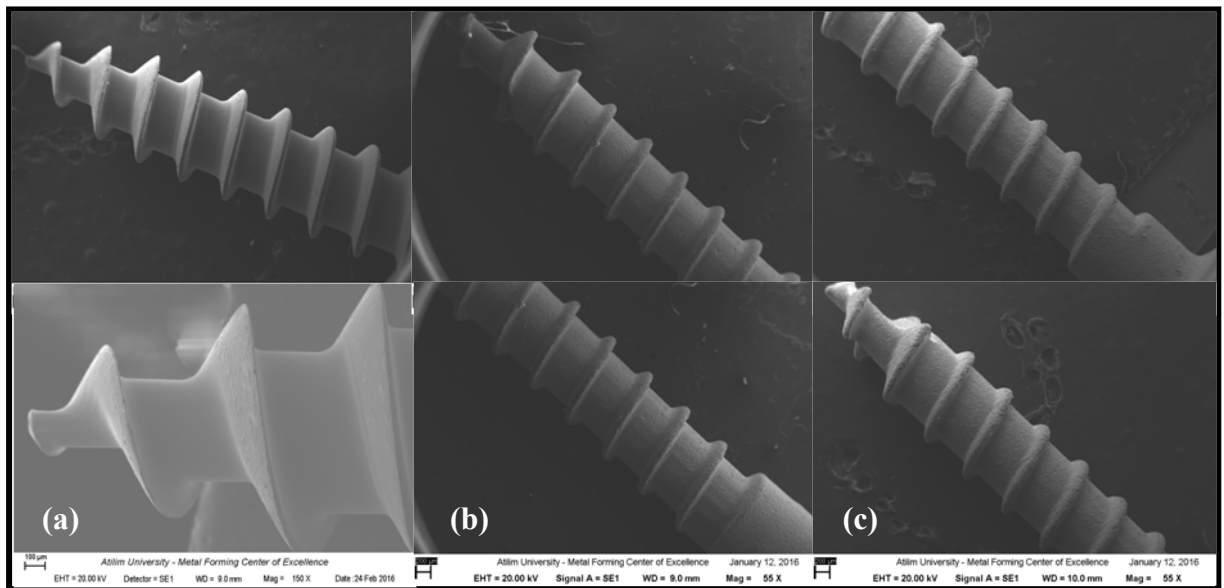
Şekil 4.3. 1,5 µm pürüzlülükte mini vidaya ait IFM analizi histogramı ve analiz raporu

4.1.2. SEM ve EDS Analizi ile İlgili Bulgular

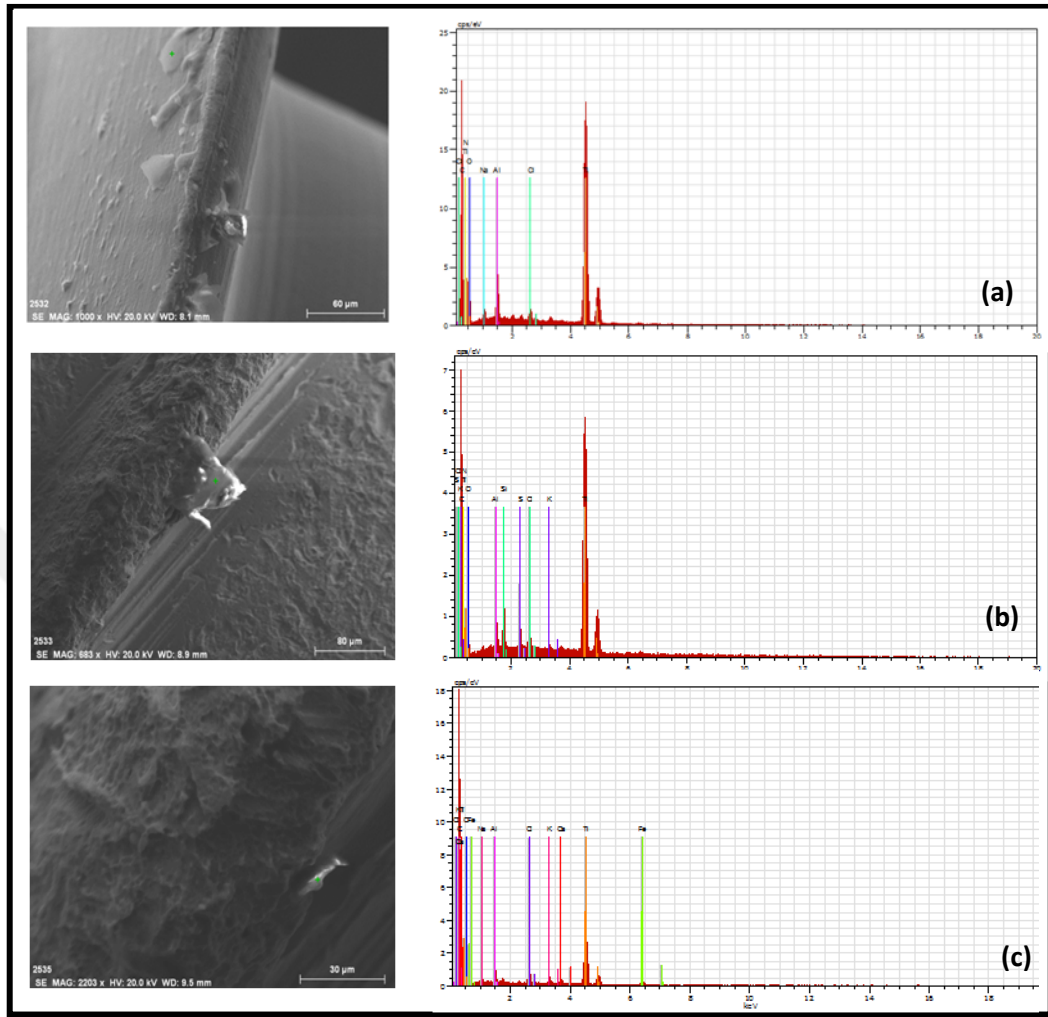
PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidalar ve bu çalışmada kullanılmak üzere 1 ve 1,5 µm pürüzlülükte ürettirdiğimiz mini vidaların 55-150x arası büyütmede gerçekleştirilen SEM analizinde elde edilen görüntülerinde mini

vidaların kabul edilebilir bir genel şekil, simetrik yivler ve gövde yapısı ile uygun morfolojiye sahip olduğu görüldü (Resim 4.4.a.b.c). PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidaların yüzey homojenitesi incelendiğinde por ya da çukurcuk gibi herhangi bir defekte rastlanmazken yiv kenarlarında üretim sırasındaki işlemler sebebi ile meydana gelen küçük girinti ve çıkıntılardan oluşan düzensizlikler tespit edildi (Resim 4.5.a). Bizim çalışmamız için üretilen mini vida yüzeylerinde ve yivlerin yapısında düzensizlik, por ya da çukurcuk gibi herhangi bir defekte rastlanmamış olup, bu mini vidaların bu tez çalışması için planlanan özellikleri taşıdığı belirlenmiştir (Resim 4.5.b.c).

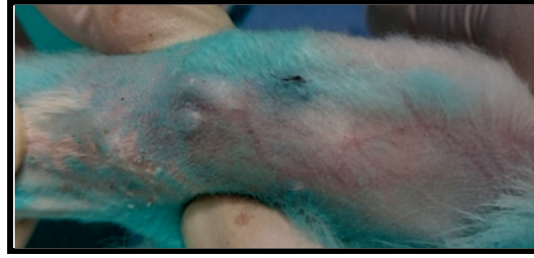
PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidalar ile 1 ve 1,5 μm pürüzlülükte ürettirdiğimiz mini vidaların yüzeylerinde 1000x büyütmede EDS analizi yapıldı (Resim 4.5). Bu analiz sonuçlarına göre PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) vida yüzeyinde titanyum, alüminyum, karbon, oksijen, sodyum, nitrojen ve klor element pikleri (Tablo 4.4), 1 μm pürüzlülükte ürettirdiğimiz mini vidaların yüzeylerinde yüzeyinde titanyum, alüminyum, karbon, oksijen, silikon, nitrojen, potasyum, sülfür ve klor element pikleri (Tablo 4.5), 1.5 μm pürüzlülükte ürettirdiğimiz mini vidaların yüzeylerinde ise titanyum, alüminyum, karbon, oksijen, sodyum, kalsiyum, potasyum, demir ve klor element pikleri tespit edilmiştir (Tablo 4.6).



Resim 4.4. PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidalara ait (a), 1 μm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalara ait (b), ve 1,5 μm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalara ait (c) SEM görüntüleri



Resim 4.5. PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini vidalara ait (a), 1 µm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalara ait (b), ve 1,5 µm pürüzlülüğe sahip olarak üretilen mini vidalara ait (c) EDS analizi sonucu elemental spektrumu



Resim 4.6. Sakrifikasyon sonrası mini vidaların yerleştirildiği bölge

4.3. Mini Vidaların Stabilitesi ile İlgili Bulgular

Deneyde kullanılan 1 μm ve 1,5 μm pürüzlülükte mini vidaların tümünün yeterli primer stabiliteye sahip olduğu gözlemlendi. 1 μm ve 1,5 μm pürüzlülükte mini vidaların Osstell® ISQ cihazı (Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden) ile ölçülen başlangıç, sonuç stabilite değerlerinin ortalamalarının gruplara göre dağılımı ve başlangıç-sonuç arası farklar tablo 4.5, 4.7 ve 4.9’da gösterilmiştir.

Tablo 4.5. 1 ve 1,5 μm pürüzlülüğe sahip mini vidaların kuvvet uygulamadan önceki İSK değerleri ve standart sapmaları

<i>Gruplar</i>	<i>Hemen Yükleme</i>	<i>4 Hafta Sonra Yükleme</i>	<i>8 Hafta Sonra Yükleme</i>	<i>Kontrol Grubu</i>
<i>Mini Vidalar</i>				
<i>1 μm mini vidalar</i>	67.75±6.54	74.38±9.01	68.75±5.47	72.5±9.11
<i>1,5 μm mini vidalar</i>	68.75±4.03	76.63±7.50	72.75±10.07	76.25±2.75
<i>Ortalama</i>	68.25±5.27 ^a	75.50±8.09 ^b	70.75±8.10 ^{ab}	74.38±6.55 ^{ab}

Ortak harf paylaşımı benzerliği gösterirken, ortak harf paylaşmayanlar farklılığı ifade etmektedir.

Tablo 4.6. Gruplardaki mini vidaların başlangıç İSK değerleri açısından karşılaştırılması

<i>Başlangıç İSK Değerleri</i>	<i>sd</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>P</i>
<i>KYZ</i>	3	163.6	3.1	0.037*
<i>VİDA</i>	1	96.8	1.8	0.185
<i>KYZ*VİDA</i>	3	7.1	0.1	0.940

KYZ: kuvvet yükleme zamanı, **sd:** serbestlik derecesi, **KO:** kareler ortalaması.

Tüm gruplar için başlangıç İSK değerleri arasında yapılan iki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre farklı kuvvet uygulama periyotlarında elde edilen stabilite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$, tablo 4.6). Bu farklılık tablo 4.5’de belirtilmiş olup, 4 hafta sonra yükleme grubu, hemen yükleme grubundan istatistiksel olarak anlamlı yüksek başlangıç İSK değerleri göstermiştir. Bununla birlikte bu deneyde kullanılan farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip vidaların yüzey özelliklerinin etkisi anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$, tablo 4.6). İkili etkileşimlerde ise kuvvet uygulama zamanı ile vida etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Tablo 4.7. 1 ve 1,5 μm pürüzlülüğe sahip mini vidaların kuvvet yükleme gruplarına göre ortalama sonuç İSK değerleri ve standart sapmaları

<i>Gruplar</i> <i>Mini Vidalar</i>	<i>Hemen Yükleme</i>	<i>4 Hafta Sonra Yükleme</i>	<i>8Hafta Sonra Yükleme</i>	<i>Kontrol Grubu</i>
<i>1 μm mini vidalar</i>	71.75±6.74	84.12±9.19	86.13±4.97	73.00±5.10
<i>1,5 μm mini vidalar</i>	70.00±5.29	82.87±8.46	85.63±7.63	79.75±2.75
<i>Ortalama</i>	70.88±5.92 ^a	83.50±8.56 ^{bc}	85.88±6.23 ^b	76.38±5.24 ^{ac}

Ortak harf paylaşımı benzerliği gösterirken, ortak harf paylaşmayanlar farklılığı ifade etmektedir.

Tablo 4.8. Gruplardaki mini vidaların sonuç İSK değerleri açısından karşılaştırılması

<i>Sonuç İSK Değerleri</i>	<i>sd</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>P</i>
<i>KYZ</i>	3	724.8	15.2	<0.001*
<i>VIDA</i>	1	8.5	0.2	0.676
<i>KYZ*VIDA</i>	3	36.9	0.8	0.514

KYZ: kuvvet yükleme zamanı, **sd:** serbestlik derecesi, **KO:** kareler ortalaması.

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre tüm gruplar için sonuç İSK değerleri arasında yapılan iki yönlü varyans analize göre farklı kuvvet uygulama periyotlarında elde edilen stabilite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunur iken ($p < 0,05$, tablo 4.7), deneyde kullanılan vida yüzey özelliklerinin etkisi anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$,

tablo 4.8). Bu farklılık tablo 4.7’de belirtilmiş olup, kuvvetin 4 hafta sonra uygulandığı grup ve kuvvetin 8 hafta sonra uygulandığı grup, kuvvetin hemen uygulandığı gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek sonuç İSK değerleri göstermiştir. Ayrıca 8 hafta sonra kuvvet uygulama grubu, kontrol grubuna göre sonuç İSK değerler açısından istatistiksel olarak anlamlı olarak yüksek bulunmuştur($p<0,05$). İkili etkileşimlerde kuvvet uygulama zamanı ile vida etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$, tablo 4.8).

Tablo 4.9. 1 ve 1,5 μm pürüzlülüğe sahip mini vidaların kuvvet yükleme gruplarına göre ortalama başlangıç ve sonuç İSK değerleri arası farkları ve standart sapmaları

<i>Gruplar</i> <i>Mini Vidalar</i>	<i>Hemen Yükleme</i>	<i>4 Hafta Sonra Yükleme</i>	<i>8 Hafta Sonra Yükleme</i>	<i>Kontrol Grubu</i>
<i>1 μm mini vidalar</i>	4.00±6.48	9.75±15.12	17.38±6.82	0.50±4.93
<i>1,5 μm mini vidalar</i>	1.25±2.71	6.25±6.43	12.88±11.76	3.50±3.70
<i>Ortalama</i>	2.63±5.01 ^a	8.00±11.37 ^{ab}	15.13±9.58 ^b	2.00±4.34 ^a

Ortak harf paylaşımı benzerliği gösterirken, ortak harf paylaşmayanlar farklılığı ifade etmektedir.

Tablo 4.10. Gruplardaki mini vidaların başlangıç ve sonuç İSK değerleri farkları açısından karşılaştırılması

<i>Başlangıç ve Sonuç İSK Değerleri Farkı</i>	<i>Sd</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>P</i>
<i>KYZ</i>	3	518.5	6.8	<0.001*
<i>VIDA</i>	1	48.1	0.6	0.430
<i>KYZ*VIDA</i>	3	26.8	0.4	0.787

KYZ: kuvvet yükleme zamanı, **sd:** serbestlik derecesi, **KO:** kareler ortalaması

İki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre kuvvet uygulama periyotlarında elde edilen başlangıç ve sonuç stabilite değerleri farkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$, tablo 4.10). Bu farklılık tablo 4.9’da belirtilmiş olup, başlangıç ve sonuç İSK değerlerinin farkı için kuvvetin 8 hafta sonra uygulandığı grup, kuvvetin hemen

uygulandığı grup ile kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur($p<0,05$).

1 μm ve 1,5 μm pürüzlülüğe sahip mini vidaların başlangıç ve sonuç İSK değerleri farkına bakıldığında iki vida çeşidi grup içi değerlendirildiğinde kontrol grubu hariç tüm çalışma gruplarında 1 μm 'lik mini vidalar daha yüksek fark İSK değerine sahip olmasına rağmen, istatistiksel olarak kullanılan vida yüzey özelliklerinin etkisi anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$, tablo 4.12). İkili etkileşimlerde kuvvet uygulama zamanı ile vida etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$, Tablo 4.10).

4.4. Mini Vidaların Çıkarılma Direnci ile İlgili Bulgular

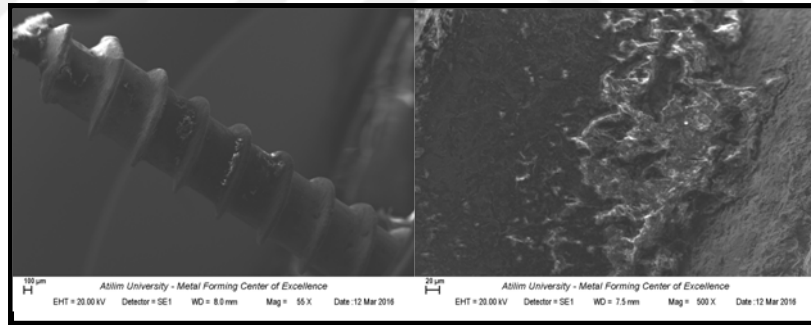
Deneyde kullanılan mini vidaların yarısından histomorfometrik ölçüm için histolojik kesit alınırken, diğer yarısı ise biyomekanik analiz yapılması için kemik bloklardan çıkarıldı. Histolojik olarak ve biyomekanik olarak incelenecek mini vidalar deney ve kontrol gruplarında rastgele olacak şekilde belirlendi. Mini vidalar yerleştirilmeleri sırasında kullanılan taşıyıcı parça ile tersine tork uygulanarak çıkarıldı. Çıkarılan 28 adet mini vida içerisinde 4 hafta sonra kuvvet yükleme grubunda yer alan 1,5 μm pürüzlülüğe sahip 1 adet mini vidanın çıkarılması sırasında zorluk yaşanmıştır. Bunun sebebi kemik dokunun vidanın baş kısmına doğru büyümüş olması ve mini vidayı çıkarmada kullanılan parçanın vida başına monte edilememesi olarak belirlenmiştir. Bunun haricindeki tüm mini vidalar tersine torklama ile sorunsuz bir şekilde çıkarılmıştır. Dolayısıyla vidaların klinik olarak başarılı bir şekilde çıkarılma oranı % 95,83 olarak belirlenmiştir. Mini vidaların çıkarılmalarının ardından kemikte oluşan defektin boyutu kritik boyut defektinden daha küçük boyutta olduğu gözlemlendi (Resim 4.7).



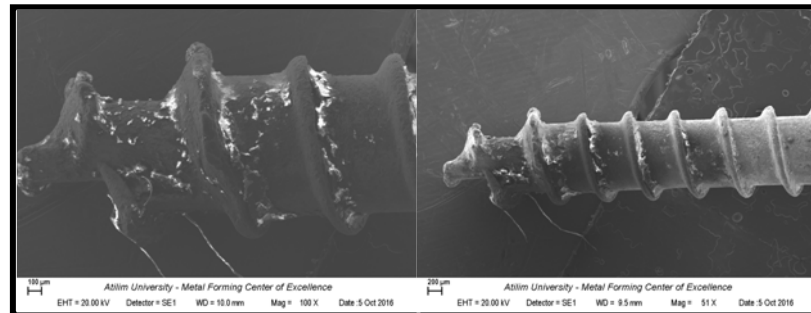
Resim 4.7. Mini vidaların çıkarılmalarının ardından kemikte oluşan oluk şeklindeki defekt ve çıkarılmış mini vida

4.5. Mini Vidaların SEM, EDS ve IFM Analiz Bulguları

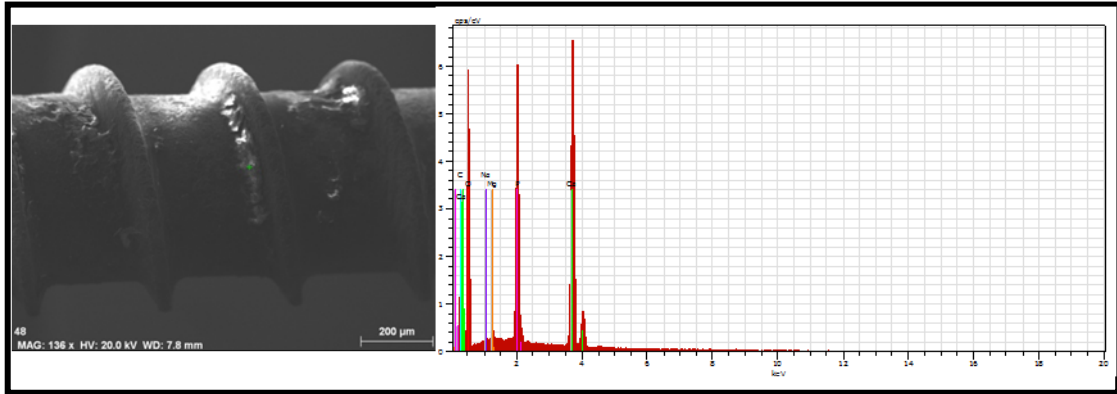
Mini vidaların deney sonrası yüzeylerindeki yapısal değişimlerin incelenmesi amacıyla çıkarılmış mini vidalar üzerinde SEM ve EDS analizi yapılmıştır (Resim 4.8, 4.9). Yapılan SEM analizi sonucu mini vidaların yüzeylerinde kalsifiye olduğu düşünülen tabakalar tespit edilmiştir. Bu tabakalar üzerinde yapılan EDS analizi ile elemental analiz çıkarılmıştır. Bu analiz doğrultusunda bu tabakada titanyum, oksijen, kalsiyum, karbon, fosfor, magnezyum, sodyum, sülfür, nitrojen ve florid element pikleri oluşmuştur (Resim 4.10, Tablo 4.11). Kemik dokunun inorganik yapısının % 85'inin kalsiyum fosfat, %10'unun kalsiyum karbonat ve % 5'inin ise kalsiyum florid, magnezyum florid, hidroksit ve sülfat bileşikleri ve sodyum ile potasyumun oluşturduğu düşünüldüğünde incelenen vidaların yüzeylerindeki bu tabakaların kemik doku olduğu fikri desteklenmiştir. Vidalar üzerindeki kemik doku tabakalarının hangi bölgelerde daha yoğun olarak bulunduğu incelendiğinde, daha çok yivlerin üzerinde ve mini vidanın uç bölgesinde olduğu görüldü.



Resim 4.8. 1,5 μm pürüzlülüğe sahip 8 hafta sonra kuvvet yükleme grubu çıkarılmış mini vidaların SEM görüntüleri ve vida üzerindeki kemik dokunun yüksek büyütme görüntüleri



Resim 4.9. 1 μm pürüzlülüğe sahip 8 hafta sonra kuvvet yükleme grubu çıkarılmış mini vidaların SEM görüntüleri



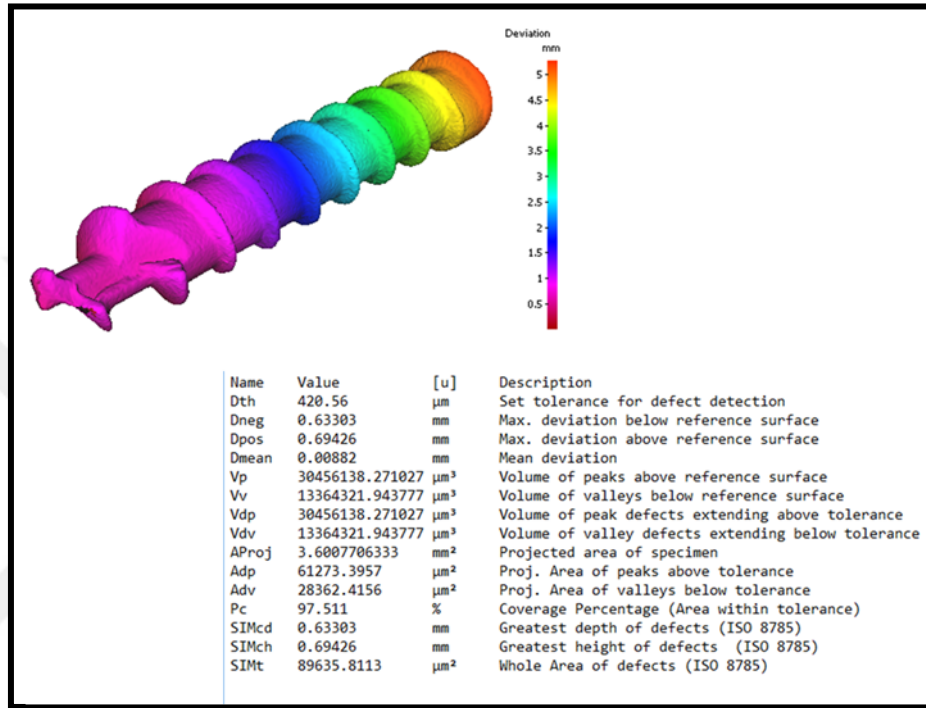
Resim 4.10. Mini vidalar üzerinde gözlenen tabakanın EDS analizi sonucu elemental spektrumu

Tablo 4.11. Mini vidalar üzerinde gözlenen tabakanın EDS analizi sonucu elementlerin kütlece (wt. %) ve atom ağırlıkça (at. %) yüzdeleri

Spectrum: Acquisition					
Element	Series	unn. C [wt.%]	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error [%]
Oxygen	K-series	58.26	56.76	67.62	7.2
Calcium	K-series	22.70	22.11	10.52	0.7
Carbon	K-series	8.96	8.73	13.85	1.3
Phosphorus	K-series	10.72	10.45	6.43	0.4
Magnesium	K-series	0.91	0.89	0.70	0.1
Sodium	K-series	1.09	1.06	0.88	0.1
Total:		102.65	100.00	100.00	

İncelenen mini vidaların yüzeylerindeki kemik miktarlarının gruplar arası karşılaştırılabilmesi için vidalara SEM ve EDS analizi sonrası IFM analizi yapılmıştır (Resim 4.11). Bu analize deneyde kullanılmamış 1 µm ve 1,5 µm pürüzlülükte birer mini vidanın üç boyutlu yapısının çıkarılması ile başlandı. Bunun ardından deneyde kullanılan vidalar tarandı ve 3 boyutlu görüntüleri çıkarıldı. Bu görüntüler deneyde kullanılmamış mini vidalar üzerine bindirilerek kullanılmamış ve deneyde kullanılmış iki mini vida yüzeyi arasındaki farklılıklar tespit edildi. Bu analiz sonucunda 15 parametre elde edilmiş olup bizim çalışmamızda bu parametrelerden kemik dokunun hacimsel miktarları ve bu dokunun vida yüzeyinin kaplama oranına dair veriler kullanıldı. Kullanılan bu parametreler mini vida üzerindeki kemik hacmini veren V_p

(μm^3) ve vida üzerindeki kemik doku alanı olan Adp (μm^2) ve incelenen tüm vida yüzeyini veren Aproj (mm^2) değerlerinin birbirine oranı olan Adp (μm^2)/ Aproj (mm^2)x100 değerleridir. Mini vidaların ortalama kemik hacmi ve kemik alanı oranı tablo 4.12 ve 4.14'de gösterilmiştir.



Resim 4.11. Deneyde kullanılan 1 μm pürüzlülükte hemen yükleme grubundaki mini vidanın IFM analizi ve elde edilen parametreler

Tablo 4.12. Kuvvet yükleme gruplarına göre kemik bloklardan çıkarılmış mini vidaların yüzeylerindeki ortalama kemik hacmi değerleri (mm^3) ve standart sapmaları

<i>Gruplar</i>	<i>Hemen Yükleme</i>	<i>4 Hafta Sonra Yükleme</i>	<i>8 Hafta Sonra Yükleme</i>	<i>Kontrol Grubu</i>
<i>Mini Vidalar</i>				
<i>1 μm mini vidalar</i>	0,019±0,002	0,012±0,009	0,009±0,007	0,020±0,012
<i>1,5 μm mini vidalar</i>	0,015±0,012	0,019±0,014	0,020±0,006	0,019±0,013
<i>Ortalama</i>	0,017±0,016	0,015±0,012	0,014±0,008	0,01±0,01

Tablo 4.13. Kuvvet yükleme gruplarına göre kemik bloklardan çıkarılmış mini vidaların yüzeylerindeki ortalama kemik hacmi değerlerini (mm³) gruplar arası karşılaştırılması

<i>Değişim Kaynağı</i>	<i>Kemik hacmi</i>			
	<i>sd</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
<i>KYZ</i>	3	1.3	0.1	0.970
<i>VİDA</i>	1	3.8	0.2	0.635
<i>KYZ*VİDA</i>	3	1.4	0.8	0.494

KYZ: kuvvet yükleme zamanı, **sd:** serbestlik derecesi, **KO:** kareler ortalaması.

Deneyde kullanılmış ve kemik bloklardan çıkarılmış mini vidaların yüzeylerindeki kemik hacmi miktarı gruplar arası değerlendirildiğinde iki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre kuvvet yükleme zamanı ve farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip mini vida özelliklerinin etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$, Tablo 4.13). İkili etkileşimlerde kuvvet yükleme zamanı ile vida etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$, Tablo 4.13).

Tablo 4.14. Kuvvet yükleme gruplarına göre kemik bloklardan çıkarılmış mini vidaların yüzeylerindeki kemik alanı yüzdesi (%) ve standart sapmaları

<i>Gruplar</i>	<i>Hemen Yükleme</i>	<i>4 Hafta Sonra Yükleme</i>	<i>8 Hafta Sonra Yükleme</i>	<i>Kontrol Grubu</i>
<i>1 µm mini vidalar</i>	1,10±1,26	0,74±0,61	3,45±3,94	1,10±0,17
<i>1,5 µm mini vidalar</i>	0,82±0,57	8,84±2,61	9,82±2,38	1,10±0,17
<i>Ortalama</i>	0,96±0,92 ^a	4,79±4,67 ^{bc}	6,6±4,55 ^c	1,1±0,14 ^{ab}

Ortak harf paylaşımı benzerliği gösterirken, ortak harf paylaşmayanlar farklılığı ifade etmektedir

Tablo 4.15. Kuvvet yükleme gruplarına göre kemik bloklardan çıkarılmış mini vidaların yüzeylerindeki ortalama kemik alanı yüzdesinin (%) gruplar arası karşılaştırılması

<i>Değişim Kaynağı</i>	<i>Kemik yüzdesi</i>			
	<i>sd</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
<i>KYZ</i>	3	46.9	3.7	0.029*
<i>VİDA</i>	1	20.5	1.6	0.217
<i>KYZ*VİDA</i>	3	12.0	1.0	0.436

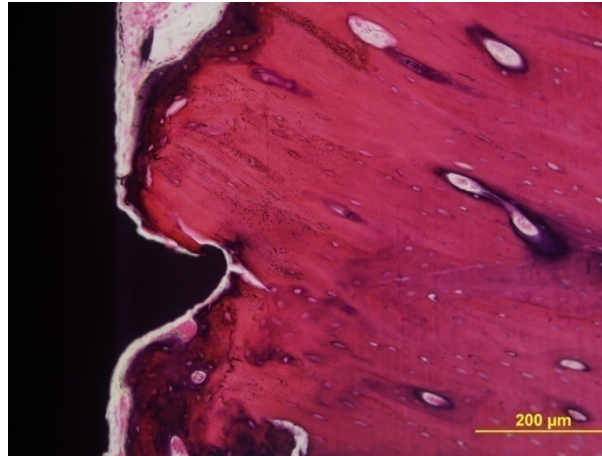
KYZ: kuvvet yükleme zamanı, **sd:** serbestlik derecesi, **KO:** kareler ortalaması

Kemik bloklardan çıkarılmış mini vidaların yüzeylerindeki kemik dokunun yüzdelik oranı gruplar arası değerlendirmesinde, iki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre kuvvet yükleme zamanının etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$, Tablo 4.15). Kuvvet yükleme zamanıyla ilgili gruplar arası çoklu karşılaştırma testine göre kuvvetin 4 hafta sonra ve 8 hafta sonra uygulandığı gruplar, kuvvetin hemen uygulandığı gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kemik alanı yüzdesi (%)'ne sahiptirler (Tablo 4.14). Ayrıca kuvvetin 8 hafta sonra uygulandığı grup, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kemik alanı yüzdesi (%) göstermiştir.

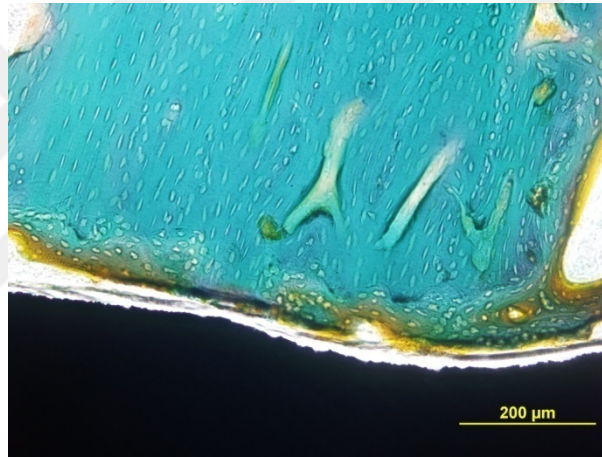
1 μm ve 1,5 μm pürüzlülüğe sahip mini vidaların kemik alanı yüzdesi değerlerine bakıldığında iki vida çeşidinin grup içi değerlendirmesinde 4 hafta sonra ve 8 hafta sonra kuvvet yükleme gruplarında 1,5 μm 'lik mini vidalar çok daha yüksek kemik alanı yüzdesi değerine sahip olmasına rağmen, ikili etkileşimlerde kuvvet yükleme zamanı ile mini vida özelliği arasındaki etkileşimler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$, Tablo 4.15).

4.6. Histomorfometrik Analiz Bulguları

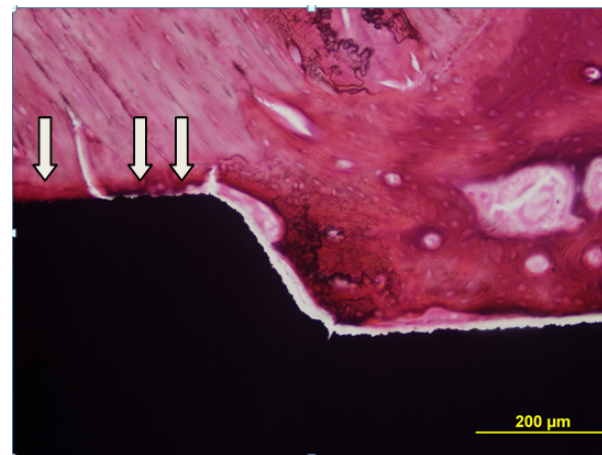
Mini vidaları içeren kemik bloklar Hematoksilen-Eozin ve Masson Trikrom boyanmış ve ışık mikroskobunda incelenmiştir (Resim 4.12-4.20). Bu inceleme sonucu gruplara ait ortalama KİK oranları tablo 4.16'da gösterilmiştir.



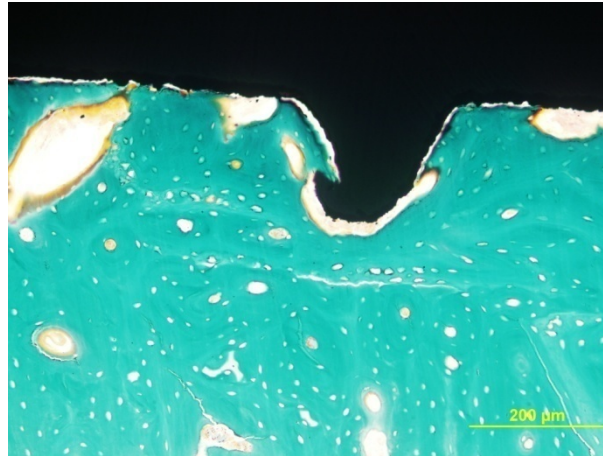
Resim 4.12. Kontrol grubuna ait mini vidanın (1,5 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (hematoksilen-eozin boyama)



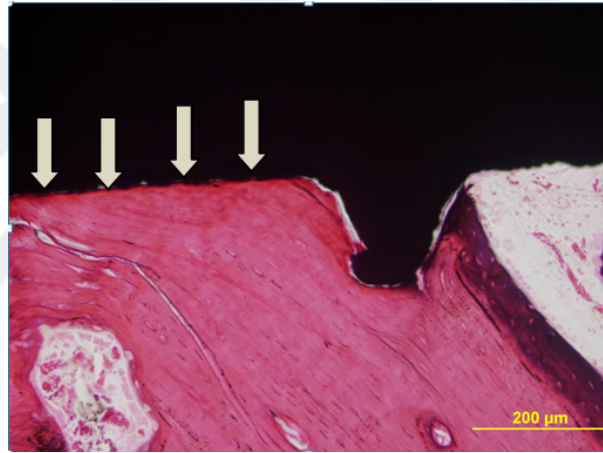
Resim 4.13. Kontrol grubuna ait mini vidanın (1 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (masson trikrom boyama)



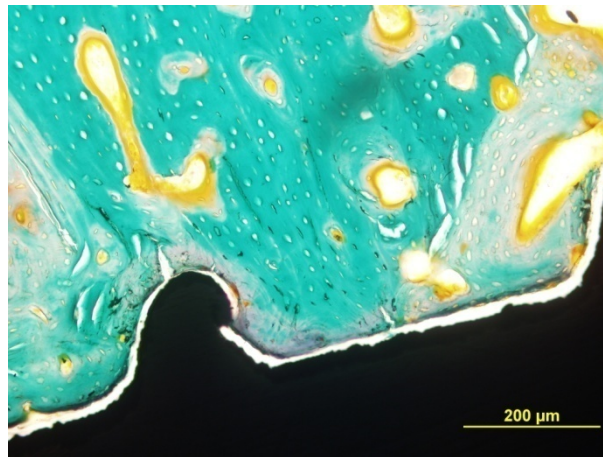
Resim 4.14. Hemen kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (hematoksilen-eozin boyama). Okla gösterilen yerler kemik doku ile vidanın temasta olduğu bölgelerdir.



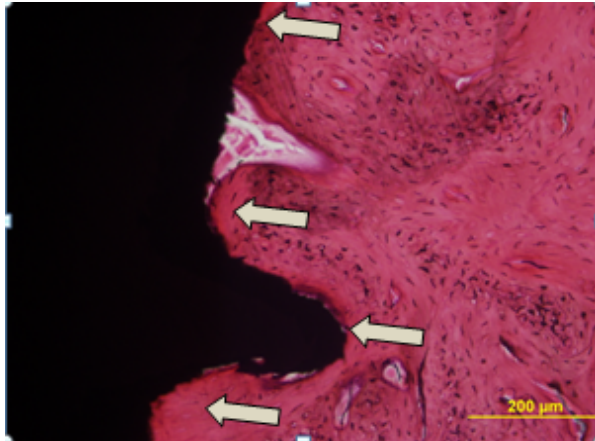
Resim 4.15. Hemen kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1,5 µm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (masson trikrom boyama).



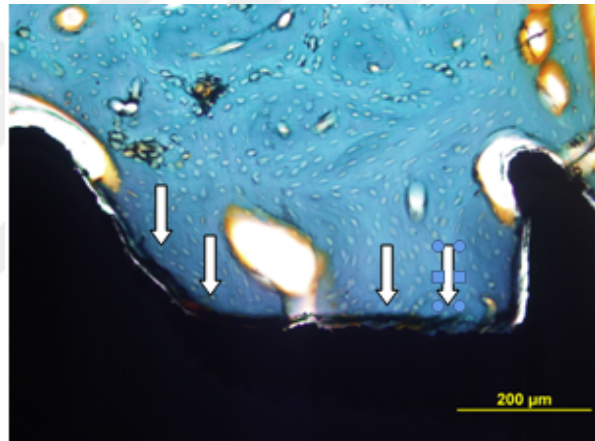
Resim 4.16. 4 hafta sonra kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1 µm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (hematoksilen-eozin boyama). Okla gösterilen yerler kemik doku ile vidanın temasta olduğu bölgelerdir.



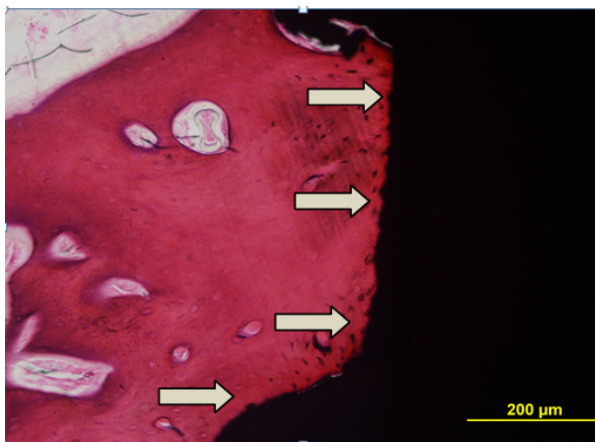
Resim 4.17. 4 hafta sonra kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1,5 µm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (masson trikrom boyama).



Resim 4.18. 8 hafta sonra kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1,5 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (hematoksilen-eozin boyama). Okla gösterilen yerler kemik doku ile vidanın temasta olduğu bölgelerdir.



Resim 4.19. 8 hafta sonra kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1,5 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (masson trikrom boyama). Okla gösterilen yerler kemik doku ile vidanın temasta olduğu bölgelerdir



Resim 4.20. 8 hafta sonra kuvvet yükleme grubuna ait mini vidanın (1 μm) mezio-distal kesitinde kemik dokunun histolojik görünümü (hematoksilen-eozin boyama). Okla gösterilen yerler kemik doku ile vidanın temasta olduğu bölgelerdir.

Tablo 4.16. Kuvvet yüklemeye gruplarına göre mini vidaların kortikal kemik temasını gösteren histolojik analiz sonuçları

<i>Gruplar</i> <i>Mini Vidalar</i>	<i>Hemen</i> <i>Yükleme</i>	<i>4 Hafta Sonra</i> <i>Yükleme</i>	<i>8 Hafta Sonra</i> <i>Yükleme</i>	<i>Kontrol Grubu</i>
<i>1 µm mini vidalar</i>	8.12±10.32	9.42±10.50	25.47±25.59	2.60±2.30
<i>1,5 µm mini vidalar</i>	6.73±8.57	0.88±1.20	15.37±13.70	1.43±1.20
<i>Ortalama</i>	7.43±9.19 ^a	5.15±8.40 ^a	20.42±20.27 ^b	2.01±1.81 ^a

Ortak harf paylaşımı benzerliği gösterirken, ortak harf paylaşmayanlar farklılığı ifade etmektedir.

Tablo 4.17. Mini vidaların kortikal kemik temasını gösteren histolojik analiz sonuçlarının gruplar arası karşılaştırılması

<i>Değişim Kaynağı Osstel Başlangıç</i>	<i>sd</i>	<i>KO</i>	<i>F</i>	<i>P</i>
<i>KYZ</i>	3	723.5	4.8	0.006*
<i>VİDA</i>	1	317.5	2.1	0.155
<i>KYZ*VİDA</i>	3	65.4	0.4	0.731

KYZ: Kuvvet yüklemeye zamanı, **sd:** Serbestlik Derecesi, **KO:** kareler ortalaması

Histolojik bulgular açısından iki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre kuvvet yüklemeye zamanının etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$, tablo 4.17). Kuvvet yüklemeye zamanı bakımından gruplar arası çoklu karşılaştırma testine göre kuvvetin 8 hafta sonra uygulandığı grup, kuvvetin hemen uygulandığı, 4 hafta sonra uygulandığı grup ve kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek değerlere sahiptir (tablo 4.16).

1 µm ve 1,5 µm pürüzlülüğe sahip mini vidaların KİK değerlerine bakıldığında iki vidadanın grup içi değerlendirmesinde 4 hafta sonra ve 8 hafta sonra kuvvet yüklemeye gruplarında 1,5 µm'lik mini vidalar çok daha yüksek KİK değerine sahip olmasına rağmen, istatistiksel olarak kullanılan vidadanın yüzey özelliklerinin etkisi anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$, tablo 4.17). İkili etkileşimlerde kuvvet ile vidadanın etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$, Tablo 4.17).

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

5.1. Amaç

Ortodontide ankraj kısaca istenmeyen diş hareketine direnç olarak tanımlanmaktadır (18). Ankrajın kontrolü, ortodontik tedavinin başarısında anahtar faktörlerden biridir. Ankraj amacıyla kullanılabilen birçok aygıt olmasına rağmen, hasta kooperasyonundan bağımsız olarak mutlak bir ankraj sunan iskeletsel ankraj aygıtlarının kullanımı çok daha popüler hale gelmiştir. İskeletsel ankraj için dental implantlar, mini plaklar, mini vidalar ve benzeri iskeletsel üniteler kullanılabilir (27). Bu ankraj tipi, ortodontide distalizasyon, mezializasyon, intrüzyon, ekstrüzyon gibi birçok diş hareketinin yanı sıra, sınıf III malokluzyona sahip bireylerin ortopedik tedavisinde (186) ya da sınıf II malokluzyona sahip bireylerin fonksiyonel tedavisinde yer alan apareylerle kombine olarak kullanılabilmektedir (189). İskeletsel ankraj apareyleri sınıf II ve III malokluzyonların ortopedik tedavisi ile kombine edildiğinde, konvansiyonel tedavi uygulamalarında meydana gelen istenmeyen yan etkilerin azaltıldığı rapor edilmiştir (186, 189).

İskeletsel ankraj aygıtları içerisinde mini vidalar, küçük boyutlara sahip olmaları, yerleştirme ve çıkarma işlemlerinin kolay olması gibi avantajları nedeniyle sıklıkla kullanılan aygıtlar haline gelmiştir (39). Ancak tüm bu avantajlarına rağmen, ortodontik kuvvet altında mini vidaların başarısızlığının %11-30 arasında olduğu (55), mini vidaya uygulanan kuvvetin artması, yüklenme zamanı gibi faktörlerin vidaların stabilitesini etkileyebileceği belirtilmiştir (137). Bremen ve ark. (190) mini vidalardan destek alarak herbst apareyi ile sınıf II malokluzyonu tedavi eden ortopedik kuvvetler altında başarısızlık oranlarının fazla olması nedeniyle mini vidaların herbst apareyi ile birlikte rutin kullanımını önermemişlerdir. Ortodontik mini vidaların stabilitelemlerindeki başarısızlık, vidanın yerleştirilmesinin ardından erken ya da geç dönemde görülebilmektedir. Erken dönemde görülen kayıplar, çevre kemik dokunun mekanik

desteğiyle sağlanan primer stabilitenin yetersizliğine bağlı iken, geç dönemdeki başarısızlık, iyileşme sürecinde kemik-implant ara yüzeyinde oluşan dokunun özellikleri ve mini vidaya yüklenen kuvvetle ilgilidir (238). Çünkü mini vidaya uygulanan kuvvet ile kemik dokuda oluşacak stres kemiğin iyileşme cevabını etkilemektedir (239). Literatürde ortopedik kuvvetler ile mini vidaların stabiliteleri arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmaların kısıtlı olması nedeniyle başarı ve başarısızlık oranlarına hakkında kabul görmüş bir oran bulunmamaktadır. Bu çalışmada, SLA tekniği ile yüzeyleri “1 µm ve 1,5 µm” pürüzlülükte olacak şekilde hazırlanmış 2 farklı mini vida çeşidi, ortopedik ağır kuvvetlerle (500 gr) farklı zaman periyotlarında yüklenmiş olup, klinik başarıya etki eden faktörlerin tespiti için, vidalar biyomekanik, klinik ve histolojik olarak incelenmiştir.

Yüzeyleri pürüzlendirilerek modifiye edilmiş implantların kemik ile temas eden yüzey alanı artırıldığı için daha iyi bir stabilite sağladığı ve iyileşme sürecinin daha hızlı olduğu birçok araştırmacı tarafından ortaya konmuştur (105). İmplantların yüzeyleri osseointegrasyon oranının artırılması için çok çeşitli yöntemlerle hazırlanabilmektedir (96). Buser ve ark. (105) çalışmalarında birçok implant yüzey hazırlama tekniğini karşılaştırarak en fazla kemik apozisyonunun SLA tekniği ile yüzeyleri pürüzlendirilmiş implantlar çevresinde olduğunu rapor etmişlerdir. Başka bir hayvan çalışmasında SLA yüzeyli mini vidalar ile konvansiyonel mini vidalar karşılaştırılmış, SLA yüzeyli mini vidaların, kemik-vida ara yüzeyinde daha fazla kemik doku oluştuğu için daha yüksek başarı oranları ve uzun dönem stabilitede artış olduğu tespit edilmiştir (16). Biz de çalışmamızda yüzeyleri SLA yöntemi ile pürüzlendirilen mini vidaların uygulanan ağır ortopedik kuvvetlere (500 gr) karşı stabilizasyonlarını koruyup korumadığını araştırmayı amaçladık. Öte yandan mini vidaların tedavi sonunda çıkarılan aygıtlar olması ve artmış kemik-implant temasının çıkarılma işlemini zorlaştıracağı düşüncesi osseointegrasyonun bir dezavantaj olarak görülmesine neden olmuştur (64). Bu nedenle klinik ortodontide genellikle pürüzsüz yüzeyli mini vidaların tercih edildiği görülmektedir (240). Bu görüşten yola çıkarak bu tez çalışmasında osseointegre olabilme özelliğine sahip mini vidaların çalışma süresi sonunda komplikasyonsuz bir şekilde çıkarılıp çıkarılamayacağını ve vidanın doku içinde kalma süresinin bu duruma etkisinin araştırılması hedeflendi.

Mini vidaların stabilitesinde yüzey özelliklerinin yanında etkili olan diğer bir faktör de kuvvet yükleme zamanlamasıdır. Liou ve ark. (10) mini vidaların klinik olarak stabil olduklarını ancak kuvvet yüklemesi yapıldığında mutlak bir ankraj sağlayamadıklarını rapor etmişlerdir. Bu yüzden, kuvvet yükleme zamanlaması osseointegre olma yeteneğine sahip mini vidalar için çok daha kritik bir durum haline gelmektedir. Literatürde ankraj amacıyla mini vidaların kullanımı konusunda fikir birliği olmasına rağmen osseointegre olan ya da olmayan mini vidaların yükleme zamanlaması ile ilgili net bir karar yoktur (171). Çalışmamızda farklı kuvvet yükleme zamanlarının (0, 4, 8 hafta) mini vidanın stabilitesine ve osseointegrasyon oranına etkisinin değerlendirilmiştir.

Ortodontik tedavide daha kısa sürede, daha kaliteli sonuçlar elde edilebilmesi için, ankraj amacıyla kullanılan mini vidaların stabiliteilerinin artırılması ile ilgili araştırmalar oldukça önemlidir. Çünkü ortodontide bu aygıtların kullanım alanları, tek bir dişin hareketi (241), tüm arkın hareketi (242) veya iskelet problemlerinin ortopedik düzeltimini kapsayacak şekilde oldukça genişletilmiştir (13). Ancak literatürde hangi faktörlerin mini vidanın stabilitesini veya başarısını belirlediği sorusunun büyük ölçüde cevapsız kaldığı bildirilmiştir (240).

Bu tez çalışmasında mini vidaların stabilitesinde ve başarısında etkili olduğu düşünülen değişkenler araştırılarak bu konuda literatüre katkıda bulunmak amaçlanmıştır.

5.2. Gereç ve Yöntem

Deneysel hayvan çalışmalarının literatüre yaptıkları bilimsel katkı oldukça önemlidir. Çünkü bu çalışmalar genellikle kontrollü koşullar altında yapıldığı için çoğu zaman kemik implant ara yüzü histolojik olarak değerlendirilebilmektedir (240). İmplantlar ile ilgili yapılan araştırmalarda kullanılan çok sayıda hayvan modeli bulunmaktadır (243). Medikal araştırmalar için en yaygın kullanılan hayvan modeli %35'lik kullanım oranı ile tavşandır (244). Çünkü tavşanın göreceli olarak küçük boyutlu, uysal, temiz ve sessiz olması, taşıma ve bakımının kolaylığı, bu deney hayvanını tercih edilir hale getirmiştir (243). Ayrıca tavşanın yaklaşık 6 ay gibi kısa bir sürede cinsel olgunluğa ulaşması hormonal etkilerin elemine edilerek standardizasyon sağlanması, kemik metabolizması çalışmaları için büyük bir avantaj sağlamaktadır (245). Ancak tavşana yerleştirilebilen implantın boyutları sınırlı olup yerleştirilecek implantın çapının 2 mm'den daha fazla

olması tavsiye edilmemektedir (243). Tavşanda deneysel amaçlı kullanılan biyolojik yapılar göz önünde bulundurulduğunda, tibia kemiği ulaşılmasının ve tespitinin kolay olmasının yanında büyük olması ve cerrahi açıdan düzgün olması nedeni ile yapılacak deneysel kemik çalışmalarında sıklıkla önerilmektedir. Histolojik açıdan bakıldığında, tavşan kemiklerinin insandan oldukça farklı bir mikro yapısı vardır. En büyük farklılık, insanlarda kemik dokunun ana yapısının osteonlardan, tavşan kortikal kemiğinde ise intertisyel lamellerden oluşmasıdır. Bununla birlikte havers sistemi ve osteositler insan kemiğine kıyasla biraz daha büyük olarak bulunurlar. Ancak tüm bu farklılıklara rağmen tavşan tibial metafizi histolojik açıdan insan mandibulasına yakın tek seçenektir (210).

Tavşanların kemik remodelling süreci değerlendirildiğinde bu fazın tavşanlarda insan dahil birçok türe göre daha hızlı olduğu görülmektedir (219). Roberts ve ark. (50) tavşanlar, köpekler ve insanlarda kemik remodeling fazını hızlanma, aktif rezorpsiyon, latent dönem ve formasyon döngülerine bölerek karşılaştırmış ve on sekiz haftalık insan kemik metabolizmasının altı haftalık tavşan kemik metabolizmasına karşılık geldiğini rapor etmişlerdir. Hollinger ve ark. (219) da tavşanlarda osseointegrasyonun insanlardan üç kat daha hızlı olduğunu belirtmişlerdir. Hayvan ve insan çalışmaları arasında dikkate alınması gereken önemli farklar bulunduğu için deneysel olguları klinik kullanıma çevirirken dikkatli olunmalıdır (240). Ancak tavşan modeli, implant materyali ile ilgili yapılan kemik doku araştırmalarında oldukça popüler bir tür seçimi olmayı sürdürmektedir (243). Bu tez çalışmasında en uygun tür olduğu düşünülen 14 adet Yeni Zellanda cinsi (*Oryctolagus Cuniculus L.*) tavşanın tibiaları kullanıldı. Tavşanların her bir tibiasına 1,8 mm çapında ikişer adet mini vida yerleştirildi.

İmplantlar genellikle metalurjik olarak 1'den 4'e kadar sınıflandırılmış saf titanyum yada derece 5 olarak tanımlanan titanyum alaşımından ($TiAl_6V_4$) üretilmektedir (41). İmplantlar çoğu diğer sınıflardan daha güçlü olduğu için 4. derece saf titanyumdan üretilmekte olup saf titanyum ile insan vücudu arasındaki biyolojik uyum konusunda oldukça az kaygı duyulmaktadır (215). Çünkü titanyum yüksek korozyon direncine sahiptir (90) ve bu materyalle ilgili herhangi bir hipersensitivite, alerjik ve immunolojik reaksiyon rapor edilmemiştir (91). Ayrıca titanyumun mekaniksel streslere karşı oldukça dayanıklı olması bu materyali daha popüler hale getirmiştir (92). Tüm bu pozitif özelliklere rağmen, saf titanyum materyali, derece 5 titanyum alaşımından

(TiAl₆V₄) daha az akma dayanımı ve yorulma özelliğine sahiptir (246). Bu saf titanyumdan üretilmiş implantlar için bir dezavantaj olarak görülebilir. Bununla birlikte mekanik özelliklerin geliştirilmesi amacıyla üretilen derece 5 titanyum alaşımının (TiAl₆V₄) osseointegrasyonu zayıflattığını (247) ve bu alaşımda kullanılan materyallerin özellikle de vanadyumun yüksek konsantrasyonlarda akut ve kronik toksik etki yaratabileceği bildirilmiştir (248). Bu çalışmada da saf titanyumun mükemmel biyouyumluluğundan vazgeçilmeden, derece 4 saf titanyumdan üretilmiş mini vidaların uygulanan ağır ortopedik kuvvetler karşısında stabilitelelerini koruyup korumadıklarını araştırılmıştır.

Mini vidaların klinik başarısında üretildiği materyal kadar yüzey özellikleri de rol almaktadır. Ortodontik mini vidaların kemik içine yerleştirilmesini takiben yüzey özelliklerinden bağımsız olarak, değişen oranlarda kısmi osseointegrasyon gösterdiği yapılan çalışmalarla kanıtlamıştır (60, 64). Bununla birlikte artmış osseointegrasyon oranının vidanın çıkarılmasını zorlaştıracağı düşüncesi ile vida çevresindeki kemik gelişiminin azaltılması amacıyla birçok mini vida pürüzsüz yüzeyli olarak üretilmektedir (24). Ortodontik ankraj amacıyla osseointegrasyonun az olacağı ve kolay çıkarılabileceği için pürüzsüz yüzeyli mini vidaların daha çok tercih edilebileceğini düşünebiliriz (240). Ancak kemik doku ile mini vida yüzeyi arasında oluşan kısmi osseointegrasyona rağmen parlak yüzeyli mini vidalar ağır ve dinamik kuvvetler karşısında zayıf direnç gösterir (249). Bir başka deyişle pürüzsüz yüzeyli ortodontik mini vidalar çoğunlukla stabil olmalarına rağmen, ortodontik kuvvetler karşısında tamamen hareketsiz değildirler (10). Ortopedik etkili tedavilerde uygulanan ağır kuvvetler düşünüldüğünde ise vida stabilitesi çok daha kritik bir konu haline gelmektedir. Bu nedenle yüzeylerin çeşitli tekniklerle işlenmesi durumunda mini vidaların başarılarının ne ölçüde etkileneceği araştırılmaya başlanmış olup yüzeyleri pürüzlendirilmiş implantlarda kemik ile temas eden yüzey alanı artması sayesinde daha iyi bir stabilite elde edildiği ve iyileşme sürecinin daha hızlı olduğu bildirilmiştir (105). Çünkü pürüzlü bir implant yüzeyinde var olan nano düzeydeki porlar kemik dokunun gözenekli alanlara girmesini sağlayarak osseointegrasyonu kolaylaştıran optimum bir biyolojik ortam hazırlamaktadır (250). İmplantların yüzeyleri osseointegre olabilmeleri için birçok yöntemle hazırlanabilmektedir (96). Bu yöntemlerden biri olan SLA tekniğinin, kemik ve implant yüzeyi arasında oldukça yüksek oranda temas alanı

oluşmasına öncülük ettiği bildirilmiştir (105). Bu teknikle yüzeye büyük kum taneleri püskürtülmesi ile yüzeyde makro pürüzlülük oluşturulmasının ardından asit uygulanması ile mikro çukurcuklar oluşturulmaktadır (15). SLA tekniği ile oluşturulan yüzey topografisi araştırıldığında, kumlama ve asitleme protokolleri ile elde edilen pürüzlülük derecesinin osseointegrasyon için uygun olduğu rapor edilmiştir (251). İmplantlar yüzey pürüzlülük değerlerine göre, parlak yüzeyli ($<0,5 \mu\text{m}$), hafif pürüzlü ($0,5-1 \mu\text{m}$), orta pürüzlü ($1-2 \mu\text{m}$) ve pürüzlü ($>2 \mu\text{m}$) implantlar olarak sınıflandırılır.

Yüzey pürüzlülüğünün yüksek olduğu durumlarda en büyük risk, peri-implantitiste bir artış ile birlikte iyonik sızıntının gözlenmesidir (117). Bununla birlikte kesin klinik kanıtlar bulunmamasına rağmen “ $1-2 \mu\text{m}$ ” boyutunda olan orta derecede pürüzlülüğün en iyi kemik cevabına sahip olduğu, günümüz modern implantları da sıklıkla orta derecede pürüzlülükte üretildiği, implant yüzeylerinin hazırlanması sırasında nanometre seviyesinde yapılan bir değişikliğin bile, implantın yüzey topografyasını mikrometre düzeyinde değiştirecek şekilde yansması nedeni ile istenilen yüzey özelliklerine sahip implantın elde edilmesinde etkili faktörlerin kontrolünü zorlaştırdığı bildirilmiştir (114). Bununla birlikte vidaların yüzeyindeki kimyasal bileşim, yüzey işlemlerine bağlı olarak farklılık gösterdiği rapor edilmiştir (215). SLA tekniği ile yüzeylerinin pürüzlendirilmesi sırasında kullanılan alüminyum oksit partikülleri, vida yüzeyine gömülmekte ve asitleme ya da sterilizasyon işleminden sonra bile kalıntı bırakabileceği ve titanyumun korozyon direncinde azalmaya sebep olabileceği bildirilmiştir (109). Ayrıca bazı durumlarda, bu partiküller çevredeki dokulara salınarak protein absorpsiyonu ve hücre eklenmesi olaylarını etkileyip osseointegrasyon sürecini bozabilir (215). Bu nedenle mini vidanın başarısı için yüzey incelenmesi oldukça önemli olup bu incelenme için geliştirilen çok sayıda cihaz bulunmaktadır (252). Bu tez çalışmasında da SLA tekniği ile yüzeyleri $1 \mu\text{m}$ ve $1,5 \mu\text{m}$ pürüzlülüğe sahip olacak şekilde hazırlanmış mini vidalar deney öncesi vidaların başarısında rol alan genel şekil, yüzeylerin homojenite ve morfolojisi, yüzeyin elemental kompozisyonunu ve yüzey kontaminasyonu gibi özellikler SEM, EDS teknikleri ile pürüzlülük miktarı ise IFM tekniği ile incelenmiştir. Deney bitiminde ise geri çıkarılmış mini vidalar üzerinde SEM ve EDS analizi ile deformasyon oluşup oluşmadığı, yüzeyde gözlenmesi beklenen kemik doku ve yüzeyin elemental kompozisyonu araştırılmıştır. Deney sonunda

tekrarlanan IFM analizi ile de çıkarılan mini vidaların yüzeylerindeki kemik miktarı hacimsel ve alansal olarak incelenmiştir.

Yüzey incelemesinde SEM ve bu cihazın içine dâhil edilebilen bir mikro analiz yöntemi olan EDS'nin mini vidalar gibi hassas ya da yumuşak yüzeye sahip malzemelerin yüzey incelemelerinde temassız ölçüm yapabilme özelliğine sahip olması ve yüksek görüntüleme kabiliyeti büyük avantaj sağlamaktadır (207-209). Ayrıca De-Melo ve ark. (253), EDS yönteminin bileşenleri standart olan örneklerin incelenmesinde oldukça faydalı bir araç olabileceğini belirtmişler ve bu yöntemle dokuların mineral bileşimini incelemenin mümkün olduğu bildirilmiştir (254). Deney bitiminde de geri çıkarılmış mini vidaların yüzey analizi Eliades ve ark. (255) çalışmalarıyla benzer şekilde SEM ve EDS teknikleri kullanılarak yapılmıştır. Eliades ve ark.'nın (255) çıkarılmış mini vidaların yüzey analizi ile ilgili çalışması, tez çalışmamızda kullanılan yüzey inceleme yöntemini desteklemektedir.

SEM analizi ile yüzeyin yapısı ile ilgili genel bir fikir edinilmesine rağmen, incelenen mini vidaların sadece genel geometrilerini görmek iyi bir ölçüm için yeterli değildir. Çünkü yüzeye uygulanan işlemlerin sonuçlarını etkileyen özellikle de pürüzlülük değerlerini içeren tüm parametreler, yapılacak ölçüm prosesine dahil olmalıdır. Bu amaçla kullanılan birçok yöntem bulunmakta olup, 3D Işık-Optik Mikroskop teknolojisi (IFM) de bu yöntemlerden biridir (256).

Mühendislik alanında görüntüleme teknolojisi açısından, üç boyutlu IFM tekniği (Alicona, Imaging GmbH, Infinite Focus Microscope, Graz/ Austria), ile çok önemli ilerlemeler kaydedilmiştir (257, 258). Bu teknik, optik bir mikroskop ve odak varyasyon teknolojisi ile numunenin 3D morfolojisini ve 10 nm'lik bir çözünürlükle yüzeyin derinlik bilgilerini görüntülemekte (212) ve yüzeydeki her bir noktanın üç boyutlu koordinatlarla temsil edildiği yüksek çözünürlüklü görüntüler ile detaylı bir inceleme yapılabilme avantajı sağlamaktadır (259). Bu teknik geniş bir çalışma mesafesinde temassız, tekrarlanabilir ve izlenebilir bir ölçüm sağlamakla birlikte (213), analiz öncesi numune hazırlığı gerektirmekte ve ıslak veya kuru şartlarda incelenebilmektedir (260). Ayrıca üç boyutlu SEM görüntülerinin kullanıldığı mikroskopi yönteminin aksine, IFM tekniği (Alicona, Imaging GmbH, Infinite Focus SL, Graz/ Austria) ile ölçümler ve görüntüler arasında doğrudan ekran üzerinde karşılaştırmalar yapılabilirken aynı

zamanda yüksek çözünürlüklü görüntüler dışa aktararak kayıtlar ilerleyen zamanlarda da kullanılabilir (261). Çalışmamızda IFM teknolojisiyle üretilmiş Alicona (Imaging GmbH, Infinite Focus Microscope, Graz/ Austria) cihazı deney öncesi çalışmamız için imal edilmiş mini vidaların istenilen pürüzlülüklere sahip olup olmadığının incelenmesi amacıyla kullanılmıştır. Çünkü yüzey pürüzlülüğünün kimyasal işlemlerle tekrarlanabilir bir şekilde üretilmesi zordur ve günümüz modern implantlarında uygulanan 1-2 µm pürüzlülüğün en iyi kemik cevabına sahip olduğu belirtilmesine rağmen (114), osteoblastik hücrelerin yapışması ve kemik appozisyonunu sağlayan proteinlerin seçici adsorpsiyonu için gerekli optimal nano-yüzey topografyası tam olarak bilinmemektedir (215). Tüm bu nedenlerden ötürü mini vidaların yüzey pürüzlülüklerinin incelenmesi başarının artırılması bakımından gereklidir. Materyallerin yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesi için araştırmacılar tarafından en yaygın olarak kullanılan ve kabul edilen genel olarak iki parametre tanımlanmıştır: Bunlar değerlendirilen yüzey profilinin aritmetik ortalama sapma değerini veren Ra ve ortalama maksimum yükseklik değerini veren Rz parametreleridir (262). Bu çalışmada da pürüzlülük değerlendirmesi amacıyla Ra değeri kullanılmıştır. Bir numunenin yüzey pürüzlülüğünün tespiti amacı ile Işık-Optik Mikroskop teknolojisinden (IFM) yararlanılarak yapılmış çalışmalar mevcuttur (263-266). Ancak bu çalışmalarda kullanılan cihazlar her ne kadar IFM teknolojisi ile üretilmiş olsalar da, bizim çalışmamızda kullanılan (Alicona, (Imaging GmbH, Infinite Focus Microscope, Graz/ Austria)) farklı cihazlar olduğu için yöntemin kıyaslanması oldukça güçtür.

IFM yöntemiyle yapılan diğer ölçüm ise deneyin sonunda geri çıkarılmış mini vidaların yüzeylerinde kemik miktarının hacimsel ve alansal olarak tespitidir. Cook ve ark. (212) bu tekniği kullanarak kalça replasmanı amacıyla yerleştirilmelerinin ardından kaybedilmiş mini vidalar üzerinde korozyon miktarını ölçmüşlerdir. Bizim çalışmamızda da osseointegrasyon beklediğimiz mini vidalar çevresindeki kemik hacmi ve kemik temas alanı oranı ölçülerek gruplar arası karşılaştırmalar yapılmıştır. Taranan ortodonti literatüründe IFM tekniği ile yapılan araştırmaların az sayıda olduğu gözlenmiş olup, cihazın ve cihazla beraber kullanılan yazılımının maliyetinin bu duruma neden olduğu düşünülmektedir (261). Bu çalışmanın bu yönüyle literatüre katkıda bulunarak ileride yapılacak olan çalışmalara yön verebileceği düşünülmektedir.

Mini vidaların primer stabilitesinde etkisi olabileceği düşünülerek araştırılan bir diğer özellik de boyutlarıdır. Klinisyenlere göre mini vida boyutunu azaltmak birçok alana yerleştirilebilme imkanı sunmakla birlikte cerrahi işlemi de kolaylaştırmaktadır. Ancak bu durumun vidanın kırılma direncini azaltarak başarısını etkileyebileceği bildirilmiştir (240). Bu konuda yapılan çalışmalarda vidaların stabilitesinde genişliğin etkili olduğu (45), uzunluğun stabiliteyle ilişkili olmadığı gösterilmiştir (1, 45, 72). Bütchter ve ark.'nın (63) farklı mini vida çapları ile ilgili yaptıkları çalışma bu görüşü destekler niteliktedir. Bu çalışmanın sonucu olarak 1,1 mm genişliğe sahip mini vidaların, 1,6 mm olanlardan 3 kat daha fazla kırıldığını ve vidanın başarısının etkilendiği rapor edilmiştir. Uzunluğun vidanın stabilitesine katkısı olmadığını savunan çalışmaların aksine Chen ve ark. (267) mini vidaların fiziksel yapıları benzer olmak şartı ile 8 mm uzunluğundaki vidaların 6 mm olanlara göre daha yüksek başarı oranına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Yoğun kortikal kemiğe yerleştirilen mini vidaların, 8 mm ya da daha fazla uzunlukta ve minimum 1,6 mm çapta olması önerilmiştir (164). Bu tez çalışmasında mini vidaların primer ve sekonder stabiliteyi araştırılırken, uzunluk ve genişliğin stabilite üzerine etkisi ortadan kaldırılıp, mini vidalar arasında standardizasyon sağlanması amacı ile tüm mini vidaların boyutlarının literatürde tavsiye edilen boyutlar olan 1,8 mm genişlik ve 8 mm uzunlukta olması tercih edilmiştir.

Dental implantların klinik stabiliteilerinin ölçümleri amacı ile birçok yöntem geliştirilmiş olup bu yöntemler arasında RSA altın standart olarak kabul edilmiştir (268). Bu konuyla ilgili yapılan çalışmalarda RSA yönteminin implantlarının stabilitesinin değerlendirilmesinde objektif bir araç olmasının yanında (269), bu ölçüm ile elde edilen sonuçların tekrarlanabilir olduğu belirtilmiştir (174). İmplantların RSA yöntemi ile ölçülen stabilite değerleri ile kemik-implant teması oranının bağlantılı olduğu rapor edilmiştir (197). Her ne kadar dental implantlar için RSA ölçümüyle elde edilen stabilite değerleri ile ilgili bir standardizasyondan bahsedilse de mini vidalar için kesin bir kanı bulunmamaktadır. Bunun nedeni olarak dental implantlara göre mini vidaların daha küçük boyutlarda olması RSA sonuçlarını etkileyen bir faktör olarak gösterilebilmektedir (270). Bir diğer etkenin mini vida ile SmartPeg arasındaki bağlantı sorunu olduğu düşünülmekte olup bu ölçüm tekniğinin hassas bir şekilde çalışması için vida ve SmartPeg arasında sağlam ve tekrarlanabilir bir bağlantı sağlanmalıdır. Çoğu dental implant sisteminin, başlıklarında yer alan iç vida dişlerine sahip olması nedeni ile

RSA sistemi bu türde bir vida bağlantısına göre üretilmiştir. Mini vidalarda ise vidanın baş kısmı ile SmartPeg bağlantısını sağlayabilmek için çeşitli modifikasyonlar geliştirilmiştir. Bu konuda yapılan ilk çalışmada (271), mini vidanın baş kısmına bir miknatısın adezivlerle fiske edilmesiyle ölçüm gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda RSA'nın mini vidaların stabilite ölçümlerinde uygun bir yöntem olarak kullanılabilmesi ancak yapılan ölçümlerde tekrarlanabilirliğin yetersiz olduğu rapor edilmiştir (271). Mini vida stabilitesinin RSA yöntemi ile ölçüldüğü bir başka çalışmada kullanılan mini vidaların baş kısmında endüstriyel olarak hazırlanmış iç yivler oluşturulmuş ve bağlantının sağlanabilmesi için SmartPegler de modifiye edilmiş olup bu yeni modifikasyonla tekrarlanabilir ölçümlerin elde edilebileceği belirtilmiştir (270). Başka bir hayvan çalışmasında ise, mini vidaların baş kısımları yivli eksternal bir vidaya dönüştürülmüş olup SmartPeg de modifiye edilerek stabilite ölçümü yapılmıştır. Doğru bir şekilde uygulanırsa bu yöntemin hayvan çalışmalarında stabilite ölçümü için uygun olduğu, ancak klinik kullanımda modifiye edilen baş kısmının diş hareketini sağlamak amacı ile kullanılan mekaniklerle bağlantı sorunları yaratabileceği bildirilmiştir (11). Literatürdeki mevcut çalışmalardan elde edilen sonuçlar, RSA'nın mini vida stabilitesini ölçüm yöntemi olarak kullanılabilmesini belirtmektedir (270). Bu tez çalışmasında da mini vidaların stabilite ölçümü için Osstell® ISQ cihazından (Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden) yararlanılarak RSA tekniği kullanılmıştır. Bununla birlikte SmartPeg ile mini vida arasındaki bağlantıyı sağlayabilmek amacıyla Uysal ve ark.'nın (11) yaptıkları hayvan çalışmasında uyguladıkları modifikasyon kullanılmıştır.

Mini vidaların primer ve sekonder stabilitelerini etkileyen faktörler hakkında literatürde birçok çalışma yapılmış ve yapılmaya da devam etmektedir (7, 83, 137). Bunun temel nedeni, ortodontide mini vidaların ankraj amacıyla tek bir dişin hareketinden (241), iskelet problemlerinin ortopedik düzeltilmesini kapsayacak kadar geniş bir kullanım aralığına sahip olmasıdır (13). Bununla birlikte mini vidaların ortodontik tedavi sırasında uygulanan kuvvetler karşısında stabilitelerini korumaları beklenmekte olup, literatürde stabilite ile ilgili yapılan araştırmalarda genellikle kuvvet yükleme zamanı, optimal kuvvet sistemleri ve yan etkilerle ilgili önemli klinik sorular üzerinde durulmuştur (240).

Literatürde mini vidalara uygulanan kuvvet miktarlarındaki varyasyonlar ve özellikle histolojik çalışmalarda hayvanların ebatlarındaki değişkenlik göz önüne alındığında elde edilen bulguların yorumlanması ve genelleştirilmesi oldukça zorlaşmaktadır (240). Bu çalışmalarda vidalara uygulanan kuvvetlerin genellikle 50-400 gr arasında değiştiği, fakat daha çok 200 gr ve altındaki kuvvetlerin uygulandığı görülmektedir (8-11). Park ve ark. (1) mini vidalara ağır kuvvetler uygulandığında, stabiliteyi bozularak mobiliteyi arttırdığı ve kemikle yeterli osseointegrasyon gerçekleşmeyeceği için de vida kaybı meydana gelebileceğini rapor etmişlerdir. Wilmes ve ark. (272) mini vidalara uygulanabilecek optimum kuvvet miktarını araştırdıkları çalışmada, kemik kalitesinin bunu belirlemede önemli bir faktör olduğunu ve her mini vida için uygulanabilecek kuvvet miktarının ayrı ayrı değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamışlardır. Brown ve ark. (273) ise tavşan tibialarına 1,6 mm çapında mini vidalar yerleştirerek vidalar üzerine 1 N'luk kuvvetler uygulamışlar ve deney sonunda mini vidalarda %100 başarı oranı rapor etmişlerdir. Yano ve ark. (237) rat tibialarında yaptıkları çalışmada 1,2 mm ve 1,4 mm çaplarındaki mini vidalara 2 N kuvvet uygulayarak, 2. ve 6. haftalarda yapılan değerlendirmelerin sonucunda hemen yüklemenin vida başarısızlığına yol açmadığını savunmuşlardır. Uysal ve ark. (11) yaptıkları hayvan çalışmasında 1,4 mm çapında mini vidaları 150 cN ve 300 cN'luk kuvvetler ile yüklemelerinin ardından yaptıkları değerlendirme sonucu mini vidalarda herhangi bir başarısızlık bildirmemişlerdir. Büchter ve ark. (63) domuz mandibulasına yerleştirdikleri 1,1 ve 1,6 mm çapındaki mini vidalara 1 N, 3N ve 5N kuvvetler uygulamışlardır. 3. ve 12. haftada değerlendirilen mini vidalarda herhangi bir başarısızlık rapor edilmemesine rağmen mini vidaların stabil kalmaları için 300 gr'a kadar kuvvet uygulanabileceğini belirtmişlerdir. Kaya ve ark. (274) sınıf III malokluzyonu iskeletsel ankraj aparatları ile tedavi ettikleri çalışmada ise maksillaya yerleştirilen mini vidalarla sabitlenen mini plaklara 400'er gr kuvvet uygulanmıştır. Bu çalışmada kullanılan mini plaklardan bir tanesi hariç hepsi başarılı bulunmuştur. Şar ve ark. (275) yaptıkları Sınıf III malokluzyonun iskeletsel ankraj aparatları ile tedavisi ile ilgili çalışmada ise maksillaya yerleştirilen mini plaklar üzerine 500 gr kuvvet uygulamışlardır. Bu çalışmanın sonucunda mini plakların başarı oranı % 95 olarak tespit edilmiştir.

Kuvvetler karşısında mini vidaların stabiliteyi arttırdığı çalışmalarda 25 ile 500 gr arasındaki kuvvetler başarıyla uygulanmış olsalar da, literatürdeki mevcut kanıtlardan

pozitif bir dengeyi negatife çeviren alt ve üst eşikleri saptamak mümkün değildir (240). Bununla birlikte hafif kuvvetler uygulandığında hemen yükleme protokolü kabul edilebilir gibi görünmesine rağmen, kuvvet miktarı artırılmak istendiğinde optimum yükleme ve minimum iyileşme süresi hakkında literatürde kesin bir kanı yoktur (240). Özellikle ağır kuvvetlerin kullanıldığı genellikle ortopedik etkili tedavilerde mini vidaların başarısızlık oranlarından dolayı mini vidaların rutin kullanımı önerilmemekle birlikte (190), sınıf III malokluzyonların tedavisinde ankrajın artırılması amacıyla mini vidalardan ziyade mini plakların tercih edildiği görülmektedir (274, 275). Bu tez çalışmasında hem hekim hem de hasta açısından yerleştirilme ve kullanım kolaylığı gibi avantajlarından vazgeçilmeden yüzey özellikleri modifiye edilerek uygulanan mini vidaların 500 gr'lık ağır, ortopedik kuvvetler karşısındaki stabiliteleri değerlendirilmiştir.

Mini vidaların üzerine yüklenen kuvvet miktarı kadar bu kuvvetin hangi zaman aralığında yüklenmesi gerektiği de iyi bir stabilite için cevaplanması gereken sorulardandır. Literatürde ortodontik ankraj için mini vidaların kullanımı konusunda geniş uzlaşmaya rağmen yükleme zamanı ile ilgili net bir fikir birliği yoktur (23, 150). Yazarlardan bazıları hemen yüklemeye inanmakla birlikte (32, 63), bazıları 2 hafta (4), 3 hafta (65, 186), 4 hafta (179), 6 hafta (180), 8 hafta (169), 12 hafta (78) ya da 6 ay beklemeyi (175) savunmuşlardır. Bu konuyla ilgili ilk klinik deneyimler, ortodontik yükleme öncesi optimal bir osseointegrasyon periyodu için 6-12 hafta beklenmesi gerektiğini rapor etmişlerdir (50). Ancak konuyla ilgili yapılan çalışma sayısı arttıkça mini vidaların stabiliteleri bozulmadan hemen yükleme yapılabilmesinin mümkün olduğu bildirilmiştir (60, 63). Bu görüşe paralel olarak Uysal ve ark.'nın (11) yaptıkları tavşan çalışmasında mini vidalar 150 ve 300 cN kuvvetler ile hemen yüklenmiş olup 21 günlük deney süresi sonunda tüm mini vidalarda başlangıç stabilite değerlerinden daha yüksek stabilite değerleri gözlenmiştir. Søballe mini vidaların erken yüklenebilmesi mümkün gözükse de, erken yüklemede en önemli faktör olan ve implantın başlangıç stabilitesini etkileyen mikromobilitenin göz ardı edilmemesi gerektiğini belirtmiştir (276). Çünkü primer stabilite olarak adlandırılan mekanik stabilitenin biyolojik stabiliteye dönüşümü sırasında osteoklastik aktivitenin mini vidanın başlangıçtaki stabilitesini azalttığı zaman periyodunda yeni kemik oluşum miktarı, implant stabilitesini sürdürmek için henüz yeterli seviyede değildir. Bu biyolojik durum

nedeniyle literatürde mini vidalara kuvvet yüklenebilmesi için gereken birçok farklı iyileşme süresinden bahsedilmektedir (100). Zhao ve ark. (277) farklı kuvvet yükleme periyotlarında mini vidaların stabilitesini araştırmış olup 8 haftalık deney süresi sonunda immedat yüklemenin vidanın stabilitesine zarar verebileceğini ve kemik-vida ara yüzeyinin, ancak 3 haftalık iyileşme döneminin ardından kuvvet yüklenmesini destekleyecek şekilde daha stabil hale geldiği için bu dönemde kuvvet uygulanması gerektiğini rapor etmişlerdir. Deguchi ve ark. (65) köpekler üzerinde yaptıkları araştırmada, 3 ve 12 haftalık bekleme süreleri sonunda mini vidalara ortalama 300 gr kuvvetler uygulanmış ve 12 hafta boyunca kuvvete tabi tutulmuşlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre 3. ve 12. haftalık bekleme prosedürü arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Bu nedenle köpeklerde ortodontik yükleme için üç haftalık iyileşme süresinin yeterli olduğu ve mini vidaların 3 ay boyunca ortodontik yüklere karşı sağlam kemik ankrajı görevi görebileceği rapor edilmiştir. Bu çalışmanın önemli bir çıktısı olarak 3 haftalık sürenin iyileşmede kritik olduğu bildirilmiştir. Kim ve ark. (100) sekonder stabilitenin 4 hafta sonra artmaya başladığını belirterek bu süre zarfında kuvvet uygulamadan beklemeyi önermişlerdir. Wu ve ark. (169) mini vidaları 0, 1, 2, 4 ve 8 haftalık bekleme süreleri sonunda invivo olarak incelemişler ve lameller kemik formasyonu ve sekonder remodeling olayının 8. haftada gerçekleşmesi sebebi ile osseointegrasyon açısından uygun süreyi 8 hafta olarak rapor etmişlerdir. Shan ve ark. (252) son dönemde yaptığı güncel bir diğer çalışmada 3 haftalık iyileşme döneminin stabilite açısından dezavantaj yarattığı ve kuvvetin vida uygulandığı seans ya da bir hafta sonrasında uygulanmasının iyileşmeyi olumlu etkilediğini vurgulamışlardır. Ancak sekiz haftalık bir iyileşme döneminin sonrasında uygulanan kuvvetin ise vida çevresindeki kemik remodelinginin ve vida stabilitesinin olumlu etkilediği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda kuvvet uygulama prosedürü olarak Wu ve ark. (169) yöntemine benzer şekilde kuvvet mini vidalara yerleştirilmenin hemen ardından (0. hafta), yerleştirmeden 4 hafta sonra ve 8 hafta sonra uygulanmış ve iyileşme sürecinin mini vida stabilitesi üzerine etkisi incelenmiştir.

Ayrıca yapılan araştırmalarda mini vidalar üzerine uygulanan kuvvetin süresinin ne olacağı ile ilgili birçok seçenek bulunmaktadır. Yapılan hayvan çalışmalarıyla bu süre belirlenirken iki ayrı tür arasındaki kemik metabolizma farklılıkları göz önünde bulundurulmalı ve sonuçlar bu bilgiler ışığında yorumlanmalıdır (50, 219). Pinto ve ark.

(278) tavşanlardaki kemik iyileşmesini araştırdıkları çalışmalarında deney süresini 21 gün olarak belirleyerek bu süre sonunda sakrifikasyon işlemini yapmışlardır. Bununla birlikte literatürde bu süreyi destekleyen başka çalışmalar da bulunmaktadır (11, 279). Bu çalışmada, tavşan kemik metabolizma hızının insandan 3 kat fazla olması ve tavşanları enfekte olmadan yaşatmanın güçlüğü de göz önünde bulundurularak kuvvet uygulama süresi olarak 3 haftalık bir zaman dilimi belirlenmiştir.

Çalışmamızda tavşanların tibia bölgelerine mini vidaların yerleştirilmesi için kapalı flap tekniği kullanılmıştır. Bu teknik ortodonti kliniklerinde kullanılan mini vida yerleştirme işleminden farklıdır (63). Klinik uygulamada lokalizasyona bağlı olarak, mini vida ya yapışık dişetine doğru yerleştirilir ya da vida başı, sadece tel ya da yayların uygulanmasına izin verecek şekilde mukozayla kaplanır. Kapalı flap tekniğine kıyasla artmış enfeksiyon riski mevcut olup bu durum nedeniyle vida başarısızlığı olasılığı artmaktadır (63). Enfeksiyon riskini ortadan kaldırmak için, bu çalışmada kapalı flap tekniğini tercih edilmiştir.

Mini vidalar rehber oluk açılarak (self-tapping) ya da oluk açılmaksızın (self-drilling) kemik içine yerleştirilebilmektedir (132). Self-drilling ve self-tapping yöntemlerinin karşılaştırıldığı klinik bir mini vida çalışmasında periotest değerleri self-drilling yöntemde anlamlı derecede daha yüksek kaydedilmiştir (139). Bununla birlikte Prager ve ark. (137) yaptıkları bir çalışmada, rehber delik kullanılarak yerleştirilen mini vidalar ve rehber delik açılmadan yerleştirilen mini vidaları değerlendirmişler rehber delik kullanımının primer stabiliteyi azalttığını fakat sekonder stabilite üzerine herhangi bir etkisinin olmadığını rapor etmişlerdir. Self-drilling mini vidalar kortikal kemiğin ince olduğu bölgelerde önerilirken (140), kortikal kemiğin çok kalın ve yoğun olduğu özellikle alt çene posterior bölgede self-tapping yöntemin kullanımının avantajlı olduğu bildirilmiştir (1). Ayrıca mini vidaların yerleştirileceği kemik dokunun özelliklerinin yanında mini vidanın üretildiği materyal de yerleştirme tekniğinin belirlenmesinde önemlidir ve özellikle yüksek kemik yoğunluğuna sahip bölgelerde saf titanyumdan üretilmiş mini vidaların, alaşımlara kıyasla yumuşak yapıları nedeniyle, pre-drilling tekniği ile uygulanması gerektiği belirtilmiştir (142). Bu çalışmada kullanılan tavşan tibial metafizi histolojik açıdan değerlendirildiğinde insan mandibulasına yakın olması, tibianın yoğun kortikal yapısı (210) ve çalışmada kullanılan mini vidaların derece 4 saf titanyumdan üretilmiş olması nedeni ile vidaların yerleştirilmeden önce rehber oluklar

açılarak, yerleştirme stresinin azaltılması hedeflenmiştir. Bununla birlikte olası bir kemik hasarını ortadan kaldırmak amacıyla rehber oluklar açılırken serum fizyolojik soğutması altında çalışılmıştır.

Pürüzlü yüzeylerinin, parlak yüzeylere göre daha fazla osseointegrasyon gösterdiği klinik olarak ispatlanmasına rağmen, bu işlemi yürüten hücresel ve moleküler mekanizmalar henüz tam olarak anlaşılammıştır (105, 112). Bununla birlikte mini vidaların uzun dönem adaptasyonu ile oluşan değişimlerin, kuvvet yüklemeye oluşan geçici reaksiyonlardan ayırt edilmesi için histomorfometrik çalışmalara ihtiyaç vardır (240). Bu çalışmada da mini vida etrafında bulunan kortikal kemikle ne oranda bağlantı yaptığı araştırılmıştır. Yapılan histolojik kesit alma işleminde vidanın çıkarılmasının osseointegrasyonu olumsuz yönde etkileyebileceği düşünülerek mini vida ile birlikte kesit alınması tercih edilmiştir (280). Bu amaçla çalışmamızda sert doku kesit alma olanağı sağlayan “Exakt Sert Doku Hassas Kesme Cihazı” kullanılmıştır. Mini vidaların osseointegrasyon oranı (KİK), Yano ve ark. (237) yöntemine benzer şekilde mini vidanın kortikal kemik içerisinde bulunan tüm boyutunun ve vida ile kemik dokunun temas ettiği bölgelerin ölçülmesi ardından elde edilen değerlerin birbirine oranlanması ile hesaplanmıştır. Bu amaçla histomorfometri tekniğinden yararlanılmış olup mini vida ve çevresindeki kemik dokuyu içeren histolojik kesitler Hematoksilen-Eosin (169) ve Mason boyama (281) yöntemleri ile boyanmıştır. Histolojik incelemeler ile farklı kuvvet yükleme periyotlarında kemik-vida ara yüzeyinde oluşması muhtemel biyolojik değişikliklerin açığa kavuşturulması planlanmaktadır.

5.3. Bulgular

5.3.1. Üretilen Mini Vidaların IFM, SEM ve EDS Analizleri ile İlgili Bulgular

Çalışmamız için 1 ve 1,5 µm pürüzlülüğe sahip olacak şekilde hazırlanmış mini vidaların uygun yüzey pürüzlülüğüne sahip olup olmadığı mini vidaların yerleştirilmesi öncesi araştırılmıştır.

Literatürde implantlar, yüzey pürüzlülüğü 0,5 µm'dan küçük olanlar parlak yüzeyli, 0,5-1 µm olanlar hafif derecede pürüzlü, 1-2 µm olanlar orta derecede pürüzlü ve 2 µm'dan daha fazla olanlar ise pürüzlü olarak adlandırılmıştır (113). Wennerberg ve Albrektsson (114) istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmasa da en iyi kemik cevabının orta

derecede pürüzlü implantların yüzeyinde olduğu ve SLA yöntemi ile pürüzlendirilen yüzeylerin genellikle 1-2 μm pürüzlülüğe sahip olduğu belirtilmiştir. Bununla birlikte SLA yönteminde, alüminyum oksitle kumlama sırasındaki basınç, kumlama mesafesi, partikül boyutu gibi faktörler ve kumlama ardından yapılan asitleme işlemi gibi parametreler yüzeylerin pürüzlülük miktarında geniş bir ölçüm aralığına sebep olabileceği bildirilmiştir (265). Bir başka deyişle kumlama ortamının granülometrisine bağlı olarak vida yüzeylerinde değişen oranlarda pürüzlülük elde edilebilir (215). Ayrıca üretici firmalar da yüzeylerin hazırlanma sürecine ilişkin ayrıntılı bilgileri sağlamamaktadır. Tüm bu nedenlerden ötürü çalışmamızda üretilen mini vidaların yüzey pürüzlülükleri yerleştirilmeden önce incelenmiştir. Pürüzlülük miktarı bakımından karşılaştırma yapılabilmesi amacıyla parlak yüzeyli olarak üretilmiş PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) marka mini vida üzerinde de aynı analizler yapılmıştır. Bu inceleme sonucunda, PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) markalı mini vidaların pürüzlülük değeri (Ra) 0,24 μm , 1 μm ve 1,5 μm (Ra) pürüzlülükte üretilmesi istenen mini vidaların ortalama yüzey pürüzlülükleri (Ra) ise sırasıyla 1,12 $\mu\text{m} \pm 0,19$ ve 1,53 $\mu\text{m} \pm 0,03$ olarak belirlenmiştir. PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) marka mini vidaların 0,24 μm 'lik yüzey pürüzlülüğü oranı, üretici firmanın da belirttiği gibi parlak yüzeyli sınıflamasında bulunmaktadır. Bununla birlikte pürüzlülük bakımından çalışmamız için üretilen mini vidaların parlak yüzeyli olanlardan farklılığı net bir şekilde ortaya konmuştur ve elde edilen bu yüzey pürüzlülüğü miktarları tez çalışmamız için arzu edilen aralıktadır.

Mini vidalar, pürüzlülük ölçümünün dışında yerleştirilmeden önce yüzeyin genel morfolojisi bakımından SEM ile bunun ardından yüzeylerin elemental kompozisyonun belirlenmesi amacıyla EDS analizi ile değerlendirildi. Literatürde dental implant sistemlerinin kullanım öncesinde yüzey özelliklerinin SEM tekniği ile incelendiği güncel çalışmalar yer almasına rağmen (207), mini vidalar için yüzey incelemesinin yapıldığı benzer çalışmalar daha çok yeniden kullanılan vidalar ile ilgilidir (255, 282). Öte yandan, kullanılmamış mini vidaların yüzey özellikleri ile ilgili çok fazla çalışma bulunmamaktadır. İncelenen 1 ve 1,5 μm tüm mini vidaların SEM ile yapılan görüntü analizi sonucu vidaların genel şekillerinin, yiv ve gövde yapısının ve yüzey morfolojisinin çalışmamızda kullanılması planlanan mini vida özelliklerine uygun olduğu gözlenmiştir. PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) sistem mini

vidaların SEM bulgularında ise vidanın yiv kenarlarında üretim sırasındaki işlemlere bağlı olarak oluşan küçük düzensizlikler tespit edilmiştir. Bu bölgelerdeki düzensizliklerin mini vidanın toplam boyutuyla kıyaslandığında oldukça küçük oranlarda mevcut olması sebebi ile vidanın başarısını etkilemeyeceği düşünülmele birlikte yine de yüzeylerin farklı topografilerinin vidanın performansını değiştirme potansiyeline sahip olduğu akılda tutulmalıdır (283).

EDS ile yapılan elemental analiz sonucunda incelenen PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) marka mini vidaların yüzeylerinde titanyum, alüminyum, karbon, oksijen, sodyum, nitrojen ve klor element pikleri tespit edilmiştir. Bu çalışma için üretilmiş mini vidaların yüzeylerinde ise alüminyum, karbon, oksijen, silikon, nitrojen, potasyum, sülfür, klor, sodyum, kalsiyum ve demir element pikleri tespit edilmiştir. İncelenen tüm mini vidaların ana yapısı titanyum metalinden üretildiği için tespit edilen titanyum elementi piki görmeyi beklediğimiz bir bulgudur. PSM (Benefits Mini İmplants, Tuttlingen/ Germany) marka mini vidalarda alüminyum elementi için de aynı durum geçerlidir. Bunun temel sebebi bu marka vidaların derece 5 titanyum alaşımından ($TiAl_6V_4$) üretilmiş olması ve alüminyumun bu yapı içerisinde yer almasıdır. Ancak tez çalışmamız için üretilen mini vidalar saf titanyumdan üretildikleri için tespit edilen alüminyum elementinin aynı şekilde açıklanması söz konusu değildir. Bu vidalar üzerinde gözlemlenen alüminyum elementi, SLA tekniğindeki alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri ile kumlama işleminden kaynaklandığı düşünülmektedir. Çünkü bu partiküller püskürtme sırasında vida yüzeyine gömülmele birlikte ultrasonik temizleme, asitleme ve sterilizasyona rağmen yüzeyden uzaklaştırılamayabilir (215). Çalışmada kullanılan mini vidalar üzerinde “1000x” gibi çok büyük büyütmelede oldukça seyrek olarak bu partiküller fark edilmiş olup yapılan EDS analizi sonucu alüminyum içerikli kum artıkları olduğuna kanaat getirilmiştir.

Literatürde vidaların yüzeyindeki kum artıklarının çevredeki dokulara salındığı ve vidanın osseointegrasyonunu etkileyebileceği bildirilmiştir (215). Dahası, vida yüzeyinin bu kimyasal heterojenitesi doku içerisinde titanyumun korozyon direncini azaltabilir (109). Bu görüşün aksine; Kieswetter ve ark. (111) ise yaptıkları çalışmalarında, bu kum partiküllerinin osseointegrasyon üzerine olumsuz bir etkisi olmadığını, bunun nedeni olarak da yüzeye saplanan partiküllerin çok küçük ve az sayıda olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte Wennerberg ve ark. (112) da Al_2O_3

partiküllerinin biyouyumlu olduğunu ve osseointegrasyona zarar vermediğini savunmuşlardır. Derece 5 titanyum alaşımından (TiAl₆V₄) üretilen vidanın yapısında bulunan alüminyum miktarı, bizim çalışmamız için üretilen mini vidalar üzerindeki alüminyumun yaklaşık 3 katı oranındadır. Derece 5 titanyum alaşımlarının dental implantlarda başarılı bir şekilde kullanıldığı bildirilmiş olup (284), bu çalışmada kullanılan mini vidaların yüzeyinde derece 5 alaşıma göre oldukça az oranda bulunan alüminyumun osseointegrasyon sürecini olumsuz etkilemeyeceği düşünülmektedir.

Mini vidalar yüzeyinde bulunan diğer elementlerle ilgili literatür araştırıldığında, implantlar üzerinde tespit edilen karbon konsantrasyonunun SLA yüzeyler için havayla temas sonucu oluşan tipik bir bulgu olduğu bildirilmiştir (283, 285). Bununla birlikte mini vida yüzeylerindeki az miktardaki nitrojenin büyük ölçüde bulunulan ortamdan adsorpsiyona bağlı olarak oluştuğu rapor edilmiştir (283). Lausmaa ve ark. (286) ise titanyumun yüzeyinin, karbon esaslı bir kontaminasyon tabakası olan ince bir oksitten (TiO₂) ve az miktarda da sodyum, kalsiyum, fosfor, nitrojen, kükürt, klor ve silisyumdan oluştuğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da EDS analizi ile incelenen mini vidaların yüzeylerinde tespit edilen elemental kompozisyon literatürle uyumludur. Mini vida yüzeylerindeki bu elemental kontaminasyon genellikle bulunduğu ortamdaki hava ile temas, üretim sürecindeki uygulamalar, kayganlaştırıcılar, deterjanlar yada diğer spesifik kimyasal bileşimleri içeren sterilizasyon, paketlenme ya da taşıma işlemlerinden kaynaklanmaktadır (283, 287). Yüzeylerin organik kontaminasyonundan kaçınılması mümkün değildir, çünkü hava ile temasta hidrokarbonlar ya da karbon ve oksijen içeren partiküller yüzey tarafından adsorbe edilir ve bu kontaminasyon er ya da geç gerçekleşir (283). Yüzeylerde tespit edilmiş olan oksijen, karbon ve nitrojen elementlerinin kaynağı organik kontaminasyondur (283). Bununla birlikte yüzeyde tespit edilen silikonun vida üretim prosesinde kullanılan silikon kayganlaştırıcılardan veya yüzey temizleme ürünlerindeki silikon içeriğinden kaynaklandığı ve sodyum kontaminasyonunun üretim aşamasında kullanılan sodyum klorid içerikli kimyasal temizleme işlemi nedeniyle oluştuğu bildirilmiştir (283). Vidalar üzerinde tespit edilen bu elementler mekaniğin toplam boyutu ile kıyaslandığında çok küçük miktarlarda olmasına rağmen, yüzey özelliklerini değiştirerek kemik cevabını etkilemesi olasılığı söz konusudur ve düşük konsantrasyonlarda bulunan bu elementlerin olası etkileriyle ilgili çok az şey

bilinmektedir (283). Bu nedenle, vida yüzeylerinin çok dikkatli bir şekilde korunması ve üretim sırasında bilinmeyen ve kontrol edilemeyen elementlerin olası kontaminasyonlarını tanımlamak için ayrıntılı yüzey analizlerinin yapılması oldukça önemlidir (283, 288).

Çalışmamızda 1 ve 1,5 μm 'luk mini vidaların yüzeyleri çalışma öncesinde yapıldığı gibi kemik dokudan çıkarıldıktan sonra da aynı analizler ile incelenmiştir. SEM ile görüntü incelemesinde çıkartılan vidaların yüzeylerinde kalsifiye olduğu düşünülen tabakalar gözlenmiştir. Bu tabakalar üzerinde EDS ile elemental analiz yapılmış olup titanyum, oksijen, kalsiyum, karbon, fosfor, magnezyum, sodyum, sülfür, nitrojen ve florid element pikleri belirlenmiştir. Eliades ve ark. (255) , bizim çalışmamızın bulgularıyla uyumu olarak, çıkarıldıktan sonra SEM ve EDS analizleri ile inceledikleri mini vidaların yüzeylerinde kalsiyum, demir, fosfor, sodyum, manganez ve nitrojen içerikli bir tabaka tespit etmişlerdir.

Kemik dokunun ağırlıkça % 65 oranında kalsiyum, potasyum, sodyum, magnezyum, karbonat ve fosfat gibi inorganik bileşimlerden oluştuğu düşünüldüğünde (289), incelenen vidaların yüzeylerindeki bu tabakaların kemik doku olduğu ve osseointegrasyon sürecine bağlı olarak oluştuğu kanısına varılmıştır. Bununla birlikte vida yüzeyinde gözlenen nitrojen de protein varlığını göstermektedir (255). Mini vidalar üzerinde tespit edilen kalsiyumun, vida yüzeyinin kanla temasından kaynaklandığı düşünülmekte olup kalp kapakçıkları ve ortopedik protezler de dahil olmak üzere yapılan biyomedikal materyal araştırmaları bu fikri desteklemektedir (290).

Arys ve ark. (288) osseointegrasyonun yetersizliğine bağlı olarak başarısız olmuş dental implantlar üzerinde yaptıkları yüzey analizi sonucunda normal şartlarda implantın üzerinde bulunmaması gereken kurşun, kalay ve çinko ağır metaller tespit ederek implantların başarısızlığını bu sonuca bağlamışlardır. Çalışmamızda çıkarıldıktan sonra incelenen mini vidalar üzerinde Arys ve ark. (288) osseointegrasyon başarısızlığında bir faktör olarak belirttiği ağır metallere rastlanmamıştır.

Çıkarıldıktan sonra mini vidalar üzerinde IFM analizi tekrarlanmış olup, bu analiz sonucu deney ve kontrol gruplarındaki mini vida yüzeylerindeki kemik dokunun hacimsel miktarları (V_p (μm^3) ve kemiğin vida yüzeyini ne oranda kapladığına (Adp (μm^2)/ $Aproj$ (μm^2) $\times 100$) dair veriler dikkate alınmıştır. Tavşanların tibialarından

çıkarılmış mini vidaların yüzeylerindeki kemik hacmi miktarı gruplar arası değerlendirildiğinde iki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre kuvvet yükleme zamanı ve farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip mini vida özelliklerinin etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$, Tablo 4.13).

Çıkarılmış mini vidaların yüzeylerindeki kemik doku temas oranı gruplar arası değerlendirildiğinde iki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre kuvvet yükleme zamanının etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Kuvvet yükleme zamanına göre, kuvvetin 4 hafta sonra ve 8 hafta sonra uygulandığı mini vidalar, hemen uygulananlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kemik alanı yüzdesi (%) göstermişlerdir. Ayrıca kuvvetin 8 hafta sonra uygulandığı grup, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kemik alanı yüzdesi (%) göstermiştir. Bu farklılık kuvvetin 4 hafta sonra uygulandığı grup ile kontrol grubu arasında gözlenmemiştir. Bununla birlikte 4 hafta sonra ve 8 hafta sonra kuvvet yüklenen gruplarda 1,5 μm pürüzlülüğe sahip mini vidaların kemik alanı yüzdesi, 1 μm 'lik mini vidalardan çok daha fazla olmasına rağmen, istatistiksel olarak kullanılan mini vidaların yüzey özelliklerinin etkisi anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$, tablo 4.15). Elde ettiğimiz IFM bulguları tez çalışmamızın KİK oranını araştırdığımız histolojik inceleme bulgularıyla büyük ölçüde örtüşmektedir. Bununla birlikte literatürde mini vida yüzeylerinin IFM analizi ile incelendiği herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu sebeple bulgularla alakalı kıyaslama yapılamamaktadır.

5.3.2. Mini Vidaların Klinik Başarısı ve Stabilitesi İle İlgili Genel Bulgular

Primer stabilite de, yerleştirme sırasındaki mekanik tutunma rol oynarken (273), sekonder stabilitede osseointegrasyon oranı oldukça önemlidir (6). Çalışmamızda yerleştirilen mini vidaların primer ve sekonder stabiliteyi RSA yöntemi ile ölçülmüştür.

Uysal ve ark. (11) tavşan tibialarına yerleştirdikleri mini vidaların stabiliteyi değerlendirildikleri çalışmalarında mini vidaları yerleştirdikten hemen sonra ölçülen İSK değerlerinin 49,25-55,00 aralığında olduğunu ve kuvvet uygulanmış ve uygulanmamış tüm gruplarda başlangıç stabilite değerlerinin benzer olduğunu belirtmişlerdir. Suzuki ve ark. (291) ise insan kadavrasında üst 2. premolar ve 1. molar arasına mini vidalar yerleştirmişler ve bu mini vidaların ölçülen İSK değerleri 40.3 ± 8.6 olarak bulunmuştur.

Bu bulgular tez çalışmamızda elde edilen değerlerden çok daha düşüktür. Bu konuyla ilgili yapılmış bir başka klinik çalışmada, üst 2. premolar ve 1. molar İSK değerleri yerleştirmenin hemen ardından kaydedilmiş olup 1. grup için 74.91 ± 2.88 , 2. grup için 73.87 ± 3.66 ve 3. grup için 75.68 ± 4.02 bulunmuştur. (194). Sennerby ve Meredith, (198) 60'ın üzerinde İSK değeri olan bir implantın, yerleştirildikten hemen sonra kuvvetle yüklenebileceğini rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da 1 ve 1,5 μm pürüzlülükte mini vidalar için kaydedilen ortalama başlangıç İSK değeri 1. grup için 68.25 ± 5.27 , 2. grup için 75.50 ± 8.09 , 3. grup için 70.75 ± 8.10 ve 4. grup için 74.38 ± 6.55 olarak belirlenmiştir (Tablo 4.5). Bu değerler dikkate alındığında, yerleştirdiğimiz tüm mini vidaların başlangıçta hemen kuvvet yüklemesi yapılabilecek stabiliteye sahip olduğu görülmektedir. Yerleştirilen mini vidaların başlangıç İSK değerleri istatistiksel olarak değerlendirildiğinde 4 hafta sonra yükleme grubu, hemen yükleme grubundan anlamlı derecede yüksek başlangıç İSK değerleri göstermiştir ($p < 0,05$, Tablo 4.5). Bununla birlikte vidaların yüzey özelliklerinin etkisi anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$, Tablo 4.6). Mini vidaların stabilitelerinde kortikal kemiğin yoğunluğunun etkili olduğu bildirilmiştir ve çalışmamızda incelenen mini vidaların başlangıç stabilitelerinde gözlenen istatistiksel farklılıkta bu faktörün etkili olduğunu düşünülmektedir (160). Çünkü kullanılan hayvanlarda kortikal kemik kalınlığı değişkenlik göstermekle birlikte bu faktör hayvan çalışmalarında kontrol edilebilen bir durum değildir.

Çalışmamızda stabilite ölçümü 3 haftalık kuvvet uygulama süresi sonunda benzer şekilde yeniden ölçülmüştür. Bischof ve ark. (196) başarılı kabul edilen dental implantların 1 yıllık kullanım sonrası İSK değerlerinin 57-82 (ortalama 69) olması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu değeri 50'den daha az olan implantlar ise stabiliteyi bakımından kritik olarak değerlendirilmiştir. Bizim çalışmamızda da sonuç İSK değerleri incelendiğinde, 1., 2., 3. ve 4. grup için ortalama değerler sırasıyla 70.88 ± 5.92 , 83.50 ± 8.56 , 85.88 ± 6.23 , 76.38 ± 5.24 bulunduğu için, 3 hafta boyunca 500 gr kuvvetle yüklenmiş tüm mini vidalar stabilite açısından başarılı olarak değerlendirilmiştir (Tablo 4.7). Uysal ve ark. (11) yaptıkları tavşan çalışmasında, fotobiyomodülasyon uygulamadıkları gruplar dikkate alındığında, 150 cN ve 300 cN kuvvet ile yüklenmiş mini vidalar ile kuvvet uygulanmamış mini vidaların sonuç İSK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlenmemişlerdir. Serra ve ark. (292) ise istatistiksel olarak anlamlı olmamasına rağmen, yüklenmemiş ve yüklü gruplarda 1, 4

ve 12 hafta sonra stabilite değerlerinde kademeli olarak artış gözleendiğini ve iyileşme sürecinin daha yoğun dokunun oluşmasına imkan vererek stabiliteye katkıda bulunduğunu bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda kuvvetin 4 hafta sonra uygulandığı grup ile kuvvetin 8 hafta sonra uygulandığı grup, kuvvetin hemen uygulandığı gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek sonuç İSK değerleri göstermiştir ($p < 0,05$, Tablo 4.7). Bu bulgu Serra ve ark. (292) çalışmasıyla benzerlik göstermekle birlikte ek olarak bizim çalışmamızda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık mevcuttur. Bununla birlikte Uysal ve ark. (11) sonuçlarından farklı olarak, çalışmamızda, 8 hafta sonra kuvvet uygulama grubu, kuvvet uygulanmayan kontrol grubuna göre sonuç İSK değerler açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$, Tablo 4.7). Bu durum vidanın SLA yöntemi ile pürüzlendirilerek geliştirilmiş yüzey özelliklerine bağlanabilir. Ancak bu deneyde sonuç İSK değerleri bakımından kullanılan vidanın yüzey pürüzlülüğünün 1 μm ya da 1,5 μm olması anlamlı bir farklılık oluşturmamıştır ($p > 0,05$, Tablo 4.8).

Başlangıç ve sonuç İSK değerleri arasındaki farkın değerlendirilmesi farklı zaman gruplarında stabilitenin ne ölçüde değiştiğini gözlemleyebilmek açısından önemlidir. Bizim çalışmamızda da İSK fark değerleri istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Cuairan ve ark. (293) yaptıkları çalışmada 60 adet mini vidayı 3 adet köpeğin mandibularına yerleştirmişlerdir. Bu çalışmanın kontrol grubundaki mini vidalara hiç kuvvet uygulanmamış olup İSK değerlerinde ilk 4 haftada düşüş, 6. haftaya doğru ise artış gözlenmiştir. 6. haftadan 8. haftaya kadar İSK değerlerinin kademeli olarak azaldığı ve 8. haftada ise başlangıçta ölçülen seviyenin altına düştüğü rapor edilmiştir. Jackson ve ark. (294) yaptıkları mini vida çalışmasında ise 10 palatal implantı yerleştirdikten sonra kuvvet uygulamamışlar ve başlangıçta ve 8. haftada İSK değerlerini ölçerek, 8. haftada İSK değerlerinin arttığını rapor etmişlerdir. Nienkemper ve ark. 21 hastanın anterior damak bölgesine yerleştirdikleri mini vidalara kuvvet uygulamamışlar ve vidaların stabilitelelerini başlangıçta, 2 hafta, 4 hafta ve 6 hafta sonra ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonunda iyileşme süresi boyunca mini vidaların stabilitelelerinde önemli bir değişiklik gözlenmemiştir (295). Bizim çalışmamızda da Nienkemper ve ark.'nın (295) bulguları ile uyumlu şekilde kuvvet uygulanmayan kontrol grubunun başlangıç ve sonuç İSK değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim olmamıştır (4.11, $p > 0,05$). Wehrbein ve Diedrich (296) ortodontik kuvvetlerin osseointegre mini vidaların

çevresindeki kemik iyileşmesini pozitif yönde etkilediğini rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da kuvvet uygulanmayan mini vidaların İSK değerlerinde artış olmamasında bu faktörün etkili olduğu düşünülmektedir.

Kim ve ark. (297) yaptıkları köpek çalışmasında, üst çeneye yerleştirdikleri mini vidalara 2-3N kuvvet uygulamışlar ve 0.gün, 1.hafta ve 17. haftada elde ettikleri İSK değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulamamışlardır. Jackson ve ark. (294) mini vidaları 200 gr kuvvetle yüklemişler, başlangıç ve 8. hafta İSK değerleri arasında istatistiksel fark olmadığını rapor etmişlerdir. Uysal ve ark. (11) yaptıkları tavşan çalışmasında, hem 150 cN hem de 300 cN kuvvet ile yüklenmiş mini vidaların 0.gün ve 3. hafta İSK değerleri arasında anlamlı bir azalma gözlemlememişlerdir. Bizim çalışmamızda, bu bulguların aksine başlangıç ve sonuç fark İSK değerlerinin istatistiksel karşılaştırılmasında, kuvvetin 8 hafta sonra uygulandığı grup, kuvvetin hemen uygulandığı grup ile kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (tablo 4.9, $p<0,05$). Kuvvet uygulanan gruplarda 1 μ m pürüzlülüğe sahip mini vidaların başlangıç ve sonuç fark İSK değerleri, 1,5 μ m'liklere kıyasla daha yüksektir. Ancak bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$, tablo 4.10). Mini vida stabilitesine bağlı olarak İSK değerinde zamanla meydana gelen değişimlerin de kemik-mini vida ara yüzündeki biyolojik olayları yansıttığı rapor edilmiştir (11). Ayrıca mini vidalara kuvvet yüklemesi yapıldığında kemik ve vida temasını arttığı bildirilmiş olup (64), bizim çalışmamızda da kuvvetin 8 hafta sonra uygulandığı grup ile kontrol grubu arasındaki istatistiksel farklılığın ortodontik kuvvetin kemikte oluşturduğu fonksiyonel etki ile osseointegrasyonu hızlandırmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bununla birlikte hemen kuvvet uygulamanın mini vida çevresindeki kemikte mikro kırıkları tetikleyebileceği ve vidanın stabilitesini düşürebileceği rapor edilmiştir (11) ve çalışmamızda hemen kuvvet yükleme grubunda gözlenen daha düşük fark İSK değerlerinin bu faktörlere bağlı olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte Wu ve ark. (169) titanyum mini vidaların biyomekanik stabilitesininin 8 haftalık iyileşme dönemi sonrasında 4 haftalık iyileşmeye göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Mori ve ark. da (298) implantlarda osseointegrasyon için uygun süreyi 8 hafta olarak rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu bulgulara benzer şekilde 8 hafta kemik iyileşmesinin beklendiği mini vidalar kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek stabilite değerleri göstermişlerdir. Yerleştirmenin ardından vidaya

hemen kuvvet uygulamanın kemikte mikro kırıklar oluşturabildiği gibi, kemik iyileşmesi için yeterli zaman tanınmadığında ağır kuvvetlere verilen kemik cevabının da benzer olacağı düşünülmektedir.

Uzun dönemde takip yapılan klinik çalışmaların çoğunda mini vida başarısızlıkları peri-implantitis yokluğunda, vida üzerine aşırı kuvvet uygulamaya bağlanmıştır (63). Bununla birlikte ağır kuvvetlere bağlı implant başarısızlığının kemik-implant ara yüzündeki aşırı gerilme ve stres sonucu olduğu belirtilmiştir (299). Literatürde vidalara uygulanan kuvvetlerin genellikle 50-400 gr arasında değiştiği, fakat daha çok 200 g ve altındaki kuvvetlerin uygulandığı görülmektedir (8-11). Hatta parlak yüzeyle mini vidalara en çok 300 gr'a kadar kuvvet uygulanabileceğini bildiren görüşler de mevcuttur (63). Bizim çalışmamızda yüzeyle SLA ile pürüzlendirilmiş mini vidalara 500 gr kuvvet uygulanmıştır. Bu kuvvet oranı literatüre göre oldukça yüksektir. Liou ve ark. (10), 400 gr'lık immedat kuvvet uygulaması yaptıkları çalışmalarında, mini implantlarda önemli miktarda yer değiştirme gözlemlemişler ve pürüzsüz yüzeyle ortodontik mini vidaların çoğunlukla stabil olduğunu ancak tamamen hareketsiz olmadıklarını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda uygulanan kuvvet miktarı literatürdeki çalışmalardan çok daha yüksek olmasına rağmen mini vidalarda herhangi bir klinik mobilite ya da belirgin bir yer değiştirme gözlenmemiştir. Yerleştirilen mini vidalar deney sonuna kadar stabilitelerini korumuşlardır.

Literatürde mini vidaların stabilitelerinin araştırıldığı çalışmalarda başarı oranları değişiklik göstermektedir. Roberts ve ark. (61) yaptıkları çalışmada, mini vidaların başarı oranı %97 olarak bildirilirken, bir başka çalışmada bu oran %95 olarak rapor edilmiştir (150). Chen ve ark. (74) ise köpek maksilla ve mandibulasına yerleştirdikleri mini vidalarda, 200 gr immedat kuvvet ile yüklenmiş grupta %91,6, yüklenmemiş grupta ise %100'ü başarılı oranı elde etmişlerdir. Choi ve ark. (300) yaptıkları çalışmada mini vidaların başarı oranı %100 olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da kuvvet yüklenmeyen kontrol grubunda ve 500 gr kuvvet uygulanan deney gruplarında hiçbir mini vida kaybedilmemiş olup başarı oranı %100 olarak belirlenmiştir.

5.3.3. Mini Vidaların Çıkarılma Direnci ile İlgili Bulgular

Literatürde aşırı osseointegrasyona engel olarak vidanın çıkarılması işlemini daha kolaylaştıracağı için daha pürüzsüz yüzeyli mini vidaların tercih edildiği görülmektedir (240). Bu görüşün aksine Kim ve ark. (100) yaptıkları çalışmada mini vidalar dört aylık bekleme süresinden sonra ortalama $14,81 \pm 5,43$ ay boyunca kuvvete maruz bırakılmıştır. Sonuç olarak SLA yüzeyli mini vidaların tamamının tedavi sonunda güvenli bir şekilde çıkarılabileceğini gösteren bu çalışmada, vidaların sorunsuz bir şekilde çıkarılabilmeleri için kuvvet uygulanma öncesi beklenen sürenin 6 ayı aşmaması tavsiye edilmiştir. Buna benzer başka bir çalışmada da SLA ile yüzeyleri pürüzlendirilmiş mini vidalarda kuvvet yükleme öncesi 5 haftalık iyileşme periyodu beklenilmiş olup tedavinin sonunda mini vidaların herhangi bir problem yaşanmadan güvenli bir şekilde çıkarılabildiği rapor edilmiştir (184). Öte yandan Vannet ve ark. (66) da ortodontik kuvvetin uygulanmasından 6 ay sonra mini vidaların kolay bir şekilde çıkarabildiklerini belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da mini vidalar kuvvet uygulama süresinin sonunda tersine tork uygulanarak çıkarıldı. Bu çalışmada 24 adet mini vidadan sadece 1 tanesi çıkarılamamıştır. Bunun sebebi kemik dokunun vidanın baş kısmına doğru büyümüş olması ve vidaların çıkarılmasında kullanılan ara parçanın vidaya bağlanamamasıdır. Bu nedenle, bu çalışmada SLA yüzeye sahip mini vidaların çıkarılma oranı % 95,83 olarak belirlenmiştir.

5.3.4. Histomorfometrik Analiz Bulguları

Yüksek bir KİK oranı için, mekanik tutunma ile sağlanan iyi bir primer stabilite ve osseointegrasyon oldukça önemlidir (301). Bu in vivo çalışmada yüzeyleri SLA yöntemi ile pürüzlendirilmiş mini vidaların farklı kuvvet yükleme zamanlarında kemik-vida ara yüzünde oluşması muhtemel osseointegrasyonu içeren biyolojik değişiklikler incelenmiştir.

Literatürde kuvvetin mini vidalar etrafındaki kemik üzerindeki etkilerini değerlendiren önceki çalışmalara dikkate alındığında ya istatistiksel farklılıkları değerlendirmemiş (64, 302) ya da istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bildirmemişlerdir (66, 303). Bizim çalışmamızda ise histolojik bulgular kuvvetin 8 hafta sonra uygulandığı grubun,

kuvvetin hemen uygulandığı, 4 hafta sonra uygulandığı ve kuvvet uygulanmayan kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek KİK değerlerine sahip olduğunu göstermektedir (tablo 4.16).

Vannet ve ark. (66) yaptıkları köpek çalışmasında mini vidalara 0., 6. ve 12. haftalarda kuvvet yüklemesi yapılmış, kontrol grubundakilere ise kuvvet uygulanmamıştır. Kuvvetle yüklenmiş ve yüklenmemiş mini vida gruplarında kemik-vida kontağında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamakla birlikte osteointegrasyon oranının, kuvvetin hemen yüklenmesi ya da geç yüklenmesinden bağımsız olduğu bildirilmiştir. Ohmae ve ark. (64) çalışmalarında ortodontik kuvvetle yüklenmiş mini vidaların osseointegrasyon oranının yüklenmemiş olanlara göre istatistiksel olarak anlamlı olmasa da daha fazla olduğunu ve ortodontik kuvvetlerin kemik-vida temasını arttırdığını öne sürmüşlerdir. Huja ve Roberts (304) yüklenmemiş implantlara kıyasla, yüklenmiş implantlarda kuvvetin vida çevresindeki kemiğin remodelingini aktive ederek vida ve kemik arası dokuyu modifiye ettiğini ve bu yeni dokunun da vidanın başarı oranını artırdığını bildirmişlerdir. Chen ve ark. (74) da bu sonucu destekler nitelikte kuvvetle yüklenen mini vidaları çevreleyen kemik yüzeyinde, yüklenmeyen mini vidalara göre biraz daha fazla kemik apozisyonu görüldüğünü rapor etmişlerdir. Topcuoglu ve ark. (305) da benzer şekilde yüklenmiş vidaların yüklenmemişlere göre daha fazla stabil olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da kuvvet uygulanmamış kontrol grubu için ortalama KİK oranı 2.01 ± 1.81 olarak belirlenmiştir. Bu değer kuvvet uygulaması yapılan grupların KİK ortalamalarından daha az olduğu görülmektedir ve bu sonuç literatürle uyumludur (Tablo 4.16). Bununla birlikte kuvvet uygulanmayan grup ile kuvvetin 8 hafta geciktirildiği grubun KİK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Kuvvet uygulanan gruplarda, uygulanmayan kontrol grubuna kıyasla daha fazla kemik iyileşmesinin olması potansiyel farklılıklar ve piezoelektrik etkiler ile açıklanabilir. Çünkü ortodontik kuvvet uygulanmasıyla birlikte kemiksel deformasyon oluşmakta ve böylece kemik apozisyonu uyarılarak peri-implant kemik üzerinde de pozitif etkiler açığa çıkmaktadır (306, 307).

Froum ve ark. (308) hemen kuvvet yükleme sonucu oluşan biyolojik değişiklikleri inceleyen histolojik çalışmalarında, hemen yüklemeye rağmen osteointegrasyonun meydana geldiğini rapor etmişlerdir. Melsen ve Costa (60) ise yaptıkları çalışmada mini vidalar yerleştirildikten kısa bir süre sonra kuvvet yüklemesi yapmışlar ve ardından

kemik-vida temasını histolojik olarak incelemişlerdir. Bu analizler sonucu kemik-vida ara yüzeyinin uniform bir temas göstermese de, bu durumun tedavi boyunca mini vidanın klinik stabilitesini engellemeyeceğini rapor etmişlerdir (60). Topcuoglu ve ark. (305) da benzer şekilde vidanın hemen yüklenmesinin vidanın stabilitesini etkilemeyeceğini rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızın histolojik analiz değerlendirmesinde hemen kuvvet yükleme grubunda 7.43 ± 9.19 osseointegrasyon oranı ile literatürle uyumlu bir sonuç elde edilmiştir. Bununla birlikte çalışmamızda kuvvetin 8 hafta sonra uygulandığı grupta hemen yükleme grubu arasında istatistiksel farklılık bulunmaktadır.

Zhao ve ark. (277) mini vidalara hemen kuvvet yüklemesinin kemik-vida ara yüzeyinin stabilitesine zarar verebileceğini belirtmişler ve kuvvet yüklenme öncesi için 3 haftalık iyileşme döneminin beklenmesinin immedat yüklemekten daha iyi olduğu sonucuna varmışlardır. Hoffmann ve ark. (309) ise osteointegrasyon için kabul edilmiş kritik zamanı 4 hafta olduğunu belirterek daha uzun bekleme süresinin anlamsız olduğunu rapor etmiştir. Deguchi ve ark. (65) köpeklerde yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre mini vida çevresinde yoğun bir iyileşme reaksiyonu ve olgunlaşmamış örgü kemiğe rağmen ortodontik yükleme için 3 haftalık iyileşme periyodu yeterli olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte bu 3 haftalık iyileşme periyodunun, kemik metabolizma hızı daha az olması sebebiyle insanlarda 4-5 haftaya rast geldiği belirtilmiştir (310). Bu çalışmaların aksine Choi ve ark. (300) ise, yaptıkları çalışmada 12 hafta sonra yüklenen mini vidaların, 3 hafta sonra yüklenenlere göre istatistiksel olarak anlamlı olmasa da daha düşük KİK değerleri gösterdiğini rapor etmişler ve bu sonucu implant çevresindeki kemikte oluşan gerilime bağlamışlardır. Yano ve ark. (237) da benzer şekilde, 8 hafta iyileşme periyodu beklenip kuvvet uygulanan grupta oluşan KİK oranının, hemen kuvvet uygulanan gruptakine göre daha düşük bir değere sahip olduğunu belirtmişler, ancak bu farklılığın nedeniyle ilgili açıklama yapmamışlardır. Melsen ve ark. (60) yaptıkları mini vida çalışmasında osseointegrasyon oranının zamanla doğru orantılı olarak arttığını rapor etmişlerdir. Wu ve ark. (169) yaptıkları çalışmada ilk 2 haftalık iyileşme döneminde titanyum mini vidalarda osseointegrasyon derecesinin zayıf olduğunu, kemik iyileşmesi için 4 hafta bekleme süresinin ardından osseointegrasyonunun belirgin biçimde arttığını gözlemlemişlerdir. Bu nedenle kuvvet uygulaması için 2 haftalık iyileşme süresinin yetersiz olduğunu ve 4

haftadan sonra kuvvet uygulanmasının güvenli olduğunu belirtmişlerdir. 8 haftalık bekleme süresi sonrasında ise biyomekanik stabilite artış gözlenmiş olup, bu dönemde daha ağır kuvvetler uygulanabileceğini bildirmişlerdir. Bu çalışmaya benzer şekilde Mori ve ark. (298) da osteointegrasyon için uygun süreyi 8 hafta olarak rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da 8 hafta iyileşme süresinin beklenip kuvvet uygulanan gruptaki KİK değerleri diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ve bu sonuç literatürle uyumludur. Ancak bu istatistiksel farklılık kuvvetin 4 hafta sonra uygulandığı grup için geçerli değildir. Kuvvet yüklemesi için beklenmesi gerektiğini savunan araştırmacılar bunun nedeni olarak erken yükleme durumunda vida-kemik arasından fibröz bir bağlantı oluştuğunu ve bunun primer stabiliteyi etkilemese de sekonder stabilite üzerinde negatif bir etki oluşturacağını belirtmişlerdir (32, 238). Bununla birlikte mini vidalara yüklenecek kuvvet miktarının 200 gr'ı geçmemesi durumunda başarılı olabileceğini rapor eden birçok çalışma bulunmaktadır (1, 125, 143). Kuvvetin 4 hafta sonra uygulandığı grupta istatistiksel farklılığın bulunmamasında çalışmamızda uygulanan kuvvetin literatürde gösterilen sınır değerden çok daha yüksek olmasının etkili olduğu düşünülmektedir. Bu nedenle 500 gr kadar ağır kuvvetlerde kemik iyileşmesi için daha fazla süre beklenmesi gerektiği düşünülmektedir.

Literatürde mini vidaların osseointegrasyon oranları ile ilgili yapılmış çalışmalarda bakıldığında, Melsen ve ark. (60) maymunların infrazigomatik bölgesine ve simfizis bölgesine 16 adet implant yerleştirmiş ve implantlar üzerine hemen kuvvet uygulayarak histolojik inceleme yapmışlardır. Bu inceleme sonucunda vidalarda %10-%58 oranında osseointegrasyon bulunmuştur. Bununla birlikte stabiliteyi yükleme zamanının değil, kemik tipi ve lokalizasyonun etkilediğini belirtmişlerdir. Bir başka çalışmada % 42'lik bir KİK oranının, osseointegrasyon oluşturulması ve devam ettirilebilmesi için yeterli olacağı bildirilmiştir (311). Ohmae ve ark. (64) mini vidalarda % 25'lik bir osseointegrasyon oranının güvenilir bir ankraj sağlayacağını bildirmişlerdir. Bununla birlikte mini vidalar deneyin sonunda kolaylıkla çıkarılabilmektedir. Deguchi ve ark. (65) ise yaptıkları çalışmalarında % 5 gibi düşük bir vida-kemik kontağının, 200-300 gr kadar kuvvete dayanabildiğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte KİK oranı bakımından kuvvet yüklenen ve yüklenmeyen grup arasında istatistiksel olarak farklılık tespit etmemişlerdir (65). Luzi ve ark. (302) ise ortalama %3'lük kadar oldukça küçük bir

kemik-vida temas miktarının bile mini vidanın başarılı olması için yeterli olacağını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda 500 gr yük altında mini vidaların ortalama KİK oranları 1. grup için 7.43 ± 9.19 , 2. grup için 5.15 ± 8.40 , 3. grup için 20.42 ± 20.27 ve 4. grup için 2.01 ± 1.81 olarak gözlenmiştir (Tablo 4.16). Tüm vidaların ortalama KİK değeri ise 8,75 olarak belirlenmiştir ve bu bulgu literatürle uyumludur.

Bu çalışma pürüzlü yüzeylerin mini vidaya yakın kemik üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu ancak kemik ile doğrudan %100 oranında temasta olmadığını göstermiştir. Bu konudaki bir başka pratik husus da, mini vidanın fonksiyonel olması için kritik düzeyde mini vida stabilitesinin gerekli olup olmadığıdır. Mini vida stabilitesi, sadece osseointegrasyona değil aynı zamanda yerleştirme sırasında elde edilen mekanik stabiliteye de bağlıdır (240). Tez çalışmamızda da KİK oranında istatistiksel farklılık bulunmasına rağmen 500 gr kuvvete rağmen hiçbir mini vidada mobilite gözlenmemiş olup deney sonuna kadar stabilitelelerini sürdürmüşlerdir. Dental implantların başarılı olabilmesi için maruz kaldıkları şiddetli yüklere dayanıklı olmaları ve uzun dönemde stabilitelelerini korumaları gerekmektedir. Bunun gerçekleşebilmesi için de yüksek oranda osseointegrasyon mutlaka şarttır. Ancak ortodontik mini vidalara uygulanan kuvvetlerin çok daha az miktarda olduğu ve aynı zamanda vidalar kısa süreli olarak görev gördükleri için kısmi de olsa gerçekleşen osseointegrasyonun yeterli olduğu düşünülebilir.

Çalışmamızda ek olarak mini vidaların yüzey özelliklerinin osseointegrasyona etkisi araştırılmıştır. Pürüzlü yüzeylerde kemiğin implantla temas eden alanı artırılarak daha iyi bir stabilite sağladığı ve iyileşme sürecinin daha hızlı olduğu birçok araştırmacı tarafından ortaya konulmuş olan bir konudur (16, 105). Chaddad ve ark. (97) yaptıkları çalışmada SLA yüzeyli ve pürüzsüz yüzeyli mini vidalar karşılaştırılmış olup mini vidaların yüzey özelliği ile başarı oranları arasında istatistiksel olarak korelasyon bulunmadığını rapor etmişlerdir. Bu çalışmanın sonucu olarak yüzey özelliklerinin hemen yüklenen mini vidaların sağ kalım oranlarını etkilemediğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise SLA yöntemi ile pürüzlendirilmiş $1 \mu\text{m}$ ve $1,5 \mu\text{m}$ pürüzlülükte hazırlanmış iki farklı mini vida çeşidinin KİK oranına ve stabiliteye etkisi araştırılmış olup literatürde SLA yöntemi ile farklı oranlarda yüzey pürüzlülüğü elde edilmiş mini vidaları karşılaştıran herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Mini vidaların yüzey

özelliklerinin etkisi istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur ($p>0,05$, tablo 4,17).

Bu veriler ışığında çalışmamızın sonucu şu şekilde özetlenebilir;

1. Bu çalışmaya özel üretilen mini vidaların SEM, EDS ve IFM analizleri sonucuna göre yüzeylerinin osseointegrasyonu sağlayacak şekilde istenilen özellikleri taşıdığı gözlenmiştir.
2. Yüzeyleri SLA yöntemi ile pürüzlendirilmiş ortopedik kuvvet uygulanan (500gr) ve uygulanmayan mini vidaların hiç birinde kayıp ya da klinik mobilite gözlenmemiş olup bu çalışmadaki mini vida başarısı %100 olarak belirlenmiştir.
3. Mini vidalara kuvvet yüklenmeden önce kemik iyileşme süresinin vidaların stabilitelelerini doğru orantılı bir şekilde etkilemektedir.
4. SEM ve EDS analizi ile çıkarılan vidaların üzerinde kemik dokunun varlığı tespit edilmiş olup kullanım sonrası mini vidalarda herhangi bir deformasyona rastlanmamıştır.
5. IFM ile analiz edilen vidalar üzerindeki kemik hacmi miktarı gruplar arası istatistiksel farklılık göstermemiştir.
6. Kemiğin temas alanı miktarında istatistiksel farklılık bulunmakta olup 4 hafta ve 8 hafta iyileşmenin ardından kuvvet uygulanan mini vidalar, hemen uygulananlardan anlamlı derecede yüksek kemik alanı yüzdesi (%)'ne sahiptirler. Ayrıca kuvvetin 8 hafta sonra uygulandığı grup, kuvvet uygulaması yapılmayana göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kemik alanı yüzdesi (%) göstermiştir.
7. Deneyin sonunda sadece 1 adet mini vida çıkarılamayıp, vidaların klinik olarak komplikasyonsuz bir şekilde çıkarılma oranı % 95,83 olarak belirlenmiştir. Bu mini vidanın çıkarılamamasının temel sebebi kemik dokunun vidanın baş kısmını saracak şekilde büyümüş olmasıdır.
8. Histolojik bulgulara göre, 8 haftalık iyileşme süresinin ardından kuvvet uygulanan grup, diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek KİK oranı göstermiştir.

9. Mini vidalar üzerinde yapılan tüm analizlerin bulgularının istatistiksel karşılaştırılmasında vida yüzeyinin 1 ya da 1,5 µm pürüzlülükte olmasının etkisi anlamlı bulunmamıştır.

Bu çalışmanın bulgularına dayanarak, yüzeyleri SLA yöntemi ile pürüzlendirilen mini vidalarda mutlak bir osseointegrasyon gerçekleşmemesine rağmen vida yüzeyin yakın kemik doku etkilenmekte ve direkt temas olmasa da kemik doku mekanik stabiliteyi artıracak şekilde yivler arasına doğru büyümektedir. Bu stabilite ile SLA yüzeyli mini vidaların ağır kuvvetleri (500 gr) başarılı bir şekilde karşıladığı görülmüştür. Bu çalışmadan “SLA yüzeyli mini vidalar ağır ortopedik kuvvetlerle başarılı bir şekilde hemen yüklenebilir ve kullanım sonunda sorunsuz olarak uzaklaştırılabilir” sonucu çıkarılabilir. Bununla birlikte mini vidaya kuvvet yüklemesi yapılmadan önce kemik iyileşmesinin beklenilmesi mini vidanın stabilitesini ve başarısını olumlu etkilemektedir. Ancak bu çalışmanın sonuçlarını kliniğe aktarırken hem hayvan-insan kemik metabolizması arasındaki farklılıklar hem de uygulanacak bölgedeki kemik doku farklılıkları dikkate alınmalıdır. Çünkü maksillayı oluşturan kemik doku tavşan tibia kemiğine göre çok daha spongios yapıdadır. Osseointegre mini vidalar, kullanılacak apareylere özel başlık tasarımı ile birlikte ağır kuvvetlerin kullanıldığı ortopedik etkili tedavilerde kullanılabilir. Böylece konvansiyonel tedavilere göre birçok olası komplikasyon ve yan etki önlenerek, en basit uygulama ile en kısa sürede, en etkin sonuçlar elde edilebilir. Ancak bu görüşün kanıtlanması için ileri klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. KAYNAKLAR

1. Park H-S, Jeong S-H, Kwon O-W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am Journal Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(1):18-25.
2. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* 1983;17(4):266.
3. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 1997;31(11):763.
4. Park H-S, Kwon T-G. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod.* 2004;74(5):703-10.
5. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop.* 2006;67(3):162-74.
6. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(3):425-31.
7. Chen Y-J, Chen Y-H, Lin L-D, Yao C-CJ. Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage-a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(2):283-9.
8. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):109-14.
9. Tseng Y-C, Hsieh C-H, Chen C-H, Shen Y-S, Huang I-Y, Chen C-M. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006;35(8):704-7.
10. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126(1):42-7.
11. Uysal T, Ekizer A, Akcay H, Etoz O, Guray E. Resonance frequency analysis of orthodontic miniscrews subjected to light-emitting diode photobiomodulation therapy. *Eur J Orthod.* 2012;34(1):44-51.

12. Smalley WM, Shapiro PA, Hohl TH, Kokich VG, Brånemark P-I. Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988;94(4):285-95.
13. Kircelli BH, Pektas Z, Uçkan S. Orthopedic protraction with skeletal anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and hypodontia. *Angle Orthod*. 2006;76(1):156-63.
14. Buser D. Effects of various titanium surface configurations on osseointegration and clinical implant stability. In: Lang NP, Karring T, Lindhe J (eds). *Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology: Implant Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1989:88–101.
15. Uzun G, Keyf F. Surface characteristics of the implant systems and osseointegration. *The Journal of Dental Faculty of Ataturk University*. 2007:43-50.
16. Ikeda H, Rossouw PE, Campbell PM, Kontogiorgos E, Buschang PH. Three-dimensional analysis of peri-bone–implant contact of rough-surface miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139(2):153-63.
17. Sirisa-Ard A, Michael SNW, Ahmed K, Dunstan CR, Pearce SG, Bilgin AA, et al. Histomorphological and torque removal comparison of 6 mm orthodontic miniscrews with and without surface treatment in New Zealand rabbits. *Eur J Orthod*. 2015;37(6):578-83.
18. Melsen B, Bosch C. Different approaches to anchorage: a survey and an evaluation. *Angle Orthod*. 1997;67(1):23-30.
19. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995;107(3):251-8.
20. Ottofy L. *Standard dental dictionary*. Chicago, Laird and Lee, Inc, 1923.
21. Ülgen M. *Ortodontik tedavi prensipleri: Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi yayımları*; 1986.
22. Melsen B, Verna C, editors. *Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system*. *Semin Orthod*; 2005: Elsevier.

23. Huang L-H, Shotwell JL, Wang H-L. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127(6):713-22.
24. 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(5):6-15.
25. Rygh P, Moyers RE. Force systems and tissue responses to forces in orthodontics and facial orthopedics. In: Moyers RE, editor. *Handbook of orthodontics.* 4th ed. Chicago: Year Book Medical Publishers; 1988. p. 303-31.
26. Nanda RS. *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics:* St Louis, Mo: Elsevier; 2005
27. Gainsforth BL, Higley L. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg.* 1945;31(8):406-17.
28. Brånemark P. *Introduction to osseointegration. Osseointegration in Clinical Dentistry* Chicago. Berlin: Quintessence Publishing Co; 1985.
29. Linkow LI. Implant-orthodontics. *J Clin Orthod.* 1970;4(12):685-705.
30. Ödman J, Lekholm U, Jemt T, Brånemark P-I, Thilander B. Osseointegrated titanium implants—a new approach in orthodontic treatment. *Eur J Orthod.* 1988;10(1):98-105.
31. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod.* 1990;60(2):135-52.
32. Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg.* 1997;13(3):201-9.
33. Melsen B. Mini-implants: where are we? *J Clin Orthod.* 2005;39(9):539-47.
34. Cope JB, editor *Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift.* Semin Orthod; 2005: Elsevier.
35. Labanauskaite B, Jankauskas G, Vasiliauskas A, Haffar N. Implants for orthodontic anchorage. Meta-analysis. *Stomatologija.* 2005;7(4):128-32.

36. Kyung H, Park H, Bae S, Kwon O, Sung J. Handbook for the Absor anchor orthodontic microimplant. 3rd ed ; 2004.
37. Mischkowski R, Kneuerz P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J, Zöller J. Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008;37(10):948-54.
38. Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM, Huja SS. A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. *Angle Orthod.* 2004;74(6):832-7.
39. Prabhu J, Cousley RR. Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *J Orthod.* 2006;33(4):288-307.
40. Güvenç TN, Kocadereli İ. Ankraj sistemlerine genel bakış: ortodontide mikroimplant ankraj sistemleri. *Cum Üniv Diş Hek Fak Dergisi* 2006;1(9):68-75.
41. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the miniscrew anchorage system. *J Clin Orthod.* 2005;39(1):9-24.
42. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11;491-501.
43. Cope JB. *OrthoTADs: The clinical Guide and Atlas*: Under Dog Media; 2006.
44. Kyung H-M, Park H-S, Bae S-M, Sung J-H, Kim I-B. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod.* 2003;37(6):321-8.
45. 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):373-8.
46. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol.* 1991;18(6):474-81.
47. Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, (eds). *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Practice*. Chicago: Quintessence Publishing Co., 1985.

48. Garg AK. Bone biology, harvesting, grafting for dental implants: rationale and clinical applications: Quintessence Publishing Company; 2004.
49. Gray JB, Steen M, King GJ, Clark A. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1983;83(4):311-7.
50. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1984;86(2):95-111.
51. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155-70.
52. Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122(1):84-94.
53. Janssen KI, Raghoobar GM, Vissink A, Sandham A. Skeletal anchorage in orthodontics—a review of various systems in animal and human studies. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(1):75-88.
54. Turley P, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J, et al. Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod.* 1988;58(2):151-62.
55. Fritz P-DDU, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage—preliminary experiences. *J Orofac Orthop.* 2004;65(5):410-8.
56. Favero LG, Pisoni A, Paganelli C. Removal torque of osseointegrated mini-implants: an in vivo evaluation. *Eur J Orthod.* 2007;29(5):443-8.
57. Bae S-M, Park H-S, Kyung H-M, Kwon O-W, Sung J-H. Clinical application of micro-implant anchorage. *J Clin Orthod.* 2002;36(5):298-302.
58. Melsen B, Verna C. A rational approach to orthodontic anchorage. *Prog Orthod.* 2000;1(1):10-22.
59. Newman MG, Flemmig TF. Periodontal considerations of implants and implant associated microbiota. *J Dent Educ.* 1988;52(12):737-44.

60. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res.* 2000;3(1):23-8.
61. Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod.* 1989;59(4):247-56.
62. Kim J-W, Ahn S-J, Chang Y-I. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(2):190-4.
63. Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):473-9.
64. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, et al. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119(5):489-97.
65. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield J, Roberts W, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res.* 2003;82(5):377-81.
66. Vannet BV, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K. Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod.* 2007;29(5):437-42.
67. Owens SE, Buschang PH, Cope JB, Franco PF, Rossouw PE. Experimental evaluation of tooth movement in the beagle dog with the mini-screw implant for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(5):639-46.
68. Kim S-H, Lee S-J, Cho I-S, Kim S-K, Kim T-W. Rotational resistance of surface-treated mini-implants. *Angle Orthod.* 2009;79(5):899-907.
69. Buser D, Weber HP, Lang N. Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Clin Oral Implants Res.* 1990;1(1):33-40.
70. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.

71. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(5):779-84.
72. Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(1):100-106.
73. 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.e19.
74. Chen Y, Lee J-W, Cho W-H, Kyung H-M. Potential of self-drilling orthodontic microimplants under immediate loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(4):496-502.
75. Dalstra M, Cattaneo P, Melsen B. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthod*. 2004;1:53-62.
76. Chen F, Terada K, Hanada K, Saito I. Anchorage effect of osseointegrated vs nonosseointegrated palatal implants. *Angle Orthod*. 2006;76(4):660-5.
77. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod*. 2006;76(2):191-7.
78. Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod*. 2004;74(4):558-67.
79. Gedrange T, Hietschold V, Mai R, Wolf P, Nicklisch M, Harzer W. An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(4):425-31.
80. Drago CJ, Del Castillo RA. A retrospective analysis of osseotite NT implants in clinical practice: 1-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006;26(4):337-45.
81. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(5):423-32.

82. Kim J-W, Baek S-H, Kim T-W, Chang Y-I. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants: mechanical and histologic properties. *Angle Orthod.* 2008;78(4):692-8.
83. Cha J-Y, Yoon T-M, Hwang C-J. Insertion and removal torques according to orthodontic mini-screw design. *Korean J Orthod.* 2008;38(1):5-12.
84. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung H-M, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod.* 2009;79(6):1156-61.
85. DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W. Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma.* 1990;4(2):169-74.
86. Kim Y-K, Kim Y-J, Yun P-Y, Kim J-W. Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. *Angle Orthod.* 2009;79(5):908-14.
87. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod.* 2005;6(1):82-97.
88. Christensen FB, Dalstra M, Sejlind F, Overgaard S, Bünger C. Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel. *Eur Spine J.* 2000;9(2):97-103.
89. Carinci F, Volinia S, Pezzetti F, Francioso F, Tosi L, Piattelli A. Titanium–cell interaction: analysis of gene expression profiling. *J Biomed Mater Res.* 2003;66(1):341-6.
90. Leventhal GS. Titanium, a metal for surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 1951;33(2):473-4.
91. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontology* 2000. 1998;17(1):22-35.
92. Eisenbarth E, Velten D, Müller M, Thull R, Breme J. Biocompatibility of β -stabilizing elements of titanium alloys. *Biomaterials.* 2004;25(26):5705-13.

93. Stefflik DE, Lake FT, Sisk AL, Parr GR, Hanes PJ, Davis HC, et al. A comparative investigation in dogs: 2-year morphometric results of the dental implant--bone interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(1):15-25.
94. Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J Biomed Mater Res*. 1995;29(12):1567-75.
95. Liu X, Chu PK, Ding C. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Mater Sci Eng R*. 2004;47(3):49-121.
96. Uysal T. İmplantlar ve Ortodonti. *Cum Üniv Diş Hek Fak Dergisi*. 2005;8:146-155.
97. Chaddad K, Ferreira AH, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod*. 2008;78(1):107-13.
98. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte L-P. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(5):611-9.
99. Hayakawa T, Kiba H, Yasuda S, Yamamoto H, Nemoto K. A histologic and histomorphometric evaluation of two types of retrieved human titanium implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2002;22(2):164-71.
100. Kim S-H, Cho J-H, Chung K-R, Kook Y-A, Nelson G. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(1):36-43.
101. M Aaboe D, Pinholt E, Hjørting-Hansen E. Unicortical critical size defect of rabbit tibia is larger than 8 mm. *J Craniofac Surg*. 1994;5(3):201-3.
102. Schmitz JP, Hollinger JO. The critical size defect as an experimental model for craniomandibulofacial nonunions. *Clin Orthop Relat Res*. 1986;205:299-308.
103. Bozkaya S. Maksillofasiyal Cerrahide Kritik Boyut Defekti Kavramı. *Ondokuz Mayıs Üni Diş Hek Fak Dergisi*. 2005;6(1):49-54.

104. Kahraman SA, Gültekin SD, Yücetaş Ş, Çetiner S. Kistlerin Enükleasyonları Sonrası Spontan Kemik İyileşmesinin Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi. YAYIN KURALLARI. 2008:75-81.
105. Buser D, Schenk R, Steinemann S, Fiorellini J, Fox C, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1991;25(7):889-902.
106. Martin J, Schwartz Z, Hummert T, Schraub D, Simpson J, Lankford J, et al. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res.* 1995;29(3):389-401.
107. Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med.* 2004;15(9):935-49.
108. Geçkili O, Mumcu E, Bural C, Bilhan H, Bilgin T. Dental İmplant Yüzeylerinde Osseointegrasyonun Geliştirilmesi için Yapılan Modifikasyonlar. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak.* 2010;34:60-6.
109. Aparicio C, Gil FJ, Fonseca C, Barbosa M, Planell JA. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials.* 2003;24(2):263-73.
110. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Intl J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(1)38-45.
111. Kieswetter K, Schwartz Z, Dean D, Boyan B. The role of implant surface characteristics in the healing of bone. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1996;7(4):329-45.
112. Wennerberg A, Albrektsson T, Lausmaa J. Torque and histomorphometric evaluation of cp titanium screws blasted with 25-and 75-µm-sized particles of Al₂O₃. *J Biomed Mater Res.* 1996;30(2):251-60.
113. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(1):21-4.

114. Wennerberg A, Albrektsson T. Implant surfaces beyond micron roughness. Experimental and clinical knowledge of surface topography and surface chemistry. *Int Dentistry SA*. 2006;8:14-8.
115. Wennerberg A, Ide-Ektessabi A, Hatkamata S, Sawase T, Johansson C, Albrektsson T, et al. Titanium release from implants prepared with different surface roughness. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(5):505-12.
116. Soskolne WA, Cohen S, Shapira L, Sennerby L, Wennerberg A. The effect of titanium surface roughness on the adhesion of monocytes and their secretion of TNF- α and PGE2. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(1):86-93.
117. Becker W, Becker BE, Ricci A, Bahat O, Rosenberg E, Rose LF, et al. A Prospective Multicenter Clinical Trial Comparing One-and Two-Stage Titanium Screw-Shaped Fixtures with One-Stage Plasma-Sprayed Solid-Screw Fixtures. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2(3):159-65.
118. Jeffcoat MK, McGlumphy EA, Reddy MS, Geurs NC, Proskin HM. A comparison of hydroxyapatite (HA)-coated threaded, HA-coated cylindrical, and titanium threaded endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:406-10.
119. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007;36(8):695-9.
120. Lee S-J, Ahn S-J, Lee JW, Kim S-H, Kim T-W. Survival analysis of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(2):194-9.
121. Crismani AG, Bertl MH, Čelar AG, Bantleon H-P, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(1):108-13.
122. Moon C-H, Lee D-G, Lee H-S, Im J-S, Baek S-H. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod*. 2008;78(1):101-6.
123. Ashley ET, Covington LL, Bishop BG, Breault LG. Ailing and failing endosseous dental implants: a literature review. *J Contemp Dent Pract*. 2003;4(2):35-50.

124. Battula S, Schoenfeld A, Vrabec G, Njus GO. Experimental evaluation of the holding power/stiffness of the self-tapping bone screws in normal and osteoporotic bone material. *Clin Biomech.* 2006;21(5):533-7.
125. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung H-M, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(1):9-15.
126. Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008;37(4):334-40.
127. 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.
128. Herman RJ, Currier GF, Miyake A. Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: a pilot study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(2):228-35.
129. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(5):515-27.
130. Eriksson A, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):101-7.
131. Luzi C, Verna C, Melsen B. A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Prog Orthod.* 2007;8(1):192-201.
132. Maino BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew implants: the spider screw anchorage system. *Semin Orthod;* 2005;11:40-6.
133. 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(5):538-46.
134. Wilmes B, Drescher D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* 2009;79(4):609-14.

135. Lee N-K, Baek S-H. Effects of the diameter and shape of orthodontic mini-implants on microdamage to the cortical bone. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138(1):8.e1-e8.
136. Heidemann W, Gerlach KL, Gröbel K-H, Köllner H-G. Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. *J Craniomaxillofac Surg.* 1998;26(1):50-5.
137. Präger TM, Mischkowski R, Laube N, Jost-Brinkmann P-G, Müller-Hartwich R. Remodeling along the bone-screw interface. *J Orofac Orthop.* 2008;69(5):337-48.
138. Gupta N, Kotrashetti S, Naik V. A comparative clinical study between self tapping and drill free screws as a source of rigid orthodontic anchorage. *J Maxillofac Oral Surg.* 2012;11(1):29-33.
139. Son S, Motoyoshi M, Uchida Y, Shimizu N. Comparative study of the primary stability of self-drilling and self-tapping orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(4):480-5.
140. Chen Y, Shin H-I, Kyung H-M. Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(1):44-50.
141. Baumgaertel S. Predrilling of the implant site: is it necessary for orthodontic mini-implants? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(6):825-9.
142. Lin JC, Liou EJ, Yeh C-L, Evans CA. A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. *World J Orthod.* 2007;8(2):136-44.
143. Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(3):284-91.
144. Park H-S, HwangBo E-S, Kwon T-G. Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(2):200-6.
145. Zhao L, Xu Z, Wei X, Zhao Z, Yang Z, Zhang L, et al. Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews: a microcomputed tomographic and biomechanical analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(5):628-35.

146. Perillo L, Jamilian A, Shafieyoon A, Karimi H, Cozzani M. Finite element analysis of miniscrew placement in mandibular alveolar bone with varied angulations. *Eur J Orthod*. 2015;37(1):56-9.
147. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA, et al. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(5):625-35.
148. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su Y-Y, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*. 2008;69(1):42-50.
149. Lim S-A, Cha J-Y, Hwang C-J. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod*. 2008;78(2):234-40.
150. 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-e22.
151. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;127(3):307-13.
152. Cha J-Y, Kil J-K, Yoon T-M, Hwang C-J. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(1):73-9.
153. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*, 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999.
154. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P. Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(1):100-7.
155. 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 Radiol*. 1995;21(2):79-83.

156. 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(1):48-57.
157. Park J, Cho HJ. Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(3):314.e1-e12.
158. Lim JW, Kim WS, Kim IK, Son CY, Byun HI. Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. *Korean J Orthod.* 2003;33(1):11-20.
159. Higuchi KW, Slack JM. The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(3):338-44.
160. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(6):721.e7-e12.
161. Choi B-H, Zhu S-J, Kim Y-H. A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(3):382-4.
162. Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Jane Yao CC. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(1):99-106.
163. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung H-M, Yamamoto TT. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(4):68-73.
164. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(4):43-51.
165. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(1):13-8.

166. Kang Y-G, Kim J-Y, Lee Y-J, Chung K-R, Park Y-G. Stability of mini-screws invading the dental roots and their impact on the paradental tissues in beagles. *Angle Orthod.* 2009;79(2):248-55.
167. Brisceno CE, Rossouw PE, Carrillo R, Spears R, Buschang PH. Healing of the roots and surrounding structures after intentional damage with miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(3):292-301.
168. Fabbroni G, Aabed S, Mizen K, Starr D. Transalveolar screws and the incidence of dental damage: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004;33(5):442-6.
169. Wu J, Bai Y-X, Wang B-K. Biomechanical and Histomorphometric Characterizations of Osseointegration during Mini-Screw Healing in Rabbit Tibiae. *Angle Orthod.* 2009;79(3):558-63.
170. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175-88.
171. Ohashi E, Pecho OE, Moron M, Lagravere MO. Implant vs screw loading protocols in orthodontics: a systematic review. *Angle Orthod.* 2006;76(4):721-7.
172. Chen Y, Kang ST, Bae S-M, Kyung H-M. Clinical and histologic analysis of the stability of microimplants with immediate orthodontic loading in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(2):260-7.
173. Romanos G, 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;72(4):506-11.
174. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(5):601-9.
175. Ohnishi H, Yagi T, Yasuda Y, Takada K. A mini-implant for orthodontic anchorage in a deep overbite case. *Angle Orthod.* 2005;75(3):444-52.
176. Park H-S, Bae S-M, Kyung H-M, Sung J-H. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod.* 2001;35(7):417-22.

177. Roberts W, Turley P, Brezniak N, Fielder P. Implants: Bone physiology and metabolism. *J Calif Dent Assoc.* 1987;15(10):54-61.
178. Yano S, Motoyoshi M, Inaba M, Yano S, Takenouchi H, Son S, et al. A healing period increases mini-implant stability in growing rats. *J Oral Sci.* 2014;56(2):113-8.
179. Chung K-R, Kim S-H, Kook Y-A. The C-orthodontic micro-implant. *J Clin Orthod.* 2004;38(9):478-86.
180. Mah J, Bergstrand F. Temporary anchorage devices: a status report. *J Clin Orthod.* 2005;39(3):132-6.
181. Kawakami M, Miyawaki S, Noguchi H, Kirita T. Screw-type implants used as anchorage for lingual orthodontic mechanics: a case of bimaxillary protrusion with second premolar extraction. *Angle Orthod.* 2004;74(5):715-9.
182. Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioglu B. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *J Periodontol.* 2005;76(7):1066-71.
183. Singer SL, Henry PJ, Rosenberg I. Osseointegrated implants as an adjunct to facemask therapy: a case report. *Angle Orthod.* 2000;70(3):253-62.
184. Kim S-H, Kook Y-A, Jeong D-M, Lee W, Chung K-R, Nelson G. Clinical application of accelerated osteogenic orthodontics and partially osseointegrated mini-implants for minor tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(3):431-9.
185. Freire JNO, Silva NR, Gil JN, Magini RS, Coelho PG. Histomorphologic and histomorphometric evaluation of immediately and early loaded mini-implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(6):704.e1-e9.
186. Enacar A, Giray B, Pehlivanoglu M, Iplikcioglu H. Facemask therapy with rigid anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and severe oligodontia. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(5):571-7.
187. Wang Y-C, 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.

188. Hong H, Ngan P, Li HG, Qi LG, Wei SH. Use of onplants as stable anchorage for facemask treatment: a case report. *Angle Orthod.* 2005;75(3):453-60.
189. Aslan BI, Kucukkaraca E, Turkoz C, Dincer M. Treatment effects of the Forsus Fatigue Resistant Device used with miniscrew anchorage. *Angle Orthod.* 2013;84(1):76-87.
190. von Bremen J, Ludwig B, Ruf S. Anchorage loss due to Herbst mechanics—preventable through miniscrews? *Eur J Orthod.* 2014;37:462-6.
191. Tezel A, Orbak R, Çanakçı V. The effect of right or left-handedness on oral hygiene. *Int J Neurosci.* 2001;109:1-9.
192. Buschang PH, Carrillo R, Ozenbaugh B, Rossouw PE. 2008 survey of AAO members on miniscrew usage. *J Clin Orthod.* 2008;42(9):513-8.
193. Trisi P, Rebaudi A. Progressive bone adaptation of titanium implants during and after orthodontic load in humans. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002;22(1):31-44.
194. Sakin Ç. Ortodontik Ankraj Amacıyla Kullanılan Mini Vidaların Farklı Yükleme Zamanlarındaki Stabilitelerinin Değerlendirilmesi: Doktora Tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri; 2012: 114.
195. Zix J, Hug S, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(3):525-30.
196. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(5):529-39.
197. López AB, Diago MP, Cortissoz OM, Martínez IM. Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006;11(3):272-6.

198. Sennerby L, Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent*. 1998;19(5):493-8, 500, 502; quiz 504.
199. Veltri M, Balleri B, Goracci C, Giorgetti R, Balleri P, Ferrari M. Soft bone primary stability of 3 different miniscrews for orthodontic anchorage: a resonance frequency investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;135(5):642-8.
200. Sprague RA. Surface roughness measurement using white light speckle. *Applied Optics*. 1972;11(12):2811-6.
201. Brothers E. Methodological approaches to the examination of otoliths in aging studies. Age and growth of fish. In: Summerfeldt RC, Hall GE (eds) *Age and growth of fish*. Iowa State University Press, Des Moines. 1987:319-30.
202. Williams DB, Carter CB. *The transmission electron microscope*. Transmission Electron Microscopy; Plenum Press: New York, 1996.
203. Yañez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Tech*. 2003;61(5):463-8.
204. Anderson W, Griffin G, Mooney C, Wiley RS. Electron microscope method for measuring diffraction grating groove geometry. *Applied Optics*. 1965;4(8):999-1003.
205. Dogan A, Ozcelik S, Dogan OM, Hubbezoglu I, Cakmak M, Bolayir G. Effect of bleaching on roughness of dental composite resins. *J Adhes*. 2008;84(11):897-914.
206. Haguenu F, Hawkes P, Hutchison J, Satiat-Jeunemaître B, Simon G, Williams D. Key events in the history of electron microscopy. *Microsc Microanal*. 2003;9(02):96-138.
207. Kang B-S, Sul Y-T, Oh S-J, Lee H-J, Albrektsson T. XPS, AES and SEM analysis of recent dental implants. *Acta Biomater*. 2009;5(6):2222-9.
208. Luo X-P, Silikas N, Allaf M, Wilson N, Watts D. AFM and SEM study of the effects of etching on IPS-Empress 2 TM dental ceramic. *Surface Science*. 2001;491(3):388-94.

209. Barbour M, Rees J. The laboratory assessment of enamel erosion: a review. *J Dent.* 2004;32(8):591-602.
210. Kasım M. Trikalsiyum Fosfat Materyalinin Mini Vida Stabilitesine Etkisinin Değerlendirilmesi Ve Mini Vida Çevresindeki Dokuların Histolojik Açından İncelenmesi: Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul; 2015: 204.
211. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent.* 2013;109(2):121-8.
212. Cook RB, Bolland BJ, Wharton JA, Tilley S, Latham JM, Wood RJ. Pseudotumour formation due to tribocorrosion at the taper interface of large diameter metal on polymer modular total hip replacements. *J Arthroplasty.* 2013;28(8):1430-6.
213. Alicona Imaging GmbH ,Quality Parameters of Cutting Tools (2015). 214. (2017). Alicona's web site. <http://www.alicon.com/applications> (24.01.2017).
215. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Mater.* 2007;23(7):844-54.
216. Thomas T, Charlton G. Variation of roughness parameters on some typical manufactured surfaces. *Precis Eng.* 1981;3(2):91-6.
217. King T, Spedding TA. On the relationships between surface profile height parameters. *Wear.* 1982;83(1):91-108.
218. Scarr AJT. *Metrology and Precision Engineering*, Chapter 5, McGraw-Hill, New York (1967).
219. Hollinger JO, Buck DC, Bruder S. Biology of bone healing: Its impact on clinical therapy. In: Lynch SE, Genco RJ, Marx RE (eds.) *Tissue Engineering: Applications in Maxillofacial Surgery and Periodontics*. Quintessence, San Diego, CA, U.S.A.. 1999:17-53.
220. Garant PR. *Oral cells and tissues*: Carol Stream, IL: Quintessence Publishing Co, Inc., 2003.

221. Hernandez-Gil IF-T, Gracia MA, del Canto Pingarrn M, Jerez LB. Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11:47-51.
222. Gartner LP, Hiatt JL. *Color textbook of histology*. 2nd ed. Philadelphia (PA): WB Saunders Company; 2001. p. 266.
223. Aubin J, Liu F, Malaval L, Gupta A. Osteoblast and chondroblast differentiation. *Bone*. 1995;17(2):77-83.
224. Jungueira L, Carneiro J, Kelley R. *Temel Histoloji*. Çeviri,İstanbul: Barış Kitap Evi. 1993.
225. Owen M. The origin of bone cells. *Int Rew Cytol*. 1970;28:213-38.
226. Bernard G. Healing and repair of osseous defects. *Dent Clin North Am*. 1991;35(3):469-77.
227. Marinho VC, Celletti R, Bracchetti G, Petrone G, Minkin C, Piattelli A. Sandblasted and acid-etched dental implants: a histologic study in rats. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(1):75-81.
228. Bonewald LF. Osteocytes as dynamic multifunctional cells. *Ann NY Acad Sci*. 2007;1116(1):281-90.
229. Roodman GD. Advances in Bone Biology: The Osteoclast. *Endocr Rev*. 1996;17(4):308-32.
230. Frost H. The biology of fracture healing: an overview for clinicians. Part I. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;248:283-93.
231. Albrektsson T, Jacobsson M. Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent*. 1987;57(5):597-607.
232. Roberts WE, Simmons KE, Garetto LP, DeCasto RA. Bone physiology and metabolism in dental implantology: risk factors for osteoporosis and other metabolic bone diseases. *Implant Dent*. 1992;1(1):11-24.
233. Linder L. High-resolution microscopy of the implant-tissue interface. *Acta Orthop Scand*. 1985;56(3):269-72.

234. Cooper LF. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *J Prosthet Dent.* 1998;80(4):439-49.
235. Qi M-C, Zhou X-Q, Hu J, Du Z-J, Yang J-H, Liu M, et al. Oestrogen replacement therapy promotes bone healing around dental implants in osteoporotic rats. *Int J OralMaxillofac Surg.* 2004;33(3):279-85.
236. Marco F, Milena F, Gianluca G, Vittoria O. Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. *Micron.* 2005;36(7):630-44.
237. Yano S, Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *Eur J Orthod.* 2006;28(6):541-6.
238. Lee JS, Kim JK, Park Y-C, Vanarsdall RL. . *Applications of Orthodontic Mini Implants.* Chicago, Ill: Quintessence Publishing Company; 2007:chapters 1, 8–10.
239. Meyer U, Joos U, Mythili J, Stamm T, Hohoff A, Fillies T, et al. Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomater.* 2004;25(10):1959-67.
240. Cornelis MA, Scheffler NR, De Clerck HJ, Tulloch JC, Behets CN. Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(4):52-8.
241. Jane Yao C-C, Wu C-B, Wu H-Y, Kok S-H, Frank Chang H-F, Chen Y-J. Intrusion of the overerupted upper left first and second molars by mini-implants with partial-fixed orthodontic appliances: a case report. *Angle Orthod.* 2004;74(4):550-7.
242. Erverdi N, Tosun T, Keles A. A new anchorage site for the treatment of anterior open bite: zygomatic anchorage. Case report. *World J Orthod.* 2002;3(2):147-53.
243. Pearce A, Richards R, Milz S, Schneider E, Pearce S. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *Eur Cell Mater.* 2007;13(1):1-10.
244. Neyt J, Buckwalter JA, Carroll N. Use of animal models in musculoskeletal research. *Iowa Orthop J.* 1998;18:118-123.

245. Gilsanz V, Roe TF, Gibbens DT, Schulz EE, Carlson ME, Gonzalez O, et al. Effect of sex steroids on peak bone density of growing rabbits. *American Journal of Physiol.* 1988;255(4):416-21.
246. Steinemann SG. Titanium—the material of choice? *Periodontol* 2000. 1998;17(1):7-21.
247. Saldaña L, Barranco V, García-Alonso M, Vallés G, Escudero M, Munuera L, et al. Concentration-dependent effects of titanium and aluminium ions released from thermally oxidized Ti6Al4V alloy on human osteoblasts. *J Biomed Mater Res.* 2006;77(2):220-9.
248. Heinemann G, Fichtl B, Vogt W. Pharmacokinetics of vanadium in humans after intravenous administration of a vanadium containing albumin solution. *Br J Clin Pharmacol.* 2003;55(3):241-5.
249. Mo S-S, Kim S-H, Kook Y-A, Jeong D-M, Chung K-R, Nelson G. Resistance to immediate orthodontic loading of surface-treated mini-implants. *Angle Orthod.* 2010;80(1):123-9.
250. Yao C, Slamovich EB, Webster TJ. Enhanced osteoblast functions on anodized titanium with nanotube-like structures. *J Biomed Mater Res.* 2008;85(1):157-66.
251. Rupp F, Axmann D, Jacobi A, Groten M, Geis-Gerstorfer J. Hydrophilicity of elastomeric non-aqueous impression materials during setting. *Dental Mater.* 2005;21(2):94-102.
252. Shan L, Zhou G, Li X, Qie H, Dong F. Mini-implant stability analysis at different healing times before loading. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China J Stomatol.* 2013;31(6):557-60.
253. Melo MA, Passos VF, Alves JJ, Barros EB, Santiago SL, Rodrigues LK. The effect of diode laser irradiation on dentin as a preventive measure against dental erosion: an in vitro study. *Lasers Med Sci.* 2011;26(5):615-21.
254. Arnold W, Gaengler P. Quantitative analysis of the calcium and phosphorus content of developing and permanent human teeth. *Ann Anat.* 2007;189(2):183-90.

255. Eliades T, Zinelis S, Papadopoulos MA, Eliades G. Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(1):10.1-7.
256. Schroettner H, Schmied M, Scherer S. Comparison of 3D surface reconstruction data from certified depth standards obtained by SEM and an infinite focus measurement machine (IFM). *Microchim Acta.* 2006;155(1-2):279-84.
257. King T, Humphrey LT, Hillson S. Linear enamel hypoplasias as indicators of systemic physiological stress: Evidence from two known age-at-death and sex populations from postmedieval London. *Am J Phys Anthropol.* 2005;128(3):547-59.
258. Temple DH, McGroarty JN, Guatelli-Steinberg D, Nakatsukasa M, Matsumura H. A comparative study of stress episode prevalence and duration among Jomon period foragers from Hokkaido. *Am J Phys Anthropol.* 2013;152(2):230-8.
259. Bocaege E, Humphrey L, Hillson S. Technical note: A new three-dimensional technique for high resolution quantitative recording of perikymata. *Am J Phys Anthropol.* 2010;141(3):498-503.
260. Mahat MM, Aris AHM, Jais US, Yahya MFZR, Ramli R, Bonnia NN, et al., editors. A preliminary study on Microbiologically influenced corrosion (MIC) of mild steel by *Pseudomonas aeruginosa* by using infinite focus microscope (IFM). *AIP Conf Proc*, 1455: 117-123. 2012.
261. Bocaege E, Hillson S. Disturbances and noise: Defining furrow-form enamel hypoplasia. *Am J Phys Anthropol.* 2016;161(4):744-51.
262. Demircioglu P, Durakbasa M. Investigations on machined metal surfaces through the stylus type and optical 3D instruments and their mathematical modeling with the help of statistical techniques. *Measurement.* 2011;44(4):611-9.
263. Coelho PG, Bonfante EA, Pessoa RS, Marin C, Granato R, Giro G, et al. Characterization of five different implant surfaces and their effect on osseointegration: a study in dogs. *J Periodontol.* 2011;82(5):742-50.
264. Teixeira HS, Marin C, Witek L, Freitas A, Silva NR, Lilin T, et al. Assessment of a chair-side argon-based non-thermal plasma treatment on the surface

- characteristics and integration of dental implants with textured surfaces. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;9:45-9.
265. Bonfante EA, Marin C, Granato R, Suzuki M, Hjerpe J, Witek L, et al. Histologic and biomechanical evaluation of alumina-blasted/acid-etched and resorbable blasting media surfaces. *J Oral Implantol.* 2012;38(5):549-57.
266. Gil LF, Marin C, Teixeira H, Marão HF, Tovar N, Khan R, et al. The effect of controlled microrobotized blasting on implant surface texturing and early osseointegration. *J Biomater Appl.* 2016;30(7):900-7.
267. Chen Y, Kyung HM, Gao L, Yu W-J, Bae E-J, Kim S-M. Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters. *Angle Orthod.* 2010;80(5):821-7.
268. Lachmann S, Laval J, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, et al. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):80-4.
269. Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(3):234-43.
270. Nienkemper M, Wilmes B, Panayotidis A, Pauls A, Golubovic V, Schwarz F, et al. Measurement of mini-implant stability using resonance frequency analysis. *Angle Orthod.* 2012;83(2):230-8.
271. Su Y-Y, Wilmes B, Hönscheid R, Drescher D. Application of a wireless resonance frequency transducer to assess primary stability of orthodontic mini-implants: an in vitro study in pig ilia. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(4):647-54.
272. Wilmes B, Drescher D. Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011;40(7):697-703.

273. Brown RN, Sexton BE, Chu T-MG, Katona TR, Stewart KT, Kyung H-M, et al. Comparison of stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: a mechanical and histologic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014;145(4):496-504.
274. Kaya D, Kocadereli I, Kan B, Tasar F. Effects of facemask treatment anchored with miniplates after alternate rapid maxillary expansions and constrictions; a pilot study. *Angle Orthod*. 2011;81(4):639-46.
275. Şar Ç, Şahinoğlu Z, Özçırpıcı AA, Uçkan S. Dentofacial effects of skeletal anchored treatment modalities for the correction of maxillary retrognathia. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014;145(1):41-54.
276. Søballe K. Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation: mechanical and histological studies in dogs. *Acta Orthop Scand*. 1993;64(sup255):1-58.
277. Zhao L, Xu Z, Yang Z, Wei X, Tang T, Zhao Z. Orthodontic mini-implant stability in different healing times before loading: a microscopic computerized tomographic and biomechanical analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108:196-202.
278. Pinto MR, dos Santos RL, Pithon MM, de Souza Araújo MT, Braga JPV, Nojima LI. Influence of low-intensity laser therapy on the stability of orthodontic mini-implants: a study in rabbits. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2013;115(2):e26-e30.
279. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):62-71.
280. Prodanov L, Lamers E, Domanski M, Luttge R, Jansen JA, Walboomers XF. The effect of nanometric surface texture on bone contact to titanium implants in rabbit tibia. *Biomater*. 2013;34(12):2920-7.
281. Donath K, Breuner G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. *J Oral Pathol Med*. 1982;11(4):318-26.

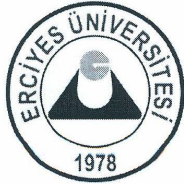
282. Schwartz Z, Lohmann CH, Blau G, Blanchard CR, Soskolne AW, Liu Y, et al. Re-use of implant coverscrews changes their surface properties but not clinical outcome. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(3):183-94.
283. Massaro C, Rotolo P, De Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M, et al. Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. *J Mater Sci Mater Med.* 2002;13(6):535-48.
284. Ehrenfest DMD, Coelho PG, Kang B-S, Sul Y-T, Albrektsson T. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends in biotechnology.* 2010;28(4):198-206.
285. Mouhyi J, Sennerby L, Pireaux Jj, Dourov N, Nammour S, Van Reck J. An XPS and SEM evaluation of six chemical and physical techniques for cleaning of contaminated titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9(3):185-94.
286. Lausmaa J. Surface spectroscopic characterization of titanium implant materials. *J Electron Spectr Rel Phenom.* 1996;81(3):343-61.
287. Vezeau P, Koobusch G, Draughn R, Keller J. Effects of multiple sterilization on surface characteristics and in vitro biologic responses to titanium. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996;54(6):738-46.
288. Arys A, Philippart C, Dourov N, He Y, Le Q, Pireaux J. Analysis of titanium dental implants after failure of osseointegration: Combined histological, electron microscopy, and X-ray photoelectron spectroscopy approach. *J Biomed Mater Res.* 1998;43(3):300-12.
289. Akay MT. Genel histoloji: Palme Yayıncılık; 2006.
290. Eliades T, Papadopoulos J, Eliades G, Silikas N, Watts D. Multi-technique characterization of retrieved bone cement from revised total hip arthroplasties. *J Mater Sci Mater Med.* 2003;14(11):967-72.
291. 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(11):2682-9.

292. Serra G, Morais LS, Elias CN, Meyers MA, Andrade L, Muller C, et al. Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(1):44-52.
293. Cuairán C, Campbell PM, Kontogiorgos E, Taylor RW, Melo AC, Buschang PH. Local application of zoledronate enhances miniscrew implant stability in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(6):737-49.
294. Jackson A, Lemke R, Hatch J, Salome N, Gakunga P, Cochran D. A comparison of stability between delayed versus immediately loaded orthodontic palatal implants. *J Esthet Restor Dent.* 2008;20(3):174-84.
295. Nienkemper M, Pauls A, Ludwig B, Drescher D. Stability of paramedian inserted palatal mini-implants at the initial healing period: a controlled clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(8):870-5.
296. Wehrbein H, Diedrich P. Endosseous titanium implants during and after orthodontic load-an experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 1993;4(2):76-82.
297. Kim T-W, Baek S-H, Kim J-W, Chang Y-I. Effects of microgrooves on the success rate and soft tissue adaptation of orthodontic miniscrews. *Angle Orthod.* 2008;78(6):1057-64.
298. Mori H, Manabe M, Kurachi Y, Nagumo M. Osseointegration of dental implants in rabbit bone with low mineral density. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(4):351-61.
299. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
300. Choi S-H, Jang S-H, Cha J-Y, Hwang C-J. Evaluation of the surface characteristics of anodic oxidized miniscrews and their impact on biomechanical stability: An experimental study in beagle dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016;149(1):31-8.
301. Kuroda S, Viridi A, Li P, Healy K, Sumner D. A low-temperature biomimetic calcium phosphate surface enhances early implant fixation in a rat model. *J Biomed Mater Res.* 2004;70(1):66-73.

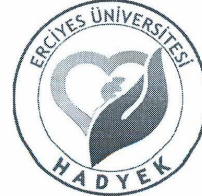
302. Luzi C, Verna C, Melsen B. Immediate loading of orthodontic mini-implants: a histomorphometric evaluation of tissue reaction. *Eur J Orthod.* 2009;31(1):21-9.
303. Cha J-Y, Takano-Yamamoto T, Hwang C-J. The effect of miniscrew taper morphology on insertion and removal torque in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(4):777-83.
304. Huja SS, Roberts WE. Mechanism of osseointegration: characterization of supporting bone with indentation testing and backscattered imaging. *Semin Orthod;* 2004;10:162-73.
305. Topcuoglu T, Bicakci AA, Avunduk MC, Sahin Inan ZD. Evaluation of the effects of different surface configurations on stability of miniscrews. *Sci World J.* 2013:1-7.
306. Fukada E, Yasuda I. On the piezoelectric effect of bone. *J Phys Soc Japan.* 1957;12(10):1158-62.
307. Roberts WE, Nelson CL, Goodacre CJ. Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *J Clin Orthod.* 1994;28(12):693-704.
308. Froum SJ, Simon H, Cho S-C, Elian N, Rohrer MD, Tarnow DP. Histologic evaluation of bone-implant contact of immediately loaded transitional implants after 6 to 27 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(1):54-60.
309. Hoffmann O, Angelov N, Zafiroopoulos G-G, Andreana S. Osseointegration of zirconia implants with different surface characteristics: an evaluation in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(2):352-8.
310. Takahashi H, Norimatsu H, Watanabe G, Konno T, Inoue J, Fukuda M. The remodeling period (σ) in canine and human cortical and trabecular bone. In Yoshitoshi U, Fujita T (editors): *Calcium endocrinol*, Tokyo, 1980, Chugai Igaku Co. pp. 13-31.
311. Jung BA, Yildizhan F, Wehrbein H. Bone-to-implant contact of orthodontic implants in humans—a histomorphometric investigation. *Eur J Orthod.* 2008;30(6):552-7.

EKLER

EK 1. ETİK KURUL



T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
HAYVAN DENEYLERİ YEREL ETİK KURULU
(EÜHADYEK)



Tarih: 15.03.2017

Toplantı Sayısı: 03

Karar No:17/032

Erciyes Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu 15.03.2017 tarihinde
Prof. Dr. Fahri OĞUZKAYA'nın başkanlığında toplanmıştır.

Üye Adı/Soyadı	Ünvanı	Bölümü	İmza
Fahri OĞUZKAYA	Prof. Dr.	Tıp Fakültesi	
Coşkun TEZ	Prof. Dr.	Fen Fakültesi	
Gültekin ATALAN	Prof. Dr.	Veteriner Fakültesi	
Fusun Ferda ERDOĞAN	Prof. Dr.	Tıp Fakültesi	KATILMADI
Serpil SARIÖZKAN	Prof. Dr.	Veteriner Fakültesi	
Ahmet ÖZTÜRK	Doç. Dr.	Tıp Fakültesi	
Zühal HAMURCU	Doç. Dr.	Tıp Fakültesi	
M. Betül AYCAN	Doç. Dr.	Eczacılık Fakültesi	KATILMADI
Nükhet KÜTÜK	Doç. Dr.	Diş Hekimliği Fakültesi	KATILMADI
Çağrı Çağlar SİNMEZ	Yard.Doç. Dr.	Veteriner Fakültesi	
Hamiyet ÜNAL	Yard.Doç. Dr.	Eczacılık Fakültesi	
Osman İBİŞ	Yard.Doç. Dr.	Ziraat Fakültesi	
Zeynep SOYER SARICA	Dr.	Deneysel Araştırmalar Uygulama ve Arş.Mrkz.	
Serap ALTUNTAŞ EROĞLU	Avukat	Kurumla İlişkisi Olmayan Üye	KATILMADI
Asiye GÖKBELLEN	Yardım Sevenler Derneği Başkanı	Sivil Toplum Kuruluşu Temsilcisi	KATILMADI

Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D.'dan Prof. Dr. İbrahim YAVUZ tarafından sunulan "Osseointegre Mini Vidaların Biyomekanik Stabiliteilerinin Değerlendirilmesi." başlıklı proje incelenerek çalışmanın yapılmasının uygun olacağına ve Rektörlük makamına sunulmasına oybirliğiyle karar verildi.

Tarih : 15.03.2017
Etik kurul Başkan Vekili : Prof. Dr. Fahri OĞUZKAYA
İmza :

EK 2. DENEY HAYVANLARI KULLANIM SERTİFİKASI



ERSEM
ERCİYES ÜNİVERSİTESİ
SÜREKLİ EĞİTİM MERKEZİ



ERSEM
ERCİYES ÜNİVERSİTESİ
SÜREKLİ EĞİTİM MERKEZİ

ARAŞTIRMACILAR İÇİN

DENEY HAYVANLARI KULLANIM SERTİFİKASI
CERTIFICATE OF ANIMALS USE IN EXPERIMENTAL RESEARCH

Sn. Elif Dilara ŞEKER

Erciyes Üniversitesi Sürekli Eğitim Merkezi (ERSEM) ve Deney Hayvanları Yerel Etik Kurulu tarafından düzenlenen 80 saatlik
“Deney Hayvanları Kullanımı Sertifika Programı”
kursunu tamamlayarak yapılan sınavlarda başarılı olmuştur.

Prof. Dr. Fahri OĞUZKAYA
Yerel Etik Kurul Başkanı
Head of Animal Research Ethic Committee

Prof. Dr. Derviş KARABOĞA
ERSEM MÜDÜR V.

16 Mayıs 2017 - 26 Mayıs 2017 / May 16 - May 26, 2017

Prof. Dr. Muhammet GÜVEN
REKTÖR

Prof. Dr. Muhammet GÜVEN
REKTÖR

successfully completed the 80 hours course about "Animals Use in Experimental Research" organized,
by Animal Research Ethic Committee of Erciyes University Turkey by passing all examinations.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı: Elif Dilara ŞEKER

Uyruğu: Türkiye (TC)

Doğum Tarihi ve Yeri: 09 Nisan 1987, Mamak

Medeni Durumu: Evli

Tel: 0543 778 50 93

Email: dilaraarsln@hotmail.com

Yazışma Adresi: Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD 38039

Melikgazi/KAYSERİ

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş. Hek. Fak.	2010
Lise	Ordu Anadolu Öğretmen Lisesi	2005

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2013 – Halen	ERÜ Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD	Araş. Gör.
2011 – 2012	Fatsa Özel Şifa Tıp Merkezi	Diş Hekimi

YABANCI DİL

İngilizce