

T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**ORTODONTİK MİNİ VİDALARIN ANGULASYONUNUN VE GÖVDE
YAPISININ PRİMER STABİLİTEYE OLAN ETKİSİ: İN VİTRO
ÇALIŞMA**

UZMANLIK TEZİ

**DİŞ HEKİMİ
DT. CANSU DÜZGÜN**

**DANIŞMAN
PROF. DR. M. SERDAR TOROĞLU**

ADANA – 2018

T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**ORTODONTİK MİNİ VİDALARIN ANGULASYONUNUN VE GÖVDE
YAPISININ PRİMER STABİLİTEYE OLAN ETKİSİ: İN VİTRO
ÇALIŞMA**

UZMANLIK TEZİ

**DİŞ HEKİMİ
DT. CANSU DÜZGÜN**

**DANIŞMAN
PROF. DR. M. SERDAR TOROĞLU**

Bu tez, Çukurova Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından
TDH-2017-8555 No'lu proje ile desteklenmiştir.

**Tez No:.....
ADANA 2018**

KABUL VE ONAY



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca değerli bilgilerini hiçbir zaman esirgemeyen, güler yüzüyle desteğini hep arkamda hissettiğim saygıdeğer hocam Prof. Dr. M. Serdar Toroğlu'na,

Bana bilimsel dünyanın kapılarını açan, kendisinden teorik ve pratik anlamda çok şey öğrendiğim sayın hocam Doç. Dr. Aslıhan Uzel'e, uzmanlık eğitimime başladığım günden itibaren benden bilgilerini ve tecrübelerini paylaşmaktan çekinmeyen sayın hocalarım Doç. Dr. Funda Gülay Kadioğlu, Yrd. Doç. Dr. Yener Çam ve Yrd. Doç. Dr. Ayça Üstdal Güney'e

Hem sosyal hayatımda hem de klinik içerisinde her daim desteğini hissettiğim, bilgi ve tecrübesini hiç çekinmeden paylaşan, bana yoldaş ve yeri doldurulmaz bir dost olan Dt. Gülçin İnal Kalkan'a

Benden arkadaşlık, hoşgörü ve yardımlarını hiç esirgemeyen çok değerli bölüm arkadaşlarıma ve yardımcı personele,

Her zaman desteklerini hissettiğim ve bugünlere gelmeme yardımcı olan canım aileme; Tülay Taşpınar, Seda Demir ve Gazihan Demir'e

Her daim yanımda olan, desteğini hep arkamda hissettiğim sevgili eşim Salih Düzgün'e

Bir Türk kadını olarak bana kutsal hekimlik mesleğini yapabilme hakkı veren ve sonsuza kadar izinde yürüyeceğim ulu önder Mustafa Kemal Atatürk'e

Teşekkürü bir borç bilirim.

Dt. Cansu Düzgün

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	3
TEŞEKKÜR	4
İÇİNDEKİLER	5
TABLolar DİZİNİ	9
SİMGELER ve KISALTMALAR	10
ÖZET	11
ABSTRACT	12
1. GİRİŞ VE AMAÇ	13
2. GENEL BİLGİLER	14
2.1. ORTODONTİDE ANKRAJ	14
2.2. İSKELETSEL ANKRAJ	15
2.2.1. İSKELETSEL ANKRAJ TARİHÇESİ	15
2.2.2. MİNİ VİDA İLE İSKELETSEL ANKRAJ	16
2.3. MİNİ VİDA BAŞARISI NEDİR?	17
2.4. MİNİ VİDA BAŞARISINI ETKİLEYEN FAKTÖRLER	17
2.4.1. MİNİ VİDA İLE İLGİLİ FAKTÖRLER	17
2.4.1.1. MİNİ VİDA ÇAPI	17
2.4.1.2. MİNİ VİDANIN UZUNLUĞU	18
2.4.1.3. MİNİ VİDANIN YİV YAPISI	19
2.4.1.4. MİNİ VİDALARIN YÜZEY ÖZELLİKLERİ	21
2.4.1.5. MİNİ VİDANIN ŞEKLİ	21
2.4.1.6. MİNİ VİDANIN ÜRETİLDİĞİ MATERYAL	23
2.4.2. HASTA İLE İLGİLİ FAKTÖRLER	23
2.4.2.1. CİNSİYET	23
2.4.2.2. YAŞ	23
2.4.2.3. SİSTEMİK HASTALIKLAR	24
2.4.3. CERRAHİ UYGULAMA İLE İLGİLİ FAKTÖRLER	24
2.4.3.1. FLEP AÇILMASI	24
2.4.3.2. SELF-DRİLLİNG VE SELF-TAPPİNG UYGULAMA	24

2.4.3.3. KLİNİSYENİN TECRÜBESİ	26
2.4.3.4. YERLEŞTİRME TORKU	27
2.4.3.5. UYGULAMA AÇISI	28
2.4.3.6. MONOKORTİKAL-BİKORTİKAL UYGULAMA	28
2.4.4. ANATOMİK LOKAL FAKTÖRLER	28
2.4.4.1. KORTİKAL KEMİK KALINLIĞI (KKK)	29
2.4.4.2. KEMİK YOĞUNLUĞU	31
2.4.4.3. SÜNGERİMSİ KEMİK YAPISI	32
2.4.4.4. YERLEŞTİRİLEN BÖLGE.....	32
2.4.4.5. YUMUŞAK DOKUNUN YAPISI	34
2.4.4.6. KOMŞU ORGANLARA YAKINLIK VE KÖK HASARI	34
2.4.5. MİNİ VİDA YÜKLEMESİ İLE İLGİLİ FAKTÖRLER.....	35
2.4.5.1. MİNİ VİDA YÜKLEME ZAMANLAMASI	35
2.4.5.2. UYGULANAN ORTODONTİK KUVVET MİKTARI	37
2.4.5.3. UYGULANAN ORTODONTİK KUVVETİN TİPİ.....	38
2.4.5.4. UYGULANAN ORTODONTİK KUVVETİN SÜRESİ	38
2.4.5.5. UYGULANAN ORTODONTİK KUVVETİN YÖNÜ	39
2.4.6. MİNİ VİDA BAŞARISINI ETKİLEYEN DİĞER FAKTÖRLER	40
2.4.6.1. ORTODONTİK ENDİKASYON	40
2.4.6.2. MİNİ VİDANIN BAKIMI	40
2.4.6.3. MİNİ VİDA MOBİLİTESİ	41
2.5. MİNİ VİDALAR VE OSSEOİNTEGRASYON KAVRAMI	41
2.7. PRİMER STABİLİTE İLE İLGİLİ ÇALIŞMALAR	42
2.7.1. MAKSİMUM YERLEŞTİRME TORKU (MYT) ÖLÇEN ÇALIŞMALAR	42
2.7.2. YERLEŞTİRME ANGULASYONUNU DEĞERLENDİREN ÇALIŞMALAR.....	46
2.7.3. KUVVET DİRENCİNİ (PULL-OUT VE/VEYA SHEAR TEST) ÖLÇEN ÇALIŞMALAR	47
2.7.4. MİNİ VİDALARIN GÖVDE FARKLILIKLARINI İNCELEYEN ÇALIŞMALAR.....	49
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	50
3.1. GEREÇLER	50
3.1.1. KEMİK MODELİ	50
3.1.2. MİNİ VİDALAR	51
3.1.3. MİNİ VİDA UYGULAMA VE ÇIKARMA TORNAVİDASI	52
3.1.4. MİNİ VİDA UYGULAMA SEHPASI VE AÇILI APARAT.....	53

3.1.5. TORK ÖLÇER TORNAVİDA	54
3.1.6. KUVVET TESTİ CİHAZI	54
3.2. YÖNTEM	55
3.2.1. KEMİK ÖRNEKLERİNİN SEÇİLMESİ VE HAZIRLANMASI	55
3.2.2. KEMİK ÖRNEKLERİNE MİNİ VİDALARIN YERLEŞTİRİLMESİ	57
3.2.3. MAKSİMUM YERLEŞTİRME TORKU DEĞERLERİNİN ÖLÇÜLMESİ.....	59
3.2.4. KUVVET DİRENCİ TESTİNİN UYGULANMASI VE DEĞERLERİN ÖLÇÜLMESİ..	60
3.3. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME	62
4.BULGULAR	63
4.1. YERLEŞTİRME TORKU İLE İLGİLİ BULGULAR	63
4.2. KUVVET DİRENCİ İLE İLGİLİ BULGULAR (PULL-OUT VE SHEAR TEST)	64
4.3. ABSO-ANCHOR KONİK VE ABSO-ANCHOR SİLİNDİRİK GRUPLARIYLA İLGİLİ BULGULAR.....	67
4.4. ABSO-ANCHOR SİLİNDİRİK VE DUAL-TOP SİLİNDİRİK GRUPLARIYLA İLGİLİ BULGULAR.....	69
5. TARTIŞMA.....	71
5.1. AMAÇ,GEREÇ VE YÖNTEMİN TARTIŞILMASI.....	71
5.2. BULGULARIN TARTIŞILMASI.....	75
5.2.1. YERLEŞTİRME TORKU İLE İLGİLİ BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ	75
5.2.2. PULL-OUT TEST SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ.....	77
5.2.3. SHEAR TEST SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ	79
5.2.4. ABSO-ANCHOR KONİK VE ABSO-ANCHOR SİLİNDİRİK GRUPLARI ARASINDAKİ GÖVDE FARKLILIĞININ DEĞERLENDİRİLMESİ	80
5.2.5. ABSO-ANCHOR (SİLİNDİRİK) VE DUAL-TOP (SİLİNDİRİK) MARKALARININ KARŞILAŞTIRILMASI.....	81
6. SONUÇLAR.....	82
7. KAYNAKLAR.....	83

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1: Mini Vidaların Yiv Yapılarının Şematik Görünümü. A: Simetrik yiv yapısı B: Asimetrik yiv yapısı C: Çift yiv yapısı.....	21
Şekil 2.2: Mini Vidaların Gövde Yapısı. A: Silindirik gövde yapısı B: Konik gövde yapısı.....	23
Şekil 3.1: Sığır Kalça Kemiğinden Elde Edilen Kemik Modelinin Üstten Görünümü.....	51
Şekil 3.2: Kemik Modelinin Yandan Görünümü.....	52
Şekil 3.3: Dual-Top Silindirik Mini Vida.....	52
Şekil 3.4: Abso-Anchor Silindirik Mini Vida.....	52
Şekil 3.5: Abso-Anchor Konik Mini Vida.....	52
Şekil 3.6: Dual-Top Mini Vidalar İçin Kullanılan Torna Vida	53
Şekil 3.7: Abso-Anchor Mini Vidalar İçin Kullanılan Torna Vida.....	53
Şekil 3.8: Açılı Aparatın Önden Görünümü.....	54
Şekil 3.9: Açılı Aparatın Yandan Görünümü.....	54
Şekil 3.10: Dijital Tork Ölçer Torna Vida (Checkline TSD 50, ABD).....	54
Şekil 3.11: Testometric Cihazı.....	55
Şekil 3.12: Motorlu Et Kemik Testeresi.....	56
Şekil 3.13: Elde Edilen Kemik Örnekleri.....	56
Şekil 3.14 : Metal Şablon.....	56
Şekil 3.15: Kemik Modellerin Akriliğe Gömülmeden Önceki Görünümü.....	57
Şekil 3.16: Kemik Modellerin Akriliğe Gömülmesi.....	57
Şekil 3.17: Akriliğe Gömülmüş Kemik Modelleri.....	57
Şekil 3.18: Maksimum Yerleştirme Torkunun Ölçülmesi (60° Yerleştirme Açısı).....	59
Şekil 3.19: Maksimum Yerleştirme Torkunun Ölçülmesi (90° Yerleştirme Açısı).....	60
Şekil 3.20: Testometric Cihazında Kuvvet Direnci Testinin Uygulanması.....	61
Şekil 3.21: A: Shear Test B: Pull-Out Test.....	62
Şekil 3.22: Kuvvet Direnci Testi Uygulanan Mini Vidaların Dağılımı.....	62

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No:</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1: Mini Vida Gruplarının Dağılımı.....	58
Tablo 4.1: Gruplarda Ayrı Ayrı Mini Vida Yerleştirme Açılarına Göre Yerleştirme Torkunun Değerlendirilmesi.....	63
Tablo 4.1a: Açık Gruplarının Post Hoc Değerlendirilmesi.....	63
Tablo 4.2: Gruplarda Ayrı Ayrı Mini Vida Yerleştirme Açılarına Göre Pull-Out Test Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	64
Tablo 4.2a: Açık Gruplarının Post Hoc Değerlendirilmesi.....	65
Tablo 4.3: Gruplarda Ayrı Ayrı Mini Vida Yerleştirme Açılarına Göre Shear Test Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	66
Tablo 4.3a: Açık Gruplarının Post Hoc Değerlendirilmesi.....	66
Tablo 4.4: Abso-Anchor Konik Ve Abso-Anchor Silindirik Gruplarının Karşılaştırılması..	67
Tablo 4.5: Abso-Anchor Silindirik Ve Dual-Top Silindirik Gruplarının Karşılaştırılması ..	69

SİMGELER ve KISALTMALAR

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

ÖZET

Ortodontik Mini Vidaların Angulasyonunun Ve Gövde Yapısının Primer Stabiliteye

Olan Etkisi: İn Vitro Çalışma

Bu in vitro çalışmanın amacı; 30°, 45°, 60° ve 90° de yerleştirilmiş üç farklı mini vidanın maksimum yerleştirme torkunu, pull-out ve shear kuvvet dayanımını ölçmek ve stabilitelerini karşılaştırmaktır.

Çalışmada 1,4×8 mm ebatlarında toplamda 216 tane titanyum, self-drilling mini vida (Abso-Anchor konik, Abso-Anchor silindirik, Dual-Top silindirik) kullanılmıştır. Her üç grup dört farklı açıda yerleştirilmiş ve maksimum yerleştirme torkları kaydedilmiştir. Daha sonra vidalara pull-out ve shear kuvvet testleri, vida başı 1,5 mm yer değiştirinceye kadar uygulanmış ve gösterdikleri kuvvet dayanımları Ncm cinsinden kaydedilmiştir. Veriler IBM SPSS programıyla analiz edilmiştir. İstatistiksel analizler; Kolmogorov-Smirnov, 1-way Anova, Tukey HDS ve Student t testleriyle yapılmıştır.

En fazla maksimum yerleştirme tork değeri ve kuvvet dayanımı, konik gövde yapısı ve 45° yerleştirme açısında görülmüştür. Abso-Anchor konik grubu primer stabilite yönünden diğer gruplardan daha başarılı bulunmuştur.

Çalışmanın sonuçlarına göre en iyi primer stabilite için konik gövde yapısı tavsiye edilmektedir. 45° yerleştirme açısı, aşırı eğimli veya dik açılara tercih edilmelidir.

Anahtar sözcükler: Maksimum yerleştirme torku, Pull-out, Shear, Primer stabilite

ABSTRACT

Effects Of Insertion Angle And Body Shape On The Stability Of Orthodontic Mini Screws: In Vitro Study

In this study, we aimed to analyze the maximum insertion torque (MIT), pull-out and shear strength of 3 different mini screws that inserted 30°, 45°, 60°, 90° and compare their stability.

The study consist of 216 self-drilling, 1,4×8 mm titanium mini screws (Abso-Anchor conical and cylindrical, Dual-Top cylindrical). Each three group were inserted at four different angles and MIT was recorded. Pull-out and shear force resistance values were measured and recorded until 1.5 mm displacement occurred. The data were analyzed with IBM SPSS program. Statistical analyses were conducted with Kolmogorov-Smirnov, 1-way Anova, Tukey HDS and Student t tests.

MIT and force resistance values of conical mini screws and the insertion angle of 45° were significantly higher than the other groups. Abso-Anchor conical group was the most resistant to failure.

To achieve the best primary stability, conical shape is advisable. The insertion angle of 45 is more favorable than excessive oblique or vertical angles.

Key Words: Maximum insertion torque, Pull-out, Shear, Primer Stability

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Ankraj kontrolü ortodontik tedavilerin başarısında önemli bir faktördür. Minimal hasta kooperasyonu ve maksimum ankraj kontrolü gerektiren ortodontik tedavi yöntemleri için artan ihtiyaç, implant teknolojisinin gelişmesine neden olmuştur. Mini vidaların küçük boyutlu olmaları, kolay uygulanmaları, kapsamlı cerrahi işlem gerektirmemeleri, alveol kemiğin birçok yerinde kullanılabilmeleri, yerleştirme sonrası immedat kuvvet uygulanabilmesi gibi avantajları bulunmaktadır. Mini vidalar ilk olarak Kanomi (1) tarafından bir olgu raporu ile tanıtılmıştır.

Mini vidaların başarı oranları tedavi sürecinin başarısıyla yakından ilgilidir. Literatürde birçok çalışmada mini vida başarısını etkileyen faktörler değerlendirilmiştir ve bunların en başında primer stabilite gelmektedir. Mini vidanın kemiğe yerleştirilmesinden hemen sonra elde edilen mekanik kilitlenme primer stabilizasyon olarak adlandırılmaktadır. Mini vida kayıplarının büyük bir çoğunluğu uygulama sonrası erken dönemde meydana gelir (2). Bu nedenle, primer stabilitenin artırılması mini vida başarısını olumlu yönde etkileyebilmektedir. Mini vida boyut ve dizaynı, kortikal kemiğin kalite ve kantitesi, yerleştirme torku, yerleştirme açısı, uygulama tekniği, yumuşak dokunun sağlığı gibi faktörler başlangıç stabilitesini etkilemektedir (3–6).

En yüksek başlangıç stabilitesinin sağlanması için mini vidaların kemik yüzeyine 60° -70° lik açı ile yerleştirilmesi gerekmektedir (7). Mini vidaların kök temas riskini azaltmak için ise posteriorda bazı bölgelerde kökler arası bölgeye uygulanacağı zaman 10° - 20° arasında distal yönde eğimlendirilmesi tavsiye edilmektedir (8).

Wilmes ve ark. (5) göre, mini vidaların yivinin çapı ve dizaynı primer stabiliteyi etkileyen faktörlerden biridir. Yerleştirilen bölgeye ve lokal kemik kalitesine bağlı olarak, konik tipteki mini vidaların silindirik mini vidalardan daha yüksek primer stabiliteye sahip oldukları belirtilmiştir.

Motoyoshi ve ark. (9) başlangıç yerleştirme tork değerlerinin mini vidanın klinik başarısı için önemli olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca yerleştirme torku düşük olduğu zaman mekanik tutuculuğunun yeterli olmadığını ve primer stabilizasyonun azaldığını

belirtmişlerdir. Yerleştirme torkunun en az 5 Ncm olması gerektiği, 20 Ncm'den yüksek olduğu zaman kemikte fazla sıkışmaya ve mikro hasarlara neden olduğu rapor edilmiştir.

Araghbidikashani ve ark. (10) yerleştirme açısının primer stabiliteye etkisini inceleyen çalışmalarında dört farklı açı (30°, 45°, 60°, 90°) kullanmış olup kuvvet direncini pull-out ve shear testleriyle ölçmüşlerdir. Buna göre pull-out testinde (vertikal kuvvet) en yüksek direnç 90° de bulunmuş ve oblik açılarda daha az primer stabiliteye rastlanılmıştır. Shear test sonucuna göre en yüksek direnç 45° de bulunmuştur.

Çalışmamızın amacı in-vitro ortamda farklı marka mini vidaları, farklı yerleştirme açısı ve gövde yapısı kullanılarak, yerleştirme torku, pull-out ve shear test sonuçlarını analiz etmek, stabilitelerini karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. ORTODONTİDE ANKRAJ

Başarılı bir ortodontik ve dentofasiyal ortopedik tedavide ankraj kontrolünün ve yeterli ankraj sağlanmasının önemi büyüktür. Newton'un 3. hareket kanunu etki-tepki prensibidir ve buna göre iki cismin karşılıklı etkisi daima eşit fakat zıt yöndedir. Ankraj istenmeyen diş hareketine karşı direnç olarak tanımlanmaktadır. Uygun ortodontik tedavi planlanmadığında reaktif kuvvetler, ortodontik yükler için sabit ankraj olarak düşünülen dişlerde istenmeyen hareketlenmelere neden olacaktır (11). Ankraj ünitesi olarak kullanılacak dişlerin harekete karşı direnç göstermesi, diğer dişlerin ise hareket etmesi planlanır. Diş hareketinin başlamasına neden olacak kuvvetin eşik değeri henüz net olarak tanımlanmamıştır (12) fakat çok düşük bir değer olduğu bilinmektedir (13). Örnek olarak; 4 gr'lık bir kuvvetin bile diş hareketine neden olduğu tespit edilmiştir (14). Bu prensip dikkate alındığında geniş kök yüzeyine sahip fazla sayıda diş, daha az kök yüzeyine sahip daha az sayıda diş hareket ettirmek için kullanıldığında bunun,

ankraj ünitesi olarak alınan dişlerin hareketini engellemek için yeterli olmadığı sonucu ortaya çıkmaktadır (15,16). Bu nedenle yeterli bir ankraj kontrolü için ilave ankraj arttırma yöntemlerine ihtiyaç vardır. Geleneksel olarak ağız dışı apareyler ve çeneler arası elastikler ilave ankraj arttırma yöntemleri olarak kullanılmaktadır (12). Bu yöntemler ankraj arttırmada etkili olmalarına rağmen, başarıları hasta kooperasyonuna dayanmaktadır. Geleneksel ankraj arttırma yöntemleri potansiyel olarak hareket etmeye hazır dişlere veya hasta kooperasyonuna dayanan enselik veya elastik kullanımına dayandığı için hiçbir zaman ideali yakalayamamıştır. Bunlara ek olarak dudak tamponu, nance apareyi gibi ankraj arttırmada kullanılan birçok aparey hastalar açısından kullanışsız, rahatsız edici, zahmetli olmakla beraber hijyenik de değildir (17). Sonuç olarak ortodontik ankraj kontrolü hasta uyumuna bağlanmıştır. Böyle bir uyumun değişken ve çelişkili doğası yüzünden (18), ortodontistler sık sık ankraj olarak alınan dişlerin ark içi ve arklar arası istenmeyen resiprokal hareketleri ile karşılaşmaktadır.

2.2. İSKELETSEL ANKRAJ

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

2.2.1. İSKELETSEL ANKRAJ TARİHÇESİ

Gainsforth ve Higley (15), 1945 yılında gerçekleştirdikleri çalışmalarında köpekler üzerinde dişsel hareket ve mandibula üzerinde çekme kuvveti oluşturmak için vitallium vidaları ankraj amaçlı olarak kullanmışlardır. Branemark ve ark. (19) 1969 yılında

osseointegre olan dental implantları tanıtmışlardır. Okluzal kuvvetler karşısında stabil kalan bu vidalar, hasta kooperasyonundan bağımsız sağlam ankraj arayışı içerisinde olan ortodontistlerin dikkatini çekmiştir. Creekmore ve Eklund (20) 1983 yılında yaptıkları çalışmalarında, maksiller kesicileri intrüze etme amacıyla nazal kavite alt hizasına yerleştirilen kemik içi vidalardan destek sağlamışlardır ve bu vidaların iskeletsel ankraj amacı ile kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Daha sonraları retromolar implantlar Robert ve ark. (21) tarafından, palatal implantlar ise Wehrbein ve Merz (22) tarafından ankraj amaçlı uygulanıp literatürdeki yerlerini almışlardır. 1995 yılında ise Block ve Hoffman (23) ortodontik amaçlı onplantları tanıtmışlardır.

Ortodontik uygulamaya özel olarak dizayn edilmiş ilk mini implant Kanomi (1) tarafından 1997 yılında bir olgu raporu ile tanıtılmıştır. Kanomi (1) 1,2 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda mini implantlar uyguladığı intrüzyon vakasında, 4 aylık süre zarfında 6 mm'lik alt keser intrüzyonu sağlamıştır. Bu gelişmeyi takiben, Costa ve ark. (24) 1998 yılında mini vida dizaynına ilave tasarım ekleyerek, direkt ve indirekt ankraj sağlayabilecek braket başlı mini vida çalışmalarını bir olgu raporu ile sunmuşlardır.

Umemori ve ark. (25) ise 1999 yılında yayınladıkları makalede, ön açık kapanışı olan bir hastanın mini plak ankraji ile sağlanan tedavisini vaka raporu olarak sunmuşlardır. Mini plaklar ilerleyen zamanlarda farklı tasarımlarla geliştirilmiş, mini plakların uygulandığı diş veya diş grubunun intrüzyonu, şiddetli Sınıf II malokluzyon ve açık kapanış düzeltimi gibi olgu raporları literatürdeki yerlerini almıştır (26–30).

2.2.2. MİNİ VİDA İLE İSKELETSEL ANKRAJ

Mini vidalar ilk defa Kanomi (1) tarafından bir olgu raporu ile tanıtılmıştır. Bu aygıtlar oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan vidaların değişik bir versiyonu olup, değişik boy ve çapta bulunabilirler. Dental implantlar ile karşılaştırıldıklarında küçük boyut, uygulama sahası fazlalığı, kolay uygulanabilme, tedavi sonunda kolay çıkarılabilme ve daha ucuz olma gibi avantajları vardır. Osseointegre olmaları beklenmez, stabilitelelerini mekanik kilitlenmeden alırlar (3).

Ortodontik tedavilerde amaç istenmeyen diş hareketleri gibi olumsuz yan etkiler oluşturmaktan hedeflenen diş hareketlerinin gerçekleştirilmesidir. Bu açıdan değerlendirildiğinde, genel tanımla geçici iskeletsel ankraj aygıtları olarak tanıtılan mini vidalar, son yıllarda ortodontistlerin tedavi yaklaşımlarında büyük değişiklikler ve gelişmelere neden olmuştur. Mini vidalar oral kavite içerisinde birçok bölgeye uygulanabilme ile beraber ortodontiste istenen diş hareketlerinin elde edilmesinde hasta kooperasyonu gerektirmeden mutlak ankraj sağlarlar. Mini vidalardan destek alınarak protraksiyon, retraksiyon, intrüzyon, ekstrüzyon, molar dikleştirme hareketleri ve dişlerin indirek ankraj amacı ile stabilizasyonu sağlanabilmektedir (3,31–35).

2.3. MİNİ VİDA BAŞARISI NEDİR?

Şu ana kadar yapılan çalışmalarda “mini vida başarısı” değerlendirilmesinde standardizasyon oluşturulamamış ve birçok farklı kriter kullanılmıştır. Mini vida başarısı oranı çoğu çalışmada ortalama %80’den fazla bulunmuştur (36–38). Ancak bu oran %0 ve %100 aralığında değişim göstermektedir. Bu değişkenlik mini vida mobilitesi, süre, çalışma dizaynı, metodoloji farklılığı ve değişkenlerin kontrolündeki eksiklikler gibi faktörlerden kaynaklanmaktadır (38).

2.4. MİNİ VİDA BAŞARISINI ETKİLEYEN FAKTÖRLER

2.4.1. MİNİ VİDA İLE İLGİLİ FAKTÖRLER

2.4.1.1. MİNİ VİDA ÇAPI

Mini vida stabilitesi, kortikal kemik ile temasta olan mini vida yüzey alanı ile doğru orantılıdır. Mini vida çapının artması kortikal kemik ile temasta olan mini vida yüzey alanını arttırarak, stabilizeyi arttırmaktadır (9,39). Çalışmalarda kullanılan mini vida çapları genellikle 1,0 mm ve 2,3 mm arasında değişmektedir. Başarılı mini vida

uygulamaları için vida çapının en az 1,5 mm olması gerektiği belirtilmiştir (40–42). Liu ve ark. (43) mini vida çapının mini vida stabilitesinde majör faktör olduğunu, çap arttıkça mini vidanın kuvvetlere bağlı yer değiştirmesinin ve mini vida etrafındaki kemikte oluşan stresin azaldığını bildirmişlerdir.

Miyawaki ve ark. (3) 1,5 mm ve 2,3 mm çaplı mini vidaların başarı oranlarının aynı olduğunu ve 1,0 mm çapındaki mini vidalardan anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Aynı şekilde domuz iliak kemiğinde yapılan in-vitro çalışmalar da mini vida çapı ve mini vida stabilitesi arasında sıkı bir bağlantı olduğunu göstermektedir. Bu çalışmalarda geniş çaplı mini vidalar için daha yüksek stabilite değerleri rapor edilmesine rağmen mini vida çap seçiminde yerleştirme için gereken alanın yeterliği ve kök teması gibi faktörlerin değerlendirilmesi gerektiği yazarlar tarafından belirtilmiştir (5,6). Diğer yandan düşük çapta mini vida uygulaması kök teması riskini azaltma açısından avantajlı olsa da mini vida kırılma riskini arttırmaktadır (40,42,44). Düşük çapta mini vidaların uygulaması sırasında kırılma riskini azaltmak için kortikal kemiğin kalın olduğu bölgelerde rehber delik uygulaması tavsiye edilmektedir (31,40) .

2.4.1.2. MİNİ VİDANIN UZUNLUĞU

Ortodontik tedavilerde kullanılan mini vida uzunlukları 4-12 mm arasında değişmektedir. Uygulanacak mini vidanın uzunluğu mukoza kalınlığına, uygulama açısına, komşu yapıların yakınlığına ve kemik kalitesine göre belirlenir (31,45–47). Örneğin palatal bölge gibi kalın mukozaya sahip olan bölgelerde uygulanan kısa mini vidalar kaybedilebilmektedir. Bunun nedeni bu bölgedeki kalın mukoza yapısı nedeni ile kemik içerisinde bulunan mini vida uzunluğunun yetersiz kalmasıdır. Bu nedenle bu bölgede uzun mini vidaların kullanımı tavsiye edilmektedir (45,48–50).

Chen ve ark. (51) mini vida uzunluğu ile mini vida stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarında; 1,2 mm çapında 6 mm ve 8 mm uzunluğundaki mini vidaları karşılaştırmışlardır. Çalışmada 59 adet mini vida 29 hastaya ortodontik ankraj amaçlı uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre 8 mm uzunluğundaki mini vidaların

başarı oranı, 6 mm uzunluğundaki mini vidalara göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Benzer şekilde Lim ve ark. (52) tarafından yapılan diğer bir çalışmada, mini vida uzunluğunun artması ile daha yüksek yerleştirme tork değerleri gözlenmiş ve uzunluğun artması ile daha yüksek stabilite sağlanabileceği belirtilmiştir.

Bu çalışmaların sonuçlarından farklı olarak; Miyawaki ve ark. (3) en az 5 mm boyundaki mini vidalarda, mini vida stabilitesinin vida uzunluğundan etkilenmediğini rapor etmişlerdir. Literatürde, şu ana kadar uygulanan en kısa vida bir hayvan çalışmasında kullanılmıştır ve 3 mm'dir (53). Bu çalışmada kullanılan hayvanlarla ilgili olağandışı durumlar çıkarıldığında, sonuç olarak 3 mm ve 6 mm uzunluktaki mini vidaların başarı oranlarının istatistiksel bir fark ortaya çıkarmadığı görülmüştür. Ancak, tüm kortikal kemiğin her iki uzunluktaki mini vida tarafından geçilmesi gerekmektedir (53).

2.4.1.3. MİNİ VİDANIN YİV YAPISI

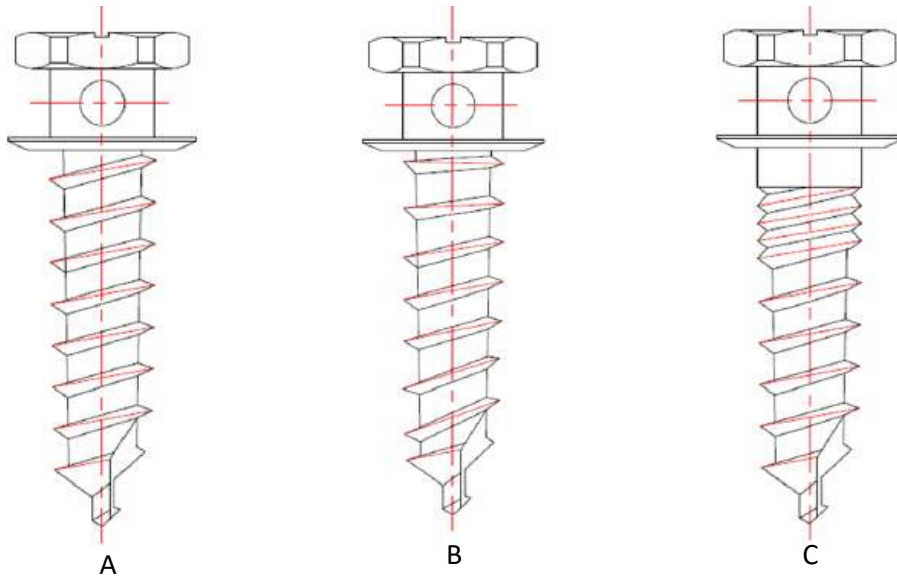
Vida, mekanik avantaj sağlarken rotasyonel hareketi gövdesel harekete çeviren basit bir cihaz olarak tanımlanmaktadır. Yaygın olarak kullanılan vidalar; baş, gövde ve yiv kısımları olmak üzere 3 bölümden oluşmaktadır. Yivler gövdeyi sarmaktadır. Vidanın çapı gövdeden ölçülürse vidanın iç çapı, yivlerden ölçülürse vidanın dış çapı elde edilmiş olur. Komşu iki yiv arasındaki vertikal mesafeye 'pitch' denir.

Mini vida yiv yapıları çeşitli varyasyonlar gösterip simetrik veya asimetrik kesime sahip olabilmektedir (Şekil 2.1). Simetrik kesimde yiv yapısı vida ucundan vida boynuna kadar simetrik olarak birbirine paralel seyrederek. Asimetrik kesime sahip yiv yapısı (örn. vida ucundan 45° ile başlayıp, boyun kısmında 90° ile sonlanan yiv yapısı), uygulamada kolaylık sağlarken çıkarma yönündeki zorlamalara karşı da engelleyici rol oynar (42).

Yivler arası mesafe, dolayısıyla yiv yapısı ve sayısı ile vida boyunca paralel seyreden oluk açılması stabiliteyi etkileyebilmektedir (54). Vida boyunca açılan oluk vidalama sırasında oluşan kemik talaşlarını uzaklaştırma görevi görmektedir. Bir çalışmaya göre oluk sayısı ve uzunluğu arttıkça, kemik hasarında artış ve uygulama torkunda azalma gözlenmiştir (55). Buna karşılık, mini vidalar ile yapılan başka bir

çalışma oluklu yapının hem uygulama torkunu hem de sıyrıp çıkarma dirençlerini arttırdığını ortaya koymaktadır (54). Oluklu vidaların daha yüksek uygulama torku göstermeleri yivler arasında biriken ve sıkışan kemik talaşları sayesinde artmış sürtünmeye bağlanmıştır (54,55). Vidalama işlemi el ile sürekli olmayan bir şekilde yapıldığından, çevirme aralarında kemik yapısı vida oluğu içinde yerleşebilir (56). Bu nedenle, çevirmeye tekrar başlandığında daha fazla kuvvet uygulamak gerekebilir (56,57). Ayrıca yiv eğimlerinin azalması sıyrıp çıkarmaya karşı olan direnci arttırmaktadır (54). Bunu sağlayan unsur vida - kemik ara yüzeyinde artmış olan sürtünmedir (57). Mini vida yiv yapısının bir özelliği de derinliğidir. Daha derin yiv yapısına sahip vida tipi implantlar daha iyi primer stabilite gösterirler (58).

Mini vidalarda kullanılan diğer bir yiv yapısı da çift yivli yapıdır. Çift yivli yapıya sahip mini vidalar kendi içlerinde simetrik iki farklı yiv yapısına sahiplerdir. Bu özelliğe sahip mini vidaların, normal yiv yapısına sahip olanlara göre daha yüksek çıkarma torku ve daha iyi mekanik stabilite gösterdikleri açıklanmıştır (59).



Şekil 2.1: Mini vidaların yiv yapılarının şematik görünümü. A: Simetrik yiv yapısı. B: Asimetrik yiv yapısı C: Çift yiv yapısı

2.4.1.4. MİNİ VİDALARIN YÜZEY ÖZELLİKLERİ

Mini vidalar yivli yapıya sahiptir ve piyasada bulunanların büyük bir çoğunluğunun yüzeylerine pürüzlendirici herhangi bir işlem yapılmamıştır. Ancak daha pahalı olmasına rağmen yüzeyi asitlenmiş ve bu kısımlara ısı ve basınçla maden parçaları yapıştırılmış (SLA= sand-blasted, large-grit and acid etched surface) mini implantlar da tercih edilebilmektedir.

SLA yüzeyli ve normal yüzeyli mini vidalar karşılaştırıldıklarında, SLA yüzeyli olanların diğerlerinden daha yüksek çıkarma tork değerlerine sahip oldukları ve vida etrafında yeni kemik oluşumu gösterdikleri açıklanmıştır (60). Ayrıca Lee ve ark. (2) SLA yüzeyli mini vidaların hem erken dönemde hem de osseointegrasyon sonrası artmış stabilite gösterdiklerini ve bu mini vidalar ile çeşitli ortodontik kuvvetlerin uygulanabileceğini açıklamışlardır. Başarı kriteri açısından bakıldığında ise yapılan bazı çalışmalarda vida yüzey karakteristiklerinin erken yüklemde mini vida başarısını etkilemediği gösterilmiştir (61,62).

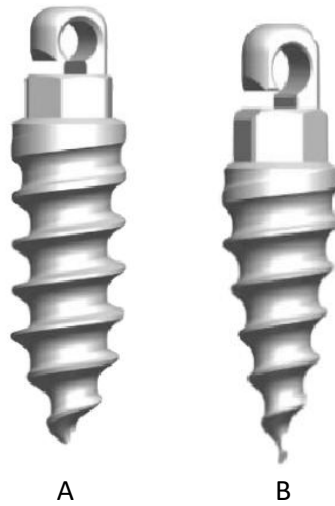
Ortodontik kuvvetler altında yüzeyi işlem görmüş olan implantların, yivli implantlara göre daha iyi “yeniden kemik şekillenmesi” yapabildiği gösterilmiştir (63). İşlenmiş yüzeyli implantların yüzey özelliğinden dolayı, implant yüzeyinde üç boyutlu kemik teması sağlanabilir. Bu sayede, düz yüzeyli ve yivli olanlara göre daha kısa boydaki SLA implantlar, ortodontik kuvvetler altında osseointegre olarak kalabilirler (63).

2.4.1.5. MİNİ VİDANIN ŞEKLİ

Mini vidaların gövdesi maksimum stabilite sağlanabilmesine ve vidanın kemik içine kolayca yerleştirilmesine imkân sağlayacak şekilde tasarlanmalıdır. Vidanın şekli konik veya silindirik olabilir (Şekil 2.2). Silindirik vidanın çapı vida ucunda çok az bir kısım hariç vida boyunca aynıdır. Konik vidanın ise en kalın kısmı ile en ince kısmı arasında ortalama 0,3 - 0,4 mm fark vardır. Bu nedenle konik implantlar, silindirik olanlara göre % 20 - % 30 daha az yüzey alanına sahiptir (64). Bu durum, total kemik ile olan yüzey alanı temasını azaltır ve dental implantlar için stabiliteyi olumsuz etkileyebilir (65).

Ancak, mini vida söz konusu olduğunda, konik yapı ile daha sıkı kortikal kemik teması elde edilmekte ve daha iyi primer stabilite sağlanmaktadır (5,66). Bunun yanı sıra, eğer kökler arası mesafe 2,5 – 3,5 mm arasında ise kök hasarı riskini azaltmak için kökler arasına gittikçe incelen ve hasar riskini azaltan konik vida tercih edilmelidir (42,67).

Cha ve ark. (68) 2008 yılında yaptıkları hayvan çalışmasında mini vidaların primer ve sekonder stabilitelerini incelemişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre, her ne kadar konik mini vidalar silindirik olanlardan daha iyi primer stabilite gösterse de sekonder stabilite açısından her iki yapının bir fark oluşturmadığı ortaya konmuştur. Yükleme altında ise 3 hafta sonra konik mini vidalar daha fazla MÇT gösterirken, 12. haftada konik ve silindirik olanlar arasında MÇT farkı gözlenmemiştir. Klinik olarak, bir diş veya diş grubu hareketi için ihtiyaç duyulan süre düşünülürse silindirik yapının bir dezavantaj oluşturmadığı görülmektedir. Carano ve ark. (42) ise silindirik mini vidaların konik mini vidalara göre daha üstün mekanik özellikler taşıdığını belirtmiştir.



Şekil 2.2: Mini vidaların gövde yapısı. A: Silindirik gövde yapısı B: Konik gövde yapısı

2.4.1.6. MİNİ VİDANIN ÜRETİLDİĞİ MATERYAL

Mini vidalar çoğunlukla titanyum alaşımlarından üretilmektedir. Paslanmaz çelikten üretilen mini vidalar, titanyumdan üretilenlere göre kırılmaya karşı daha dirençlidir (42). Ancak genel özellikleri değerlendirildiğinde titanyum daha üstündür (69). Daha elastik olması (düşük elastik katsayı) ve canlı dokular ile daha iyi bütünleşmesi sayesinde daha üstün mekanik fiksasyon imkanı sağlamaktadır (69).

2.4.2. HASTA İLE İLGİLİ FAKTÖRLER

2.4.2.1. CİNSİYET

Hasta ile ilgili etkenlerden cinsiyet faktörü incelendiğinde, çalışmalara dahil edilen hastaların çoğunun kız hasta olduğu görülmektedir. Cinsiyet ve başarı ilişkisi çoğu mini vida çalışmasında değerlendirilmemiştir (9,46,50,70,71). Lee ve ark. (2) 141 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada cinsiyetin mini vida başarısında etkili olmadığı sonucuna varmışlardır. CT kullanılan başka bir çalışmada ise, üst birinci büyük azının mezialindeki atake dişindeki kortikal kemiğin kızlarda daha ince olduğu bulunmuştur (72). Kortikal kemik kalınlığı (KKK) stabilizeyi etkilemektedir ancak tomografi çalışmasında ortaya konan durumun henüz hiçbir çalışmada başarı oranına yansıdığı görülmemiştir.

2.4.2.2. YAŞ

Mini vida ile ilgili yapılan çoğu çalışmada hastalar geniş yaş aralığına sahiptirler. Motoyoshi ve ark. (34) yaptıkları bir çalışmada erken yükleme yapılan mini vidaların erişkinlerde genç erişkinlere göre daha başarılı olduklarını göstermişlerdir. Bu bulgu, genç erişkinlerdeki kemik yoğunluğunun erken yüklemede ortodontik kuvvetlere karşı yetersiz kalabileceğini göstermektedir. Lee ve ark. (2) 2010 yılında 141 hasta üzerinde yaptıkları çalışma sonucunda; yerleştirilen bölge, klinisyen farkı, cinsiyet ve oral hijyen gibi faktörlerin mini vida başarı oranlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark

oluşturmadığını belirtmişlerdir. Ancak 20 yaşından daha küçük hastalara yerleştirilen mini vidaların özellikle erken dönemdeki kayıplarına işaret etmişler ve bu hastalarda daha dikkatli çalışılmasını önermişlerdir (2).

2.4.2.3. SİSTEMİK HASTALIKLAR

Sistemik hastalıklar ve mini vida başarısı ile ilgili olarak osteoporoz, kontrol altına alınamayan diyabet, periodontal hastalık, sigara ve bifosfonatlar gibi ilaçların kullanımı klasik dental implantlar için risk faktörü olarak değerlendirilir (70,73). Bu tür hastalar için mini vida uygulamasında daha uzun iyileşme dönemi olduğunun bilinmesi ve olguya özel yükleme protokollerinin oluşturulması tavsiye edilmiştir (73).

2.4.3. CERRAHİ UYGULAMA İLE İLGİLİ FAKTÖRLER

2.4.3.1. FLEP AÇILMASI

Flepli ve flepsiz mini vida uygulama prosedürlerinin karşılaştırıldığı çalışmalar farklı sonuçlar sergilemektedir. Bazı çalışmalarda her iki uygulama ile benzer başarı oranları bulunmuştur (3,50). Ancak 2007 yılında Kuroda ve ark.'nın (46) hastalarına 116 mini vida uygulayarak yaptıkları çalışmada, flepsiz uygulamanın daha başarılı olduğu ve hastaların uygulama sonrası daha az ağrı ve rahatsızlık hissi bildirdikleri rapor edilmiştir.

2.4.3.2. SELF-DRILLİNG VE SELF-TAPPING UYGULAMA

Mini vida yerleştirilmesinde self-drilling (drill-free) ve self-tapping (drilling) olmak üzere iki yöntem bulunmaktadır. Self-tapping (drilling) yönteminde öncelikle yumuşak dokuda bir delik açılır veya küçük bir insizyon yapılır, yuvarlak bir frezle kortikal kemiğe

girilir, düşük turla çalışan pilot delici vasıtasıyla mini vidanın yerleşeceği rehber delik hazırlanır. Mini vida el aleti veya düşük torklu bir döner aletle saat yönünde döndürülerek yerleştirilir. Self-drilling yöntemde ise mini vidanın kesici ucu uygunsa rehber delik açma işlemi olmadan direkt olarak el aletiyle saat yönünde döndürülerek mini vida yerleştirilir (74).

Self- drilling teknikte daha sıkı kemik-mini vida teması ve daha yüksek başlangıç stabilitesine bağlı olarak daha fazla başarı oranı vardır. Yavaş ve daha kontrollü yerleştirmeye bağlı olarak kök hasar riskinde azalmalar tekniğin diğer bir avantajı olarak sayılmaktadır (74–76). Self-drilling tekniğin dezavantajı ise kortikal kemiğin kalın ve yoğun olduğu bölgelerde yerleştirme sırasında mini vida kırılma riskinin yüksek olmasıdır. Bu bölgelerde, self-drilling özelliğe sahip bir mini vidayı yerleştirmek için uygulanan yüksek basınç yerleştirme torkunda artışlara neden olmaktadır. Araştırmacılar, avantajlarına rağmen bu bölgelerde self-drilling mini vidaların uygulanmasını tavsiye etmemektedir (74–77).

Mandibulanın posterior kısmında bulunan yoğun ve kalın kortikal kemik nedeni ile bu bölgelerde rehber delik açılarak gerçekleştirilen self-tapping yönteminin tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (76,78). Ayrıca mini vidanın kırılmasına neden olmamak için yerleştirme safhasında tork kontrollü tornavidalar önerilmiştir (61).

Kim ve ark. (79) köpekler üzerinde yaptıkları çalışmada, 1,6 mm çapındaki self-drilling ve self-tapping ortodontik mini vidaları karşılaştırmışlardır. Çalışmada mini vida yerleşiminden 1 hafta sonra vidalara 200 gr - 300 gr kuvvet uygulanmıştır ve 11 hafta sonunda self-drilling grupta kemik-vida temasının, vida etrafındaki kemik iyileşmesinin ve başlangıç stabilitesinin daha iyi olduğu gözlenmiştir. Çehreli ve Özçırpıcı (80) sığır kalça kemiği üzerinde yaptıkları histomorfometrik çalışmada self-drilling mini vidaların etrafında self-tapping mini vidalara göre daha fazla kemik-vida teması gözlemlemişlerdir. Chen ve ark. (76) köpekler üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmada benzer sonuçlar rapor etmişlerdir. Çalışmada 1,3 mm çap ve 7 mm uzunluktaki mini vidalar kullanılmıştır ve 200 gr kuvvet hemen uygulanmıştır. Yazarlar toplam 56 mini vida kullanılarak gerçekleştirilen bu histolojik çalışmada iki yöntemi karşılaştırmışlar,

self-drilling yöntemdeki başarı oranını (%93) self-tapping yöntemine göre (%86) daha fazla bulmuşlardır.

Mini vida uygulama öncesi kemiğin kortikal kısmını zayıflatmak ve dolayısı ile mini vida kırılma riskini azaltmak için kemiğin kortikal kısmına açılan rehber deliğin uygun derinlikte açılması gerekmektedir (6). Oral kavite içerisinde mini vida uygulamaya elverişli olan ve 3 mm'lik kortikal kalınlık ile en yüksek kortikal kemik kalınlığı (KKK) olan bölge angulus mandibula bölgesidir (81). Buna bağlı olarak mini vida uygulamaları öncesi 3 mm derinlikte rehber delik açılması, herhangi bir mini vida uygulama bölgesinde vidanın kortikal tabakaya tamamen penetre edildiği konusunda kesinlik sağlayacaktır (6).

Çapı, mini vida çapının %82 - %85'i büyüklüğünde olacak şekilde genişletilen rehber deliklerin, mini vida stabilitesinde olumsuz değişiklik oluşturmayacağı bazı çalışmalarda belirtilmiştir (82,83). Uemura ve ark. (84) ise yeterli stabilitenin elde edilebilmesi için rehber delik çapının, mini vida çapının %69 – %77'si büyüklüğünde olması gerektiğini belirtmişlerdir. Park ve ark. (70) 1,2 mm çapındaki mini vidalar için 0,9 mm çapında rehber delik açtıkları çalışmalarında, %91,6 mini vida başarı oranı elde etmişlerdir. Chen ve ark. (36) çapı, mini vida çapından 0,2 mm - 0,5 mm daha düşük olan rehber delik uygulamalarını tavsiye etmişlerdir. Rehber delik çapı ile mini vida stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceleyen diğer çalışmalarda, rehber delik çapının artmasının, yerleştirme tork değerini azalttığı ve başlangıç stabilitesini olumsuz olarak etkilediği belirtilmiştir (6,85).

2.4.3.3. KLİNİSYENİN TECRÜBESİ

Dental implant çalışmaları implantın atravmatik bir şekilde yerleştirilmesinin implant başarısı için anahtar faktör olduğunu göstermektedir (37). Aşırı cerrahi travma ve termal hasar, osteonekroz ve implantın fibröz kapsülle sarılmasına neden olabilmektedir (86). Klinik tecrübenin artmasına paralel olarak mini vida başarı oranının artacağı yapılan çalışmalar ile gösterilmiştir (50,87,88).

2.4.3.4. YERLEŞTİRME TORKU

Mini vida ile ilgili yapılmış olan klinik çalışmalar yerleştirme torkunun mini vida başarısını etkilediğini ortaya koymuştur (9,34,61,71). Motoyoshi ve ark. (9) 1,6 mm çapında mini vida için uygun yerleştirme torkunun 5 - 10 Ncm arasında olması gerektiğini, daha yüksek tork değerlerinin mini vida başarısını olumsuz yönde etkilediğini belirtmiştir. Yerleştirme torku ve yaş faktörünün incelendiği başka bir çalışmada st çenede 5 - 10 Ncm uygulama torku ile erken yükleme yapılmış genç eriőkin grubunda diğer gruplara oranla daha fazla baőari bulunmuştur (34). 1,4 - 2,0 mm arasında değer őkaplarda normal yüzeyli mini vida ve SLA yüzey özellikli mini-implantların kullanıldığı diğer bir çalışmada ise mini vida başarısı için 15 Ncm üzerinde tork uygulamasının gerekli olduğunu sonucuna ulaőılmıőtır (61). Başka bir çalışmada ise 8-10 Ncm uygulama torkunun ideal olduğu, daha fazla veya az őiddetteki uygulamaların baőari oranını azalttığı savunulmuőtur (71). Chen ve ark. (76) rehber delik hazırlayarak uyguladıkları 1,3 mm çaplı vidalarda (st çene ort. 3,5 Ncm, alt çene ort. 7,4 Ncm) rehber delik hazırlamadan uyguladıklarına (st çene ort. 5,6 Ncm, alt çene ort. 8,7 Ncm) göre daha az yerleştirme torku kaydetmiőtlerdir. Schon ve ark. (89) da benzer sonuçları hastalarında gzlemlemiőtlerdir. 23 Ncm ve üzerindeki uygulama torklarında mini vida kırılmaları görülmektedir (6). Bu nedenle mini vida uygulama torkları 20 Ncm zerine çıkmamalıdır (6).

İmplant ve mini vidaların çıkarma torkları da birçok çalışmada analiz edilmiştir. İmplant yüzeyi ve kemik kontağının histomorfometrik incelemesi sonuçları ile çıkarma tork değerleri arasında bir ilişki olduğu ortaya konmuştur (76). İmplant yüzeyinin kemik ile olan kontağı arttıķa çıkarma torku değerleri de artmaktadır.

2.4.3.5. UYGULAMA AÇISI

Kortikal kemikten alınan desteği arttırmak ve diş kökleri, sinirler, damarlar gibi biyolojik oluşumlara gelebilecek biyolojik hasarı önlemek için mini vidalar değişik açılarda yerleştirilebilirler (34,70). Kök teması riskini azaltmak için mini vidaların üst çenede arka bölgede dişin uzun eksenine ile 30° - 40° , alt çenede arka bölgede ise 10° - 20° açı ile uygulanması önerilmiştir (90). Kim ve ark.'nın (91) 2009 yılında yaptıkları bir çalışmada ise, üst çene arka bölgede mini vidaların güvenli bir şekilde yerleştirilmesi için mine – sement sınırından 2 - 4 mm uzaktan ve dişin uzun eksenine ile 45° 'den daha az açı yapacak şekilde uygulanması önerilmektedir. Park ve ark. (8) da 2010 yılında yayınlanan çalışmalarında mini vida uygulamasında meziodistal açıldırmaı araştırmışlardır. Mini vidanın distale 10° - 20° açıldırılması ve kontak noktasının 0,5 – 2,7 mm daha distalinden uygulanması önerilmiştir.

2.4.3.6. MONOKORTİKAL-BİKORTİKAL UYGULAMA

Mini vidalar uygulama kolaylığından dolayı çoğunlukla monokortikal olarak uygulanırlar. Buna karşılık yapılan bazı çalışmalar bikortikal uygulamanın mini vidanın kuvvetlere karşı olan direncini arttırdığını göstermiştir (4,92). Bu çalışmalara ek olarak alt çene büyük azıların öne hareket ettirilerek çekim boşluğunun kapatıldığı olgu raporunda, bikortikal uygulanan mini vida sayesinde, uygulanan ortodontik kuvvet hareket ettirilecek diş veya diş grubunun direnç merkezinden geçecek şekilde ayarlanabilmiş, bikortikal uygulamanın bir avantajı olarak literatürdeki yerini almıştır (93).

2.4.4. ANATOMİK LOKAL FAKTÖRLER

Mini vida başarısını etkileyen lokal faktörler; kortikal kemik kalınlığı (KKK) ve kortikal kemik kalitesi, süngerimsi kemik yapısı, yerleştirilen bölge, yumuşak doku özellikleri ve mini vidanın komşu organlara olan yakınlığıdır. Mini vidaların yerleştirildikleri bölgelerdeki KKK ve kökler arası mesafe ölçümleri kadavra kemiklerinde kesi yapılarak

(94) , hastalardan üç boyutlu görüntüler alınarak (67,72,91,95–97) ve kadavra üst çene ve alt çenelerinden üç boyutlu görüntüler alınarak yapılmıştır (94,98–100). Yumuşak doku kalınlıkları ise ultrasonik cihaz kullanılarak değerlendirilmiştir (101).

2.4.4.1. KORTİKAL KEMİK KALINLIĞI (KKK)

Mini vidaların başlangıç stabilitesi, kemik ile mini vida arasında yerleştirmeden sonra meydana gelen mekanik kilitlenme ile sağlanmaktadır. Bu bakımdan, yerleştirilen bölgedeki KKK mini vida stabilitesi için anahtar faktördür ve kortikal kemik desteği mini vida başarısında oldukça önemli bir yere sahiptir (71,95). Kortikal kemik, altında bulunan süngerimsi kemiğe göre daha fazla yük taşıma kapasitesine sahiptir. Ayrıca kortikal kemiğin, süngerimsi kemik ile karşılaştırıldığında daha yüksek elastisite modülü, daha fazla dayanıklılık ve deformasyona daha dirençli olma gibi belirgin avantajları mevcuttur (95,102,103). Daha kalın kortikal kemikte daha iyi başlangıç stabilitesinin sağlandığı çeşitli çalışmalarda ortaya konmuştur (6,104).

Maksilla ve mandibulada alveoler bölge ve maksilla sert damak bölgesindeki KKK literatürde birçok çalışmada incelenmiştir (72,95,98,99,105–107).

Ono ve ark. (72) yaptıkları çalışmada, mini vida uygulanacak olan 43 hastanın maksilla ve mandibulasındaki posterior alveoler bölgedeki kortikal KKK'nı, bilgisayarlı tomografik analizler ile incelemişlerdir. Çalışmada KKK, okluzal düzleme paralel olacak şekilde 1 mm aralıklarla alveoler çıkıntının 15 mm altına kadar ölçülmüştür. Maksilladaki KKK 1,09 mm – 2,12 mm arasında tespit edilirken, mandibuladaki KKK ortalama 1,59 mm – 3,03 mm arasındaki değerlerde ölçülmüştür. Maksillada 1. moların mezialindeki KKK'nın 1,09 mm – 1,62 mm arasındaki değerlerde olduğu, mandibulada 1. moların mezialindeki KKK'nın 1,59 mm – 2,66 mm arasındaki değerlerde olduğu rapor edilmiştir.

Deguchi ve ark. (95) maksilla ve mandibulada 1. moların mezialindeki, distalindeki ve 2. moların distalindeki KKK'nı bilgisayarlı tomografik analizler ile incelemişlerdir. Çalışmanın bulgularında, maksillada bukkal bölgede okluzal seviyede 1. moların mezialindeki KKK ortalama 1,8 mm $\pm$ 0,6 mm, 1. moların distalindeki KKK ortalama 1,5

mm $\pm$ 0,5 mm, 2. moların distalindeki KKK ortalama 1,3 mm $\pm$ 0,5 mm olarak rapor edilmiştir. Mandibulada, bukkal bölgede okluzal seviyede 1. moların mezialindeki KKK ortalama 1,9 mm $\pm$ 0,6 mm, 1. moların distalindeki KKK 2 mm $\pm$ 0,6 mm, 2. moların distalindeki KKK 1,9 mm $\pm$ 0,7 mm olarak belirlenmiştir. Çalışmada mandibulada belirlenen KKK değerlerinin, maksilladaki değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu belirtilmiştir. Ayrıca mini vidanın kortikal kemiğe eğimli yerleştirilmesinin, mini vidanın kortikal kemik ile olan temasını ve buna bağlı olarak yerleştirme torkunu arttırarak mini vida stabilitesini olumlu yönde etkilediği ortaya konmuştur (95).

Kim ve ark. (94) maksilladaki KKK'nı inceledikleri çalışmalarında, daha önceki çalışmalarda belirtilen değerler ile benzer sonuçlar elde etmiştir (72,95). Maksillada bukkal bölgede KKK'nın en fazla alveoler çıkıntı seviyesinde olduğunu, diş köklerinin orta hizasına doğru dereceli bir şekilde azalarak devam ettiğini, daha apikale gidildikçe yeniden artış gösterdiğini belirtmişlerdir.

Baumgaertel ve Hans (98) yaptıkları çalışmada, maksilla ve mandibulada interdental alanlardaki KKK'nı alveoler çıkıntıdan 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik seviyelerde bilgisayarlı tomografik analizler ile incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, mandibuladaki KKK maksillaya göre daha fazladır. Maksilla sağ posterior segmentte ortalama KKK 1,16 mm, maksilla sol posterior segmentte ortalama KKK 1,14 mm, maksilla anterior segmentte ortalama KKK 0,97 mm civarındadır. Mandibula sağ posterior segmentte ortalama KKK 1,87 mm, mandibula sol posterior segmentte ortalama KKK 1,98 mm ve mandibula anterior segmentte ortalama KKK 1 mm değerlerindedir. Maksiller bukkal bölgede KKK alveoler çıkıntıdan 4 mm seviyeye inene kadar kademeli bir şekilde azalırken, apikale gidildikçe artış göstermektedir.

Park ve Cho (108) yaptıkları çalışmada maksiller bukkal KKK'nın 1,12 mm – 1,33 mm arasındaki değerlerde olduğunu, mandibular bukkal KKK'nın 1,25 mm – 2,98 mm arasındaki değerlerde olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar, sement-dentin birleşiminden apikale doğru ilerledikçe bukkal KKK'nın artış gösterdiğini vurgulamışlardır.

Lim ve ark. (109) maksiller KKK ve kökler arası mesafeyi, farklı mini vida yerleşim açılarında değerlendirdikleri çalışmalarında, alveoler kemik seviyesinin 2 mm yukarısından daha yüksek seviyelere yapılan uygulamalarda, mini vida yerleştirme açısı arttıkça KKK'nın da arttığını, alveoler kemik seviyesinin 4 mm – 6 mm yukarısındaki seviyelerde 30° ve 45° açı ile yapılan yerleştirmelerde mini vida ve kemik arasındaki temasın anlamlı derecede yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Palatal bölgede mini vida uygulamalarında total kemik derinliğinin ve KKK'nın daha fazla olduğu ideal uygulama alanları transversal olarak 1. ve 2. premolarların hizasında ve midpalatal süturun lateralindeki alanlardır. Klinisyenlerin bu alanlardaki uygulamalarda, insiziv kanal ile yakınlığı göz önünde bulundurmaları ve insiziv kanal perforasyonunu engellemek için mini vidaları 1. ve 2. premolarlar hizasında midpalatal süturun çevresindeki alanlara doğru uygulamaları tavsiye edilmektedir (99).

KKK ve mini vida başlangıç stabilitesi arasında yakın bir ilişki olduğu yapılan çalışmalar ile ortaya konmuştur (6,71,104). Motoyoshi ve ark. (71) yüksek mini vida başarı oranının elde edilmesi için yerleştirilecek alandaki KKK'nın 1 mm'den fazla olması gerektiğini savunmuştur. Miyawaki ve ark. (3) ise mini vida başarısı ve alt çene düzlem açısı arasında bir ilişki olduğunu belirtmiştir. Horizontal büyüme gösteren bireylerdeki artmış başarı, bu bireylerdeki KKK'nın vertikal büyüme gösteren bireylerdekine oranla daha fazla olmasına bağlanmıştır.

2.4.4.2. KEMİK YOĞUNLUĞU

Son yıllarda yapılan birçok çalışmada kemik yoğunluğunun ortodontik mini vida stabilitesine etkisi araştırılmıştır (66,110,111). Dual-enerji x-ray absorptiometri (DEXA), kantitatif bilgisayarlı tomografi ve mikrotomografi (μ CT) gibi yeni görüntüleme teknolojileri sayesinde kemik yoğunluğu gibi kemikle ilgili parametreler ölçülebilmektedir (111–113). Cha ve ark. (66) yaptıkları hayvan çalışmasında kortikal kemik yoğunluğunun, vida şeklinin (konik daha stabil) ve yerinin (alt çenede daha stabil) stabilitede etkili olduğunu ortaya koymuşlardır. Total kemik yoğunluğu-yerleştirme torku, kortikal kemik yoğunluğu-yerleştirme torku ile karşılaştırıldığında,

total yoğunluğun tork ile olan ilişkisinin daha zayıf olduğu bulunmuştur (66). Düşük kemik kalitesi yani yoğunluğu az ve 0,5 mm'den az kalınlıkta kortikal kemik varlığında, mini vida başarısının olumsuz etkilendiği bildirilmiştir (111). Aynı zamanda, kortikal kemik ince ve trabeküler tabaka yoğunluğu da az ise, kemikte mikrofraktürlere rastlanabileceği (112), bunun da mini vida kayıplarına neden olabileceği rapor edilmiştir (113).

Osteoporotik kemiklere yerleştirdikleri vidalar ile yaptıkları çalışma sonucunda, Battula ve ark. (114) normal kemiklerde, osteoporotik olanlara göre daha yüksek koparma direnci bulmuşlardır. Benzer şekilde başka bir çalışmada, yerleştirme torku ile kemik yoğunluğu arasında yüksek korelasyon bulunmuştur. Kemik yoğunluğu arttıkça yerleştirme torkları da artmaktadır (115).

Kemik yoğunlukları sağ ve sol taraf arasında farklılık göstermemektedir (78,110–115). Ancak palatinal kemiğin yoğunluğunun incelendiği bir çalışmada Moon ve ark. (110) cinsiyetler arasında fark bulmuş ve kadınlarda palatinal kemiğin birçok alanında daha yoğun kemik yapısı bulunduğunu rapor etmiştir.

2.4.4.3. SÜNGERİMSİ KEMİK YAPISI

Mini vidalar stabiliteelerini kortikal kemik ile olan mekanik kilitlenmeden almaktadır. Stabilitede süngerimsi kemik daha az rol oynamaktadır. Lim ve ark. (39) yaptıkları sonlu elemanlar analizi (SEA) çalışmasında, mini vidaya uygulanan kuvvet sonucu oluşan stresin büyük çoğunluğunun kortikal kemik tarafından absorbe edildiğini, süngerimsi kısma çok daha az stresin yansıdığını bildirmişlerdir.

2.4.4.4. YERLEŞTİRİLEN BÖLGE

Yerleştirilecek uygun alanın seçilmesi mini vidaların başarısında önemli rol oynamaktadır (24,32,40,49,88,116,117). Mini vidaların başarı oranları farklı çalışmalarda farklı şekillerde karşımıza çıkmaktadır (50,70,71,116). Park ve ark. (70) 87 hastaya uygulanan 227 adet mini vidanın başarı oranlarını değerlendirdikleri

çalışmalarında, üst çenedeki mini vida başarı oranının alt çenedeki mini vida başarı oranına göre daha fazla olduğunu bildirmiştir. Araştırmacılar, mandibulada daha kalın ve daha yoğun kortikal kemik yapı bulunmasına rağmen, yerleştirme sırasında kemikte meydana gelen aşırı sıcaklık artışının kemik hasarına ve dolayısı ile mini vida kaybına neden olabileceğini belirtmiştir. Ayrıca posterior mandibulada çiğneme sırasında meydana gelen kuvvetlerin, mini vidada irritasyonlara ve harekete yol açması, çalışmada gösterilen diğer başarısızlık nedenleri arasında sayılmaktadır (70). Bu çalışma ile benzer sonuçlar veren diğer bazı çalışmalarda, mandibulanın posterior bölgesinde yetersiz yapışık dişeti ve dar vestibül yapısının da bu bölgedeki mini vida kayıplarının yüksek olmasına sebep oluşturabileceği belirtilmiştir. Yetersiz yapışık dişeti ve dar vestibüler yapı bu bölgede hijyen açısından risk oluşturmakta ve mini vida çevresindeki dokuları enfeksiyona daha yatkın hale getirmektedir (32,46).

Mini vidaların keratinize dişeti sınırları içerisine yerleştirilmesi tavsiye edilmektedir (31,32,118). Mini vidalar yapışık dişetine yerleştirilmezse hasta rahatsızlığı, aşırı doku büyümeleri, doku irritasyonu, enfeksiyon gibi nedenlerle mini vida kaybı ihtimali artmaktadır (3,46,70,119). Yapışık dişeti sınırları içerisine yerleştirilen mini vidalarda hipertrofik doku oluşumu ve enflamasyon daha az meydana gelmektedir (47).

Periodontal ligament aralığının 0,25 mm genişliğinde olduğu göz önünde bulundurularak, mini vidaların 1 mm alveoler kemik ile çevrelenmesi istenmektedir (47,67). Interradiküler mesafe, periodontal ligament genişliği ve mini vida etrafında bulunması gereken kemik miktarı değerlendirilerek mini vida çapı belirlenmelidir. Schnelle ve ark. (120) mini vida yerleşimi için 3 mm - 4 mm interradyiküler mesafe olması gerektiğini belirtmişlerdir. Ludwig ve ark. (121) ise 1,6 mm çapındaki mini vidaların yerleştirilmesi için mezio - distal yönde 2,6 mm - 3,1 mm genişlikte kemik alanının bulunması gerektiğini bildirmişlerdir. Mini vidalar kökler arası mesafenin yeterli olduğu ve periodontal ligamente penetrasyon ihtimalinin az olduğu bölgelere yerleştirilmelidir. Periapikal filmler veya bilgisayarlı tomografik analizler ile mini vida yerleştirilecek bölgenin yeterliliği değerlendirilmelidir. Eğer mini vida yerleştirilmek istenen bölgede kökler yakınsa, öncelikle ortodontik tedaviyle köklerin birbirinden uzaklaştırılması gerekebilmektedir (120).

Maksiller vestibüler alanda mini vida yerleşimi için yeterli kemik genişliğine sahip en uygun alanlar 2. premolar – 1. molar dişler arası bölge ve santral dişler arası bölgedir. Maksiller palatal kemik üzerinde en uygun mini vida yerleşim alanları 2. premolar ve 1. molar dişler arası bölge, midpalatal sütür ve palatal kemiğin anterior bölümüdür (121,122) . Mandibular vestibüler alanda mini vida yerleşimi için yeterli kemik genişliğine sahip en uygun alanlar ise 2. premolar - 1. molar dişler arası bölge ve 1. molar – 2. molar dişler arası bölgedir (67,121,123,124).

2.4.4.5. YUMUŞAK DOKUNUN YAPISI

Çalışmalar mini vida başarısı ile yumuşak doku karakteri arasında ilişki bulunduğunu ortaya koymaktadır (32,61,70). Mini vidaların keratinize gingivaya yerleştirilmesi önerilmektedir (31,32,118). Keratinize dişetine yerleştirilmiş olan mini vidalarda hipertrofik doku oluşumu ve enflamasyonunun daha az olabileceği bildirilmektedir (47,125). Mini vida hareketli mukozaya yerleştirilmek durumunda ise hipertrofik doku oluşumu ve enflamasyonu önlemek için mini vida başlarının mukozayla kapatılması çözüm olabilmektedir (70,125).

2.4.4.6. KOMŞU ORGANLARA YAKINLIK VE KÖK HASARI

Komşu kökler ile yakınlığı olan veya temasta olan mini vidalar, başarı oranını olumsuz etkileyebilmektedir (126–130). Başarının daha az olması, kökler ile temasta olan mini vida etrafında daha az kemik olması ve mini vida ile temas halindeki diş köklerinin okluzal kuvvetler altındaki minör hareketleri sonucu mini vida stabilitesinin bozulması ile açıklanmaktadır (126). Mini vidanın diş kökü ile teması sonucu kökün sement ve dentin tabakasında rezorpsiyonlar gözlenmekte ve rezorbe kökler sekonder sement ile tamir edilmektedir (128–130). Temas sonucu meydana gelen hasar çok ciddi değil ise çevre dokuların iyileştirme potansiyeli sayesinde klinik yan etkinin çok az

olması beklenmektedir (128). Ancak, kök teması sonucu dişin devitalize olabileceği (131), rezorbe köklerde ankiloz gerçekleşebileceği göz ardı edilmemelidir (128). Kök rezorpsiyonu riskini önlemek için mini vidaların diş kökünden en az 0,6 mm uzakta yerleştirilmesi gerektiği bildirilmiştir (130).

Mini vida uygulamaları sırasında yerleştirme tork değerlerinin aniden artması, kök temasının gerçekleştiği konusunda klinisyene fikir verebilmektedir. Yapılan bir çalışmada kök teması olan mini vidaların, kök teması olmayan mini vidalara göre yerleştirme sırasında daha yüksek yerleştirme tork değerleri gösterdiği rapor edilmiştir (127).

Çalışmalar, komşu organlar ile ilişkide olan vida sayısının azımsanmayacak düzeyde olduğunu bildirmektedir. Çeneler arası fiksasyon amaçlı kullanılan 236 vida üzerinde yapılan prospektif bir çalışmada %27,1 oranında kök teması bildirilmiştir (131). Mini plakları sabitleyen vidaları ve çevre dokularla olan uzaklıklarını inceleyen üç boyutlu tomografi çalışmalarında Kim ve ark. (132), üst çenede 72 adet vidanın 39 tanesinin sinüs içerisine girdiğini ve ortalama 1,31 mm sinüs perforasyonu gerçekleştiğini bildirmiştir. En fazla perforasyon derinliği 3,41 mm'dir. Ancak bu vidaların hiçbirisi kaybedilmemiş veya sinüzit, ağrı, şişlik, enflamasyon gibi postoperatif komplikasyona neden olmamıştır.

2.4.5. MİNİ VİDA YÜKLEMESİ İLE İLGİLİ FAKTÖRLER

2.4.5.1. MİNİ VİDA YÜKLEME ZAMANLAMASI

Literatürde mini vida yükleme zamanı ve terminolojisi ile ilgili çelişkili bilgiler mevcuttur (3,34,41,46,70,73,117). Ortodontide kullanılan mini vidalar, uygulama ve yükleme anı arasında geçen süre açısından iki şekilde değerlendirilirler: erken yükleme ve geç yükleme. Değişik çalışmalarda uygulandıktan hemen sonra yükleme veya 4 hafta sonra yükleme 'erken yükleme' olarak adlandırılmıştır. Bu durum sonuçların karşılaştırılmasında karmaşık bir durum ortaya çıkarmaktadır.

Birçok araştırmacı anında yüklemeyi önerirken (3,24,133), diğerleri 2 hafta (32,134), 3 hafta (135), 4 hafta (73), 6 hafta (118), 8 hafta (136) veya 12 hafta (35) gibi değişik sürelerde iyileşmenin beklenmesini tercih etmişlerdir.

Bu bölümde kemik iyileşmesi fazları hakkında Roberts ve ark.'nın (137) yaptığı sınıflamadan bahsetmek yerinde olacaktır. Kemik iyileşmesi dört bölümden oluşur ve toplam 17 hafta sürer. "Hızlanma safhası" birkaç saat veya birkaç gün devam ettikten sonra 2 hafta sürecek olan "aktif rezorpsiyon" safhası başlamaktadır. Osteoklastların osteoblastlar ile yer değiştirdiği "bekleme safhası" 1–2 hafta sürmektedir. Bundan sonra son olarak "formasyon safhası" yer almaktadır. 13 hafta içerisinde tüm rezorpsiyon sahası tamamen kemik ile dolmaktadır. Bu süreçte aktif rezorpsiyonun olduğu ilk 2 hafta kritik bir süreç olarak görülmektedir. Bu dönemde yapılan erken yüklemelerde hafif kuvvetler ile çalışmak önem taşımaktadır.

Karşıt görüşler de sunulmuş olmasına rağmen (73), özellikle kemik kalitesinin zayıf olduğu bölgelerde (138) erken yükleme yapılmış mini vidaların mekanik stabilitesinin kabul edilebilir olduğu gösterilmiştir (31). Ancak, anında yüklemede kuvvet 50 N'u geçmemelidir (31). Mini vida çalışmalarında, tecrübeli ekiplerin yaptıkları araştırmalarda erken yükleme protokolleri uygulanarak %90 civarında başarı ortaya konmuştur (9,79,139,140). Erken yükleme yapılan mini vidaların başarılı olabileceği hayvan çalışmalarıyla da gösterilmiştir (79,135).

Motoyoshi ve ark. (34), geç yükleme yapılmış olanlara oranla erken yükleme yapılmış erişkinlerde mini vida başarısının daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Genç erişkinlerde ise erken yükleme yapılan grup ile geç yükleme yapılan grup arasında mini vida başarısı açısından bir fark bulunamamıştır (34). Bu veriler ise erken yüklemenin kemiğin daha yoğun ve olgun olduğu durumlarda uygun olabileceğini göstermektedir.

Wu ve ark. (141) 2009 yılında yaptıkları hayvan çalışmasında mini vida iyileşmesinin uygulamadan itibaren kesintisiz devam ettiğini ve 4 haftalık iyileşme sürecinin kritik bir zaman dilimi olduğunu belirtmişler, bu süreden önce kuvvet uygulamasını önermemişlerdir.

Erken yüklemenin mini vida etrafında oluşabilecek fibröz dokuyu önleyebildiği ve bunun da mini vidanın kemik temas alanını arttırabildiği bildirilmiştir (76,142,143).

Serra ve ark. (144) 2010 yılında yayınlanan çalışmalarında, erken yükleme yapılmış grubun histolojik olarak daha fazla kemik iyileşmesi ve kemik depozisyonu gösterdiğini açıklamışlardır. Erken yükleme yapılmış örneklerde 12 hafta sonunda daha organize dokulara rastlanılmıştır. Sonuç olarak, erken yüklemenin bir dezavantaj olmadığı ve klinik olarak uygunluğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Ayrıca, erken yükleme ortodontik tedavi süresini kısaltarak hasta memnuniyetini arttırmada rol oynayabilir.

2.4.5.2. UYGULANAN ORTODONTİK KUVVET MİKTARI

Klinik çalışmalarda mini vida üzerine uygulanan ortodontik kuvvetler 50 gr – 400 gr arasında değişiklik göstermekle beraber, çoğunlukla 200 gr veya daha az kuvvet uygulanmıştır. İmplantlara uygulanan farklı kuvvetler ve bu kuvvetlerin implantı saran kemikteki reaksiyonu çeşitli hayvan çalışmalarında araştırılmıştır (145,146). Kemiğin yapısal özellikleri yanında, uygulanan kuvvet miktarı kemiğin yeniden şekillenmesini etkiler (146). Wehrbein ve ark. (146) köpek palatal kemiklerinde 1N kuvvet uygulaması sonucu kontrol grubuna göre ilave kemik yapımı bulmamışlar, ancak kuvvet 2 N 'a çıkınca baskı olan tarafta kontrol grubundan daha fazla ilave kemik yapımı gözlemişlerdir. Melsen ve Lang (147) kuvvet uygulanan grupta, kontrol grubuna göre daha fazla yeniden kemik şekillenmesi olduğunu belirtmişlerdir. Yapılan bu çalışmalarda belli bir kuvvet aralığında oluşan subperiostal ilave kemiğin, implantların kemiğe baskı yaptığı kısımda olduğu gözlenmiştir (145,146).

İnce kortikal kemik ve düşük yoğunluktaki trabeküler kemik varlığında, optimum kuvvetler altında mini vida etrafındaki kemikte oluşabilecek aşırı zorlanma sonucu vidalar kaybedilebilir (125,148). Erken yükleme ve fazla kuvvet uygulanmış vidaların yer değiştirdiği belirtildiğinden (149), 50 gr kuvvet ile başlayıp ilk iyileşme sonrasında kuvvetlerin arttırılmasının daha uygun olacağı bildirilmiştir (61,125,148). Buna karşılık Wang ve Liou (150) çalışmalarında vidanın yer değiştirmesini 200-425 gr arası kuvvetin büyüklüğüne veya yönüne değil yükün süresine bağlamışlardır. Bununla birlikte yazarlar yine de fazla kuvvet kullanımını önermemekte ve çalışmada kullanılan kuvvet değerlerinden daha fazla kuvvet uygulamanın bilinmeyen daha farklı sonuçlara neden

olabileceğini ve bu konular üzerinde daha fazla araştırma yapılması gerektiğini bildirmişlerdir. Bütün bu bulguların aksine, mini vidaların yer değiştirmesinin daha düşük kuvvetlerde de görülebildiğini bildiren çalışmalar vardır (151,152).

Mortensen ve ark. (53) 2009 yılında yaptıkları hayvan çalışmasında, köpek alt çenesine uygulanmış olan 3 mm uzunluğundaki mini vidaların 600 gr ve 900 gr kuvvetler altındaki başarı oranlarının istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmadığını belirtmişlerdir. Diğer hayvan çalışmalarında, daha hafif kuvvetler kullanarak Owens ve ark. (25 ve 50 gr) (153), Carrillo ve ark. (25, 50 ve 100 gr) (154) ve Doi (300 ve 600 gr) (155) benzer mini vida başarısı bulmuşlardır.

2.4.5.3. UYGULANAN ORTODONTİK KUVVETİN TİPİ

Ortodontik diş hareketi oluşturmak için hem hafif ve devamlı, hem de şiddetli ve aralıklı kuvvetler kullanılabilir. Kuvvetin tipi ve mini vida stabilitesiyle ilişkisi sadece bir klinik çalışmada analiz edilmiştir ve mini vida başarısı ve uygulanan ortodontik kuvvet tipi arasında bir korelasyon bulunamamıştır (70).

2.4.5.4. UYGULANAN ORTODONTİK KUVVETİN SÜRESİ

Klinik çalışmalarda, mini vidalar üzerine kuvvet uygulama süresi 3 aydan 37 aya değişiklik göstermektedir ve çoğunlukla bir yıla kadar olan süreler değerlendirilmiştir. Bu yüzden mini vidaların uzun dönem stabilitesiyle ilgili çok az şey bilinmektedir. Üç ayrı çalışmada mini vidaların 9, 5,4 ve 6,5 ay sonra yer değiştirdiği görülmüştür (149,151,152). Wang ve Liou (150) kuvvet uygulama süresiyle yer değiştirme miktarı arasında korelasyon bulmuş ve yüksek kuvvetin bu etkiyi arttırabileceğini belirtmiştir.

2.4.5.5. UYGULANAN ORTODONTİK KUVVETİN YÖNÜ

Literatürde mini vidalara uygulanan ortodontik kuvvetin yönü ile mini vida stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceleyen birçok çalışma mevcuttur. Costa ve ark. (24) mini vidaya, mini vidayı çıkarma yönünde etki edecek çevirme kuvvetinin mini vida kaybına neden olabileceğini belirtmişlerdir. Cheng ve ark. (32) lateral, torsiyonel ve ekstrüviz kuvvetlerden kaçınılmasını önermektedir. Kim ve ark. (156) ise SLA yüzeyli mini vidaların saat yönünün tersine olan rotasyonel kuvvetlere karşı direnç gösterdiğini açıklamışlardır.

Park ve ark. (157) da saat yönünde ve saat yönünün tersi yönündeki kuvvetlerin mini vida stabilitesine olan etkilerini inceledikleri hayvan çalışmasında, 1,6 mm çapında 7 mm uzunluğunda 96 adet mini vidayı tavşan tibia kemiklerine uygulamışlardır ve 8 hafta sonra mini vidalar çıkarma tork değerleri ölçülerek çıkarılmıştır. Yazarlar çalışmanın sonuçlarında, geç yüklemenin stabilitenin artması açısından tercih edilebileceğini belirtmiştir. Mini vidalara saat yönünün tersi yönde etkiyen kuvvetlerin mini vida stabilitesini olumsuz etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Cho ve ark. da (158) bu çalışmanın sonuçları ile paralel şekilde saat yönünün tersi yöndeki rotasyonel momentlerin mini vida stabilitesi için risk oluşturabileceğini belirtmişlerdir.

Pickard ve ark. (159) mini vida oryantasyonu ile mini vida stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarında 1,8 mm çapında ve 6 mm uzunluğundaki mini vidaları insan kadavra mandibulasına yerleştirmişlerdir. Çalışmadaki mini vidalar 45° ve 90° olmak üzere 2 farklı yerleşim açısında kemiğe yerleştirilmiş, mini vidalara, mini vidalar hareketli hale gelene kadar çekme ve sıyırma kuvvetleri uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, uygulanan kuvvetin etki çizgisi ile aynı yönde eğimlenmiş mini vidaların sıyırma kuvvetlerine karşı stabilite değerleri en yüksek olmuş ve mini vida hareketli hale gelene kadar en yüksek kuvvet direnç değerlerini göstermiştir (253 ± 74.05 N). Uygulanan kuvvetin etki çizgisi ile ters yönde eğimlenen mini vidalar ise en düşük stabilite değerleri ve mini vida hareketli hale gelene kadar en düşük kuvvet direnç değerlerini göstermişlerdir (87 ± 27.2 N). Mini vida uzun eksen, mini vidaya uygulanan kuvvetin etki çizgisine yaklaştıkça, mini vida stabilitesinin arttığı belirtilmiştir. Uygulanan kuvvetin etki çizgisi ile ters yönde eğimlenmiş mini vidaların

etrafındaki kortikal kemikte daha fazla stres birikiminin meydana geldiği, geometrik ve mekanik dezavantajlara bağlı olarak mini vida stabilitesinin azaldığı bildirilmiştir (159).

Bu çalışmanın aksine Inaba (160) tavşan nazal kemiğine eğimli ve dik olarak yerleştirilmiş mini vidaların başlangıç stabilitelerini değerlendirdiği çalışmada, çekme yönüne doğru eğimlenmiş mini vidalar ile çekme yönünün tersine eğimlenmiş mini vidalar arasında stabilite açısından anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir.

2.4.6. MİNİ VİDA BAŞARISINI ETKİLEYEN DİĞER FAKTÖRLER

2.4.6.1. ORTODONTİK ENDİKASYON

Mini vidalar çok çeşitli ortodontik endikasyonlarda kullanılmasına rağmen sadece bir çalışmada ortodontik hareketin tipinin mini vida başarısı üzerindeki etkisi analiz edilmiştir. Kuroda ve ark.'nın (46) bu çalışmada retraksiyon ve protraksiyon hareketleriyle karşılaştırıldığında, intrüzyon hareketlerinde daha yüksek oranda başarısızlık bulunmuştur.

2.4.6.2. MİNİ VİDANIN BAKIMI

Mini vidanın bakımı ilgili faktörler peri-implantitisin kontrolünü içermektedir. Proflaktik antibiyotikler, klorheksidin gargaraları, oral hijyen eğitimi ve takviyesi mini vidanın korunmasında önemli faktörlerdir (31,34,46,47,71,125). Mini vida başarısıyla antibiyotik veya klorheksidin kullanımı arasındaki ilişki hiçbir çalışmada analiz edilmemiştir. Park ve ark. (70), peri-implantitis kontrolüyle başarının bağlantılı olduğunu belirtmişler ancak oral hijyen ölçümleriyle mini vida başarısı arasında korelasyon bulamamışlardır. Aynı zamanda ağzın sol tarafında daha yüksek başarı oranları rapor etmişlerdir (70). Bu sonuç sağ elini kullanan hastalarda oral hijyenin daha iyi sağlandığını göstermektedir (161).

2.4.6.3. MİNİ VİDA MOBİLİTESİ

Dental implantlarla ilgili araştırmalar, 100 mikrondan fazla mikro hareketlerin iyileşmeyi tehlikeye sokmak için yeterli olduğunu ve fibröz kapsülleşmeye neden olabileceğini göstermiştir (162,163). Park ve ark. (70), implant hareketliliğinin ve ortodontik kuvvetlerin düzenli olarak izlenmesini önermişler ve kuvvetler 200 gramdan az ise hareketli vidaların başarılı olabileceğini belirtmişlerdir. Mobilite ile ilgili yapılan bazı çalışmalarda da ortodontik kuvvet faktörlerinin yanı sıra oklüzyon ve dil hareketlerini içeren kuvvet değişkenlerinin sonuçları etkileyebileceği gösterilmiştir (88,118,164).

2.5. MİNİ VİDALAR VE OSSEOİTEGRASYON KAVRAMI

Osseointegrasyon canlı kemik dokusu ve yükleme altındaki implant yüzeyi arasında gözlenen direkt temastır. Mini vidaların osseointegre olmaları beklenmemektedir. Ancak kuvvetler altında zamanla kemik ile vida yüzey alanının arttığı (165), vida etrafında artmış hızda kemik yıkımı ve yapımı yanında daha yoğun kemik yapısı olduğu belirtilmektedir (166). Aynı şekilde implant çalışmaları, ortodontik kuvvetler altında baskıya maruz kalan implant etrafındaki kemikte yoğunluğun arttığını ve kemiğin yeniden yapılanma aktivitesinin hızlandığını göstermektedir (146,147,166,167). Büchter ve ark.'nın (140) yaptıkları bir hayvan çalışması, mini vidayı saran kemik miktarının, uygulamadan sonraki 1. ve 4. haftaya göre 12. haftada daha fazla olduğunu, anında yükleme yapılmasının da kemik depozisyonu ve iyileşmeyi hızlandırdığını ortaya koymaktadır. SLA yüzeyli mini vidaların ise uygulamadan hemen sonra normal yüzeyli olanlara göre artmış osseointegrasyon gösterdikleri bilinmektedir (156). Bunun yanında, tedavi sonunda SLA yüzeyli mini vidaların bir komplikasyona neden olmaksızın kolayca uzaklaştırılabildiği belirtilmiştir (168). Çok sayıda çalışma SLA yüzeyli mini vidalarda artmış osseointegrasyon görüldüğünü bildirmesine rağmen, klinik olarak yüzey karakteristiklerinin başarı oranını etkilemediği açıklanmıştır (61). Bunun yanında Kim ve ark. (156) yeterli iyileşme süresi beklenirse biyomekanik kuvvetlere karşı

koyabilecek parsiyel osseointegrasyonun yüzey özellikleri etkili olmaksızın gerçekleşebileceğini bildirmişlerdir (156).

2.6. PRİMER STABİLİTE

İmplantlarda hemen uygulama sonrası elde edilen stabilite, primer stabilite olarak adlandırılır. Uygulama torku ile elde edilen yeterli primer stabilite mini vida başarısı için önemlidir (9,36,71,165). Bu durum dental implantlar için de geçerlidir (169,170). Primer stabilite ile ilgili unsurlar; vidanın dizaynı (5,65), kemik kalitesi (5,71), mini vida bölgesi hazırlığı (rehber delik açılmaması veya açılırsa derinliği ve çapı) (5,171) ve uygulama açısı (7) olarak sıralanabilir. Primer stabilite ölçümünde histolojik değerlendirmelere ilaveten perküsyon testi, radyolojik inceleme ve periotest cihazı (68,79) ile yapılan ölçümler kullanılmıştır. Ancak bu yöntemlerin doğruluklarının yeterliliği tartışmalıdır (53,170,172). Periotest cihazı diş mobilitesini ölçmek için dizayn edilmiş olsa da, implant stabilitesi ölçümünde de kullanılmaktadır. Primer stabilite ölçümünde kullanılan yerleştirme torku ölçümü (85,173) ve çıkarma torku ölçümü (59,174) ve Ostell'in rezonans frekansı analizi (RFA) (170,175) daha güvenilir yöntemlerdir.

2.7. PRİMER STABİLİTE İLE İLGİLİ ÇALIŞMALAR

2.7.1. MAKSİMUM YERLEŞTİRME TORKU (MYT) ÖLÇEN ÇALIŞMALAR

Yerleştirme torku testleri, bir vidanın şekil ve yüzey özellikleri etkisi altında primer stabilitesini analiz etmede kullanılır. MYT, vida tipi implantların kemik içerisinde tutunma direncini belirlemede kullanılan önemli bir ölçüdür (65,176).

Çalışmalar, mini vida ve mini-implantların klinik başarısının MYT'ndan etkilendiğini ortaya koymaktadır (9,61,71). Mini vidaların yiv yapısı (54), çapı (5,6,35), uzunluğu (35), uygulama açısı (7), uygulama derinliği (85); açılan rehber deliğin çapı

(6,85) ve derinliği (6) MYT'nu etkilemektedir. Ayrıca, aksine görüş bildirilmesine rağmen (177), KKK'nın MYT üzerinde etkili olduğunu bildiren yayınların sayısı oldukça fazladır (6,35,71).

McManus ve ark. (178) mini vida yerleştirme sırasında oluşan MYT ve vidanın yükleme sırasında harekete karşı gösterdiği rezistans arasındaki ilişkiyi inceledikleri ex-vivo çalışmalarında, 96 mini vidayı insan kadavra kemiklerine yerleştirmişlerdir. Tork değerleri <5 Ncm, 5-10 Ncm, ve >10 Ncm olarak üç gruba ayrılan çalışmada defleksiyon aralığı 0.0-6.0 mm alınmıştır. Defleksiyon aralığı 0.12'den 0.33 mm'e artarken MYT 5 - 10 Ncm olan grubun rezistansı MYT<5 Ncm olan gruba göre anlamlı derecede fazla bulunmuştur. Defleksiyon aralığı 0.34 den 0.60mm e artarken MYT 5 - 10 Ncm ve MYT >10 Ncm olan grubun rezistansı MYT <5 Ncm grubuna göre anlamlı derecede fazla bulunmuştur. Çalışmanın sonuçları kuvvete karşı rezistansın yüksek MYT bulunan mini vidalarda daha fazla olduğunu ortaya koymuştur.

Lim ve ark. (52) ortodontik mini vidaların uzunluk, çap ve gövde yapısına göre MYT'nun varyasyonunu değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonuçları vidaların boyu ve çapı arttıkça MYT'nun arttığını göstermektedir. Vidalamanın başında silindirik tipteki gövde yapısı daha fazla yerleştirme torku gösterirken, sonlara doğru konik tipteki vidalar daha fazla yerleştirme torku göstermektedir.

Whang ve ark. (74) piyasada bulunan 6 farklı self-drilling mini vidayı [Mini Spider® screw (1.5 × 8 mm), Infinitas® (1.5 × 9 mm), Vector TAS® (1.4 × 8 mm), Dual Top® (1.6 × 8 mm), Tomas Pin® (1.6 × 8 mm), ve Ortho-Easy® (1.7 × 6, 8, and 10 mm)] karşılaştırarak MYT değerlerini ölçmüşlerdir. Aynı boydaki 4 farklı mini vida birbirlerinden önemli derecede farklı MYT göstermiştir. Mini Spider® screw ve Infinitas® (6.5 ve 12.4 Ncm); Vector TAS®, Dual Top®, Tomas Pin®, ve Ortho-Easy® (30.9, 29.4, 25.4 ve 24.8 Ncm) vidaları ile karşılaştırıldığında en düşük MYT değerlerini göstermiştir. Bu çalışmada vida çapı ve MYT arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Tomas Pin® en yüksek standart deviasyonu gösterirken (7.7 Ncm), Dual Top® vidaları en düşük değeri göstermiştir (0.6 Ncm).

Wilmes ve ark. (6) KKK'nın, mini vida dizaynı ve çapının, rehber delik derinliği ve çapının mini vida stabilitesi üzerine etkisini test etmek amaçlı yaptıkları in vitro

çalışmada domuz kalça kemiklerine 5 farklı mini vidayı, farklı çapta ve derinlikte rehber delikler açtıktan sonra uygulamışlardır. Ölçülen MYT değerleri, konik yapıya sahip 1,6 x 10 mm ve 1,6 x 8 mm mini vidalar için 9,12 Ncm ve 8,9 Ncm'dir. Silindirik yapıda olanlar için ise kaydedilen değerler şöyledir: 1,6 x 10 mm - 2,92 Ncm ve 1,6 x 8 mm - 2,48 Ncm. Araştırma sonucu, test edilen 5 parametrenin de mini vida stabilitesi üzerinde etkili olduğunu göstermektedir.

Suzuki ve ark. (179) yaptıkları çalışmada predrilling-silindirik ve self-drilling-konik mini vidalar kullanarak MYT ve MÇT değerlerini karşılaştırmışlardır. Vida yerleşiminden itibaren 2 hafta sonra vidalara 50 gr kuvvet uygulamışlar ve MYT, MÇT değerlerini dijital tork aletiyle kaydetmişlerdir. Bulgulara göre self-drilling vidaların MYT değerleri pre-drilling vidalardan daha yüksektir. MÇT değerlerine bakıldığında pre-drilling vidalar self-drillinge göre daha yüksektir. Bu çalışmaya göre MYT ve MÇT değerler arasında ters ilişki vardır. Yazarlar osseointegrasyon için daha düşük MYT değerleri önermişlerdir.

Motoyoshi ve ark. (71) başka bir klinik çalışmada KKK ve MYT'nun mini vida stabilitesine etkisini değerlendirmişlerdir. 1,6 x 8,0 mm çapında mini vidalar 6 aylık süreçte ağrı veya klinik mobilite göstermiyorsa başarılı kabul edilmişlerdir. Çalışmada başarı oranı % 87,4 olarak kaydedilmiştir. Başarılı grupta KKK anlamlı şekilde daha fazla bulunmuştur (başarılı - başarısız grup ortalama KKK: 1,42 – 0,97 mm). Daha fazla veya daha az uygulama torku ile karşılaştırıldığında 8 – 10 Ncm uygulama torku anlamlı şekilde başarıyı arttırmıştır (% 100). Sonuç olarak, mini vida uygulanan bölgede KKK en az 1 mm olmalıdır ve uygulama torku 10 Ncm'yi geçmemelidir.

Wilmes ve ark. (5) yaptıkları in vitro çalışmada domuz kalça kemiğine 7 farklı marka, 13 değişik tip mini vida uygulayarak MYT değerlerini ölçmüşler ve mini vida dizaynının primer stabiliteye olan etkisini test etmişlerdir. Rehber delik; 1,6 mm ve daha dar olan mini vidalar için 1,1 mm dril ve 1,6 mm'den daha geniş olan mini vidalar için ise 1,3 mm dril kullanılarak delik derinliği 3 mm olacak şekilde hazırlanmıştır. Tork ölçümleri, tork ve açı sensörü ilave edilmiş robot makine ile ölçülmüştür. Kaydedilen MYT değerleri 1- 48 Ncm arasındadır. Kullanılan mini vidalara göre kaydedilen bazı ortalama MYT değerleri şöyledir:

Aarhus 1,5 x 9,6 mm 9,2 Ncm

LOMAS 1,5 x 9,0 mm 3,8 Ncm

MAS 1,5 x 11 mm 7,7 Ncm

Spider 1,5 x 8 mm 3,6 Ncm

Spider K1 1,5 x 8 mm 4,6 Ncm

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

Salmoria ve ark. (177) ise 1,6 x 6,0 mm ebatında 60 adet mini vidayı köpeklerin alt çenelerine MYT değerlerini ölçerek uygulamışlar ve 3 değişik zaman süreci (0, 15, 60 gün) sonrası, bu mini vidalara sıyrarak çıkarma testi uygulamışlardır. Ölçtükleri ortalama MYT değeri ve KKK, 24,54 Ncm ve 2,65 mm'dir. Çalışmanın sonucu olarak, uygulama torku ve sıyrarak çıkarma arasında bir korelasyon olmadığını ve uygulama torku ölçümünün, mini vidanın kemikteki tutunma gücünü öngörmede kullanılamayacağını ve uygulama torku ile KKK arasında bir korelasyon olmadığını belirtmişlerdir.

Tork ölçer tornavidasını 15 Ncm değerine ayarlayıp, uygulama tork değerlerini 15 Ncm üzeri veya altı olarak değerlendiren Chaddad ve ark. (61) normal yüzeyli ve SLA yüzeyli mini vidaları farklı sürelerde erken yüklemişlerdir. Çalışma sonucunda, mini vida yüzey özelliğinin mini vida başarısını etkilemediği ancak 15 Ncm üzeri tork değerinin mini vida başarısı için kritik olduğu belirtilmiştir.

Wilmes ve Drescher (85) uygulama derinliğinin ve rehber delik çapının mini vida stabilitesi üzerine etkisini test etmek amaçlı in vitro bir çalışma yapmışlardır. Domuz kalça kemiğinde 3 mm derinliğinde ve farklı çaplarda (1,0 mm, 1,1 mm, 1,2 mm, 1,3 mm) rehber delik deldikten sonra 1,6 x 10 mm mini vidaları değişik derinliklerde (7,5 mm, 8,5 mm, 9,5 mm) uygulamışlardır. Uygulama derinlikleri 7,5 mm, 8,5 mm, 9,5 mm

için ölçülen MYT değerleri 5,16 Ncm, 6,55 Ncm, 9,44 Ncm ve rehber delik çapları 1,0 mm, 1,1 mm, 1,2 mm, 1,3 mm ile kaydedilen MYT değerleri 8,35 Ncm, 7,75 Ncm, 6,17 Ncm ve 5,31 Ncm'dir. Araştırmacılar her iki değişkenin de mini vida primer stabilitesini anlamlı derecede etkilediği sonucuna varmışlardır.

Yapay kemik ve kadavra kemiği üzerine toplam 90 adet 6 mm uzunluğunda 1,6 mm ve 1,8 mm çapında mini vidaları yerleştirerek oluk yapısının ve yiv eğiminin primer stabilite üzerine etkilerini araştıran Brinley ve ark. (54) MYT ve sıyrıp çıkarma kuvveti değerlerini ölçmüşlerdir. Yiv eğiminin etkisini test etmek için yivler arası mesafe 1,0 mm olan mini vidaların kontrol grubu ile test grubundaki 0,75 mm ve 1,25 mm olanlar karşılaştırılmıştır. MYT değerleri 0,75 mm, 1,0 mm ve 1,25 mm yiv aralığı için yapay kemikte sırasıyla 9,05 Ncm, 8,45 Ncm ve 8,15 Ncm; kadavra kemiğinde 15,2 Ncm, 13,6 Ncm ve 12,6 Ncm olarak kaydedilmiştir. Bu çalışmada sonuç olarak, oluklu yapının uygulama torkunu ve sıyrıp çıkarmaya karşı olan direnci arttırdığı, yivler arası mesafe azaldıkça uygulama torkunun arttığı ancak anlamlılık düzeyinin altında kaldığı ve uygulama torku ile sıyrıp çıkarma direnci arasında pozitif bir korelasyon olduğu bildirilmiştir.

2.7.2. YERLEŞTİRME ANGULASYONUNU DEĞERLENDİREN ÇALIŞMALAR

Zhao ve ark. (180) yaptıkları çalışmada yerleştirme açısının kuvvet uygulanmış mini vidaların stabilitesine etkisini araştırmışlardır. Çalışmada 12 köpek tibiasına 48 mini vida 4 farklı açıda (30°, 50°, 70°, 90°) yerleştirilmiş olup immedat olarak 2 N kuvvet uygulanmış ve 8 hafta beklenmiştir. Mikrobilgisayarlı tomografi ve pull-out test, morfometrik ve biomekanik analizler için kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre en yüksek micro CT parametreleri ve yükleme değerleri 50° ve 70° de bulunmuştur. Yazarlar mini vidaların en iyi stabiliteye ulaşmak için 50° ve 70° de yerleştirilmesini önermiştir.

Woodall ve ark. (181) yerleştirme angulasyonunun mini vida stabilitesini etkileyip etkilemediğini araştırdıkları çalışmalarında, 96 adet 1.5 mm çaplı silindirik vidaları kadavra maxilla ve mandibula kemiklerine yerleştirmişlerdir. 30, 60° ve 90° de

yerleştirdikleri vidaların yer değiştirme miktarları 0.6 mm'den 2 mm'e kadar ölçölmöştür. Sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılan çalışmanın sonucunda 90° de yerleştirilen mini vidalar, 30° ve 60° ye göre daha fazla rezistans göstermiştir. Buna göre yazarlar alveolar kemik yüzeyine 90°den daha az açıda yerleştirilen mini vidaların avantajlı olmadığını belirtmiştir.

Pickard ve ark. (159) mini vida yerleştirme açısının implant- kemik ara yüzeyindeki kopmaya karşı dirence etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, 9 insan kadavrası kullanmış, vidaları 45° ve 90° de yerleştirmişlerdir. Pull-out (tensile) ve shear test kullanarak ölçömlerini yapmışlardır. Tüm grupların içinde 90° de yerleştirilen vidalar en yüksek rezistansa sahip olmuştur. Yazarlar uygulanan kuvvetin yönü ve vidanın uzun aksı birbirine yaklaştıkça implantın stabilitesinin arttığını ve bunun da ara yüzde oluşan kopmalara karşı daha fazla direnç gösterdiğini belirtmişlerdir.

Yapılan diğer bir in vitro çalışmada ise Wilmes ve ark. (7) domuz kalça kemiğine 2 farklı mini vidayı (1,6 x 8 mm ve 2,0 x 10 mm) 7 değişik açı (30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°) ile uygulamışlar ve MYT değerini ölçerek primer stabilite değerlendirmesinde bulunmuşlardır. 1,6 mm çapındaki mini vidalar için 1,0 mm; 2,0 mm çapındaki aynı marka vidalar için 1,3 mm rehber delik hazırlanmıştır. Mini vidalar başlangıçta el tornavidası kullanılarak, kemik yüzeyi – mini vida boynu arasında 0,7 mm mesafe kalana kadar sıkılmış, daha sonra 0,2 mm'lik kısmı tork ve açı sensörü ilave edilmiş robot makine ile sıkılarak MYT değerleri ölçölmöştür. Kemik yüzeyi – mini vida boynu arası 0,5 mm mesafe klinik dişeti kalınlığı olarak bırakılmıştır. 1,6 mm çapındaki mini vida için 90° lik uygulamada MYT yaklaşık 9 Ncm ölçölmöştür. Bu araştırma sonuçlarına göre, en fazla MYT değeri ve dolayısıyla en iyi primer stabilite, 60° - 70° lik açı ile uygulama sonucu elde edilmektedir.

2.7.3. KUVVET DİRENCİNİ (PULL-OUT VE/VEYA SHEAR TEST) ÖLÇEN ÇALIşMALAR

Mischkowski ve ark. (182) dört farklı mini vidanın (Aarhus, FAMI, Dual Top ve Spider) primer stabilitesini incelemek için biomekanik özelliklerini karşılaştırmıştır. Mini vidaları 0°, 20° ve 40° de yerleştirip MYT değerlerini ölçmüşler ve pull-out testiyle

kuvvet direncini belirlemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre konik FAMI ve Dual Top vidalar daha yüksek MYT değeri göstermiştir. Pull-out testinin sonuçlarına göre 4 vida arasında anlamlı fark bulunmuş olup en yüksek değerler 0° ve 20° dedir. Dual top mini vidalar en yüksek MYT ve eğilme direncine sahiptir. Yazarlar konik ve drill-free mini vidaların silindirik ve self-tapping vidalarla karşılaştırıldıklarında daha yüksek primer stabiliteye sahip olduğunu belirtmiştir.

Wang ve ark. (111) yaptıkları çalışmada adölesan ve yetişkin dönemdeki köpeklerin anterior mandibulasına mini vida yerleştirerek; pull-out dayanımlarını, vida çevresinin yapısal parametrelerini ve vida çevresindeki kemiğin yapısı ile pull-out dayanımlarının arasındaki korelasyonu değerlendirmişlerdir. Micro CT ile kemik densitesi, oransal kemik volümü ve KKK ölçülmüş ve bir test makinesi yardımıyla pull-out dayanımları belirlenmiştir. Sırasıyla kemik densitesi, oransal kemik volümü, KKK ve pull-out dayanımları yetişkin köpekler için kübik santimetre kare başına 781.94 ± 21.46 mg hidroksiapatit , 0.62 ± 0.33 , 1.14 ± 0.11 mm ve 218.40 ± 24.50 N olup adölesan dönemdeki köpekler için kübik santimetre kare başına 713.61 ± 13.08 mg hidroksiapatit, 0.57 ± 0.20 , 1.07 ± 0.86 mm ve 130.82 ± 2.20 N'dur. Bu değerlere göre pull-out dayanımları kemik densitesiyle yüksek, KKK ile düşük korelasyona sahiptir.

Edwards ve ark. (183) domuz mandibulası üzerinde mini vidaların KKK'na bağlı olarak shear tensile kuvvetler karşısındaki hareketini ölçmüştür. 80 mini vida domuz mandibulasında hem anterior hem de posterior bölgelere yerleştirilmiş ve Universal Testing Machine (Instron) yardımıyla shear test uygulanmıştır. CBCT ile her mini vida bölgesinde KKK ölçülmüştür. Shear kuvvet dayanım değerleri anterior (ortalama 89.05 ± 35.9 N) ve posterior (179.85 ± 29.01 N) bölgede anlamlı derecede farklı bulunmuştur. Aynı anlamlı farklılık KKK için de geçerlidir (anteriora ortalama 3.59 ± 0.49 mm; posteriorda ortalama 4.24 ± 0.5 mm). Araştırmacılar mandibular kortikal kemik desteğiyle monokortikal mini vidaların immedat yüklemelere dayanabileceğini ve shear kuvvetlere karşı diş hareketlerini destekleyeceğini ortaya koymuştur. Ayrıca mini vidaların shear stresler karşısında yer değiştirebileceğini bununla beraber ortodontik kuvvetler karşısında ankraj sağlamaya devam edebileceğini belirtmiştir.

Wu ve ark. (184) yaptıkları çalışmada infrazigomatik bölgeye yerleştirilen mini vidaların horizontal ve vertikal yöndeki kuvvetlere olan dayanımlarını ölçmüştür. Toplamda 30 mini vidanın (Abso-Anchor, Biorey, Lomas) kullanıldığı çalışmada tüm vidalar vertikal ve horizontal kuvvetlere karşı test edilmiş ve infrazigomatik kemiği taklit edebilmek için selüler rijit poliüretan tabakaları kullanılmıştır. Vertikal yöndeki ölçümlerde yerleştirme tork değerleri 6.2 Ncm (Abso-Anchor) den 10.8 Ncm'e (Lomas) değişmiştir ve üç marka arasında anlamlı fark yoktur. Vertikal rezistans ölçümleri Bioray, Lomas, Abso-Anchor markaları için sırasıyla ortalama 129.3, 142.4 ve 142.5 N bulunmuştur ve aralarında istatistiksel olarak fark yoktur. Yerleştirme tork değerleri ve vertikal rezistans dayanımları arasında da anlamlı korelasyon bulunamamıştır. Horizontal yöndeki ölçümlerde yerleştirme tork değerleri 6.7 Ncm (Abso-Anchor) den 11.5 Ncm'e (Lomas) değişmiştir ve üç marka arasında anlamlı fark yoktur. Horizontal rezistans ölçümleri Abso-Anchor, Lomas ve Biorey markaları için sırasıyla ortalama 149.7, 150.8 ve 178.1 N'dur ve üç marka arasında anlamlı fark yoktur. Araştırmacılar yerleştirme torkunun pull-out kuvvet dayanımını öngörmede güvenilir bir yöntem olarak göz önüne alınamayacağını belirtmiştir.

2.7.4. MİNİ VİDALARIN GÖVDE FARKLILIKLARINI İNCELEYEN ÇALIŞMALAR

Kim ve ark. (65) silindirik ve konik gövde yapısına sahip mini vidaların mekanik ve histolojik özelliklerini incelemişlerdir. Bu çalışma için 1.6 mm çapta ve 6.0 mm uzunlukta (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) vidalar kullanılmış olup; MYT, MÇT, tork oranı (TO: MÇT/MYT), rezonans frekansı analizi (RFA) ve histomorfometrik analizler (kemik-implant kontağı ve kemik alanı) değerlendirilmiştir. Sonuçlara göre konik vidalar silindirik vidalara göre daha fazla MYT ve MÇT değeri göstermiştir. Her iki grup arasında RFA, BIC (bone to implant contact), ve BA (bone area) değerleri arasında fark bulunamamıştır. Araştırmacılar, konik vidalar her ne kadar daha iyi primer stabilite gösterse de yiv yapısının geliştirilmeye ihtiyaç duyduğunu ve çıkarma sırasında oluşan fazla tork kuvvetinin elimine edilmesi gerektiğini belirtmiştir.

Cha ve ark. (68) yaptıkları çalışmada konik ve silindirik mini vidaların primer ve sekonder stabilite özelliklerini karşılaştırmıştır. Toplamda 48 vidayı köpek mandibulası üzerinde bukkal alveoler kemiğe yerleştirmiş ve tork ölçer tornavida (Mark-10, MGT 50, USA) ile hem MYT hem de yüklemmeden sonraki 3. ve 12. haftalardaki MÇT değerlerini ölçmüşlerdir. Konik vidalar (22.3 Ncm) silindirik vidalara göre (13.6 Ncm) daha yüksek MYT değerine sahiptir. 3. haftada ölçülen MÇT değerlerine bakıldığında konik vidalar daha yüksek MÇT değerine sahiptir. 12. haftada ölçülen MÇT değerlerinde ise her iki mini vida arasında anlamlı fark yoktur.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

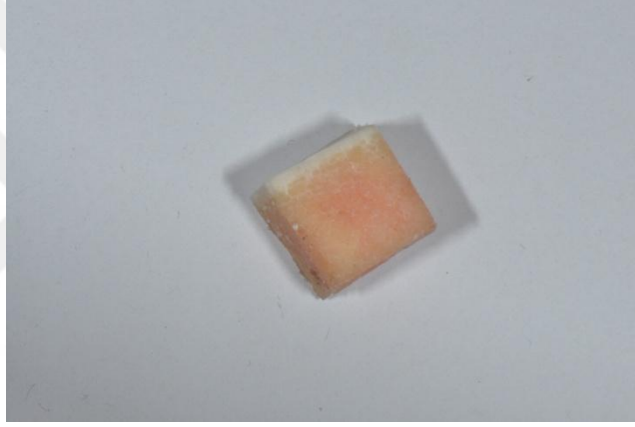
3.1. GEREÇLER

3.1.1. KEMİK MODELİ

Çalışmada kullanılan taze kemikler, herhangi bir hastalığı bulunmayan hayvanları kullanarak sertifikalı ürünler sunan güvenilir et ve et ürünleri firmalarından elde edilmiştir. Bütün sığır kalça kemik blokları belirlenen ölçülerde özel olarak kesilmiştir. Kemik modelleri; eni, boyu ve yüksekliği 15'er mm olacak şekilde hazırlanmıştır (Şekil 3.1, Şekil 3.2). Bu kemiklerin kortikal kısmının 1,5-2 mm arasında olmasına dikkat edilmiştir. Bu değerler insan çenelerinin KKK değerleri ile uyumludur (72,95,98,99). Deney tamamlanmasına kadar nemli bezler ile kilitli poşet içerisinde saklanmış, -5 °C de dondurulmuştur. Dondurma işlemi kemiğin elastik özelliklerini olumsuz olarak etkilememektedir (185).



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



Şekil 3.2. Kemik modelinin yandan görünümü

3.1.2. MİNİ VİDALAR

Çalışmamızda;

- * 1,4 mm çapında 8 mm uzunluğunda (1,4x8) titanyumdan üretilen ve self-drilling özelliğe sahip 72 adet silindirik Dual-Top (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) mini vida (Şekil 3.3)
- * 1,4 mm çapında 8 mm uzunluğunda (1,4x8) titanyumdan üretilen ve self-drilling özelliğe sahip 72 adet silindirik Abso-Anchor (Dentos, Korea) mini vida (Şekil 3.4)

* 1,4 mm çapında 8 mm uzunluğunda (1,4x8) titanyumdan üretilen ve self-drilling özelliğe sahip 72 adet konik Abso-Anchor (Dentos, Korea) mini vida kullanılmıştır (şekil 3.5).



şekil 3.3. Dual-Top silindirik mini vida



şekil 3.4. Abso-Anchor silindirik mini vida



şekil 3.5. Abso-Anchor konik mini vida

3.1.3. MİNİ VIDA UYGULAMA VE ÇIKARMA TORNAVİDASI

Çalışmamızda kemik yüzeylerine mini vidaların yerleştirilmesi ve çıkarılması sırasında her iki marka mini vida için (Dual-Top ve Abso-Anchor) zel olarak üretilmiş yerleştirme ve çıkarma tornavidaları kullanılmıştır (şekil 3.6 ve şekil 3.7).



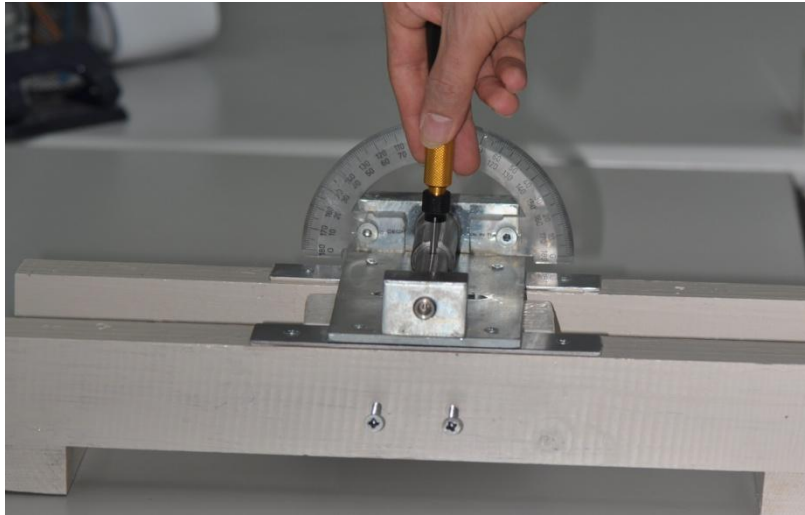
şekil 3.6. Dual-Top mini vidalar için kullanılan tornavida



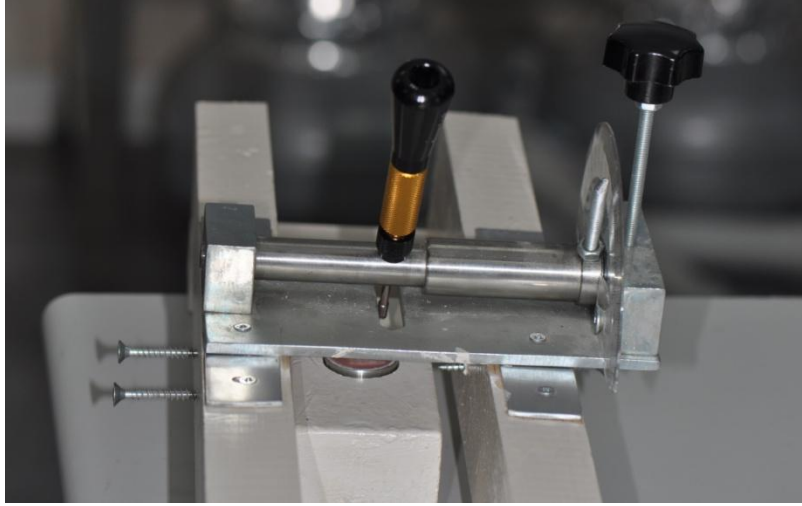
Şekil 3.7. Abso-Anchor mini vidalar için kullanılan tornavida

3.1.4. MİNİ VİDA UYGULAMA SEHPASI VE AÇILI APARAT

Çalışmamız sırasında kemik modellere mini vidaları yerleştirirken kemik modelini sabitlemek ve tornavida açılmasını sağlıklı olarak yapabilmek amacıyla Uyar'ın (186) kullandığına benzer bir düzenek planlandı (Şekil 3.8 ve 3.9). Ahşap bir iskele üzerine yerleştirdiğimiz açıölçer, tornavida taşıyıcı sistem ile birleştirildi. Bu sayede her türlü açıda mini vida uygulamasının, elle yapılabileceğinden daha hassas bir düzende yapılması sağlandı. Ayrıca ahşap iskelenin orta bölgesine iki taraflı yerleştirilen 3 adet uzun vida sayesinde ve modellere uygun hazırlanmış tahta aparatla, kemik modellerini istenilen pozisyonda sabitleme imkanı elde edilmiştir.



Şekil 3.8. Açılı aparatın önden görünümü



Şekil 3.9. Açılı aparatın yandan görünümü

3.1.5. TORK ÖLÇER TORNAVİDA

Mini vidaların maksimum yerleştirme tork değerlerinin ölçülmesinde dijital tork ölçer tornavida (Checkline TSD 50, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Dijital tork ölçer tornavida (Checkline TSD 50, ABD)

3.1.6. KUVVET TESTİ CİHAZI

Kuvvet testi, fakültemizde bulunan dijital mekanik test cihazı (M500, 25kN, Testometric, Rochdale, Lancashire, İngiltere) ile gerçekleştirildi (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Testometric cihazı

3.2. YÖNTEM

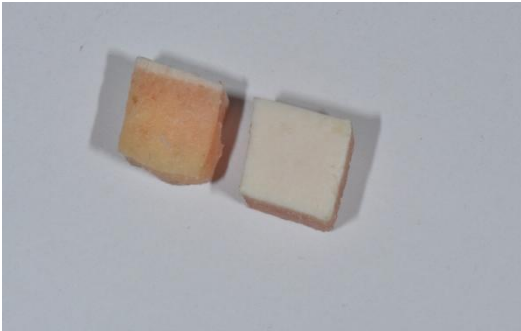
3.2.1. KEMİK ÖRNEKLERİNİN SEÇİLMESİ VE HAZIRLANMASI

Taze sığır kalça kemikleri, Çukurova Üniversitesi Teknokent bünyesinde bulunan motorlu et kemik testeresi (Şekil 3.12) yardımıyla, kullanılacak kısımları ana kemikten kesilerek ayrılmıştır. Kemik örneklerinin kortikal kısmının 1,5-2 mm arasında olmasına dikkat edilmiş ve eni,boyu, yüksekliği 15'er mm olacak şekilde kesilmiştir.



Şekil 3.12. Motorlu et kemik testeresi

Elde edilen kemikler, sıvı kıvamda hazırlanan soğuk akrilik (Imicryl, Londra, İngiltere) içerisine, üst yüzeyi tamamen dışarıda kalacak şekilde metal şablonların içine gömülmüştür (Şekil 3.13, 3.14, 3.15, 3.16, 3.17).



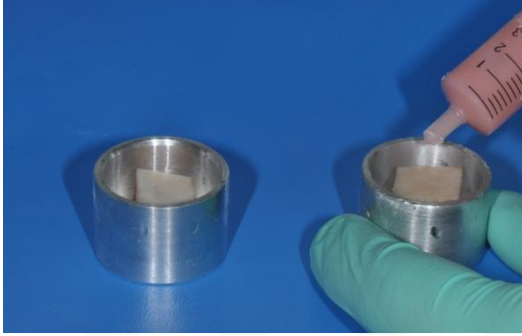
Şekil 3.13. Elde edilen kemik örnekleri



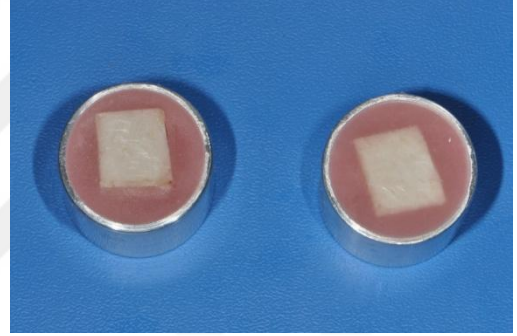
Şekil 3.14. Metal şablon



Şekil 3.15. Kemik modellerin akriliğe gömülmeden önceki görünümü



Şekil 3.16. Kemik modellerin akriliğe gömülmesi



Şekil 3.17. Akrile gömülmüş kemik modelleri

3.2.2. KEMİK ÖRNEKLERİNE MİNİ VİDALARIN YERLEŞTİRİLMESİ

Çalışmamızda 72 adet Dual-Top silindirik, 72 adet Abso-Anchor silindirik ve 72 adet Abso-Anchor konik olmak üzere toplamda 216 mini vida kullanılmıştır. Mini vidalar kemiğe 30°, 45°, 60° ve 90° açıyla yerleştirilmiştir.

Tablo 3.1. Mini vida grupların dağılımı

Grup Numarası	Mini Vida Grubu	Yerleştirme Açısı	Mini Vida Sayısı
1	Dual-Top Silindirik	30°	18
2	Dual-Top Silindirik	45°	18
3	Dual-Top Silindirik	60°	18
4	Dual-Top Silindirik	90°	18
5	Abso-Anchor Silindirik	30°	18
6	Abso-Anchor Silindirik	45°	18
7	Abso-Anchor Silindirik	60°	18
8	Abso-Anchor Silindirik	90°	18
9	Abso-Anchor Konik	30°	18
10	Abso-Anchor Konik	45°	18
11	Abso-Anchor Konik	60°	18
12	Abso-Anchor Konik	90°	18

Self-drilling özelliğe sahip tüm mini vidalar rehber delik açılmadan kliniğimizde geliştirdiğimiz açılı mini vida yerleştirme aparatı (Şekil 3.8) ile kemik bloklarına yerleştirilmiştir.

3.2.3. MAKSİMUM YERLEŞTİRME TORKU DEĞERLERİNİN ÖLÇÜLMESİ

Yapılan pilot çalışmada mini vidaların kemiği delerek ilk girişinde ortaya çıkan MYT değerinin, son turlarda ortaya çıkandan her zaman daha az olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle, son turlar öncesine kadar yapılan uygulama mini vida uygulama ve çıkarma tornavidası ile gerçekleştirilmiştir. Tork ölçümü testi yapılabilmesi için mini vida son uygulanma mesafesinden daha az sıkılmıştır. Bırakılan mesafenin belirlenmesinde özel bir aparat kullanılmıştır. Bu mesafe 2 mm'dir. Bunun 1 mm'si tork ölçer tornavida kullanılarak sıkılmış ve maksimum uygulama torku kaydedilmiştir (Resim 3.19 ve 3.20). Kalan 1 mm'lik mesafe klinik olarak dişetinin bulunduğu bölgeyi temsil etmektedir.



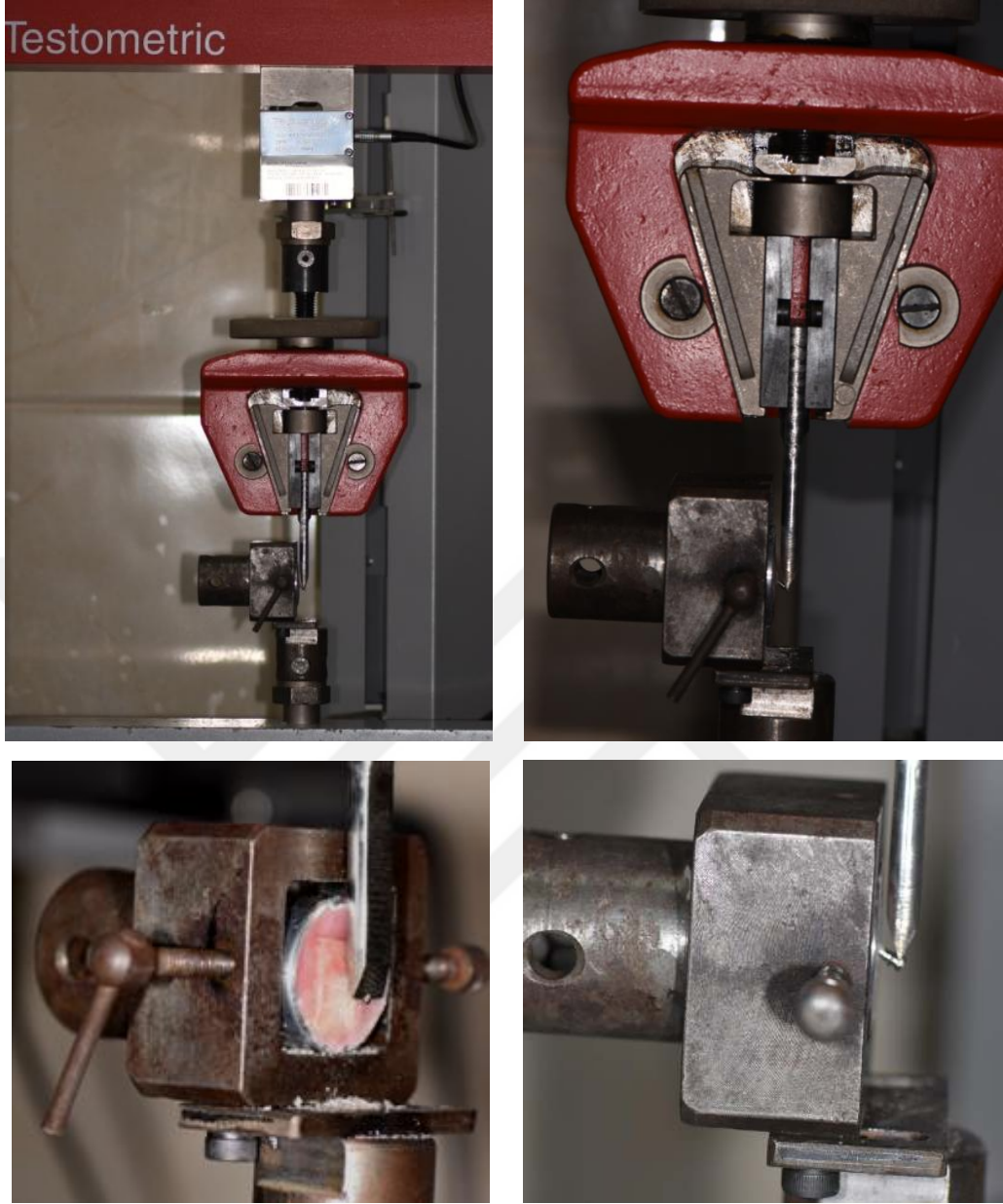
Şekil 3.18. Maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi (60° yerleştirme açısı)



Şekil 3.19. Maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi (90° yerleştirme açısı)

3.2.4. KUVVET DİRENCİ TESTİNİN UYGULANMASI VE DEĞERLERİN ÖLÇÜLMESİ

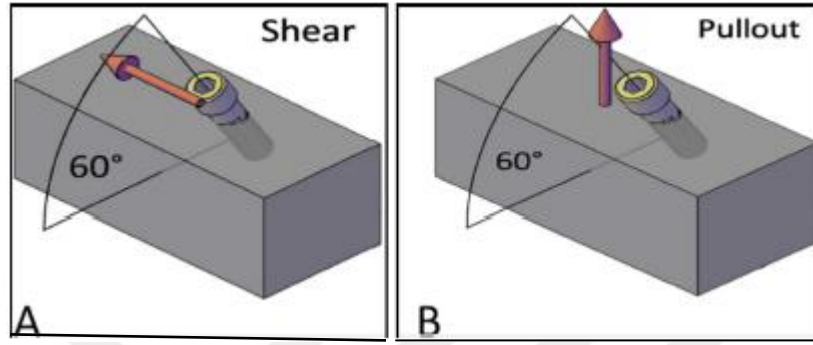
Kuvvet direnci testi Testometric cihazında gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.21). Cihazın biri sabit diğeri hareketli iki parçası bulunmaktadır. Sabit olan parçaya metal adaptör yardımı ile deneyi yapılacak örnek yerleştirilmiştir. Hareketli olan ve hangi mesafede duracağı ayarlanabilen üst parçaya bağlanan kuvvet aktarıcılar yardımı ile her bir vida başına 1,5 mm yer değiştirinceye kadar kuvvet uygulanmıştır ve gösterdikleri maksimum direnç Ncm cinsinden kaydedilmiştir.



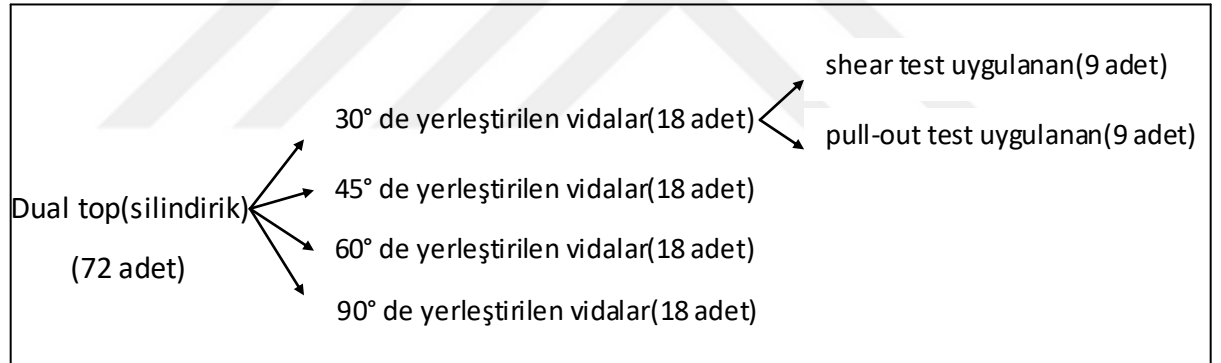
Şekil 3.20. Testometric cihazında kuvvet direnci testinin uygulanması

Çalışmamızda 72 adet Dual-Top silindirik, 72 adet Abso-Anchor silindirik ve 72 adet Abso-Anchor konik olmak üzere toplamda 216 mini vida kullanılmıştır. Her bir mini vida grubu kemiğe 30°, 45°, 60° ve 90° açıyla yerleştirilmiştir dolayısıyla 18'er mini vidadan toplamda 12 grup oluşturulmuştur. Mini vidaların kuvvet direncini ölçmek için pull-out (tensile) ve shear testler kullanılarak iki farklı yönde kuvvet uygulanmıştır. Shear testte uygulanan kuvvet anteroposterior yöndedir, alveoler yüzeye paraleldir ve mini vida

angulasyonuna göre (okluzogingival yönde) farklı bir düzleme sahiptir. Pull-out testte ise uygulanan kuvvet mini vida angulasyonu ile aynı düzlemde (Şekil 3.22). 18 mini vidadan oluşan en küçük grupta 9 vidaya pull-out, 9 vidaya ise shear test uygulanmıştır (Şekil 3.23). Elde edilen değerler oluşturulan tabloya kaydedilmiştir.



Şekil 3.21: A: shear test B: pull-out test



Şekil 3.22: Kuvvet direnci testi uygulanan mini vidaların dağılımı

3.3. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Parametrelerin açılı grupları arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa

neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student t test kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4.BULGULAR

4.1. YERLEŞTİRME TORKU İLE İLGİLİ BULGULAR

Tablo 4.1: Gruplarda ayrı ayrı mini vida yerleştirme açılarına göre yerleştirme torkunun değerlendirilmesi

	Yerleştirme torku				P
	30°	45°	60°	90°	
Abso-Anchor konik	8,46±0,46	8,91±0,47	7,54±0,33	6,72±0,33	0,000*
Abso-Anchor silindirik	7,22±0,25	6,69±0,21	6,81±0,22	6,83±0,43	0,000*
Dual-Top silindirik	7,4±0,31	7,42±0,94	7,93±0,44	7,43±0,36	0,015*
<i>Oneway ANOVA Test</i>		* $p<0.05$			

Tablo 4.1a: Açık gruplarının post hoc değerlendirilmesi

		Abso-Anchor konik	Abso-Anchor silindirik	Dual-Top silindirik
30 ⁰	45 ⁰	0,007*	0,000*	1,000
	60 ⁰	0,000*	0,000*	0,032*
	90 ⁰	0,000*	0,001*	0,998
45 ⁰	60 ⁰	0,000*	0,591	0,040*
	90 ⁰	0,000*	0,450	1,000
60 ⁰	90 ⁰	0,000*	0,996	0,049*
Tukey HSD Test		* $p < 0.05$		

Abso-Anchor konik grubunda; mini vida yerleştirme açılarına göre yerleştirme torku ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$) (Tablo 4.1). Anlamlılığın hangi açılardan kaynaklandığının tespiti için yapılan

ikili karşılaştırmalar sonucunda; 90⁰'nin yerleştirme torku ortalaması, 30⁰, 45⁰ ve 60⁰'den anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0.05). 60⁰'nin yerleştirme torku ortalaması, 30⁰ ve 45⁰'den anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0.05). 30⁰'nin yerleştirme torku ortalaması, 45⁰'den anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0.05) (Tablo 4.1a).

Abso-Anchor silindirik grubunda; mini vida yerleştirme açılarına göre yerleştirme torku ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05) (Tablo 4.1). Anlamlılığın hangi açılardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 30⁰'nin yerleştirme torku ortalaması, 45⁰, 60⁰ ve 90⁰'den anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.05). 45⁰, 60⁰ ve 90⁰ arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05) (Tablo 4.1a).

Dual-Top silindirik grubunda; mini vida yerleştirme açılarına göre yerleştirme torku ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05) (Tablo 4.1). Anlamlılığın hangi açılardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 60⁰'nin yerleştirme torku ortalaması, 30⁰, 45⁰ ve 90⁰'den anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.05). 30⁰, 45⁰ ve 90⁰ arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05) (Tablo 4.1a).

4.2. KUVVET DİRENCİ İLE İLGİLİ BULGULAR (PULL-OUT VE SHEAR TEST)

Tablo 4.2: Gruplarda ayrı ayrı mini vida yerleştirme açılarına göre pull-out test sonuçlarının değerlendirilmesi

	Pull-out test				P
	30 ⁰	45 ⁰	60 ⁰	90 ⁰	
Abso-Anchor konik	100.200±7.759,5	170.840±8.412,3	131.377,7±13.500,8	106.888,8±20.310,6	0,000*
Abso-Anchor silindirik	136.500±20.500	139.877,7±35.155,6	124.588,8±30.914,6	83.111,11±21.525,8	0,000*
Dual-Top silindirik	130.288,8±22.999,2	147.411,11±20.196	133.350±32.877,8	75.588,89±20.381,4	0,000*

Oneway ANOVA Test

* p<0.05

Tablo 4.2a: Açı gruplarının post hoc değerlendirilmesi

Pull-out		Abso-Anchor konik	Abso-Anchor silindirik	Dual-Top silindirik
30 ⁰	45 ⁰	0,000*	0,994	0,465
	60 ⁰	0,000*	0,799	0,993
	90 ⁰	0,720	0,002*	0,000*
45 ⁰	60 ⁰	0,000*	0,650	0,626
	90 ⁰	0,000*	0,001*	0,000*
60 ⁰	90 ⁰	0,003*	0,017*	0,000*

Tukey HSD Test

* p<0.05

Abso-Anchor konik grubunda; mini vida yerleştirme açılarına göre pull-out testinde 1.5 mm yer değiştirme için uygulanan kuvvet ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05) (Tablo 4.2). Anlamlılığın hangi açılardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 45⁰'nin pull-out kuvvet ortalaması, 30⁰, 60⁰ ve 90⁰'den anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.05). 60⁰'nin ortalaması, 30⁰ ve 90⁰'den anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.05). 30⁰ ve 90⁰ arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05) (Tablo 4.2a).

Abso-Anchor silindirik grubunda; mini vida yerleştirme açılarına göre pull-out testinde 1.5 mm yer değiştirme için uygulanan kuvvet ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05) (Tablo 4.2). Anlamlılığın hangi açılardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 90⁰'nin pull-out kuvvet ortalaması, 30⁰, 45⁰ ve 60⁰'den anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0.05). 30⁰, 45⁰ ve 60⁰ arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05) (Tablo 4.2a).

Dual-Top silindirik grubunda; mini vida yerleştirme açılarına göre pull-out testinde 1.5 mm yer değiştirme için uygulanan kuvvet ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05) (Tablo 4.2). Anlamlılığın hangi açılardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 90⁰'nin pull-out kuvvet ortalaması, 30⁰, 45⁰ ve 60⁰'den anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur

($p < 0.05$). 30^0 , 45^0 ve 60^0 arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 4.2a).

Tablo 4.3: Gruplarda ayrı ayrı mini vida yerleştirme açılarına göre shear test sonuçlarının değerlendirilmesi

	Shear test				P
	30^0	45^0	60^0	90^0	
Abso-Anchor konik	59.544,4±13.215,8	100.560±15.203,7	87.300±8.675,7	99.711,1±33.855,7	0,000*
Abso-Anchor silindirik	62.311,11±4.536,6	90.933,3±10.396,6	98.388,89±6.594,4	97.244,4±15.415,8	0,000*
Dual-Top silindirik	92.033,33±7.128,3	103.300±29.559,9	89.711,1±12.358,2	74.250±24.257,5	0,041*
Oneway ANOVA Test		* $p < 0.05$			

Tablo 4.3a: Açık gruplarının post hoc değerlendirilmesi

Shear test		Abso-Anchor konik	Abso-Anchor silindirik	Dual-Top silindirik
30^0	45^0	0,001*	0,000*	0,649
	60^0	0,031*	0,000*	0,995
	90^0	0,001*	0,000*	0,270
45^0	60^0	0,512	0,414	0,501
	90^0	1,000	0,556	0,024*
60^0	90^0	0,566	0,995	0,389
Tukey HSD Test		* $p < 0.05$		

Abso-Anchor konik grubunda; mini vida yerleştirme açılarına göre shear testinde 1.5 mm yer değiştirme için uygulanan kuvvet ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p < 0.05$) (Tablo 4.3). Anlamlılığın hangi açılardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 30^0 'nin shear kuvvet ortalaması, 45^0 , 60^0 ve 90^0 'den anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur

($p<0.05$). 45^0 , 60^0 ve 90^0 arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.3a).

Abso-Anchor silindirik grubunda; mini vida yerleştirme açılarına göre shear testinde 1.5 mm yer değiştirme için uygulanan kuvvet ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$) (Tablo 4.3). Anlamlılığın hangi açılardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 30^0 'nin shear kuvvet ortalaması, 45^0 , 60^0 ve 90^0 'den anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p<0.05$). 45^0 , 60^0 ve 90^0 arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.3a).

Dual-Top silindirik grubunda; mini vida yerleştirme açılarına göre shear testinde 1.5 mm yer değiştirme için uygulanan kuvvet ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.041$; $p<0.05$) (Tablo 4.3). Anlamlılığın hangi açılardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 90^0 'nin shear kuvvet ortalaması, 45^0 'den anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p<0.05$). Diğer açı grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.3a).

4.3. ABSO-ANCHOR KONİK VE ABSO-ANCHOR SİLİNDİRİK GRUPLARIYLA İLGİLİ BULGULAR

Tablo 4.4: Abso-Anchor konik ve Abso-Anchor silindirik gruplarının karşılaştırılması

		Abso-Anchor konik	Abso-Anchor silindirik	P
		Ort±SS	Ort±SS	
30^0	Yerleştirme torku	8,46±0,46	7,22±0,25	0,000*
	Pull-out test	100.200±7.759,51	136.500±20.500	0,000*
	Shear test	59.544,4±13.215,82	62.311,11±4.536,64	0,561
45^0	Yerleştirme torku	8,91±0,47	6,69±0,21	0,000*
	Pull-out test	170.840±8.412,3	139.877,7±35.155,61	0,030*
	Shear test	100.560±15.203,74	90.933,3±10.396,63	0,136
60^0	Yerleştirme torku	7,54±0,33	6,81±0,22	0,000*
	Pull-out test	131.377,78±13.500,81	124.588,8±30.914,66	0,554
	Shear test	87.300±8.675,68	98.388,89±6.594,4	0,008*

90⁰	Yerleştirme torku	6,72±0,33	6,83±0,43	0,364
	Pull-out test	106.888,8±20.310,62	83.111,11±21.525,82	0,028*
	Shear test	99.711,1±33.855,67	97.244,4±15.415,83	0,845

Student t test

** p<0.05*

30⁰ mini vida yerleştirme açısında;

Abso-Anchor konik grubunun yerleştirme torku ortalaması, Abso-Anchor silindirik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0.000; p<0.05).

Abso-Anchor silindirik grubunun pull-out test ortalaması, Abso-Anchor konik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0.000; p<0.05).

Abso-Anchor silindirik ve Abso-Anchor konik grupları arasında shear test ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

45⁰ mini vida yerleştirme açısında;

Abso-Anchor konik grubunun yerleştirme torku ortalaması, Abso-Anchor silindirik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0.000; p<0.05).

Abso-Anchor konik grubunun pull-out test ortalaması, Abso-Anchor silindirik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0.030; p<0.05).

Abso-Anchor silindirik ve Abso-Anchor konik grupları arasında shear test ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

60⁰ mini vida yerleştirme açısında;

Abso-Anchor konik grubunun yerleştirme torku ortalaması, Abso-Anchor silindirik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0.000; p<0.05).

Abso-Anchor silindirik ve Abso-Anchor konik grupları arasında pull-out test ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Abso-Anchor silindirik grubunun shear test ortalaması, Abso-Anchor konik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.008$; $p<0.05$).

90° mini vida yerleştirme açısında;

Abso-Anchor silindirik ve Abso-Anchor konik grupları arasında yerleştirme torku ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Abso-Anchor konik grubunun pull out-test ortalaması, Abso-Anchor silindirik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.028$; $p<0.05$).

Abso-Anchor silindirik ve Abso-Anchor konik grupları arasında shear test ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

4.4. ABSO-ANCHOR SİLİNDİRİK VE DUAL-TOP SİLİNDİRİK GRUPLARIYLA İLGİLİ BULGULAR

Tablo 4.5: Abso-Anchor silindirik ve Dual-Top silindirik gruplarının karşılaştırılması

		Dual-Top Silindirik	Abso-Anchor Silindirik	P
		Ort±SS	Ort±SS	
30°	Yerleştirme torku	7,4±0,31	7,22±0,25	0,059
	Pull-out test	130.288,89±22.999,2	136.500±20.500	0,554
	Shear test	92.033,33±7.128,3	62.311,11±4.536,64	0,000*
45°	Yerleştirme torku	7,42±0,94	6,69±0,21	0,005*
	Pull-out test	147.411,11±20.196	139.877,78±35.155,61	0,585
	Shear test	103.300±29.559,9	90.933,33±10.396,63	0,254
60°	Yerleştirme torku	7,93±0,44	6,81±0,22	0,000*
	Pull-out test	133.350±32.877,8	124.588,89±30.914,66	0,568
	Shear test	89.711,11±12.358,2	98.388,89±6.594,4	0,082

90°	Yerleştirme torku	7,43±0,36	6,83±0,43	0,000*
	Pull-out test	75.588,89±20.381,4	83.111,11±21.525,82	0,458
	Shear test	74.250±24.257,5	97.244,44±15.415,83	0,029*

Student t test

** p<0.05*

30° mini vida yerleştirme açısında;

Abso-Anchor silindirik ve Dual-Top silindirik grupları arasında yerleştirme torku ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Abso-Anchor silindirik ve Dual-Top silindirik grupları arasında pull-out ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Dual-Top silindirik grubunun shear test ortalaması, Abso-Anchor silindirik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0.000; p<0.05).

45° mini vida yerleştirme açısında;

Dual-Top silindirik grubunun yerleştirme torku ortalaması, Abso-Anchor silindirik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0.005; p<0.05).

Abso-Anchor silindirik ve Dual-Top silindirik grupları arasında pull-out test ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Abso-Anchor silindirik ve Dual-Top silindirik grupları arasında shear test ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

60° mini vida yerleştirme açısında;

Dual-Top silindirik grubunun yerleştirme torku ortalaması, Abso-Anchor silindirik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0.000; p<0.05).

Abso-Anchor silindirik ve Dual-Top silindirik grupları arasında pull-out ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Abso-Anchor silindirik ve Dual-Top silindirik grupları arasında shear test ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

90° mini vida yerleştirme açısında;

Dual-Top silindirik grubunun yerleştirme torku ortalaması, Abso-Anchor silindirik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

Abso-Anchor silindirik ve Dual-Top silindirik grupları arasında pull-out test ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Abso-Anchor silindirik grubunun shear test ortalaması, Dual-Top silindirik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.029$; $p<0.05$).

5. TARTIŞMA

5.1. AMAÇ, GEREÇ VE YÖNTEMİN TARTIŞILMASI

Mini vida boyut ve dizaynı, kortikal kemiğin kalite ve kantitesi, yerleştirme torku, yerleştirme açısı, uygulama tekniği, yumuşak dokunun sağlığı gibi faktörler başlangıç stabilitesini etkilemektedir (3–6).

Günümüzde üreticiler tarafından farklı dizayn ve boyutlarda birçok çeşit mini vida ortodontistlerin kullanımına sunulmuştur. Bu mini vidalar self-drilling veya self-tapping olmaları, silindirik veya konik formda olmaları, simetrik veya asimetrik yivli oluşları, baş kısımlarının farklı şekillerde olmaları gibi temel özellikleri bakımından farklılıklar göstermektedir. Son yıllarda yapılan çalışmalara bakıldığında, az sayıda araştırmacının farklı mini vida tiplerinin biyomekanik özellikleri üzerinde çalıştığı görülmektedir (184).

Çalışmalar daha çok aynı mini vidanın klinik kullanımı için biyomekanik özelliklerini karşılaştırmaya yoğunlaşmıştır. Bu çalışmada kliniğimizde kullanılan Abso-Anchor vidalar ile Dual-Top marka mini vidalar karşılaştırılmıştır. Farklı markaları karşılaştırabilmek için Abso-Anchor silindirik ve Dual-Top silindirik mini vidalar kullanılmış ve diğer tüm özellikler aynı tutularak değerlendirilmiştir.

Ortodonti pratiğinde kullanılan mini vidalar silindirik veya konik gövde yapısıyla üretilmektedir. Yapılan çalışmalarda bu gövde yapıları primer ve sekonder stabilite açısından karşılaştırılmıştır. Bazı çalışmalarda konik vidalar silindirik olanlara göre daha üstün bulunurken (5,66), silindirik vidaların konik vidalardan üstün olduğunu bildiren çalışmalar (42) da vardır. Dolayısıyla literatürde bu konuda kesin bir doğru bulunmamaktadır. Bizim çalışmamızda da mini vidalar konik ve silindirik olarak karşılaştırılmış ve literatüre katkı sağlanmaya çalışılmıştır. Bunun için Abso-Anchor konik ve Abso-Anchor silindirik vidalar kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan Abso-Anchor (silindirik), Abso-Anchor (konik) ve Dual-Top (silindirik) mini vidaların hepsi 1,4 mm çapında ve 8 mm uzunluğundadır. Bu boyutları seçerken ortodonti pratiğinde en çok kullanılan vida boyutları göz önünde bulundurulmuştur ve bu boyutlar 3 vida grubunun da ortak olarak üretildiği boyutlardır. Literatürde yapılan çalışmalarda self-drilling vidalar genellikle daha başarılı bulunmuş olup (74–76) kliniğimizde de bu yöntem tercih edildiğinden, çalışmadaki vidalar da self-drilling özellikte seçilmiştir.

Bugüne kadar yapılan çalışmalarda, mini vida yerleştirilecek kemik modeli olarak domuz kalça kemiği (5,6,85), köpek maksilla, mandibula ve tibia kemiği (79,146,180,187,188), tavşan nazal kemiği (160), sığır kalça ve femur kemiği (80,189) gibi hayvan kemikleri, insan kadavra kemikleri (4,54,92,159,178,181) ve yapay kemikler (59,190) kullanılmıştır. Çalışmamızdaki mini vidalar ise laboratuvar ortamında sığır kalça kemiğinden elde edilen örneklerle uygulanmıştır. Sığır kalça kemiğinin kortikal kemik kalınlığı, iliosakral eklemden 0,5 mm – 1 mm ile başlayıp, kalça eklemine doğru kalınlaşmaktadır (2,0 mm – 3,0 mm). Çalışmamızda kullandığımız kemikler, KKK 1,5-2 mm olacak şekilde kesilmiştir. Bu değerler, insan üst çene ve alt çene KKK değerleri ile uyumludur (72,94,95).

Bu in vitro çalışma, kuvvet uygulaması sonucu mini vidanın kemik dokusu üzerinde oluşturmaları muhtemel biyolojik değişiklikleri açığa kavuşturmamaktadır. Ancak, kemik iyileşmesi ve osseointegrasyon için bekleme dönemi gerektiren dental implantların aksine, mini vidaların stabilitelelerini kortikal kemik ile yaptıkları mekanik kilitlenmeden aldıkları belirtilmektedir (24,149). Bu nedenle, mini vidalar ile yapılan in vitro çalışmaların, canlı dokular üzerinde anında yükleme ile oluşacak kuvvet direncini hemen hemen aynı şekilde yansıtabileceği düşünülmektedir.

Yerleştirme açısının başlangıç stabilitesine olan etkisini değerlendirmek için çalışmamızdaki mini vidalar 4 farklı yerleştirme açısı (30°, 45°, 60° ve 90°) ile kemik yüzeylerine uygulanmıştır. Literatürde birçok çalışma açılı yerleştirmenin avantajlarını savunurken (7,8,95,133,180), açılı yerleştirmenin fazladan bir avantaj sağlamadığını belirten yazarlar da mevcuttur (181). Çalışmamızda açılı aralığını geniş tutmamızın amacı elde ettiğimiz sonuçları ortodonti pratiğine yansıtıp yansıtamayacağımızı ölçmek ve literatür ile karşılaştırabilmektir.

Bugüne kadar mini vidaların başlangıç stabilitelelerini inceleyen çalışmalarda histolojik incelemeler, perküsyon testi, Periotest cihazı (79,80,160) ile yapılan ölçümler, rezonans frekans analizi (170,175,191,192), maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi (6,71,77,85), maksimum çıkarma torkunun ölçülmesi (59,168,171) ve kuvvet direnci ölçümü (4,92,159,178) (yükleme ve çekme-koparma testleri) gibi yöntemlerden yararlanılmıştır. Çalışmamızda mini vidaların başlangıç stabilitelelerini analiz etmek için bu yöntemlerden yerleştirme torku ölçümleri, kuvvet direnci testi (pull-out test ve shear test) gerçekleştirilmiştir.

Yerleştirme torku, mini vidanın kemiğe yerleştirilebilmesi için gereken rotasyonel kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Başlangıç stabilitesinin veya diğer bir tanımla vidalama ile elde edilen mekanik tutunmanın değerlendirilmesinde sıkça kullanılan yöntemlerden biridir (5,6,9,71,193). Literatürde sıklıkla uygulanmış olan bu ölçüm çalışmamızda da gerçekleştirilmiştir. Mini vidaların maksimum yerleştirme torklarının ölçümünde 0,1 Ncm değer aralığına sahip dijital tork ölçer tornavida (Checkline TSD 50, USA) kullanılmıştır.

Mini vida stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılan bir diğer yöntem de kuvvet direncinin ölçülmesidir. Çalışmamızda mini vidaların maksimum yerleştirme torku ölçüldükten sonra, kuvvet dirençleri pull-out ve shear testleri ile analiz edilmiştir. Literatür değerlendirildiğinde pull-out ve shear testle ilgili yapılan az sayıda çalışma vardır (111,182,183). Pull-out dayanımları shear kuvvet dayanımından daha fazla değerlendirilmiş olsa da yine de yetersizdir. Klinikte mini vida kullanım alanlarını değerlendirdiğimizde genellikle anteroposterior yönde kuvvet uygulanmaktadır (boşluk kapatma, boşluk açma vb.). Bu durum, shear kuvvet testiyle ilgili daha fazla bilgiye ihtiyaç doğurmaktadır. Bu yüzden çalışmamızda shear test de ayrıntılı olarak değerlendirilmiştir. Ortodontik tedavilerde ağız içerisinde mini vidayı etkileyen kuvvetleri taklit etmek, ağız dışında uygulanan kuvvet direnci testleri ile mümkün olmaktadır (77,159,178). Kuvvet direnci testi için Testometric test cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz ile yükleme, çekme deneyleri yapılabilmektedir ve literatür taraması yapıldığında, Testometric test cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiş mini vidaların stabilitelerini değerlendiren çalışmalar mevcuttur (4,178,181). Yapılan çalışmalarda uygulanan kuvvetler genelde ağız içerisinde mini vidayı etkileyen kuvvetlerden fazla olmalarına rağmen, mini vidaların materyal özellikleri ve stabilitesi ile ilgili faydalı bilgiler verebilmektedir (159).

Bugüne kadar yapılan kuvvet direnci çalışmalarında mini vida başı 0,6 mm (178) ve 1,5 mm (92) yer değiştirinceye kadar kuvvet uygulanmıştır. Bizim çalışmamızda, mini vida başları 1,5 mm yer değiştirinceye kadar kuvvet uygulanmış ve mini vidaların gösterdikleri maksimum kuvvet direnç değerleri Ncm birimi ile kaydedilmiştir. Kuvvet direnci testinde 1,5 mm'lik yer değiştirme miktarının seçilmesinin nedeni mini vidada yükleme sonucu oluşan 1,5 mm'lik hareket miktarının, klinikte mobil hale gelen ve dolayısıyla başarısız olan mini vidayı temsil edebilecek değerde olmasıdır (92). Bu testin gerçekleştirildiği 1,5 mm'lik yer değiştirme miktarı, daha önceden yapılmış mini vidaların stabilitesini değerlendiren bazı çalışmalarda da kullanılmıştır (92,178).

Primer stabilite ve kuvvet direncinin dışında mini vida stabilitesini ve başarısını etkileyebilecek bazı faktörler de vardır. Bu faktörler, uygulanan ortodontik kuvvetin şiddeti ve şekli, hastanın yaşı ve oral hijyen durumu, yumuşak doku enflamasyonu gibi

durumlardır. Laboratuvar şartlarında bu faktörler devre dışı kalmaktadır fakat klinikte göz ardı edilmemelidir. Ayrıca, çalışmada kullanılan kemik modelleri canlı insan kemik dokusunu tam olarak yansıtmamaktadır.

5.2. BULGULARIN TARTIŞILMASI

5.2.1. YERLEŞTİRME TORKU İLE İLGİLİ BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

*Abso-Anchor konik grupta en fazla MYT değeri 45° de ($8,91 \pm 0,47$ Ncm), en düşük MYT değeri 90° de ($6,72 \pm 0,33$ Ncm) bulunmuştur ve her iki değer istatistiksel olarak anlamlıdır.

* Abso-Anchor silindirik grupta en fazla MYT değeri 30° de ($7,22 \pm 0,25$ Ncm) bulunmuştur ve istatistiksel olarak anlamlıdır. En düşük MYT değeri 45° de ($6,69 \pm 0,21$ Ncm) bulunmuş olup; 45°, 60° ve 90° arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

*Dual-Top silindirik grubunda en fazla MYT değeri 60° de ($7,93 \pm 0,44$ Ncm) bulunmuştur ve istatistiksel olarak anlamlıdır. En düşük MYT değeri 30° de ($7,4 \pm 0,31$ Ncm) bulunmuş olup; 30°, 45° ve 90° arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Bu sonuçlara göre tüm vidalar içinde en fazla yerleştirme tork değerine sahip olan grubun 45° de yerleştirilen Abso-Anchor konik grup olduğu görülmektedir ve bu bulgular istatistiksel olarak anlamlıdır.

Kim ve ark. (59) 2009 yılında yaptıkları çalışmada silindirik, konik ve dual yivli vidaları karşılaştırmışlar ve en düşük MYT'nu silindirik vidalarda bulurken, en yüksek MYT değerlerinin konik vidalarda olduğunu belirtmişlerdir. Literatürde konik vidaların silindirik olanlara göre daha fazla MYT değeri gösterdiğini belirten başka çalışmalar da mevcuttur (5,65,68,179). Bizim çalışmamızda da en yüksek MYT değerleri konik grupta bulunmuştur ve literatürdeki bu çalışmaların sonuçlarıyla örtüşmektedir. Lim ve ark. (52) vidalamanın başında silindirik vidaların, sonlarında ise konik vidaların daha fazla MYT değeri gösterdiğini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda vidalamanın sonlarındaki değerler baz alınmıştır dolayısıyla konik vidaların vidalama sonlarında daha fazla MYT

göstermesi çalışmamızla örtüşmektedir. Cha ve ark. (68) yaptıkları çalışmada 1., 3. ve 12. haftada konik ve silindirik vidaların MYT değerlerini ölçtükleri çalışmalarında 1. ve 3. haftada konik vidaları üstün bulurken; 12. haftada iki grup arası MYT açısından fark olmadığını belirtmiştir. Bizim çalışmamızda uygulanan kuvvet immedat kuvveti taklit etmektedir dolayısıyla konik vidaların MYT açısından üstünlüğü çalışmamızla örtüşmektedir.

Çalışmamızda elde edilen maksimum yerleştirme torklarına bakıldığında en yüksek değerlerin genel olarak açılı yerleştirmelerde olduğu (45°), en düşük değerlerin ise 90° de olduğu görülmektedir. Başlangıç stabilitesi açısından üstünlük gösteren bu bulgu, mini vidaların açılı yerleşimini savunan çalışmalar ile paralellik göstermektedir (7,95,180). Mini vidaları açılı yerleştirmenin kortikal kemikle temas miktarını artırma, diş köklerine temas ihtimalini azaltma gibi önemli avantajlarının olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (46,109,123,194). Deguchi ve ark. (95) mini vidanın kortikal kemiğe eğimli yerleştirilmesinin, mini vidanın kortikal kemik temasını ve yerleştirme torkunu artırarak mini vida stabilitesini olumlu yönde etkileyebileceğini rapor etmişlerdir.

Wu ve ark. (184) infrazigomatik implantların horizontal ve vertikal rezistanslarını değerlendirdikleri çalışmalarında 3 farklı marka mini vida kullanmıştır ve bunlardan biri silindirik özellikte Abso-Anchor vidalardır. Bu vidaların kaydedilen MYT değeri ortalama 6,2 Ncm'dir. Yazarlar bu çalışmada yapay kemik kullanmış ve vidaları hangi açıda yerleştirdiklerini belirtmemişlerdir ve elde edilen değerler bizim çalışmamızla benzerdir. Wilmes ve ark. (7) çalışmalarında silindirik Dual-Top vidaları 7 farklı açıda yerleştirmiş ve MYT değerlerini ölçmüştür. Buna göre en yüksek MYT'nu 60° ve 70° de (16,7 Ncm) , en düşük MYT'nu 30°de (10,9 Ncm) bulmuşlardır. En yüksek MYT değerinin elde edildiği açı değerleri çalışmamızla örtüşmektedir fakat ölçülen MYT değerleri bizim bulgularımızdan daha fazladır. Bunun nedeni bu çalışmada kullanılan vida boyutlarının 2×10 mm olması olabilir çünkü vidaların çap ve boyunun artmasının MYT'nu arttırdığı bilinmektedir (9,39,52).

5.2.2. PULL-OUT TEST SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

*Abso-Anchor konik grupta en yüksek değer 45° de ($170.840 \pm 8.412,3$ Ncm) bulunmuştur ve istatistiksel olarak anlamlıdır. En düşük değer 30° de ($100.200 \pm 7.759,5$ Ncm) bulunmuş olup; 30° ve 90° arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.

*Abso-Anchor silindirik grupta en yüksek değer 45° de ($139.877,78 \pm 35.155,6$ Ncm) bulunmuş olup; 30°, 45° ve 60° arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. En düşük değer 90° de ($83.111,11 \pm 21.525,8$ Ncm) bulunmuştur ve istatistiksel olarak anlamlıdır.

*Dual-Top silindirik grubunda en yüksek değer 45° de ($147.411,11 \pm 20.196$ Ncm) bulunmuş olup; 30°, 45° ve 60° arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. En düşük değer 90° de bulunmuştur ($75.588,89 \pm 20.381,4$ Ncm) ve istatistiksel olarak anlamlıdır.

Mischkowski ve ark. (182) dört farklı mini vidanın (Aarhus, FAMI, Dual-Top ve Spider) biomekanik özelliklerini karşılaştırarak primer stabiliteyi incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda konik ve drill-free mini vidaların primer stabiliteyi, silindirik ve self-tapping olanlara göre daha iyidir. Bu çalışmanın sonuçlarıyla uyumlu olarak bizim çalışmamızda kullanılan vidalar da drill-free gruptadır ve en yüksek kuvvet direncini konik vidalar göstermiştir.

Silindirik özellikte Abso-Anchor marka vidaların kullanıldığı bir çalışmada (184), bu vidaların pull-out dayanımı 142,5 N bulunmuştur ve bizim 45° de aynı vidalar için elde ettiğimiz değere (139.877 Ncm) yakın bir sonuçtur. Yazarlar vidaları hangi açıda yerleştirdiklerini belirtmemişlerdir.

Xu ve ark. (195) toplamda 48 vidayı 30°, 50°, 70° ve 90° olmak üzere 4 farklı açıda yerleştirmiş ve pull-out dayanımlarını ölçmüştür. En yüksek değerler 50° ve 70° lere elde edilmiştir ve aralarında istatistiksel anlamda fark yoktur. 90° deki değerler istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Yazarlar daha iyi primer stabilite için vidaları dik yerleştirmektense açılı yerleştirmeyi önermişlerdir. Vidaları kemiğe açılı yerleştirmenin daha fazla kemik-implant teması dolayısıyla daha iyi primer stabilite sağladığını savunan başka çalışmalar da mevcuttur (95,109). Bizim çalışmamızda elde edilen değerlere bakıldığında en fazla kuvvet dayanımı 45° de olmakla beraber

genellikle en düşük değerler 90° de görülmektedir ve bahsedilen çalışmalarla uyumludur.

Araghbidikashani ve ark. (10) 64 adet Dual-Top (1.6×6 mm) mini vidayı koyun mandibula kemiklerine 30°, 45°, 60° ve 90° açıyla yerleştirmiş ve primer stabilitelerini ölçmek amaçlı pull-out ve shear test uygulamıştır. Pull-out testinin sonuçlarına göre en yüksek kuvvet dayanımı 90° de, en düşük kuvvet dayanımı ise 30° de bulunmuştur ve 30°, 45°, 60° arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Bizim çalışmamızda Dual-Top silindirik grubunun sonuçlarına göre en yüksek değer 45° de bulunmuş olup; 30°, 45°, 60° arasında fark yoktur ve 90° deki değer diğer açılardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşüktür. Dolayısıyla bizim çalışmamızda, bahsedilen çalışmadan farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bu çalışmada taze koyun kemikleri kullanılmış, vidanın çapı ve boyu farklı tutulmuş (1.6×6 mm) ve vida tamamen boşa çıkana kadar kuvvet uygulanmıştır. Kemikte bulunan kortikal kısmın kalınlığı başlangıçta standardize edilmemiş ve vidalar yerleştirildikten sonra radyograflar yoluyla belirlenmiştir. Bizim çalışmamızda vidalar 1.4×8 mm boyutlarında kullanılmış olup, sığır kemiklerine önceden standart KKK belirlenerek yerleştirilmiş ve vidalara 1,5 mm yer değiştirinceye kadar kuvvet uygulanmıştır. Ortaya çıkan farklılık bu nedenlerden kaynaklanabilir.

Pickard ve ark. (159) mini vidaları insan kadavra kemiklerine 45° ve 90° ile yerleştirmiş ve primer stabilitelerini ölçmek için pull-out ve shear test uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda pull-out testte 90° yerleştirilen vidaların kuvvet dayanımını daha fazla bulmuşlardır. Yazarlar mini vidanın uzun eksenine ile uygulanan kuvvetin yönü birbirine yaklaştıkça vidanın stabilitesinin arttığını ve mini vida başarısızlığına karşı daha fazla direnç gösterdiğini, buna göre vidaları oblik yerleştirmenin perpendiküler (dik) yerleştirmeye göre daha az stabilite sağlayacağını belirtmişlerdir. Bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olan durum pull-out testinin yapılış şeklidir. Yazarlar vidanın yerleştirme angulasyonunu ve kuvvetin yönünü aynı tutmuştur (meziodistal yönde). Bizim çalışmamızda mini vidanın angulasyonu okluzogingival yönde, kuvvet vektörü ise meziodistal yönde yani okluzal düzleme paraleldir. Elde edilen farklı sonuçlar bu durumdan kaynaklanabilir.

5.2.3. SHEAR TEST SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

*Abso-Anchor konik grupta en yüksek değer 45° de ($100.560 \pm 15.203,7$ Ncm) bulunmuş olup; 45°, 60° ve 90° arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. En düşük değer 30° de ($59.544,44 \pm 13.215,8$ Ncm) bulunmuştur ve istatistiksel olarak anlamlıdır.

*Abso-Anchor silindirik grupta en yüksek değer 60° de ($98.388,89 \pm 6.594,4$ Ncm) bulunmuş olup; 45°, 60° ve 90° arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. En düşük değer 30° de ($62.311,11 \pm 4.536,6$ Ncm) bulunmuştur ve istatistiksel olarak anlamlıdır.

*Dual-Top silindirik grubunda en yüksek değer 45° de ($103.300 \pm 29.559,9$ Ncm) bulunmuş olup; 30°, 45° ve 60° arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. En düşük değer 90° de bulunmuştur ($74.250 \pm 24.257,5$ Ncm) ve istatistiksel olarak anlamlıdır.

Çalışmamızdaki shear test sonuçlarına baktığımızda en yüksek değer 45° de yerleştirilen Dual-Top silindirik grubu vidalarda ortaya çıkmıştır. Bu grubu 45° de yerleştirilen Abso-Anchor konik grubu izlemektedir ve her iki grup arasında önemli bir fark yoktur.

Abso-Anchor silindirik ve konik grupta 30° nin, Dual-Top grubunda ise 90° nin istatistiksel olarak önemli olacak şekilde düşük kuvvet dayanımı gösterdiğini söyleyebiliriz. Dolayısıyla bu bölümde aralarında istatistiksel anlamda fark olmayan fazla kuvvet dayanımı gösteren açılardan, belirgin ve anlamlı şekilde düşük kuvvet dayanımı gösteren bu açıları (30°, 90°) başka çalışmalarla kıyaslamak daha doğru olacaktır.

Araghbidikashani ve ark. (10) 64 adet Dual-Top (1.6×6 mm) mini vidayı koyun mandibula kemiklerine 30°, 45°, 60° ve 90° açıyla yerleştirmiş ve primer stabiliteyi ölçmek amaçlı pull-out ve shear test uygulamıştır. Shear test sonuçlarına göre en yüksek stabiliteyi 45° de bulurken, en düşük stabiliteyi 90° de bulmuşlardır ve bu sonuç bizim çalışmamızla örtüşmektedir.

Woodall ve ark. (181) insan kadavra kemikleri üzerinde mini vidaları 30°, 60° ve 90° açılarla yerleştirmiş, 0.6 mm yer değiştirinceye kadar kuvvet uygulamış ve kuvvet

dayanımlarını ölçmek için shear test sonuçlarını değerlendirmişlerdir. Buna göre en fazla kuvvet dayanımı 90°, en az kuvvet dayanımı 30° bulunmuş olup; 30° ve 60° arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Yazarlar 90° den daha az açıyla yerleştirilen vidaların ankraj sağlamada çok avantajlı olmadığını belirtmiştir. Bu bilgi tam olarak bizim çalışmamızla örtüşmemektedir. Bu çalışmada bizimkinden farklı olarak insan kadavra kemikleri kullanılmış, vidaları yerleştirmeden önce pilot delik açılmış ve vidalar 0.6 mm yer değiştirmiştir. Ortaya çıkan farklı sonuçlar bu faktörlere bağlı olabilir.

5.2.4. ABSO-ANCHOR KONİK VE ABSO-ANCHOR SİLİNDİRİK GRUPLARI ARASINDAKİ GÖVDE FARKLILIĞININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmamızda gövde yapısının mini vida stabilitesini etkileyip etkilemediğini görmek için Abso-Anchor silindirik ve Abso-Anchor konik grupları 30°,45°,60° ve 90° de ayrı ayrı karşılaştırılmış; MYT değerleri, pull-out ve shear test sonuçları değerlendirilmiştir.

30° de konik vidalar silindiriklerden daha fazla MYT değerine sahip olup daha düşük pull-out kuvvet dayanımı göstermiştir. Her iki grupta shear test sonuçları arasında anlamlı fark yoktur. 45° de konik vidalar silindiriklere göre daha yüksek MYT değerine ve pull-out dayanımına sahiptir fakat shear testte aralarında anlamlı fark yoktur. 60° de konik vidalar silindiriklere göre daha fazla MYT göstermiş fakat daha az shear kuvvet dayanımına sahiptir. Pull-out testinde aralarında anlamlı fark yoktur. 90° de konik ve silindirik vida grubu arasında MYT ve shear kuvvet dayanımı arasında fark yokken, pull-out dayanımında konik vidalar daha üstün bulunmuştur.

Her iki grubun MYT değeri, pull-out ve shear test sonuçlarından elde edilen verilere bakıldığında, en yüksek değerlerin çoğunlukla 45° yerleştirme açısında elde edildiği görülmektedir. Literatürde vidaları açılı yerleştirmenin dik (90°) yerleştirmeye göre üstünlüğünü bildiren çalışmalar mevcuttur (7,46,95,109,123,180,194). Bununla birlikte aşırı açılı (30°) yerleştirmenin de mini vidanın kemiğe yerleştirilmesi sırasında kaymalara neden olabileceği, bunun stabilizeyi azaltabileceği ve bu durumu önlemek için de ekstra rehber delik açma ihtiyacı doğuracağı da yapılan çalışmalarda

bildirilmiştir (7). Her iki belirtilen durum da bizim çalışmamızdaki sonuçlarla benzerdir ve özellikle 30° açıyla vidayı kemiğe yerleştirme sırasında kayma problemiyle karşılaşmıştır. Dolayısıyla her iki vida grubunu daha sağlıklı karşılaştırmak için öncelikle 45° açıdaki değerler göz önüne alınmalıdır. Buna göre çalışmamızda konik gövde yapısına sahip mini vidalar silindirik olanlardan daha başarılı bulunmuştur ve bu sonuç literatürle uyumludur (5,59,65,68,179).

5.2.5. ABSO-ANCHOR (SİLİNDİRİK) VE DUAL-TOP (SİLİNDİRİK) MARKALARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Çalışmamızda, sık kullanılan iki farklı marka mini vida boy, çap ve gövde yapısı aynı tutularak 30°, 45°, 60° ve 90° de ayrı ayrı karşılaştırılmış; MYT değerleri, pull-out ve shear test sonuçları değerlendirilmiştir.

30° de MYT ve pull-out kuvvet dayanımı açısından her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Shear testte Dual-Top grubu daha yüksek dayanım göstermiştir, 45° de Dual-Top grubu daha fazla MYT gösterirken, pull-out ve shear kuvvet dayanımları arasında her iki grup arasında anlamlı fark yoktur. 60° de Dual-Top grubu daha fazla MYT gösterirken, pull-out ve shear kuvvet dayanımları arasında her iki grup arasında anlamlı fark yoktur. 90° de Dual-Top grubu daha fazla MYT değerine sahiptir. Pull-out kuvvet testinde her iki grup arasında fark yokken, shear testte Abso-Anchor grubu daha üstündür.

30° yerleştirme açısının aşırı eğimli olmasından dolayı tavsiye edilmemesi (7), açılı yerleştirmenin dik (90°) yerleştirmeye tercih edilmesi (7,46,95,109,123,180,194), yaptığımız çalışmada tüm veriler değerlendirildiğinde en düşük değerlerin yine bu iki açıda görülmesi nedeniyle Abso-Anchor (silindirik) ve Dual-Top (silindirik) gruplarının karşılaştırılmasında 45° ve 60° yerleştirme açlarına bakılması klinik kullanım açısından daha doğru sonuçlar verecektir. Bununla birlikte her iki grupta tüm verilere bakıldığında primer stabilite açısından daha yüksek değerler çoğunlukla 45° yerleştirme açısında gözlenmiştir. Bu açıdaki değerlere bakıldığında her iki grup arasında kuvvet direnci açısından fark olmamakla birlikte Dual-Top silindirik marka vidalar daha fazla

MYT göstermiştir. Çalışmamızda Dual-Top silindirik vidalar az fark olmakla birlikte Abso-Anchor silindirik vidalardan daha başarılı bulunmuştur. Literatürde bu iki grubu karşılaştıran başka çalışma olmadığı için kıyaslama yapılamamıştır.

6. SONUÇLAR

1- Mini vidaları yerleştirmek için seçilen açılardan (30°, 45°, 60°, 90°) primer stabilitesi en yüksek olan açı 45° dir.

2- Mini vidaların gövde yapısı değerlendirilmiş ve konik vidalar silindirik olanlardan daha üstün bulunmuştur.

3-Abso-Anchor konik vidalar Abso-Anchor silindirik vidalardan daha üstün bulunmuştur. Dual-Top silindirik vidalar da fark az olmakla birlikte Abso-Anchor silindirik vidalardan daha üstün bulunmuştur.

4-Tüm gruplar ve açılar değerlendirildiğinde mini vidalar anteroposterior yönde uygulanan kuvvetlere, okluzogingival yönde uygulananlara göre daha az direnç göstermiştir.

5- Mini vidaların yerleştirme açısı ve gövde yapısı MYT ve kuvvet direnci üzerinde etkilidir.

7. KAYNAKLAR

1. **Kanomi R.** Mini-implant for orthodontic anchorage. J Clin Orthod. **1997**;31:763–7.
2. **Lee S-J, Ahn S-J, Won Lee J, Kim S-H, Kim Seoul T-W.** Survival analysis of orthodontic mini-implants. Am J Orthod Dentofac Orthop. **2010**;137:194–9.
3. **Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T.** Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop. **2003**;124(4):373–8.
4. **Morarend C, Qian F, Marshall SD, Southard KA, Grosland NM, Morgan TA** Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop **2009**;136(2):224–9.
5. **Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY DD.** Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. J Orofac Orthop. **2008**;69:42–50.
6. **Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G DD.** Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. J Orofac Orthop. **2006**;67:162–174.
7. **Wilmes B, Su Y-Y DD.** Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. Angle Orthod. **2008**;78:1065–1070.
8. **Park HS, HwangBo ES KT.** Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. Am J Orthod Dentofac Orthop. **2010**;137:200–6.
9. **Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M SN.** Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. Clin Oral Implant Res. **2006**;17:109–114.
10. **Araghbidikashani M, Golshah A, Nikkardar N, Rezaei M.** In-vitro impact of

- insertion angle on primary stability of miniscrews. Am J Orthod Dentofac Orthop. **2016**;150(3):436–43.
11. **Huang L-H, Shotwell JL, Wang H-L.** Dental implants for orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop. **2005**;127(6):713–22.
 12. **Dincer M, Iscan HN.** The effects of different sectional arches in canine retraction. Eur J Orthod **1994**;16(4):317–23.
 13. **Thiruvengkatachari B, Pavithranand A, Rajasigamani K, Kyung HM.** Comparison and measurement of the amount of anchorage loss of the molars with and without the use of implant anchorage during canine retraction. Vol. 129, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. **2006**.
 14. **Sinha PK, Nanda RS.** Improving patient compliance in orthodontic practice. Semin Orthod **2000**;6(4):237–41.
 15. **Gainsforth B., Higley L.** A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. Am J Orthod Oral Surg. **1945**;31(8):406–17.
 16. **Linkow LI.** Implant-Orthodontics. J Clin Orthod. **1970**;12:685–705.
 17. **Celenza F, Hochman MN.** Absolute anchorage in orthodontics: direct and indirect implant-assisted modalities. J Clin Orthod, **2000**;34(7):397–402.
 18. **Sherman AJ.** Bone reaction to orthodontic forces on vitreous carbon dental implants. Am J Orthod. **1978**;74(1):79–87.
 19. **Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å.** Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: *I. Experimental Studies*. Scand J Plast Reconstr Surg. **1969**;3(2):81–100.
 20. **Creekmore TD, Eklund MK.** The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod. **1983**;17(4):266–9.
 21. **Roberts WE, Marshall KJ MP.** Rigid endosseous implant utilized as anchorage to

- protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod.* **1990**;60:135–52.
22. **Wehrbe H, Merz BR.** Aspects of the Use of Endosseous Palatal Implants in Orthodontic Therapy. *J Esthet Restor Dent.* **1998** Nov;10(6):315–24.
 23. **Block MS, Hoffman DR.** A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1995**;107(3):251–8.
 24. **Costa A, Raffaini M, Melsen B.** Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* **1998**;13(3):201–9.
 25. **Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H.** Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1999**;115(2):166–74.
 26. **Chung K-R, Kim Y-S, Linton JL, Lee Y-J.** The miniplate with tube for skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* **2002** Jul;36(7):407–12.
 27. **Cornelis MA, Scheffler NR, Mahy P, Siciliano S, De Clerck HJ, Tulloch JFC.** Modified Miniplates for Temporary Skeletal Anchorage in Orthodontics: Placement and Removal Surgeries. *J Oral Maxillofac Surg.* **2008**;66(7):1439–45.
 28. **De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S.** The Zygoma Anchorage System. *J Clin Orthod.* **2002**;36(8):455–9.
 29. **Erverdi N, Usumez S SA.** New generation open-bite treatment with zygomatic anchorage. *Angle Orthod.* **2006**;76:519–526.
 30. **Sherwood KH, Burch J TW.** Intrusion of supererupted molars with titanium miniplate anchorage. *Angle Orthod.* **2003**;73:597–660.
 31. **B. M.** Mini-implants: Where are we? *J Clin Orthod.*, **2005**;39:539–47.
 32. **Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ KS.** A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral*

- Maxillofac Implant. **2004**;19:100–6.
33. **Park H-S, Kyung H-M, Sung J-H.** A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage. *J Clin Orthod.* **2002**;36(10):592–6.
 34. **Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N.** Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2007**;36(8):695–9.
 35. **Kuroda S, Katayama A T-YT.** Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod.* **2004**;74:558–567.
 36. **Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ.** Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: A systematic review. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2009**;135(3):284–91.
 37. **Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P LN.** Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implant Res.* **2003**;14:515–527.
 38. **Reynders R, Ronchi L, Bipat S.** Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2009**;135(5):564.e1-564.e19.
 39. **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.
 40. **Carano A MB.** Implants in orthodontics. Interview. *Prog Orthod.* **2005**;6:62–69.
 41. **Cope JB.** Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift. *Semin Orthod.* **2005**;11(1):3–9.
 42. **Carano A, Lonardo P, Velo S IC.** Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod.* **2005**;6:82–97.
 43. **Liu T-C, Chang C-H, Wong T-Y, Liu J-K.** Finite element analysis of miniscrew

- implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2012**;141(4):468–76.
44. **Carano A, Velo S, Incorvati C PP.** Clinical applications of the miniscrew-anchorage system (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. *Prog Orthod.* **2004**;5:212–235.
 45. **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.
 46. **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 Dentofac Orthop.* **2007**;131(1):9–15.
 47. **Maino BG, Mura P, Bednar J.** Miniscrew implants: The Spider Screw anchorage system. *Semin Orthod.* **2005**;11(1):40–6.
 48. **Park Y-C, Lee S-Y, Kim D-H, Jee S-H.** Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2003**;123(6):690–4.
 49. **Berens A, Wiechmann D, Dempf R.** Mini- and Micro-screws for Temporary Skeletal Anchorage in Orthodontic Therapy. *J Orofac Orthop* **2006**;67(6):450–8.
 50. **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.
 51. **Chen C-H, Chang C-S, Hsieh C-H, Tseng Y-C, Shen Y-S, Huang I-Y, et al.** The Use of Microimplants in Orthodontic Anchorage. *J Oral Maxillofac Surg.* **2006**;64(8):1209–13.
 52. **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** Mar;78(2):234–40.

53. **Mortensen MG, Buschang PH, Oliver DR, Kyung H-M, Behrents RG.** Stability of immediately loaded 3- and 6-mm miniscrew implants in beagle dogs—a pilot study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2009**;136(2):251–9.
54. **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.
55. **Yerby S, Scott CC, Evans NJ, Messing KL CD.** Effect of cutting flute design on cortical bone screw insertion torque and pullout strength. *J Orthop Trauma.* **2001**;15:216–221.
56. **Ansell RH, Scales JT.** A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. *J Biomech.* **1968** Dec;1(4):279–302.
57. **Da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN et al.** A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth im-plants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implant.* **2004**;19:578–85.
58. **DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS JW.** Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma.* **1990**;4:169–74.
59. **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.
60. **Oh NH, Kim SH, Kook YA, Lee KH, Kang YG, Mo SS.** Removal torque of sandblasted large grit, acid etched treated mini-implant. *Korean J Orthod.* **2006**;36(5):324–30.
61. **Chaddad K, Ferreira AH, Geurs N, Reddy MS.** Influence of Surface Characteristics on Survival Rates of Mini-Implants. *Angle Orthod.* **2008** Jan;78(1):107–13.

62. **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.
63. **Oyonarte R, Pilliar RM, Deporter D, Woodside DG.** Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 2. Implant surface geometry and its effect on regional bone remodeling. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2005** Aug;128(2):182–9.
64. **Drago CJ DCR.** A retrospective analysis of osseointegrated NT implants in clinical practice: 1-year follow-up. *Int J Periodontics Restor Dent.* **2006**;26:336–45.
65. **Kim JW, Baek SH, Kim TW CY.** Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. *Angle Orthod.* **2008**;78:692–698.
66. **Cha J-Y, Kil J-K, Yoon T-M, Hwang C-J.** Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2010**;137(1):73–9.
67. **Poggio PM, Incorvati C, Velo S CA.** “Safe zones”: a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod.* **2006**;76:191–7.
68. **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.
69. **Christensen FB, Dalstra M, Sejling 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** Apr 25;9(2):97–103.
70. **Park H-S, Jeong S-H, Kwon O-W.** Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2006**;130(1):18–25.
71. **Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A SN.** Effect of cortical bone thickness and

- implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implant.* **2007**;22:779–784.
72. **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.
 73. **Chung K-R, Kim S-H, Kook Y-A.** The C-orthodontic micro-implant. *J Clin Orthod.* **2004** ;38(9):478-86-8.
 74. **Whang CZY, Bister D, Sherriff M.** An in vitro investigation of peak insertion torque values of six commercially available mini-implants. *Eur J Orthod.* **2011**;33(6):660–6.
 75. **Heidemann W, Gerlach KL, Gröbel K-H, Köllner H-G.** Drill Free Screws: a new form of osteosynthesis screw. *J Cranio-Maxillofac Surg.* **1998** Jun;26(3):163–8.
 76. **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 Dentofac Orthop.* **2008**;133(1):44–50.
 77. **Wilmes B, Hönscheid R DD.** Comparison of self-tapping and self-drilling orthodontic mini-implants: An animal study of insertion torque and displacement under lateral loading. *Int J Oral Maxillofac Implant.* **2009**;24:404–11.
 78. **Park H-S, Lee Y-J, Jeong S-H, Kwon T-G.** Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2008**;133(1):30–7.
 79. **Kim J-W, Ahn S-J, Chang Y-I.** Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2005**;128(2):190–4.
 80. **Çehreli S, Arman-Özçirpıcı A.** Primary stability and histomorphometric bone-

- implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2012**;141(2):187–95.
81. **Heibel H, Alt KW, Wächter R, Bähr W.** Cortical thickness of the mandible with special reference to miniplate osteosynthesis. Morphometric analysis of autopsy material. *Mund Kiefer Gesichtschir* **2001** May;5(3):180–5.
 82. **Gantous A PJ.** The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews. *Plast Reconstr Surg.* **1995**;95:1165– 1169.
 83. **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 Cranio-Maxillofacial Surg.* **1998**;26(1):50–5.
 84. **Uemura M, Motoyoshi M, Yano S, Sakaguchi M, Igarashi Y, Shimizu N.** Orthodontic mini-implant stability and the ratio of pilot hole implant diameter. *Eur J Orthod.* **2012**;34(1):52–6.
 85. **Wilmes B, Drescher D.** Impact of Insertion Depth and Predrilling Diameter on Primary Stability of Orthodontic Mini-implants. *Angle Orthod.* **2009** Jul;79(4):609–14.
 86. **Eriksson AR, Albrektsson T.** Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* **1983**;50(1):101–7.
 87. **Fritz U, Ehmer A, Diedrich P.** Clinical Suitability of Titanium Microscrews for Orthodontic Anchorage, Preliminary Experiences. *J Orofac Orthop* **2004**; 65(5):410–8.
 88. **Luzi C, Verna C MB.** A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Prog Orthod.* **2007**;8:192–201.
 89. **Schon R, Gellrich NC, Gutwald R, Schramm A SR.** Indication of self-drilling

- screws in craniomaxillofacial surgery. *Int poster J Dent Oral Med.* **2000**;2:poster 43.
90. **HS. P.** The use of microimplant as orthodontic anchorage. Seoul, Korea Nare. **2001**;
 91. **Kim S-H, Yoon H-G, Choi Y-S, Hwang E-H, Kook Y-A, Nelson G.** Evaluation of interdental space of the maxillary posterior area for orthodontic mini-implants with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2009**;135(5):635–41.
 92. **Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA, et al.** Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2008**;134(5):625–35.
 93. **Freudenthaler JW, Bantleon H-P, Haas R.** Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res.* **2001**;12(4):358–63.
 94. **Kim H-J, Yun H-S, Park H-D, Kim D-H, Park Y-C.** Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2006**;130(2):177–82.
 95. **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 Dentofac Orthop.* **2006**;129(6):721.e7-721.e12.
 96. **Liou EJW, Chen P-H, Wang Y-C, Lin JC-Y.** A computed tomographic image study on the thickness of the infrazygomatic crest of the maxilla and its clinical implications for miniscrew insertion. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2007**;131(3):352–6.
 97. **Costa A, Pasta G, Bergamaschi G.** Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. *Semin Orthod.* **2005**;11(1):10–5.

98. **Baumgaertel S, Hans MG.** Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2009**;136(2):230–5.
99. **Baumgaertel S.** Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. Vol. 136, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2009.**
100. **Monnerat C, Restle L, Mucha JN.** Editor's Summary, Q & A, Reviewer's Critique: Tomographic mapping of mandibular interradicular spaces for placement of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2009**;135(4):428.e1-428.e9.
101. **Cha BK, Lee YH LN.** Soft tissue thickness for placement of an orthodontic miniscrew using an ultrasonic device. *Angle Orthod.* **2008**;78:403–408.
102. **Rozé J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, Layrolle P.** Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Implants Res.* **2009**;20(10):1140–5.
103. **Holmes DC, Loftus JT.** Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol.* **1997**;23(3):104–11.
104. **Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE, Osborn DC, et al.** Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2005**;127(3):307–13.
105. **Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G.** Quantitative cone-beam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic miniscrew placement. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2008 Sep**;134(3):361–9.
106. **Fayed MMS, Pazera P, Katsaros C.** Optimal sites for orthodontic mini-implant placement assessed by cone beam computed tomography. *Angle Orthod.* **2010**;80(5):939–51.
107. **Farnsworth D, Rossouw PE, Ceen RF, Buschang PH.** Cortical bone thickness at

- common miniscrew implant placement sites. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2011**;139(4):495–503.
108. **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 Dentofac Orthop.* **2009**;136(3):314.e1-314.e12.
 109. **Lim J-E, Lim WH, Chun YS.** Quantitative evaluation of cortical bone thickness and root proximity at maxillary interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Clin Anat.* **2008**;21(6):486–91.
 110. **Moon SH, Park SH, Lim WH, Chun YS.** Palatal Bone Density in Adult Subjects: Implications for Mini-Implant Placement. *Angle Orthod.* **2010**;80(1):137–44.
 111. **Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P.** Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: A microcomputed tomographic analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2010**;137(1):100–7.
 112. **Bagi CM, Hanson N, Andresen C, Pero R, Lariviere R, Turner CH, et al.** The use of micro-CT to evaluate cortical bone geometry and strength in nude rats: Correlation with mechanical testing, pQCT and DXA. *Bone.* **2006**;38(1):136–44.
 113. **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.
 114. **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.
 115. **Okuyama K, Abe E, Suzuki T, Tamura Y, Chiba M SK.** Can insertional torque predict screw loosening and related failures? An in vivo study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion. **2000**;25:858–64.
 116. **Wiechmann D, Meyer U BA.** Success rate of mini- and microimplants used for

- orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Implant Res.* **2007**;18:263–267.
117. **Lin JC-Y, Liou EJ-W.** A new bone screw for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* **2003**;37(12):676–81.
 118. **Mah J, Bergstrand F.** Temporary anchorage devices: a status report. *J Clin Orthod.* **2005**;39(3):132–6
 119. **Kravitz ND, Kusnoto B, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, et al.** Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2007**;131(4):S43–51.
 120. **Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM HS.** A Radiographic Evaluation of the Availability of Bone for Placement of Miniscrews. *Angle Orthod.* **2004**;74:830–5.
 121. **Ludwig B, Glasl B, Kinzinger GSM, Lietz T, Lisson JA.** Anatomical guidelines for miniscrew insertion: Vestibular interradicular sites. *J Clin Orthod.* **2011**;45(3):165–73.
 122. **Kim YH, Yang S-M, Kim S, Lee JY, Kim KE, Gianelly AA, et al.** Midpalatal miniscrews for orthodontic anchorage: Factors affecting clinical success. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2010**;137(1):66–72.
 123. **Lee K-J, Joo E, Kim K-D, Lee J-S, Park Y-C, Yu H-S.** Computed tomographic analysis of tooth-bearing alveolar bone for orthodontic miniscrew placement. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2009**;135(4):486–94.
 124. **Hu K-S, Kang M-K, Kim T-W, Kim K-H, Kim H-J.** Relationships between Dental Roots and Surrounding Tissues for Orthodontic Miniscrew Installation. *Angle Orthod.* **2009**;79(1):37–45.
 125. **Melsen B, Verna C.** Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system. *Semin Orthod [Internet].* **2005**;11(1):24–31.
 126. **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 Dentofac Orthop.* **2007**;131(4):S68–73.
127. **Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH YC.** Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. *Clin Oral Implant Res.* **2008**;19:99–106.
 128. **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.
 129. **Kadioglu O, Büyükyılmaz T, Zachrisson BU, Maino BG.** Contact damage to root surfaces of premolars touching miniscrews during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2008**;134(3):353–60.
 130. **Lee Y-K, Kim J-W, Baek S-H, Kim T-W, Chang Y-I.** Root and Bone Response to the Proximity of a Mini-Implant under Orthodontic Loading. *Angle Orthod.* **2010**;80(3):452–8.
 131. **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.
 132. **Kim G-T, Kim S-H, Choi Y-S, Park Y-J, Chung K-R, Suk K-E, et al.** Cone-beam computed tomography evaluation of orthodontic miniplate anchoring screws in the posterior maxilla. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2009**;136(5):628.e1-628.e10.
 133. **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; quiz 314.
 134. **Park HS KT.** Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod.* **2004**;74:703–710.

135. **Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts WE GL.** The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res.* **2003**;82:377–381.
136. **Kawakami M, Miyawaki S, Nogushi H KT.** Screw-type implants used as anchorage for lingual orthodontic mechanics: a case of bimaxillary protrusion with second premolar extraction. *Angle Orthod.* **2004**;74:715–9.
137. **Roberts WE, Turley PK, Brezniak N FP.** Bone physiology and metabolism. *J Calif Dent Assoc.* **1987**;15:54–61.
138. **Giuliano Maino B, Maino G, Mura P.** Spider screw: Skeletal Anchorage System. *Prog Orthod.* **2005**;6:70–81.
139. **HS. P.** Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korean J Orthod.* **2003**;33:151–156.
140. **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.
141. **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.
142. **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.
143. **Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Troger M, Neukam FW, Engelke K.** Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res.* **2003**;14(5):601–9.
144. **Serra G, Morais LS, Elias CN, Meyers MA, Andrade L, Müller CA, et al.** Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants:

- histomorphometric and fluorescence analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2010**;137(1):80–90.
145. **Duyck J, Naert I, Ronold HJ, Ellingsen JE, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J.** The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* **2001**;12(3):207–18.
 146. **Wehrbein H, Glatzmaier J, Yildirim M.** Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* **1997**;8(2):131–41.
 147. **Melsen B, Lang NP.** Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res.* **2001**;12(2):144–52.
 148. **Dalstra M.** Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics.* **2004**;1.
 149. **Liou EJ., Pai BC., Lin JC., Scarano A, Aldini NN, Cordioli G, et al.** Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2004** 126(1):42–7.
 150. **Wang Y-C, Liou EJW.** Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2008**;133(1):38–43.
 151. **Hedayati Z, Hashemi SM, Zamiri B, Fattahi HR.** Anchorage value of surgical titanium screws in orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2007**;36(7):588–92.
 152. **Kinzinger G, Gülden N, Yildizhan F, Hermanns-Sachweh B, Diedrich P.** Anchorage Efficacy of Palatally-inserted Miniscrews in Molar Distalization with a Periodontally/Miniscrew-anchored Distal Jet. *J Orofac Orthop.* **2008** 69(2):110–20.

153. **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 Dentofac Orthop.* **2007**;132(5):639–46.
154. **Carrillo R, Rossouw PE, Franco PF, Opperman LA, Buschang PH.** Intrusion of multiradicular teeth and related root resorption with mini-screw implant anchorage: A radiographic evaluation. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2007**;132(5):647–55.
155. **PAK. D.** A comparison of stability of immediately loaded miniimplants with two different force levels in the beagle dog [thesis]. St Louis: Saint Louis University. **2006.**
156. **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.
157. **Park K-H, Lee E-M, Shin S, Kim S-H, Park Y-G, Kim S-J.** Evaluation of the effect of force direction on stationary anchorage success of mini-implant with a lever-arm-shaped upper structure. *Angle Orthod.* **2011**;81(5):776–82.
158. **Cho Y-M, Cha J-Y, Hwang C-J.** The effect of rotation moment on the stability of immediately loaded orthodontic miniscrews: a pilot study. *Eur J Orthod.* **2010**;32(6):614–9.
159. **Pickard MB, Dechow P, Rossouw PE, Buschang PH.** Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2010**;137(1):91–9.
160. **M. I.** Evaluation of primary stability of inclined orthodontic miniimplants. *J Oral Sci.* **2009**;51:347–53.
161. **Tezel A, Orbak R, Çanakçı V.** The Effect of Right or Left-Handedness on Oral Hygiene. *Int J Neurosci.* **2001**;109(1–2):1–9.
162. **Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y DJ.** Timing of loading and effect

- of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res.* **1998**;43:192–203.
163. **Brunski JB.** Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update.* **1993**;4(10):77–81.
 164. **Cattaneo PM, Dalstra M MB.** Analysis of stress and strain around orthodontically loaded implants: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* **2007**;22:213–225.
 165. **Melsen B, Costa A.** Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res.* **2000**;3(1):23–8.
 166. **Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ GR.** Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod.* **1989**;59:247–56.
 167. **Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS.** Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod.* **1984**;86(2):95–111.
 168. **Kim S-H, Cho J-H, Chung K-R, Kook Y-A, Nelson G, Garetto LP.** Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2008**;134(1):36–43.
 169. **Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U.** A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **1999**;28(4):297–303.
 170. **Meredith N, Alleyne D, Cawley P.** Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* **1996**;7(3):261–7.
 171. **Okazaki J, Komasa Y, Sakai D, Kamada A, Ikeo T, Toda I, et al.** A torque removal study on the primary stability of orthodontic titanium screw mini-implants in the cortical bone of dog femurs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2008**;37(7):647–50.

172. **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.
173. **Yu W, Kyung HM.** Korean journal of orthodontics. Vol. 37, **2007**. 171-181.
174. **Ozawa T, Takahashi K, Yamagata M, Ohtori S, Aoki Y, Saito T, et al.** Insertional torque of the lumbar pedicle screw during surgery. *J Orthop Sci*. **2005**;10(2):133–6.
175. **Meredith N, Books K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L.** Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res*. **1997**;8(3):226–33.
176. **Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U.** Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography. An in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res*. **1995**;6(3):164–71.
177. **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 Dentofac Orthop*. **2008**;133(6):790.e15-790.e22.
178. **McManus MM, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE.** Effect of miniscrew placement torque on resistance to miniscrew movement under load. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. **2011**;140(3):e93–8.
179. **Suzuki EY, Suzuki B.** Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. **2011**;139(5):669–78.
180. **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 Dentofac Orthop*. **2011**;139(5):628–35.
181. **Woodall N, Tadepalli SC, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE.**

- Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2011**;139(2):e147–52.
182. **Mischkowski RA, Kneuert P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J, Zöller JE.** Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2008** Oct;37(10):948–54.
 183. **Edwards CW, James K. Mah.** Mini-implant behavior to shear tensile forces in the porcine mandible. *World J Orthod.* **2010**;11:362–368.
 184. **Wu J-H, Lu P-C, Lee K-T, Du J-K, Wang H-C, Chen C-M.** Horizontal and vertical resistance strength of infrazygomatic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2011**;40(5):521–5.
 185. **Evans FG. Springfield CCT.** Preservation effects. In: Evans FG editors. *Mechanical properties of bone.* Evans FG Preserv Eff Evans FG Ed Mech Prop bone Springfield, Ill Charles C Thomas; **1973**;p 56–60. 1973;56–60.
 186. **V. U.** Yeni geliştirilen mini implant ring aparatının farklı yönlerdeki kuvvetler karşısında minivida stabilitesi ve kuvvet direncine olan etkisi. Yeditepe Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul. **2012.**
 187. **Vande Vannet B, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K.** Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod.* **2007** 29(5):437–42.
 188. **Chen Y, Kang ST, Bae SM KH.** Clinical and histologic analysis of the stability of microimplants with immediate orthodontic loading in dogs. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2009**;136(2):260–7.
 189. **Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, Koebke J, Zöller JE, Braumann B, et al.** Biomechanical Properties of Orthodontic Miniscrews. An In-vitro Study. *J Orofac Orthop.* **2010**;71(1):53–67.

190. **Song Y-Y, Cha J-Y, Hwang C-J.** Mechanical Characteristics of Various Orthodontic Mini-screws in Relation to Artificial Cortical Bone Thickness. *Angle Orthod.* **2007**;77(6):979–85.
191. **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.
192. **Wilmes B, Hönscheid R DD.** 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 Maxiilofac Implant.* **2009**;24:647–54.
193. **Collinge CA, Stern S, Cordes S LE.** Mechanical properties of small fragment screws. *Clin Orthop Rel Res.* **2000**;373:277–84.
194. **Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH.** Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod.* **2001**;35(7):417–22.
195. **Xu Z, Wu Y, Zhao L, Zhou Y, Wei X, Tang N, et al.** Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews in beagle jaws. *Angle Orthod.* **2013**;83(4):659–66.