



**T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI YOĞUNLUKTAKİ KEMİKLERDE MİNİ-İMLANT
RİNG APARATININ MİNİVİDA STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİSİ**

**DOKTORA TEZİ
DT.ABİDDİN ACAR**

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. DERYA ÇAKAN**

İSTANBUL HAZİRAN 2013

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, kortikal kemik yoğunluğunun minivida stabilitesine olan etkisini değerlendirmek ve mini implant ring (MİR) aparatının farklı yoğunluktaki kemiklerde minivida stabilitesi üzerine olan etkinliğini incelemektir.

Bu amaçla çalışmada, 108 adet 1,6 mm çapında, 8 mm uzunluğunda konik minivida, 54 adet MİR aparatı ve farklı kortikal kemik yoğunluğundaki yapay kemikler kullanılmıştır. Kontrol gruplarını 20, 30 ve 40 pcf kortikal kemik yoğunluğuna sahip yapay kemiklere uygulanmış minividalar, test gruplarını ise yine 20, 30 ve 40 pcf yoğunluğuna sahip yapay kemiklere MİR ile uygulanmış minividalar oluşturmaktadır. Grupların maksimum uygulama torkları (MUT), kuvvet dirençleri (KD) ve maksimum çıkarma torkları (MÇT) ölçülmüştür. Veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Farklı kortikal kemik yoğunluklarında ölçülen MUT, KD ve MÇT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$). Tüm kortikal kemik yoğunluklarında MİR grubunun, MUT, KD ve MÇT değerleri, kontrol grubunun MUT, KD ve MÇT değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,001$).

Sonuç olarak, yapay kortikal kemik yoğunluğunun artması minividaların stabilitesini arttırmaktadır. Benzer şekilde MİR'le beraber uygulanan minividaların başlangıç stabiliteleri kortikal kemik yoğunlukları arttıkça artmaktadır. MİR aparatı uygulaması ankraj değerlerini olumlu yönde değiştirmektedir.

Anahtar kelimeler: Minivida, Mini implant ring (MİR) aparatı, kortikal kemik yoğunluğu, primer stabilite.

SUMMARY

The aim of this study is to evaluate the influence of cortical bone density on mini screw stability and to investigate the efficacy of mini implant ring apparatus (MIR) on the stability of mini screws in different bone densities.

For this purpose, 108 conical mini screws (1.6 mm diameter, 8 mm length), 54 MIR apparatus and artificial bone samples with different cortical densities were used in this study. Control groups consisted of mini screws applied to artificial bone samples with densities of 20, 30 and 40 pcf whereas experiment group included MIR supplemented mini screws mounted to artificial bone samples with the same densities as the former group. Maximum insertion torque (MIT), force resistance (FR) and maximum removal torque values (MRT) were measured for each group. The findings were evaluated statistically.

Statistically significant differences were found among MIT, FR and MRT values measured in different cortical bone densities ($p < 0.001$). MIT, FR and MRT values for MIR group were found to be statistically significantly higher than those for control group in all cortical bone densities ($p < 0.001$).

To conclude, increase in cortical bone density also enhances the primary stability of mini screws. Likewise, stability of MIR supplemented mini screws increased accordingly with the bone densities. Application of MIR apparatus influences anchorage values in a positive manner.

Key words: Mini screws, Mini implant ring (MIR) apparatus, cortical bone density, primary stability.

TEŞEKKÜR

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

Öğrencilerinin daha iyi eğitim alabilmeleri için birçok zaman kişisel imkanlarından dahi fedakarlık eden, doktora eğitimimin her aşamasında bana destek olan ve ortodonti bilimini öğreten değerli hocalarım Prof. Dr. Tülin Arun, Doç. Dr. Fulya Özdemir, Doç. Dr. Didem Nalbantgil, Doç. Dr. Derya Çakan, Yrd. Doç. Dr. M. Oğuz Öztoprak, Yrd. Doç. Dr. Murat Tozlu, Dr. Feyza Ülkür, Dr. Burcu Nur'a, Dr. Ayhan Uyanlar'a

Tezimin konusunun belirlenmesinde ve hazırlanmasında benden hiçbir yardımını esirgemeyen ve doktora eğitimim boyunca sorularımı her zaman sabır ve içtenlikle cevaplayan, tecrübe ve bilgisiyle bana yol gösteren tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Derya Çakan'a,

Tezimin konusunun belirlenmesinde ve hazırlanmasında benden hiçbir yardımını esirgemeyen ve doktora eğitimim boyunca bana hep destek olan yardımcı tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat Tozlu'ya,

Tezimin özellikle deney aşamalarında bilgisiyle bana yol gösteren ve destek olan arkadaşım Sayın Dr. Volkan Uyar'a,

Doktora eğitimim boyunca çok güzel günler geçirdiğim dönem arkadaşlarım Dt. Tuygun Erdoğan, Dt. Miray Günyüz, Dt. Simge Diren, Dt. Tuğba Bekçi, Dt. Sabiha Ece Yücel'e

İhtiyacım olan her anda yanımda olan Dt. Begüm Yıldız'a

Yeditepe ortodontinin bana kazandırdığı çok kıymetli dostlarım Dr. Kağan Lostuvalı ve Dt. Bertan Güzel'e

Doktora eğitimim boyunca birçok konuda bana destek ve yardımcı olan tüm asistan arkadaşlarıma,

Doktora eğitimim boyunca yardım ve desteklerini esirgemeyen tüm ortodonti kliniği ve ortodonti laboratuvar çalışanlarına,

Hayatım boyunca beni her konuda destekleyen, sevgi ve emeklerini benden esirgemeyen, beni büyüten ve yetiştiren, bugünlere gelmemi sağlayan çok değerli aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	I
SUMMARY	II
TEŞEKKÜR	III
İÇİNDEKİLER	V
KISALTMALAR VE SİMGELER	XI
TABLO LİSTESİ	XII
ŞEKİL LİSTESİ	XIV
RESİM LİSTESİ	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İskeletsel Ankraj Nedir?	3
2.1.1. İskeletsel Ankraj Tarihçesi	3
2.1.2. Minivida ile İskeletsel Ankraj	4
2.2. Minivida Başarısı ve Etkileyen Faktörler	4

2.2.1. Minivida ile İlgili Faktörler	4
2.2.1.1. Minividanın Çapı.....	4
2.2.1.2. Minividanın Uzunluğu	5
2.2.1.3. Minividanın Şekli.....	6
2.2.1.4. Minivida Yiv Yapısı.....	7
2.2.1.5. Minivida Yüzey Özellikleri.....	8
2.2.1.6. Minividanın Üretildiği Materyal.....	8
2.2.1.7. Ankraj Arttıcı Tasarımlar	9
2.2.2. Hasta ile İlgili Faktörler	9
2.2.2.1. Sistemik Hastalıklar	9
2.2.2.2. Yaş.....	10
2.2.2.3. Cinsiyet	10
2.2.3. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler.....	10
2.2.3.1. Flep Açılarak veya Flep Açılmadan Uygulama	10
2.2.3.2. Rehber Delik Uygulaması	11

2.2.3.3. Monokortikal – Bikortikal Uygulama	12
2.2.3.4. Uygulayan Hekimin Tecrübesi.....	12
2.2.3.5. Uygulama Açısı	13
2.2.3.6. Uygulama Torku.....	13
2.24. Anatomik Lokal Faktörler.....	14
2.2.4.1.Kortikal Kemik Kalınlığı.....	14
2.2.4.2. Kemik Yoğunluğu.....	14
2.2.4.3. Süngerimsi Kemik Yapısı	15
2.2.4.4. Yerleştirilen Bölge	16
2.2.4.5. Komşu Organlara Yakınlık ve Kök Hasarı	16
2.3. Minividaya Kuvvet Yükleme ile İlgili Faktörler.....	17
2.3.1. Yükleme Zamanlaması.....	17
2.3.2. Uygulanan Kuvvetin Miktarı	18
2.3.3. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi.....	18
2.3.4. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Tipi	19

2.3.5. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü	19
2.4. Minivida Başarısını Etkileyen Diğer Faktörler	19
2.4.1. Ortodontik Endikasyon.....	19
2.4.2. Oral Hijyen.....	20
2.4.3. Mobilite.....	20
2.4.4. Minivida ve Osseointegrasyon.....	20
2.5. Primer Stabilitenin Değerlendirilme Yöntemleri	21
2.6. Maksimum Uygulama Torku ve Çıkarma Torku	21
2.7. Kuvvet Direnci (KD)	23
3. GEREÇ ve YÖNTEM	25
3.1. Gereç	25
3.1.1. Kemik modelleri	25
3.1.2. Minividalar.....	26
3.1.3. MİR Aparatı.....	26
3.1.4. Minivida Uygulama ve Çıkarma Anahtarı	28

3.1.5. MİR İter El Aleti	29
3.1.6.. Tork Ölçer Torna vida	29
3.1.7. Kuvvet Testi Cihazı	30
3.1.8. Uygulama Sehpa'sı ve Açılı Aparat	31
3.2. Yöntem.....	33
3.2.1. Yapay Kemik Bloklarının Seçilmesi	33
3.2.2. Yapay Kemik Blokların Hazırlanması	34
3.2.3. Yapay Kemik Örneklerine Minivida ve MİR Aparatının Uygulanması..	35
3.2.4. Maksimum Uygulama Torku Değerlerinin Ölçülmesi	38
3.2.5. Kuvvet Direnci Testinin Uygulanması ve Değerlerin Ölçülmesi	43
3.2.6. Maksimum Çıkarma Torku Değerlerinin Ölçülmesi.....	45
3.3. İstatistiksel Değerlendirme	46
4. BULGULAR	47
4.1. Maksimum Uygulama Torku ile İlgili Bulgular	47
4.2. Kuvvet Direnci ile İlgili Bulgular	51

4.3. Maksimum Çıkarma Torku ile İlgili Bulgular	55
5. TARTIŞMA.....	59
5.1. Amacın, Gereç ve Yöntemin Tartışılması	59
5.2. Bulguların Tartışılması	63
6.SONUÇLAR.....	68
7.KAYNAKLAR.....	69
8.ÖZGEÇMİŞ	86

KISALTMALAR VE SİMGELER

MİR	Mini İmplant Ring
SLA	Sinterlenmiş, iri grenli, asitlenmiş (Sintered, large-grid, acid etched)
RFA	Rezonans Frekans Analizi
DEXA	Dual-Enerji X-Ray Absorbtiometri
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
MUT	Maksimum Uygulama Torku
MÇT	Maksimum Çıkarma Torku
KD	Kuvvet Direnci
KKK	Kortikal Kemik Kalınlığı
°	Derece
SS	Standart sapma
PCF	Pounds Per Cubic Foot
mm	Minimetre
N	Newton
Ncm	Newton Santimetre
p	Olasılık
%	Yüzde
BT	Bilgisayarlı Tomografi
>	Büyüktür
<	Küçüktür

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1. Yapay kemik yoğunluklarının pcf ve gr/cm ³ birimiyle ifadesi	36
Tablo 3.2. Deney gruplarının tanımlaması	36
Tablo 4.1. Gruplardaki örneklerin MUT değerleri (Ncm)	48
Tablo 4.2. Kontrol ve MİR gruplarının farklı kortikal kemik yoğunluklarındaki MUT değerleri	49
Tablo 4.3. Grup içi MUT değerlerinin kemik yoğunluklarına göre karşılaştırılması	50
Tablo 4.4. Gruplardaki örneklerin kuvvet direnci değerleri (N)	52
Tablo 4.5. Kontrol ve MİR grubunun farklı kortikal kemik yoğunluklarında kuvvet direnci değerlerinin karşılaştırılması	53
Tablo 4.6. Grup içi kuvvet direnci değerlerinin kemik yoğunluklarına göre karşılaştırılması	54
Tablo 4.7. Gruplardaki örneklerin MÇT değerleri (Ncm)	56
Tablo 4.8. Kontrol ve MİR gruplarının farklı kortikal kemik yoğunluklarındaki MÇT değerleri	57

Tablo 4.3. Grupçi MÇT değerlerinin kemik yoğunluklarına göre karşılaştırılması	58
---	-----------

ŞEKİL LİSTESİ

- Şekil 3.1. MİR aparatının şematik görünümü ve ölçüleri (Tozlu'nun 2009 yılında yaptığı tez çalışmasından alıntıdır.)27
- Şekil 3.2. MİR aparatının uygulandığının şematik görünümü (Tozlu'nun 2009 yılında yaptığı tez çalışmasından alıntıdır.)28
- Şekil 3.3. Yapay kemik bloğunun şematik görünümü34
- Şekil 3.4.a. Kontrol grubuna uygulanan kuvvetin yönü43
- Şekil 3.4.b. MİR grubuna uygulanan kuvvetin yönü44
- Şekil 4.1. Grupların MUT değerleri karşılaştırmasının grafik olarak ifadesi50
- Şekil 4.2. Grupların kuvvet dirençleri karşılaştırmasının grafik olarak ifadesi54
- Şekil 4.3. Grupların MÇT değerleri karşılaştırmasının grafik olarak ifadesi58

RESİM LİSTESİ

Resim 3.1. Sawbones kemik modellerinin üstten ve yandan görünümü	25
Resim 3.2. TM minivida	26
Resim 3.3.a. MİR aparatının üstten görünümü	27
Resim 3.3.b. MİR aparatının yandan görünümü	27
Resim 3.4. Minivida uygulama ve çıkarma anahtarı	28
Resim 3.5. MİR iter el aleti	29
Resim 3.6. Tork ölçer tornavida	29
Resim 3.7. İnstron 3345 cihazı	30
Resim 3.8. Uygulama sehpası	32
Resim 3.9. Ahşap taşıyıcı iskele	32
Resim 3.10. Açılı aparat ve tornavida taşıyıcı parça	33
Resim 3.11.a. Yapay kemik modellerinin akriliğe gömülmeden önceki görünümü	34
Resim 3.11.b. Yapay kemik modellerin akriliğe gömülmesi	35

Resim 3.11.c. Akriliğe gömülmüş yapay kemik modelleri	35
Resim 3.12.a. Açılı yerleştirme aparatı	37
Resim 3.12.b. Yapay kemik bloklarının sabitlenmesi için oluşturulan düzenek	37
Resim 3.12.c. Yapay kemik bloklarına minividaların uygulanması	38
Resim 3.13. 1mm ve 2 mm kalınlıktaki aparatlar	39
Resim 3.14.a. 1 mm'lik aparatın yerleştirilmesi ve maksimum uygulama torkunun ölçülmesi	40
Resim 3.14.b. Özel aparat yardımı ile 2 mm mesafenin bırakılması	40
Resim 3.14.c. Maksimum uygulama torkunun ölçülmesi	41
Resim 3.14.d. MİR iter el aleti ile MİR aparatının kemiğe oturtulması	42
Resim 3.14.e. Kontrol ve MİR grubu yapay kemik modellerinin üstten görünümü	42
Resim 3.15. Kuvvet direnci testinin uygulanması	44
Resim 3.16. Maksimum çıkarma torku değerlerinin ölçülmesi	45

1. GİRİŞ ve AMAÇ

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

Minividaların başarısında anahtar faktörlerin başında primer stabilite gelmektedir. Primer stabilite minivida veya dental implantlar uygulandıktan sonra, mobilitenin olmaması halidir (3, 4). Minividaların yüzeyi ile kemik arasındaki mekanik temas ile sağlanır (5). Primer stabilite, genel olarak vidanın özelliklerine, uygulama tekniğine ve uygulanan kemiğin kalitesine bağlıdır. Özellikle kemik kalitesini belirleyen kortikal kemik kalınlığının etkisi birçok araştırma ile ortaya konmuştur (5, 6). Kemik kalitesini belirleyen diğer bir faktör ise yoğunluğudur. Minividaların ana destek unsuru olan kortikal kemikte yeterli yoğunluğun olmaması, minividaların kısa zamanda sürüklenmesine ve kaybına neden olabilmektedir (7). Örneğin küçük yaştaki hastalarda muhtemel minivida kaybı nedenleri arasında yapışık dişeti miktarının az olmasının yanı sıra kortikal kemiğin yeterli yoğunlukta olmaması da sayılmaktadır (8).

Literatürde kortikal kemik kalınlığının primer stabilite üzerine olan etkisi birçok çalışma ile incelenmiş olsa da, yoğunluğun etkisi aynı oranda dikkate alınmamıştır. Bu konuda yapılan çalışmalar da çelişkili sonuçlar ortaya koymaktadır. Bazı araştırmacılar kortikal kemik yoğunluğu ve primer stabilite değerleri arasında bir korelasyon bulunmadığını ileri sürerken, bazıları da kortikal kemik yoğunluğunun primer stabiliteyi etkilediğini bildirmişlerdir (5-7, 9-11). Hayvan iliak ve pelvik kemiği üzerinde yapılan bir çalışmada kortikal kemik kalınlığı 1 mm olduğunda

yoğunluğunun stabiliteyi etkilemeyeceği bulunmuştur (9). Diğer yandan Batulla ve ark. (12) kortikal kemik yoğunluğunun artmasıyla primer stabilitenin de arttığını rapor etmişlerdir. Benzer şekilde Holm ve ark. (13) da yapay kemikler üzerinde yaptıkları çalışmada kortikal kemik yoğunluğu arttıkça, başlangıç stabilitesinin de arttığını ortaya koymuşlardır.

Kemik kalitesi bireye bağlı bir faktördür. Bireyin yaşına, vertikal fasiyal özelliklerine ve anatomik bölgesine göre değişkenlik gösterebilir (8, 14, 15). Bu bireysel faktörlerin değiştirilemeyeceği göz önünde bulundurulduğunda uygulayıcılar minivida başarısını arttırmak amacıyla farklı uygulama teknikleri ve/veya minivida tasarımları geliştirmişlerdir. Buradan yola çıkılarak, kemik kalitesine bağlı stabilite sorunlarının çözümünde minividaların açılı uygulanması (16) veya ankraj arttırıcı tasarımların kullanımı (17) önerilmiştir. Son yıllarda, yeni bir gelişme olarak minividaların boyun kısmına mini implant ring (MİR) isimli yeni yapı eklenerek, minividaların kortikal kemik desteğinin ve dolayısı ile başlangıç stabilitesinin ve ankraj değerinin anlamlı bir biçimde artması sağlanmıştır (18).

Bu çalışmanın amacı, kortikal kemik yoğunluğunun minivida stabilitesine olan etkisini değerlendirmek ve MİR aparatının farklı yoğunluktaki kemiklerde minivida stabilitesi üzerine olan etkinliğini incelemektir. Sıfır hipotezi farklı kortikal kemik yoğunluklarının ve MİR uygulamasının minivida stabilitesi üzerine etkisinin olmadığıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İskeletsel Ankraj Nedir?

Protetik dental implantlar, cerrahi minividalar, mini plaklar, teller, minividalar ve benzeri iskeletsel üniteler kullanılmak suretiyle, kemikten destek alınarak elde edilen ankraj sistemlerine iskeletsel ankraj denilmektedir.

2.1.1. İskeletsel Ankraj Tarihçesi

Protetik olarak ilk implant uygulaması 1937'de Harvard Üniversitesi'nde gerçekleştirilmiştir. Branemark ve ark. (19) 1969 yılında, osseointegre olan dental implantları tanıtmışlardır. Okluzal kuvvetler karşısında stabil kalan bu vidalar, hasta kooperasyonundan bağımsız, sağlam ankraj arayışı içinde olan ortodontistlerin dikkatini çekmiştir. Ortodontik ankraj amacıyla ilk kullanım 1945 yılında Iowa Üniversitesi'nde gerçekleştirilmiştir (20). Creekmore ve Eklund (21), 1983 yılında yaptıkları çalışmalarında, maksiller kesicileri intrüze etme amacıyla nazal kavitenin alt hizasına yerleştirilen kemik içi vidalardan destek almışlardır ve bu vidaların iskeletsel ankraj amacı ile kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Daha sonra retromolar implantlar Robert ve ark. (22), palatal implantlar ise Wehrbein ve Merz (23) tarafından ankraj amaçlı olarak uygulanmışlardır. Block ve Hoffman (24) 1995 yılında ortodontik onplantları tanıtmışlardır.

Ortodontik uygulamalar için özel olarak dizayn edilmiş ilk mini implant, 1997 yılında Kanomi (25) tarafından tanıtılmıştır. Kanomi (25) 1,2 mm çapında ve 6 mm uzunluğundaki mini implantlarla, 4 aylık sürede 6 mm'lik keser intrüzyonu sağlamıştır. Daha sonra Costa ve ark. (26) 1998 yılında, minivida dizaynına ilave tasarım ekleyerek, braket başlı minividaları bir olgu raporuyla tanıtmışlardır. Yakın geçmişte, minivida uygulamaları vaka raporları olarak sunulmaya devam ederken, konuyla ilgili pek çok *in vitro* ve *in vivo* çalışma da yapılmıştır (27-31).

2.1.2. Minivida ile İskeletsel Ankraj

Ortodontik tedavilerde, istenmeyen diş hareketleri ve olumsuz yan etkiler oluşmadan, diş hareketlerinin gerçekleştirilmesi amaçlanmaktadır. Bu açıdan değerlendirildiğinde, genel tanımla geçici iskeletsel ankraj aygıtları olarak tanıtılan minivida lar, son yıllarda ortodontistlerin tedavi yaklaşımlarında büyük değişiklikler ve gelişmelere neden olmuştur. Değişik şekil, boy ve çapta minivida lar mevcuttur. Kullanılan bölge ve amaca yönelik seçim yapılabilmektedir (2). Minivida larında osseointegrasyon beklentisi yoktur, stabilite lerini mekanik tutunmadan almaktadırlar. Böylece yükleme uygulama sonrasında hemen yapılabilmektedir ve osseointegrasyon beklenmediğinden çıkarılması da kolay olmaktadır (2, 32, 33).

2.2. Minivida Başarısı ve Etkileyen Faktörler

Minivida ların başarı oranlarını değerlendiren literatürler incelendiğinde, başarılı bir minivida nın tanımı ile ilgili tek bir standardizasyon oluşturulamamış ve birçok farklı kriter kullanılmıştır. Çalışmaların çoğunda minivida başarı oranı %80'in üzerinde bulunmakla beraber, başarı oranları %0 ile %100 aralığında değişmektedir (34, 35). Bunun nedeni olarak; değerlendirilen zaman aralığı, mobilite varlığı, yer değiştirme miktarı gibi değişkenlerin çalışmalarda farklı tanımlamalarla değerlendirilmiş olması, çalışmaların dizayn ve metodoloji farklılıkları ve değişkenlerin kontrolündeki eksikler gösterilmektedir. Buna örnek olarak bazı çalışmalarda minivida başarısını minivida uygulamasından hemen sonra değerlendirmeye başlarken, bazı çalışmalar da ise, ortodontik kuvvetin uygulanmasını takiben minivida başarısını değerlendirmişlerdir (35-37). Bu tip metodoloji farklılıkları, minivida başarı oranlarının da çalışmalarda değişkenlik göstermesine neden olmaktadır.

İmplantlarda, hemen uygulama sonrası elde edilen stabiliteye primer stabilite denir. Yerleştirme torqu ile ölçülen başlangıç stabilitesi, minivida ların klinik başarısı için önemlidir (38-41). Başarısızlık çoğunlukla erken dönemde meydana gelmektedir (42). Bu durumda, minivida nın primer stabilitesinin artırılması, tedavi sürecinde minivida kayıplarının minimuma indirilmesini sağlayacaktır. Primer stabiliteyi etkileyen faktörler, minivida nın dizaynı (5, 38, 43-45), kemik kalitesi (38, 40),

yerleştirme prosodürü, minivida uygulanacak olan bölgenin hazırlığı, rehber delik derinliği ve çapı (5, 46, 47), yerleştirme açısı (45, 48, 49) olarak gösterilmiştir.

2.2.1. Minivida ile İlgili Faktörler

2.2.1.1. Minivida Çapı

Minividaların kortikal kemik ile temas eden yüzey alanı arttıkça, minividanın da stabilitesi doğru orantılı olarak artmaktadır. Minivida çapının artması kortikal kemik ile temasta olan minivida yüzey alanını arttırarak, stabiliteyi arttırmaktadır (50, 51). Minivida çalışmalarında genellikle 1,0 mm ile 2,3 mm çap aralığındaki minividalar tercih edilmiştir. Başarılı minivida uygulaması için ideal minivida çapının en az 1,5 mm olması gerektiği belirtilmiştir (52-54). Liu ve ark. (55) minivida çapı arttıkça minividanın kuvvetlere bağlı yer değiştirmesinin ve kemikte oluşan stresin azaldığını ayrıca minivida çapının minivida stabilitesinde major faktör olduğunu belirtmişlerdir. Miyawaki ve ark. (2) 1,5 mm ve 2,3 mm çaplı minividaların başarı oranlarının aynı olduğunu ve 1,0 mm çapındaki minividalardan anlamlı şekilde daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Aynı şekilde, domuz iliak kemiğinde yapılan *in vitro* çalışmalarda, minivida stabilitesi ile minivida çapı arasında sıkı bir bağlantı olduğu belirtilmiştir (5, 38). Küçük çaplı minividalar uygulandığında kırılma riski vardır (52, 54, 56). Minivida çapı azaldıkça kök teması riski azalsa da, minivida çapının 0,2 mm azalması, kırılmaya karşı direncin yarı yarıya azalmasına sebep olur. Bu nedenle 1,3 mm'den daha küçük çaplı minividaların kullanılmaması tavsiye edilmektedir (54).

2.2.1.2. Minivida Uzunluğu

Yapılan klinik çalışmalarda vida uzunluğunun artmasının minivida başarısını etkilediği görülmüştür (2, 57). Minividanın uzunluğunun belirlenmesinde, minividanın uygulanacağı bölgenin mukoza kalınlığı, uygulama açısı, komşu yapılara olan yakınlık ve kemik kalitesi etkin rol oynamaktadır (58-60). Örneğin palatal bölge gibi kalın mukozaya sahip olan bölgelerde uygulanan kısa minividaların, kemikle temas eden yüzey alanı azaldığından, başarı oranı düşmektedir (58, 61). Bu nedenle bu alanda daha uzun minivida kullanımı tavsiye edilmektedir (33, 62). Minivida, tutuculuğunu esas olarak kortikal kemikten aldığından açılı uygulamalarda tüm

kortikal kemiğe temas sağlanması için kemik içerisindeki minimum uygulama derinliği en az 5-6 mm olmalıdır (26, 58, 63).

Wilmes ve Drescher (46), yaptıkları *in vitro* çalışmada, üç farklı uygulama derinliğine, 1,6 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda minividaları yerleştirip, başlangıç stabilitesini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre uygulama derinliğinin artması minivida başlangıç stabilitesini anlamlı düzeyde arttırmaktadır.

2.2.1.3. Minividanın Şekli

Vidalar, konik ve silindirik olarak iki farklı şekle sahiptirler. Silindirik vidanın çapı vida ucu dışında vida boyunca sabittir. Konik vidanın çapı ise, vida ucundan vida boynuna kadar artarak devam eder ve en ince-en kalın çap arasındaki fark 0,3 - 0,4 mm kadardır. Konik vidanın boyun kısmından uca doğru daralarak devam etmesi temas yüzeyinin azalmasına yol açar ki bu durumun vidanın stabilitesini azaltması beklenir, fakat pratikte durum bu şekilde değildir. Uygulama sırasında vidanın kortikal kemik yüzeyinden boylu boyunca geçerken kortikal kemik yüzeyinde, uygulamaya ve uygulayıcıya bağlı olarak değişen ve farklı miktarlarda oluşan bollaşmalar, genişleyen vida şekli ile tolere edilir. Bu sebeple yapılan çalışmalarda konik vidaların daha başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür (11, 38, 64).

Wilmes ve ark. (38) konik ve silindirik minividaların başlangıç stabilitesini karşılaştırdıkları *in-vitro* çalışmalarının sonuçlarında, konik tipteki minividaların daha yüksek başlangıç stabilitesine sahip olduklarını belirtmişlerdir. Cha ve ark. (11) yaptıkları çalışmada, konik tipteki minividalarda silindirik minividalara göre %65 oranında daha yüksek uygulama tork değerleri rapor etmişlerdir. Konik vidaların, kökler arasına doğru ilerledikçe uca doğru incilmesi kök hasarı riskini de azaltmaktadır (54, 65).

2.2.1.4. Minivida Yiv Yapısı

Minivida yiv yapıları simetrik yapı, asimetrik yapı ve çift yivli yapı olmak üzere farklı şekillerde olabilmektedir. Simetrik kesimde yiv yapısı, vida ucundan vida boynuna kadar simetrik olarak birbirine paralel seyrederek. Asimetrik kesimde yiv

yapısı, örneğin vida ucundan 45° ile başlayıp, boyun kısmında 90° ile sonlanarak vida boyunca farklılık gösterebilmektedir. Yerleştirme sırasında meydana gelebilecek tıkanıklıkları önlemek ve yerleştirme işlemini kolaylaştırmak için asimetrik yiv yapısına sahip minividalar önerilmektedir (54).

Vida boyunca uzunlamasına açılan oluklar ve yivler arası mesafe minividaların stabilitelelerini etkileyen karakteristiklerdir. Vida boyunca açılan oluklar vida çevresinde, vidalama işlemi sırasında meydana gelen kemik talaşlarını uzaklaştırma görevi görmektedir. Vida boyunca açılan olukların sayısı ve uzunluğu arttıkça yerleştirme torkunun ve kortikal kemikte meydana gelen hasarın azaldığı bildirilmiştir (66). Buna karşılık son yıllarda yapılan diğer bir çalışmada, oluklu minividalarda, yerleştirme sırasında oluşan kemik talaşlarının yivlerin etrafında birikerek sürtünmeyi arttırdığı ve buna bağlı olarak minividaların yerleştirme tork değerlerini anlamlı derecede arttırdığı belirtilmiştir (67).

Vidanın her dönüşte kemik içerisinde ilerleme miktarını yivler arası mesafe belirlemektedir (68). Yivler arası mesafenin azalması ile vidanın çekme kuvvetlerine karşı direncinin arttığı belirtilmiştir (69, 70).

Minivida yiv derinliğinin artması, yivler arasındaki kemik hacmini ve dolayısı ile kemik ile olan teması artırarak stabilitenin artmasına neden olmaktadır. Ortodontik uygulamalarda yiv derinliğinin artırılması, minividaların kuvvet direncini (KD) artırması nedeni ile tavsiye edilmektedir (69, 71).

Minividalarda kullanılan diğer bir yiv yapısı da çift yivli yapıdır. Çift yivli yapıya sahip minividalar, kendi içlerinde simetrik iki farklı yiv yapısına sahiplerdir. Bu özelliğe sahip minividaların, normal yiv yapısına sahip olanlara göre daha iyi mekanik stabilite gösterdikleri belirtilmiştir (72, 73).

2.2.1.5. Minivida Yüzey Özellikleri

Ortodonditide kullanılan minividalar genellikle yivli yapıya sahip ve yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmamış minividalardır. Ancak maliyeti daha yüksek

olan, yüzeyi asitlenmiş ve bu kısımlara ısı ve basınçla maden parçaları yapıştırılmış (SLA) minividalar da tercih edilebilmektedir.

Yapılan bir çalışmada, çapı 1,8 mm, boyu 8,5 mm olan, kumlanmış, geniş yivli ve asitlenmiş yüzeye sahip 64 minivida, ortodontik ankraj amaçlı olarak 37 hastaya uygulanmıştır. Bu minividaların çıkarma tork değerleri analiz edilmiştir. Çalışmadaki bütün SLA özellikli minividalar ankraj görevlerini başarı ile yerine getirmiş ve minividaların çıkarılmaları sırasında kırılma gözlenmemiştir. SLA özellikli minividaların, ağır ve dinamik kuvvetler karşısında, direnç ve stabilite açısından avantaj sağlayabileceğini belirtmişlerdir (74).

Yüzeyi pürüzlendirilmiş mini implantlar ile yivli mini implantların karşılaştırıldığı diğer bir çalışmada, yüzeyi pürüzlendirilmiş olan mini implantların çevresinde, yivli mini implantlar ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede daha fazla kemik-implant teması ve kemik oluşumu gözlenmiştir (75).

Chaddad ve ark. (76) tarafından yapılan bir çalışmada ise hemen yükleme yapılan mini implantlarda yüzey özellikleri başarı oranını etkilememiştir, istatistiksel olarak düz yüzeyli mini implantlar ile SLA yüzeyine sahip mini implantlar arasında tutuculuk açısından herhangi bir fark olmadığı gösterilmiştir. Anında yükleme yapılacaksa osseointegrasyon özelliğine sahip bir minividanın kullanılmasına gerek olmadığı bildirilmiştir. Kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda tutuculuğu arttırmak için SLA mini implantlar kullanılarak yüklemenin 6 - 8 hafta ertelenerek osseointegrasyonun beklenmesi önerilmiştir.

2.2.1.6. Minividanın Üretildiği Materyal

Minividalar genellikle titanyum ve titanyum alaşımlarından üretilmektedir. Titanyumdan üretilen minividaların kırılmalara karşı direnci paslanmaz çelikten üretilenlere göre daha azdır. Ancak genel özellikleri karşılaştırınca titanyum daha üstündür. Titanyumun daha elastik olması (düşük elastik katsayı) ve canlı dokular ile daha iyi bütünleşmesi sayesinde titanyumdan üretilen minividalar ile daha üstün mekanik fiksasyon sağlanmaktadır (77).

2.2.1.7. Ankraj Arttırıcı Tasarımlar

Kemik kalitesine bağlı değişkenlerin minivida başarısının üzerindeki olumsuz etkilerini ortadan kaldırmak için ankraj arttırıcı tasarımlar minividalara ilave edilmiştir. Tozlu (18) 2010 yılında yaptığı doktora tezi çalışmasında mini implant ring aparatının (MİR), minividanın başlangıç stabilitesine ve kuvvet direncine etkisini değerlendirmiştir. MİR aparatının minividaların kuvvet direnci ve ankraj değerlerini arttırdığını, minividaların uygulama torklarında ve başlangıç stabilitelelerinde anlamlı derecede artışa neden olduğunu bildirmiştir. Uyar (78) da 2012 yılında yaptığı tez çalışmasında MİR aparatı uygulanmış minividaları ve MİR aparatı uygulanmamış minividaları 90° ve 70° olmak üzere farklı iki açıda sığır kalça kemiklerine uygulamıştır. 70°'lik yerleştirme açısı ve MİR aparatı, minividaların başlangıç stabilitelelerini anlamlı derecede arttırmıştır. Kuvvet uygulama yönleri ile ilgili olarak, MİR aparatı uygulanan ve uygulanmayan minivida gruplarında farklı sonuçlar gözlenmiştir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda, minividaların 70°'lik açı ile kemik yüzeyine uygulanmasını ve özellikle kortikal kemik kalınlığının düşük olduğu bölgelerde MİR aparatının uygulanmasını tavsiye etmiştir.

2.2.2. Hasta ile İlgili Faktörler

2.2.2.1. Sistemik Hastalıklar

Kontrol altına alınamayan diabet, periodontal hastalık, sigara, osteoporoz ve bifosfanatlar gibi ilaçların kullanımı klasik dental implantlar için risk faktörü olarak değerlendirilmektedir (37, 79). Bu tür hastalar için minivida uygulamasında daha uzun iyileşme dönemi ve olguya özel yükleme protokollerinin oluşturulması tavsiye edilmiştir (79).

2.2.2.2. Yaş

Minivida başarısı ile hasta yaşı arasındaki ilişki ile alakalı Park ve ark. (80) yaptıkları çalışmada, 15 yaşın altındaki hasta grubunda minivida başarı oranının, 15 yaşın üstündeki hasta grubuna göre daha az olduğunu belirtmişlerdir ve bu durumu 15 yaşın altındaki hastalardaki daha ince kortikal kemik ve düşük kemik kalitesi varlığı

ile açıklamışlardır. Lee ve ark. (42) 141 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada, 20 yaşın altındaki bireylerde minividaların erken dönemdeki kayıplarına işaret etmişlerdir ve bu hastalarda daha dikkatli çalışılmasını önermişlerdir.

2.2.2.3. Cinsiyet

Genelde yapılan minivida çalışmalarında cinsiyetin başarı ile olan ilişkisi dikkate alınmamıştır (33, 37, 40, 50, 59). Lee ve ark. (42) yaptıkları çalışmada cinsiyetin başarı üzerinde bir etken olmadığı sonucuna ulaşmışlardır. Bilgisayarlı tomografi kullanılan bir çalışmada, üst birinci büyük azı dişinin mezyalinde atake dişetin olduğu bölgedeki kortikal kemik kalınlığının kızlarda daha ince olduğuyula ilgili bir farklılık gösterilmiştir (81). Bu farklılığın başarı üzerindeki etkisini gösteren bir çalışma yoktur.

2.2.3. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler

2.2.3.1. Flep Açılarak veya Flep Açılmadan Uygulama

Literatürde minividaların flep açılarak veya açılmaksızın uygulandığı literatürler görülmektedir (2, 33). Kuroda ve ark. (59) flep uygulamadan yapılan minividaların daha başarılı olduğunu, hastaların postoperatif dönemde daha az ağrı ve rahatsızlık duyduklarını bildirmişlerdir. Moon ve ark. (33) flepli veya flepsiz uygulama teknikleri arasında minivida başarısı açısından anlamlı farklılık olmadığını belirtmişlerdir. Minividalar genelde flep açılması gerekmeksizin uygulanabilmektedir (27, 28, 82).

2.2.3.2. Rehber Delik Uygulaması

Rehber delik açılması, daha az travmatik uygulama yapılabilmesi açısından tercih edilebilir. Açılan rehber delik ya minivida boyunca (50) ya da sadece kortikal kemiği deyecek kadar (58, 60) olabilir. Vidanın '*self-tapping*' ya da '*self-drilling*' olması açılacak olan rehber deliğin nasıl olacağına karar verilmesini etkiler. '*Self-drilling*' minividalar hiç rehber delik açmadan veya sadece kortikal kısım delinerek

uygulanabilir. Ancak 'self-tapping' olanlar için rehber delik tüm vida boyunca açılmalıdır (5).

Kortikal kemik delinerek açılacak rehber delik 3 mm derinliğinde olmalıdır. Kortikal kemik kalınlığı en fazla angulus bölgesindedir ve 3 mm olarak ölçülmüştür. Kortikal kemikten sonraki süngerimsi kemikteki delik derinliği minivida stabilitesini etkilememektedir (83, 84). Bununla beraber süngerimsi kemikte rehber delik açılmamasının, minivida yivleri ile kemik arasında daha sıkı bir mekanik tutunma sağlayacağını söyleyen çalışmalar bulunmaktadır (85, 86).

Minivida uygulama öncesinde açılacak rehber deliğin çapı minivida çapından 0,7 mm (87), 0,5 mm (26, 57, 58, 88), 0,3 mm (37, 59, 89, 90) daha dar ya da aynı çapta (86) olabilmektedir. Klinik pratiğinde ise rehber deliğin çapının daha dar olması önemlidir (46). Minividayı hiç salınım yapmadan uygulamak oldukça zordur. Bununla beraber minivida çapının rehber delikten çok daha dar olduğu durumlarda minivida ile kemik temas bölgesinde oluşacak stres oranı yükselir, bu da lokal iskemi ve nekroz oluşmasına neden olabilir (50, 91).

Yapılan iki farklı hayvan deneyinde rehber delik açılarak ve açılmadan uygulanan minividaların başarıları incelenmiştir. Kim ve Chang (92) bir haftalık iyileşme periyodu sonrası kuvvet uygularken, Chen ve ark. (93) hemen yükleme yapmışlardır. Her iki çalışmada da rehber delik açılmayan gruplar daha başarılı bulunmuştur. Rehber delik açılmadığında kemik yüzeyi ile daha fazla temas olduğu araştırmalarda gösterilmiştir (83, 84, 93). Ayrıca rehber delik açılmasının daha travmatik olduğu ve doku uyumunun iyi olmadığı da belirtilmiştir (83).

Kortikal kemik kalınlığı, rehber delik uygulaması kararını belirleyen önemli bir faktördür. Alt çenede uygulanan minividaların başarı oranı üst çeneye göre daha azdır. Bunun nedeni de alt çenedeki kortikal kemik kalınlığının, özellikle arka bölgelere doğru daha da fazla olmak üzere, daha kalın olması şeklinde açıklanabilir. Ayrıca, kortikal kemik kalınlığı arttıkça, minivida kırılma riski artmaktadır (41, 93).

Bu bilgilere ek olarak Demir H. 2012 yılında yaptığı tez çalışmasında Er:YAG lazer ile rehber delik oluşturma yöntemi, frez ile rehber delik oluşturma (pre-drilling)

yöntemi ve rehber delik oluşturmada vida yerleştirme (self-drilling) yöntemlerinin minivida stabilitesine etkisini karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonucunda lazer ile rehber delik uygulama yönteminin, pre-drilling ve self-drilling yöntemlerine göre başlangıç stabilitesi açısından daha uygun sonuçlar verdiğini belirtmiştir (94).

2.2.3.3. Monokortikal – Bikortikal Uygulama

Uygulama kolaylığından dolayı minivida lar çoğunlukla monokortikal uygulanırlar. Buna karşılık bikortikal uygulanan minivida ların kuvvetlere karşı direnci arttırdığını gösteren çalışmalarda mevcuttur (95, 96). Alt çenede büyük azıların öne hareket ettirilerek çekim boşluğunun kapatıldığı bir olgu raporunda, bikortikal uygulanan minivida sayesinde, uygulanan ortodontik kuvvet, hareket ettirilecek diş veya diş grubunun direnç merkezinden geçecek şekilde ayarlanabilmiş ve paralel diş hareketi sağlanabilmiştir (97).

2.2.3.4. Uygulayan Hekimin Tecrübesi

Dental implant uygulamalarının minimal travma ile uygulanması implant başarısı açısından önemlidir (98). Dental implantların yapılmasına benzer olarak, ortodontik ankraj amaçlı uygulanan minivida ların uygulanmasındaki el hassasiyetinin önemi büyüktür. Minividayı hiç salınım yapmadan uygulamak, primer stabilizeyi ve dolayısı ile minivida başarısını etkilemektedir. Uygulama sırasında oluşan travmalar ve termal hasarlar, implantın fibröz yapıyla çevrelenmesine neden olacaktır (99). Uygulayan hekimin tecrübesinin artması, başarı oranını da arttırmaktadır (33, 36, 37, 100).

2.2.3.5. Uygulama Açısı

Minivida ların açılı yerleştirilmesi kortikal kemik ile olan temas yüzeyini arttırmakta ve diş köklerine temas etme ihtimalini azaltmaktadır (59, 101, 102). Kim ve ark. (103) üst çene posterior bölgede uygulanan minivida ların mine-sement sınırından 2-4 mm uzakta ve kemik ile 45° den daha az açıda uygulanmasını önermişlerdir. Park ve ark. (104) minivida ların, kök temasından kaçınmak için kök eğimleri uyumlu olacak şekilde mezyo-distal yönde açlandırılması gerektiğini belirtmişlerdir. Wilmes ve ark. (45) minivida ları oblik yerleştirmenin kemik

kalitesinin düşük olduğu bölgelerde avantaj sağlayabileceğini ve en iyi başlangıç stabilitesinin sağlanması için minividaların kemik yüzeyine 60° - 70° arasındaki açı değerlerinde uygulanması gerektiğini belirtmişlerdir.

2.2.3.6. Uygulama Torku

Minividanın kemiğe yerleştirilebilmesi için gereken rotasyonel kuvvet uygulama torku olarak tanımlanmaktadır. Primer stabilitenin değerlendirilmesinde sıkça kullanılan yöntemlerden biridir (105, 106). Motoyoshi ve ark (50) uygulama torku çok düşük olduğu zaman yetersiz mekanik kilitleme sonucu gerekli başlangıç stabilitesinin elde edilemediğini, uygulama torku çok yüksek olduğu zaman ise osseointegrasyon ile desteklenen sekonder stabilitenin sağlanamadığını belirtmişlerdir. Uygulama torkunun en az 5 Ncm olması gerektiği (50), 20 Ncm'den yüksek yerleştirme torklarının kemikte aşırı sıkışmaya ve mikro hasarlara neden olduğu ve buna bağlı olarak minivida başarı oranlarını olumsuz etkilediği çalışmalarda rapor edilmiştir (5, 91). Yerleştirme tork değerleri 3,5 – 10 Ncm arasında olduğunda en sağlıklı sonuçlara ulaşıldığı, 23 Ncm' den daha yüksek olduğunda minivida kırılmaları görüldüğü bildirilmiştir (5, 8, 40, 50, 76, 91). Bu nedenle yerleştirme torkunun 20 Ncm'nin üzerine çıkmamasına özen gösterilmelidir (5).

2.2.4. Anatomik Lokal Faktörler

2.2.4.1. Kortikal Kemik Kalınlığı

Daha sağlıklı ve daha kalın kortikal kemiğin olduğu bölgelerde, minivida stabilitesindeki başarının yüksek olduğu, çalışmalarda gösterilmiştir (5, 6). Bununla beraber, kortikal kemik kalınlığının (KKK) ve/veya yoğunluğunun arttığı durumlarda minivida uygulaması sırasında açığa çıkabilecek ısı ve beraberinde getireceği biyolojik hasarlar da göz ardı edilmemelidir. Motoyoshi ve ark. (40) KKK'nın 1 mm'den fazla olduğu durumlarda minivida başarı oranının yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Miyawaki ve ark. (2) horizontal büyüme yönüne sahip bireylerde görülen başarı oranının, vertikal büyüme yönüne sahip bireylerden daha fazla olmasını, kortikal kemik kalınlığının daha fazla olmasına bağlamıştır. Literatürde

dolikofasiyal bireylerin genelde daha ince KKK'a sahip oldukları da gösterilmiştir (14).

Song ve ark. (107) *in vitro* bir çalışmada üç farklı şekle sahip minividayı, farklı kortikal kemik kalınlıklarına sahip yapay kemiklere uygulamışlar. 0 mm, 1 mm, 2 mm ve 3 mm KKK kalınlığına sahip yapay kemiklere, 1,6 x 8,0 mm ölçülerinde silindirik, 2,0 x 7,0 mm ve 1,5 x 7,0 mm ölçülerinde konik minivida uygulamışlardır. Özel zaman hesaplayıcı bir tork ölçer, dakikada 3 tur vidalama hızına ayarlanmış ve her 0,1 saniyede bir tork değeri bilgisayar desteğiyle kaydedilmiş ve kaydettikleri değerler ışığında, silindirik minividaların maksimum uygulama torku (MUT) ve maksimum çıkarma torku (MÇT) değerleri, KKK'ndan etkilenmemiştir. Ancak; KKK arttıkça konik minividaların gerek MUT, gerekse MÇT değerlerinin arttığını bildirmişlerdir.

2.2.4.2. Kemik Yoğunluğu

Son zamanlarda yapılan birçok çalışmada kemik yoğunluğunun ortodontik minivida stabilitesine etkisi araştırılmıştır (7, 9-11, 13). Kantitatif bilgisayarlı tomografi, mikrotomografi (μ CT) ve *dual-enerji x-ray absorbtometry* (DEXA) gibi yeni görüntüleme teknolojileri sayesinde kemik yoğunluğu gibi parametreler ölçülebilmektedir (7, 108). O'Sullivan ve ark. (109) yapmış oldukları çalışmada, primer stabilite ve minivida başarısında, kemik kalitesi, minivida tasarımı ve cerrahi tekniğinin önem sıralamasında arka arkaya geldiğini açıklamışlardır. Cha ve ark. (11) hayvan çalışmalarında minivida stabilitesinde kortikal kemik yoğunluğunun, vida şeklinin ve uygulama yerinin önemini açıklamışlardır. Bu çalışmaya göre, alt çenede kortikal kemik yoğunluğunun fazla olmasına bağlı olarak, minividanın daha stabil olduğu görülmüştür. Kemik yoğunluğunun düşük olduğu ve 0,5 mm'den daha ince KKK sahip bölgelerde yapılan bir diğer çalışmada başarı oranının düşük olduğu bildirilmiştir (7). Bu konunun incelendiği başka bir çalışmada normal yapıdaki kemik ile osteoporotik kemik karşılaştırıldığında, normal yoğunluktaki kemiklerde yüksek koparma direnci olduğunu belirtmişlerdir (12). Holm ve ark. (13) yapay kemikler üzerinde yaptıkları bir çalışmada kortikal kemik yoğunluğu arttıkça, başlangıç stabilitesinin de arttığını bildirmişlerdir. Ayrıca KKK 1-2 mm aralığında, primer stabilite üzerinde yoğunluğun kalınlıktan daha etkili olabileceğini öne sürmüşlerdir. Bu bulguları destekler şekilde Hitchon ve ark. (10) da vidaların çekme kuvvetlerine

karşı dirençleri ile kemik yoğunluk değerleri arasında anlamlı bir korelasyon gözlemlenmiştir. Diğer yandan sığır pelvik ve iliak kemiklerinde yapılmış başka bir çalışmada ise kemik yoğunluğunun stabiliteye etkisinin olmadığı rapor edilmiştir (9). Araştırmacılar bu farklı bulgularını 1 mm'lik KKK'nın kemik yoğunluğunun etkisini gölgelemesine bağlamışlardır.

2.2.4.3. Süngerimsi Kemik Yapısı

Minividalar stabilitelelerini, kortikal kemik ile olan mekanik kilitlenmeden almaktadır. Stabilitede süngerimsi kemik daha az rol oynamaktadır. Lim ve ark. (51) yaptıkları sonlu elemanlar analizi (SEA) çalışmasında, minividaya uygulanan kuvvet sonucu oluşan stresin büyük çoğunluğunun kortikal kemik tarafından absorbe edildiğini, süngerimsi kısma çok daha az stresin yansıdığını bildirmişlerdir.

2.2.4.4. Yerleştirilen Bölge

Minividaların başarısındaki anahtar faktörlerden biri yerleştirilecek uygun alanın doğru seçilmesidir (26, 52, 57, 62, 63, 100,110). Minivida düşmesi ve mobilitesinin görülme sıklığı farklı alanlarda, farklı şekilde karşımıza çıkmaktadır (33, 37, 40, 110, 111). Üst çeneye uygulanan minividaların başarı oranı alt çeneye uygulanan minividalardan daha yüksektir (57, 59, 112). Kortikal kemik kalite ve kantitesi daha iyi olmasına rağmen, alt çenedeki başarısızlığın daha fazla olması vida yerleştirilirken oluşan aşırı strese, rehber delik açılırken oluşan aşırı ısınmaya, hijyen sorunlarına, yapışık dişeti bandının kısa olmasına bağlanmıştır (57, 59).

Alt çenede küçük azı bölgesinde, büyük azı bölgesine göre daha fazla başarı şansı olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (33). Minivida uygulanan bölgeler içerisinde, çevresinde, mandibulada ve angulus bölgesinde en kalın kortikal kemik kalınlığı, 3 mm olarak kaydedilmiştir (113). Tüm bu bilgilere ilave olarak, minividanın komşu diş köklerine yakınlığının da başarısızlıkta etkili olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (111, 114). Uygulama sahası seçerken, sürmekte veya gelişmekte olan dişler, periodontal hastalıklar ve çekim bölgelerinin, seçilen bölgedeki kemik kalitesini etkilediği düşünülerek karar verilmelidir (115-117).

2.2.4.5. Komşu Organlara Yakınlık ve Kök Hasarı

Minividaların stabilitesindeki başarı oranı, minividaların komşu köklerle yakın veya temasta olması ile ilgili olarak azalabilmektedir (111, 114, 118, 119). Başarının daha az olması, köklerle temasta olan vida etrafında daha az kemik olması ve vida ile temas halindeki dış köklerinin okluzal kuvvetler altındaki minör hareketleri sonucu vida stabilitesinin bozulması ile açıklanabilir (111). Minividanın dış kökü ile teması sonucu sement ve dentin tabakasında rezorpsiyon gözlenmekte ve rezorbe kökler sekonder sement ile tamir edilmektedir (118, 119). Buna ek olarak meydana gelen hasar çok ciddi değil ise çevre dokuların iyileştirme potansiyeli sayesinde klinik yan etkinin çok az olması gerektiği belirtilmiştir (118). Bununla birlikte minividanın teması ile oluşabilecek kök rezorpsiyonunun dişin devitalize olmasına neden olabileceği (120), ayrıca ankiloz geliştirebileceği de unutulmamalıdır (118). Kök rezorpsiyonu riskini en aza indirmek için minivida ile dış kökü arasındaki mesafenin 0,6 mm'den fazla olması gerekmektedir (32).

2.3. Minividaya Kuvvet Yüklemesi İle İlgili Faktörler

2.3.1. Yükleme Zamanlaması

Ortodontik amaçlı kullanılan minividalar, minividanın yerleştirilmesi ve kuvvet uygulaması arasında geçen süre bakımından iki şekilde değerlendirilmektedir. Bunlardan birincisi, uygulamadan hemen sonra veya dört hafta içerisinde kuvvet uygulamasıyla anlaşılan yükleme, ikincisi ise dört haftadan daha sonra kuvvet uygulamasıyla anlaşılan geç yüklemedir. Literatürde minivida yükleme zamanlaması ile ilgili olarak farklı görüşler yer almaktadır (2, 37, 57, 59, 63, 79, 121). Bazı çalışmalarda geç yükleme yapılması tavsiye edilirken (8, 121, 122), bazı çalışmalarda da erken yükleme ile geç yükleme arasında minivida başarısı açısından farklılık olmadığı belirtilmiştir (2, 37, 59, 123).

Zhang ve ark. (122) yapmış oldukları hayvan çalışmasında yükleme protokolünün minivida başarısına ve osseointegrasyonuna olan etkisini incelemiştir. Çalışmadaki minividaların bir kısmına yerleştirmeden sonra hemen, bir kısmına yerleştirmeden 2 hafta sonra ve diğer bir kısmına yerleştirmeden 4 hafta

sonra yükleme yapılmıştır. Hemen yükleme yapılan gruptaki kemik – minivida teması, 2 ve 4 hafta sonra yükleme yapılan gruba göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Araştırmacılar yerleştirmeden 4 hafta sonraki yükleme protokolünü tavsiye etmişlerdir. Wu ve ark. (121) yaptıkları çalışmada, yerleştirmeden sonraki ilk iki hafta içinde yapılan yüklemelerin kemik – minivida ara yüzeyinde hasarlara neden olabileceğini ve dolayısı ile stabiliteyi olumsuz etkileyebileceğini belirtmiştir. Yüklemenin yerleştirmeden 4 hafta sonra yapılmasını tavsiye etmişlerdir. Bu çalışmaların aksine, Chen ve ark (123) hemen yüklemenin minivida osseointegrasyonunu önlemediği hatta kemik ile adaptasyonunu arttırabileceğini belirtmişlerdir. Luzi ve ark. (100) da benzer şekilde hafif kuvvetlerle erken yükleme yapılan minividalarda, çevre kemik dokusunda olumsuz yan etkiler meydana gelmediğini belirtmiştir. Hemen yükleme yapılan minividalarda uygulanan kuvvetin 50 N’u geçmemesi gerektiği belirtilmiştir (60). Bazı minivida çalışmalarında erken yükleme protokolleri uygulanarak %80 - 90 aralığında minivida başarısı elde edilmiştir (2, 50, 83, 90, 124).

2.3.2. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Miktarı

Çoğu çalışmada minividaya uygulanan kuvvet miktarının 200 gr ve altında olduğu görülmektedir. Bununla beraber 50 – 400 gr arasında kuvvet uygulanan klinik çalışmalar da bulunmaktadır. Wehrbein ve ark. (125) köpek palatal kemiklerinde 1 N kuvvet uygulaması sonucu kontrol grubuna göre ilave kemik yapımı bulmamışlardır. Ancak kuvvet 2 N’a çıkınca baskı olan tarafta kontrol grubundan daha fazla ilave kemik yapımı gözlemişlerdir. Melsen ve Lang (126) kuvvet uygulanan grupta kontrol grubuna oranla daha fazla yeni kemik yapılanması olduğunu bulmuşlardır.

Erken yükleme yapılan ve fazla kuvvet uygulanmış minividaların yer değiştirdiği belirtildiğinden, 50 gr kuvvet ile başlayıp ilk iyileşme sonrasında kuvvetlerin artırılmasının daha uygun olabileceği belirtilmiştir (76, 88, 115, 117, 127). Buna karşılık bazı çalışmalarda minividaların yer değiştirmesinin düşük kuvvetlerde de mümkün olduğu açıklanmıştır (117). Wang ve Lio (128) çalışmalarında vidanın yer değiştirmesini, 200 - 425 gr arası kuvvetin büyüklüğüne veya yönüne değil yükün süresine bağlamışlardır. Birçok araştırmacı fazla kuvvet kullanılmamasını ve fazla

kuvvet uygulamalarının sonuçlarını daha iyi açıklayabilecek yeni çalışmaların yapılmasını önermektedir (115, 125, 127).

2.3.3. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi

Yapılan klinik çalışmalarda, minividalara uygulanan kuvvetin süresi 3 aydan 37 aya kadar değişiklik göstermektedir ve çoğunlukla 1 yıla kadar olan süreler değerlendirilmiştir. Bu nedenle minividaların uzun dönem stabilitesiyle ilgili çok az şey bilinmektedir. Yapılan üç ayrı çalışmada minividaların 6,5 ay ya da 9,5 ay sonra yer değiştirdiği bildirilmiştir (88, 117, 129). Wang ve Liou (128) kuvvet uygulama süresiyle yer değiştirme miktarı arasında korelasyon bulmuşlar ve yüksek kuvvetin bu etkiyi arttırabileceğini belirtmişlerdir.

2.3.4.Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Tipi

Ortodontik diş hareketi oluşturmak için hem hafif ve devamlı, hem de şiddetli ve aralıklı kuvvetler kullanılabilir. Minivida stabilitesi ve kuvvetin tipi ilişkisi sadece bir klinik çalışmada analiz edilmiştir ve minivida başarısı ile uygulanan ortodontik kuvvet tipi arasında korelasyon bulunmamıştır (37).

2.3.5. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü

Kuvvetin uygulandığı yön ve minividaların başarısı arasındaki ilişkiyi değerlendiren bir çok çalışma mevcuttur (26, 57, 60, 97, 130). Costa ve ark. (26) minividaya, minividayı çıkarma yönünde etkileyecek çevirme kuvvetinin minivida kaybına neden olabileceğini belirtmişlerdir. Kim ve ark. (131) SLA yüzeyli minividaların saat yönünün tersine olan rotasyonel kuvvetlere karşı direnç gösterdiğini belirtmişlerdir. Cheng ve ark. (57) lateral, ekstruziv ve torsiyonel kuvvetlerden kaçınılmasını önermektedirler. Freudenthaler ve ark. (132), minividanın uygulanacağı yerin dişin direnç merkeziyle aynı olmasını önermişlerdir. Uygulanan kuvvet minividanın uzun eksenine paralel olduğunda minividanın direncinin en fazla olduğu görülmüştür. Bunu da uygulanan kuvvetin vida yivlerine dik açı ile geldiği için uygulanan kuvvete direncin en üst seviyeye çıkmasıyla açıklamışlardır.

2.4. Minivida Başarısını Etkileyen Diğer Faktörler

2.4.1. Ortodontik Endikasyon

Minivida çok çeşitli ortodontik endikasyonlarda kullanılmaktadır. Buna rağmen sadece bir çalışmada ortodontik hareketin tipinin minivida başarısı üzerindeki etkisi analiz edilmiştir. Kuroda ve ark. (59) minivida kullanılarak yapılan intrüzyon hareketiyle karşılaştırıldığında, protraksiyon ve retraksiyon hareketlerinde daha yüksek başarı oranı bulunmuştur.

2.4.2. Oral hijyen

Ağız hijyeninin kontrol altında tutulması, minivida için sorunsuz bir şekilde korunmasında önemli bir rol oynamaktadır. Peri-implantitis, implant uygulamalarında başarıyı engelleyen sebeplerden biridir. Başarılı bir oral hijyen motivasyonu, peri-implantitisin engellenmesinde önemli faktörlerden biridir. Bunun için, hastanın oral hijyen eğitimi tam olarak verilmeli ve tekrarlanmalıdır. Gerek profilaktik amaçlı antibiyotikler, gerekse klorheksidin gargaralar, minivida için korunmasında kullanılmakla beraber (8, 40, 59, 60, 115, 130), bu uygulamaların minivida başarısı ile ilişkisini gösteren bir çalışma yoktur. Park ve ark. (37), peri-implantitis kontrolüyle başarının bağlantılı olduğunu belirtmişler ancak oral hijyen ölçümleriyle minivida başarısı arasında korelasyon bulamamışlardır. Aynı zamanda ağzın sol tarafında daha yüksek başarı oranları rapor etmişlerdir (37). Bu sonuç sağ elini kullanan hastaların sol tarafı daha iyi temizledikleri şeklinde yorumlanmaktadır (133).

2.4.3. Mobilite

Yapılan çalışmalarda dental implantlarda iyileşmeyi tehlikeye sokmak için 100 mikrondan fazla hareketlerin yeterli olduğu ve fibröz kapsülleşmeye neden olabileceği gösterilmiştir (134, 135). Park ve ark. (37) implant hareketliliğinin ve ortodontik kuvvetlerin düzenli olarak izlenmesini önermişlerdir ve kuvvetler 200 gr' dan az ise hareketli vidaların başarılı olabileceğini belirtmişlerdir.

2.4.4. Minivida ve Osseointegrasyon

Ortodontik ankraj amaçlı minividalar, geçici ankraj aygıtları olduğundan, çıkarılmalarının da fazla prosedür gerektirmemesi arzu edilmektedir. Bunun için ortodontik ankraj amaçlı minividaların mekanik tutunma kabiliyetlerinin fazla olması ve osseointegre olmaması tercih edilmektedir. Yapılan bir hayvan çalışmasında, uygulamanın ilk haftasına oranla, 1 ay ve 3 ay sonraki değerlendirmelerde minivida etrafındaki kemik miktarının arttığı görülmüştür (136). Kim ve ark. (131) yüzeyi pürüzlendirilmiş ve yüzeyi pürüzlendirme işleminden geçmemiş minividaların rotasyonel kuvvetlere olan direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında, yüzeyi pürüzlendirilmiş (SLA) minividaların, daha düşük uygulama torkuna sahip olduklarını, ancak çıkarılmaları sırasında daha fazla çıkarma enerjisi gerektirdiğini belirtmişlerdir. Bunu da, uygulamanın hemen sonrasında süregelen osseointegrasyon ile açıklamışlardır. Ayrıca SLA minividaların saat yönünün tersine uygulanan kuvvetlere karşı direncinin daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. 1,8 x 8,5 mm ölçülerinde 96 adet minividanın, uygulamadan 3 hafta sonra 150 gr'la yüklendiği çalışmalarının sonucunda, iyileşme süresi yeterli olduğunda, yüzey özelliği ne olursa olsun, osseointegrasyon gerçekleşeceğini belirtmişlerdir.

2.5. Primer Stabilitenin Değerlendirilme Yöntemleri

Primer stabiliteyi etkileyen faktörler, minividanın dizaynı (5, 38, 43-45), kemik kalitesi (38, 40), yerleştirme prosedürü, minivida uygulanacak olan bölgenin hazırlığı, rehber delik derinliği ve çapı (5, 46, 47), yerleştirme açısı (45, 48, 49) olarak gösterilmiştir. Primer stabilitenin değerlendirilmesinde gerek histolojik, gerekse klinik farklı yöntemler denenmiştir. Bu amaçla uygulama ve çıkarma torku değerlendirilmesi, yükleme testleri ve rezonans frekans analizinin (RFA) güvenilir yöntemler olduğu düşünülmektedir (2, 8, 28, 45, 46, 50, 59, 74, 137-141).

2.6. Maksimum Uygulama Torku ve Çıkarma Torku

Uygulama torku testleri, minividaların şekil ve yüzey özellikleri etksi altında primer stabilitesini değerlendirmede kullanılmaktadır. MUT, minividaların kemik içerisinde tutunma direncini analiz etmede kullanılan önemli bir öğedir (44, 142).

Yapılan çalışmalar, MUT'un minivida ve mini-implantların klinik başarısını etkilediğini ortaya koymaktadır (40, 50, 76). Minividaların çapı (5, 28, 38), uzunluğu (28), uygulama açısı (45), uygulama derinliği (46), açılan rehber deliğin çapı (5, 46) ve derinliği (5) MUT'nu etkilemektedir. Minivida çapının ve boyunun artması MUT değerlerinin de artmasına neden olmaktadır; ancak MUT değeri arttığında oluşabilecek doku hasarı ve minividanın kırılma riski de göz ardı edilmemelidir (72, 111). Yapılan bir çok çalışmada aksine görüş bildirilmesine rağmen (141), KKK'nın MUT'un üzerinde etkili olduğunu belirtilmiştir (5, 28, 40).

Maksimum çıkarma torku (MÇT) minividaların mekanik tutunabilirliklerinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (44, 72, 143). MUT değerlendirmesi, implant stabilitesini değerlendirmek için geliştirilmiş bir yöntem olsa da (140), MÇT, minividaların primer stabiliteilerinin değerlendirilmesinde daha anlamlı bir değerlendirme yöntemidir (72, 95, 144). Çıkarma torku ölçümleri implant-kemik ara yüzeyindeki biyomekanik durumu test etmektedir (143).

MUT değerlerinin, MÇT değerlerinden daha yüksek olduğu yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (44, 72, 111, 143). Bu durum da MÇT ölçümlerinin, minivida stabilitesini değerlendirmeye daha fazla ilişkilendirilebileceğini göstermektedir (72).

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

Motoyoshi ve ark. (50) en ideal uygulama torku değerini saptamak amacıyla yaptıkları çalışmada 41 hasta üzerinde 124 adet 1,6 x 8,0 mm konik yapıda minividayı 1,3 mm çapında ve 8 mm derinliğinde rehber delik hazırladıktan sonra tork ölçer tornavida kullanarak uygulamışlar, MUT değerinin minivida başarısı üzerindeki etkisini test etmişlerdir. Çalışmalarında % 85,5 oranında klinik başarı kaydedilmiştir.

Başarı kriteri minividaya en az 6 ay ortodontik kuvvet uygulanabilmesi olarak belirtilmiştir. Ortalama MUT değeri yerleştirilen bölgeye göre 7,2 ve 13,5 Ncm arasında değişmektedir. Araştırmacılar, minividaların klinik başarısının artırılması için, 1,6 mm çapında olanların 5 - 10 Ncm arasındaki MUT ile uygulanmasını önermişlerdir. Sonuçta, MUT değerinin aşırı artmasının başarısızlık nedeni olduğunu açıklamışlardır.

Motoyoshi ve ark. (40) yapmış oldukları başka bir klinik çalışmada KKK ve MUT'nun minivida stabilitesine etkisini incelemişlerdir. 1,6 x 8,0 mm çapında minividalar 6 aylık süreçte ağrı veya klinik mobilite göstermiyor ise başarılı kabul edilmişlerdir. Çalışmada başarı oranı %87,4 olarak kaydedilmiştir. Başarılı grupta KKK anlamlı şekilde daha fazla bulunmuştur (başarılı - başarısız grup ortalama KKK: 1,42 – 0,97 mm). Daha fazla veya daha az uygulama torku ile karşılaştırıldığında 8 – 10 Ncm uygulama torku anlamlı şekilde başarıyı arttırmıştır (%100). Sonuç olarak, minivida uygulanan bölgede KKK en az 1 mm olması ve uygulama torkunun 10 Ncm'yi geçmemesi önerilmiştir.

Kim ve ark. (74) 2008 yılında yapmış oldukları çalışmada, 37 hastaya 64 adet 1,8 mm çap ve 8,5 mm uzunluğa sahip mini-implant uygulamışlardır ve SLA mini-implantların güvenilir bir şekilde sökülebildiğini açıklamışlardır. Mini-implantların uygulanmasından sonra 4 aylık iyileşme dönemi beklenmiş ve ortalama 14,8 ay kuvvet uygulanmıştır. Ortalama MÇT değeri 16,4 Ncm'dir. Çalışma, SLA mini-implantların tedavi sonunda güvenilir bir şekilde sökülebildiğini ancak söküm öncesi yük uygulamadan geçirilecek sürenin 6 ayı aşmamasını önermektedir.

2.7. Kuvvet Direnci (KD)

Minivida stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılan bir diğer yöntemde kuvvet direncinin ölçülmesidir (67, 95, 96, 141).

Salmoria ve ark. (141) yaptıkları çalışmada 1,6 x 6,0 mm ebatında 60 adet minividayı köpeklerin alt çenelerine MUT değerlerini ölçerek uygulamışlar ve 3 değişik zaman süreci (0, 15, 60 gün) sonrası, bu minividalara sıyrarak çıkarma testi uygulamışlardır. Ölçtükları ortalama MUT değeri ve kortikal kemik kalınlıkları, 24,54

Ncm ve 2,65 mm'dir. Çalışmanın sonucu olarak, uygulama torku ve sıyırarak çıkarma arasında bir korelasyon olmadığını ve uygulama torku ölçümünün, minividanın kemikteki tutunma gücünü öngörmeye kullanılamayacağını ve uygulama torku ile KKK arasında bir ilişki olmadığını iddia etmişlerdir.

Brinley ve ark. (67) kadavra kemiği ve yapay kemik üzerinde toplam 90 adet 6 mm uzuluğunda 1,6 mm ve 1,8 mm çapında minividaları kullanarak, oluk yapısının ve yiv eğiminin primer stabilite üzerine etkisini araştırdıkları çalışmada, MUT ve sıyırıp çıkarma kuvveti değerlerini ölçmüşlerdir. Yiv eğiminin etkisini test etmek için yivler arası mesafe 1,0 mm olan minividaların kontrol grubu ile test grubundaki 0,75 mm ve 1,25 mm olanlar ile karşılaştırılmıştır. MUT değerleri 0,75 mm, 1,0 mm ve 1,25 mm yiv aralığı için yapay kemikte sırasıyla 9,05 Ncm, 8,45 Ncm ve 8,15 Ncm, kadavra kemiğinde 15,2 Ncm, 13,6 Ncm ve 12,6 Ncm olarak kaydedilmiştir. Sonuç olarak bu çalışmada, oluklu yapının uygulama torkunu ve sıyırıp çıkarmaya karşı olan direnci arttırdığı, yivler arası mesafe azaldıkça uygulama torkunun arttığı ancak anlamlılık düzeyinin altında kaldığı ve uygulama torku ile sıyırıp çıkarma direnci arasında pozitif bir korelasyon olduğu belirtmişlerdir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Gereç

3.1.1. Kemik modelleri

Çalışmadaki bütün minividalar, SAWBONES (Sawbones Avrupa Krossverksgatan 3 Se-216 16 Malmö, İSVEÇ) firmasından tedarik edilen, yapay kemik modellerine uygulanmıştır (Resim 3.1.). Yapay kemik modelleri farklı kortikal kemik yoğunluklarında, eşit kortikal kemik kalınlıklarında seçilmiştir. Spongioz kemik yoğunlukları ise eşit olarak seçilmiştir. Kortikal kemik kısımları, katı sert poliüretan köpük (solid rigid polyurethane foam), spongioz kemik kısımları ise hücresel sert poliüretan köpük (cellular rigid polyurethane foam) biyomekanik test materyallerinden oluşmaktadır. Bütün silindirik yapay kemik bloklarının çap, genişlik ve kalınlıkları isteğimiz ölçülerde özel olarak üretilmiştir.



Resim3.1. Sawbones kemik modellerinin üstten ve yandan görünümü

3.1.2.Minividalar

Çalışmamızda 1,6 mm çapında, 8 mm uzunluğunda titanyumdan üretilen konik *self-drilling* özelliğe sahip 108 adet TM (TM Trimed, Ankara, Türkiye) minivida kullanılmıştır (Resim 3.2.).



Resim 3.2. TM minivida

3.1.3. MİR aparatı

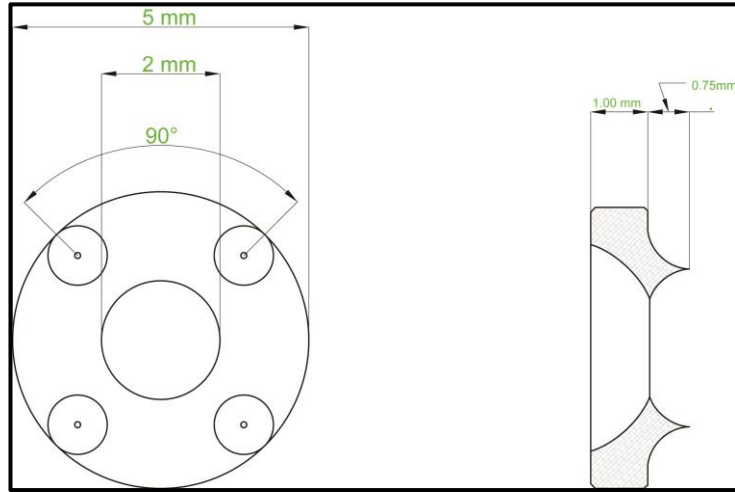
Çalışmamızda titanyumdan üretilmiş 54 adet MİR aparatı kullanılmıştır (Resim 3.3.a, Resim 3.3.b). MİR aparatı, 5 mm dış çap, 2 mm iç çapa sahiptir. Kortikal kemik yüzeyi ile temas eden 4 adet sivri çıkıntısı mevcuttur. Çıkıntıların uzunlukları 0,75 mm'dir (Şekil 3.1.). MİR aparatının uygulandığı Şekil 3.2.'de şematize edilmiştir.



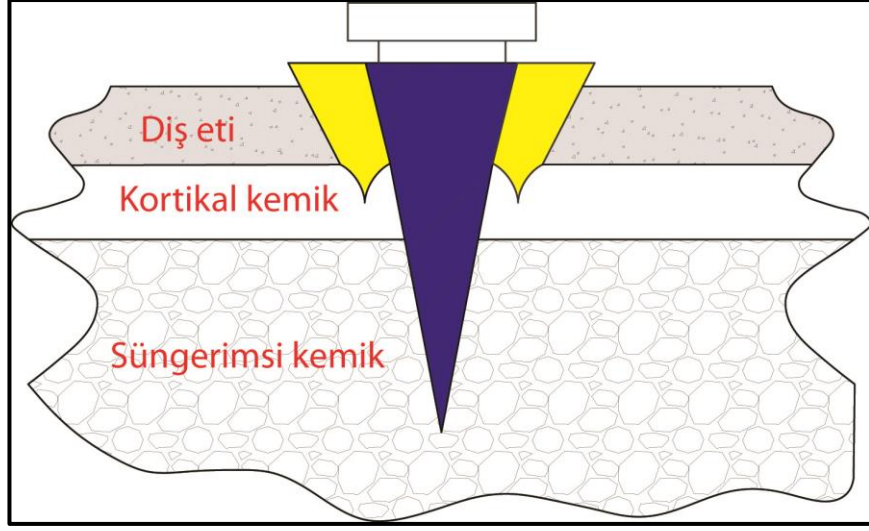
Resim 3.3.a. MİR aparatının üstten görünümü



Resim 3.3.b. MİR aparatının yandan görünümü



Şekil 3.1. MİR aparatının şematik görünümü ve ölçüleri (Tozlu'nun 2010 yılında yaptığı tez çalışmasından alıntıdır.)



Şekil 3.2. MİR aparatının uygulanişının şematik görünümü (Tozlu'nun 2010 yılında yaptığı tez çalışmasından alıntıdır.)

3.1.4. Minivida Uygulama ve Çıkarma Anahtarı

Çalışmamızda kemik modellere minivida ların uygulanmasında ve çıkarılmasında minivida uygulama ve çıkarma anahtarı TM (Trimed, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır (Resim 3.4.).



Resim 3.4. Minivida uygulama ve çıkarma anahtarı

3.1.5. MİR İter El Aleti

Çalışmamızda MİR'in çıkıntılarının kemiğe batmasını sağlayacak şekilde basınç uygulamak amacıyla MİR İter el aleti (TM, Trimed, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır (Resim 3.5.). MİR İter'in uç kısmı silindirik bir boru şeklindedir. Silindirin dış çapı MİR dış çapı ile aynıdır. Bu el aleti sayesinde minivida ile temas edilmeksizin MİR'e basınç uygulanabilmektedir.



Resim 3.5. MİR İter el aleti

3.1.6. Tork Ölçer Tornavida

Minividaların maksimum uygulama ve çıkarma tork değerlerinin ölçülmesinde dijital tork ölçer tornavida (Checkline TSD 50, ABD) kullanılmıştır (Resim 3.6.).



Resim 3.6. Tork ölçer tornavida

3.1.7. Kuvvet Testi Cihazı

Kuvvet testi, fakültemizde bulunan Instron 3345 (ABD) test cihazı ile gerçekleştirilmiştir (Resim 3.7.). Instron 3345 test cihazı ile yükleme, çekme, darbe direnci deneyleri uygulanabilmektedir.



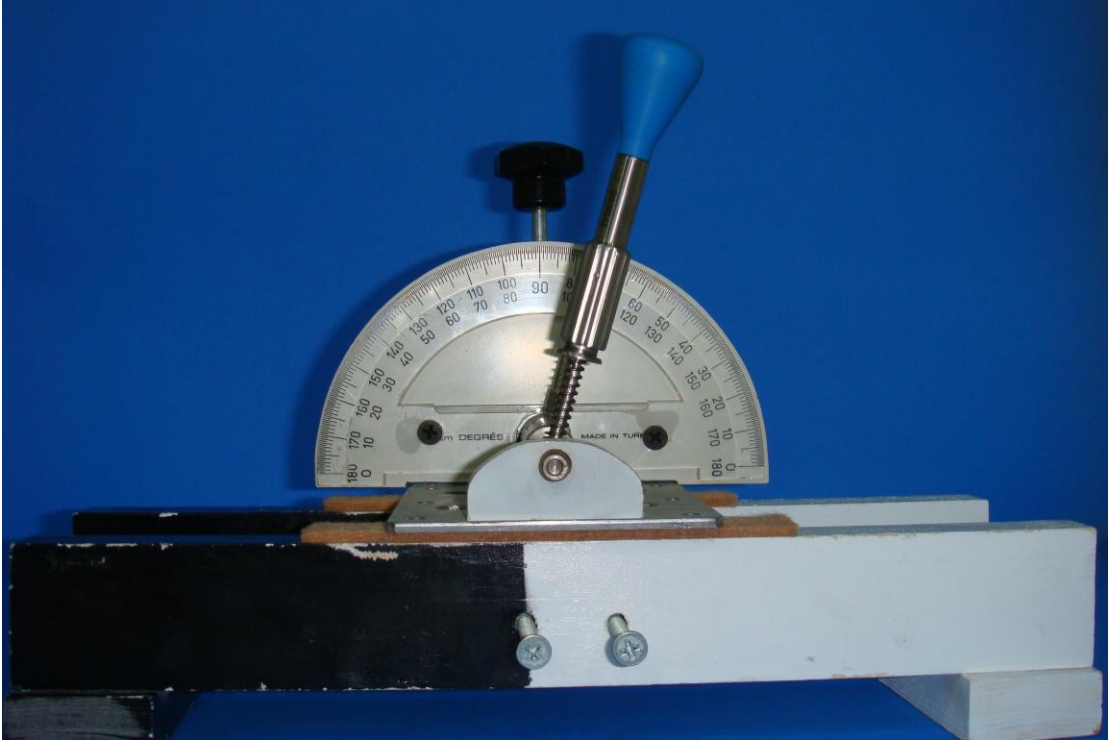
Resim 3.7. Instron 3345 cihazı

3.1.8. Uygulama Sehпасı ve Açılı Aparat

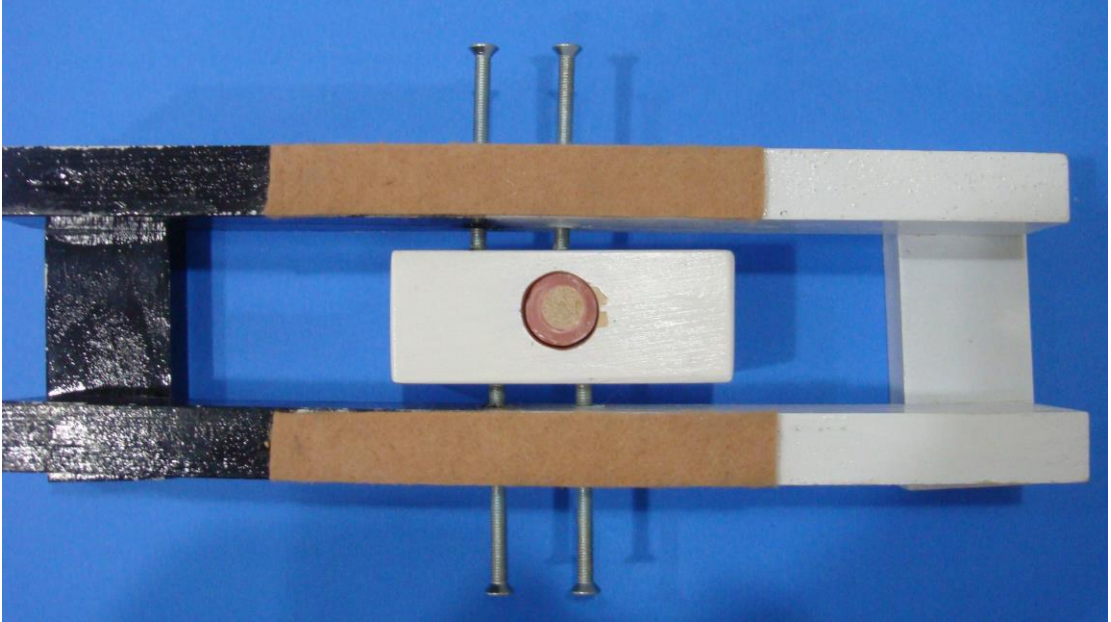
Çalışmamız sırasında, kemik modellere minivida ları uygularken, kemik modelini sabitlemek ve tornavida aılandırmasını sağlıklı olarak yapabilmek amacıyla bir düzenek planlanmıştır. Ahşap bir iskele üzerine yerleştirdiğimiz aıoler, tornavida taşıyıcı sistem ile birleştirilmiştir. Bu sayede her türlü açıda minivida uygulamasının, elle yapılabileceğinden daha hassas bir düzenekte yapılması sağlanmıştır. Ayrıca ahşap iskelenin orta bölgesine iki taraflı yerleştirilen 4 adet uzun vida sayesinde ve modellere uygun hazırlanmış tahta aparatla, kemik modellerin istenilen pozisyonda sabitlenebilme imkanı elde edilmiştir.

Planlanan düzeneğin parçaları şunlardır.

1. Uygulama sehпасı (Resim 3.8.)
2. Ahşap taşıyıcı iskele (Resim 3.9.)
3. Açılı aparat ve tornavida taşıyıcı parça (Resim 3.10.)
4. Kemik sabitleme için yerleştirilmiş 4 adet vida arasına giren, ortası kemik modelleri yerleştirmek için düzenlenmiş tahta (Resim 3.11.)
5. 4 adet sabitleme vidası



Resim 3.8. Uygulama sehпасı



Resim 3.9. Ahşap taşıyıcı iskele



Resim 3.10. Açılı aparat ve tornavida taşıyıcı parça

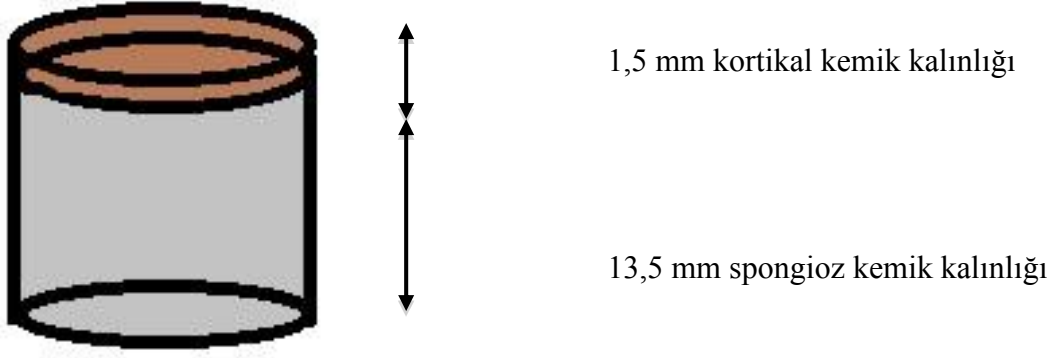
3.2.Yöntem

3.2.1. Yapay Kemik Bloklarının Seçilmesi

Yüzsekiz adet yapay kemik bloğu SAWBONES firmasından tedarik edilmiştir. Kemik bloklarının hepsinin kortikal kemik kalınlıkları 1,5 mm ile sabit tutulmuştur. Kortikal kemik yoğunlukları 20, 30, 40 *pounds per cubic foot* (pcf) olarak belirlenmiştir (Tablo 3.1.). Spongioz kemik yoğunluğu 10 pcf olarak, kalınlığı ise 13,5 mm olacak şekilde ayarlanmıştır (şekil 3.3). Silindirik kemik blokları çapları 12 mm olacak şekilde ürettirilmişlerdir.

Tablo 3.1. Yapay kemik yoğunluklarının pcf ve gr/cm^3 birimiyle ifadesi

10 pcf	0,16 gr/cm³
20 pcf	0,32 gr/cm³
30 pcf	0,48 gr/cm³
40 pcf	0,64 gr/cm³



Şekil 3.3. Yapay kemik bloğunun şematik görünümü

3.2.2. Yapay Kemik Bloklarının Hazırlanması

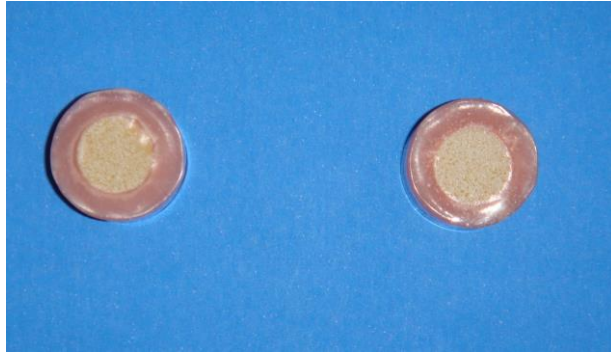
Kemik blokları sıvı kıvamda hazırlanan soğuk akrilik (Imicryl, Londra, İngiltere) içerisine, üst yüzeyi tamamen dışarda kalacak şekilde gömülmüştür (Resim 3.11a., Resim 3.11.b., Resim 3.11.c). Akriliğin polimerizasyonuna bağlı aşırı ısınmayı engellemek için bu işlem su soğutması altında gerçekleştirilmiştir.



Resim 3.11.a. Yapay Kemik modellerin akriliğe gömülmeden önceki görünümü



Resim 3.11.b. Yapay Kemik modellerin akriliğe gömülmesi



Resim 3.11.c. Akriliğe gömülmüş yapay kemik modelleri

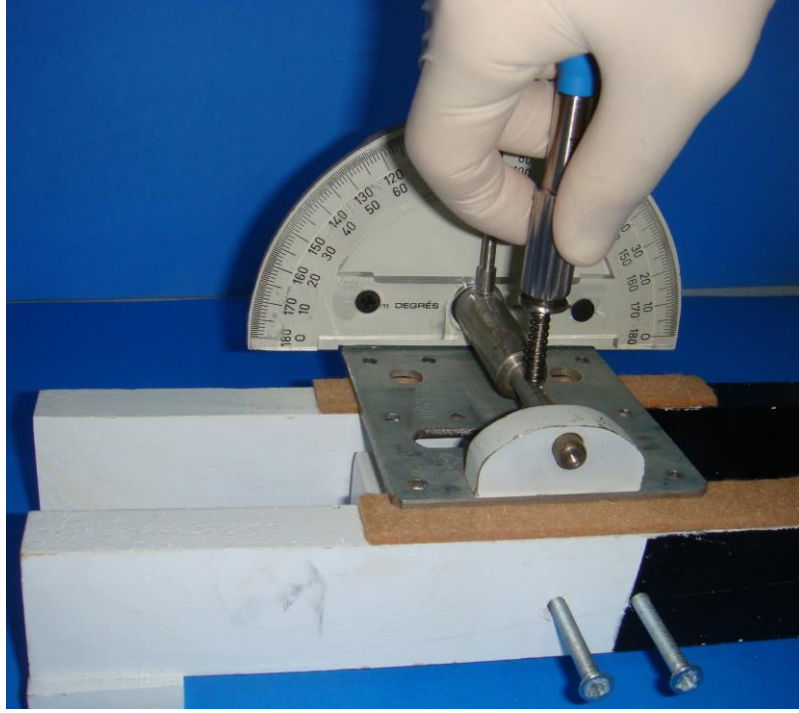
3.2.3.Yapay Kemik Örneklerine Minivida ve MİR Aparatının Uygulanması

Çalışmamızda 108 adet minivida, 54 adet MİR aparatı uygulanmıştır. Minividalar 90° açıyla kemik bloklarına yerleştirilmiştir. 20, 30, 40 pcf olarak gruplandırılmış yapay kemik bloklarına, MİR aparatı uygulanmayan gruplar kontrol minivida grubu, MİR aparatı uygulanan gruplar MİR’li minivida grubu olarak isimlendirilmiştir. Grupların dağılımı Tablo 3.2. de belirtilmiştir.

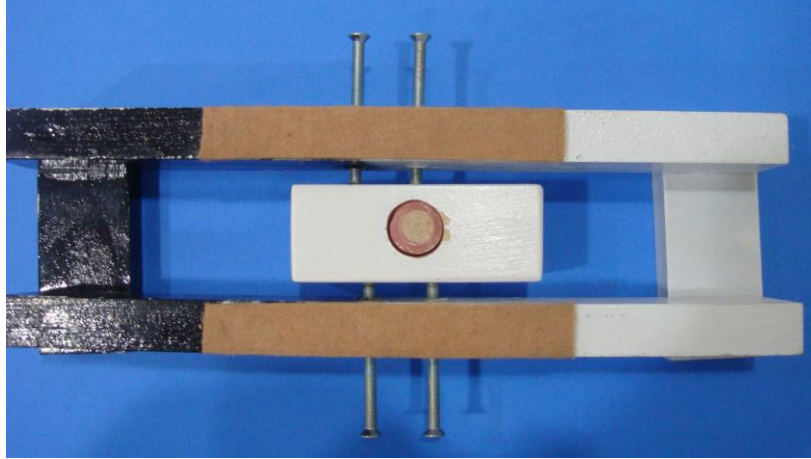
Tablo 3.2. Deney gruplarının tanımlaması

Grup Adı	Grup İçeriği	Yerleştirme Açısı	Minivida Sayısı	MİR Sayısı
Kontrol 20	20 pcf Minivida Grubu	90 °	18	-
MİR 20	20 pcf / MİR'li Minivida Grubu	90 °	18	18
Kontrol 30	30 pcf Minivida Grubu	90 °	18	-
MİR 30	30 pcf / MİR'li Minivida Grubu	90 °	18	18
Kontrol 40	40 pcf Minivida Grubu	90 °	18	-
MİR 40	40 pcf / MİR'li Minivida Grubu	90 °	18	18

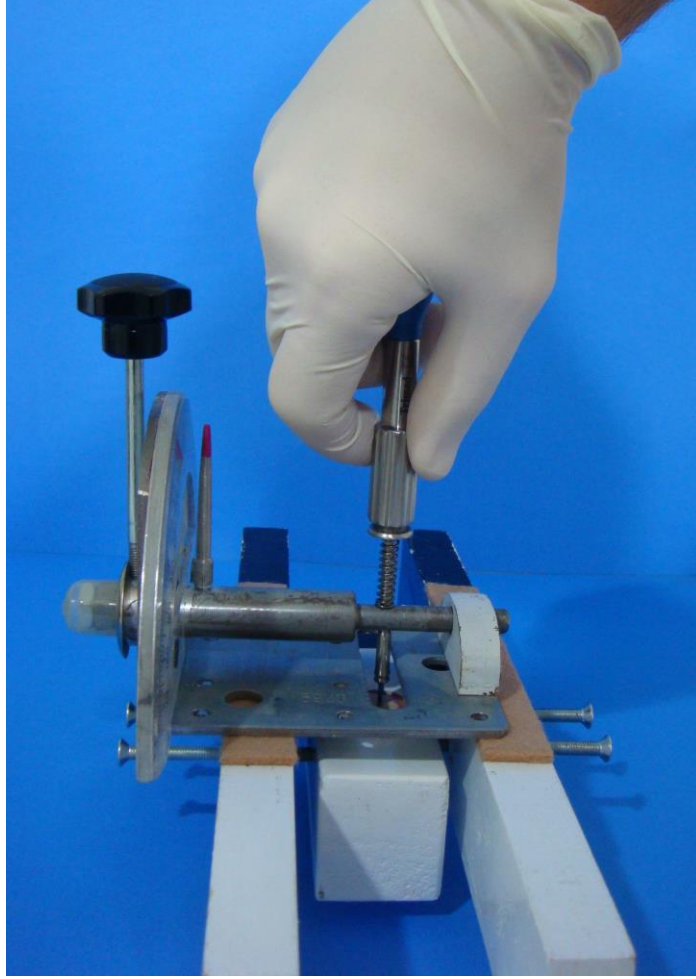
Self-drilling özelliğe sahip TM minividalar rehber delik açılmaksızın kliniğimizde geliştirdiğimiz açılı minivida yerleştirme aparatı ile kemik bloklarına yerleştirilmiştir (Resim 3.12a., Resim 3.12.b, Resim 3.12.c.).



Resim 3.12.a. Açılı yerleştirme aparatı



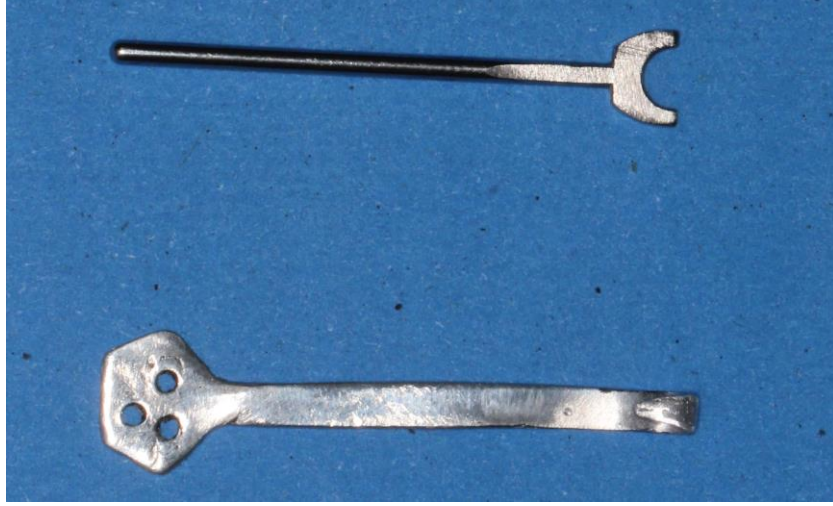
Resim 3.12.b. Yapay kemik bloklarının sabitlenmesi için oluşturulan düzenek



Resim 3.12.c. Yapay kemik bloklarına minividaların uygulanması

3.2.4.Maksimum Uygulama Torku Değerlerinin Ölçülmesi

MİR uygulanmamış gruplardaki minividalar kemik örneklerine yerleştirilirken son turlara kadar olan uygulamalar TM tornavida ile gerçekleştirilmiştir. Maksimum yerleştirme torku değerlerinin ölçülebilmesi için minividalar son uygulama mesafesinden daha az sıkıştırılmıştır. Bırakılan mesafenin belirlenmesinde 1 mm ve 2 mm kalınlıkları olan 2 farklı aparat kullanılmıştır (Resim 3.13.).



Resim 3.13. 1 mm ve 2 mm kalınlıktaki aparatlar

MİR uygulanmamış minividalar yerleştirilirken son sıkılma işlemi öncesi 2 mm kalınlıktaki aparat yardımı ile 2 mm'lik mesafe bırakılmıştır. Kalan bu mesafenin 1 mm'si tork ölçer tornavida ile sıkılmış ve maksimum uygulama tork değerleri kaydedilmiştir. Kalan 1 mm'lik mesafe ise minividanın yaka kısmıdır ve klinikte dişetin bulunduğu bölgeyi temsil etmektedir.

MİR uygulanan gruptaki minividaların boyunlarında kalınlığı 1 mm olan MİR aparatı bulunduğundan, bu gruptaki minividaların maksimum yerleştirme torku ölçümlerinde 1 mm kalınlıktaki aparat kullanılmıştır. Son sıkılma işlemi öncesi MİR iter el aleti ile MİR aparatının dikensi çıkıntılarını kemiğe tam oturması sağlanmış ve 1 mm'lik aparat yardımı ile maksimum uygulama torkunun ölçüleceği mesafe bırakılıp, maksimum yerleştirme tork değerleri ölçülmüştür (Resim 3.14.a, Resim 3.14.b., Resim 3.14.c., Resim 3.14.d., Resim 1.14.e.).



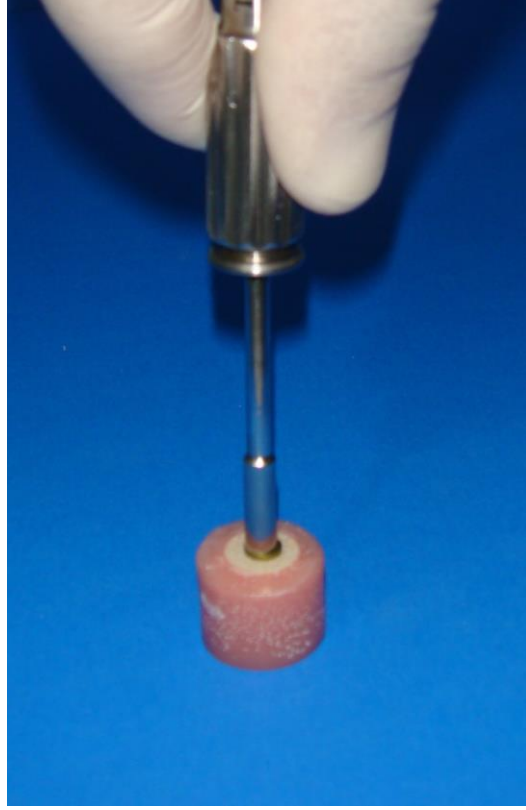
Resim3.14.a. 1 mm'lik aparatın yerleştirilmesi ve maksimum uygulama torkunun ölçülmesi



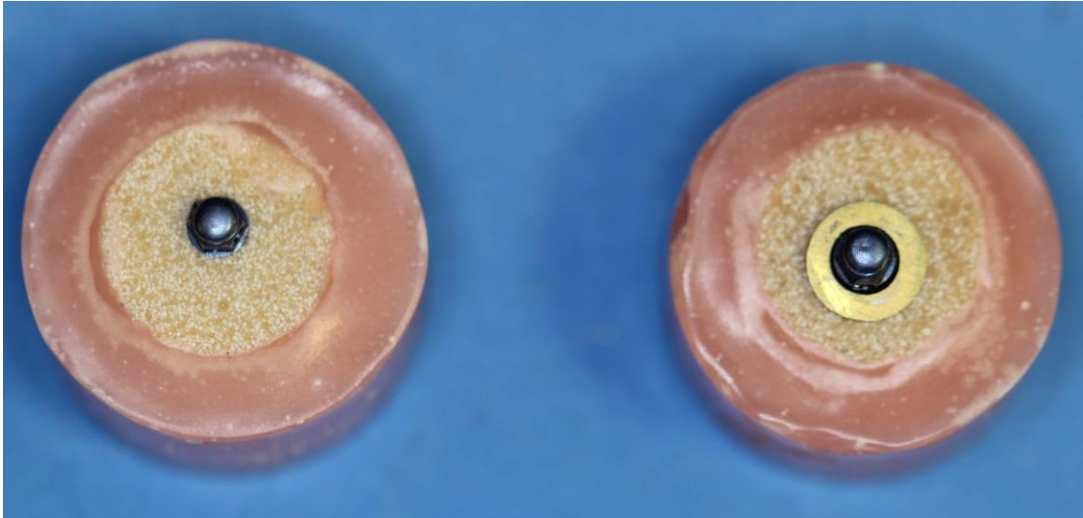
Resim 3.14.b. Özel aparat yardımı ile 2 mm mesafenin bırakılması



Resim 3.14.c. Maksimum uygulama torkunun ölçülmesi



Resim 3.14.d. MİR İter el aleti ile MİR aparatının kemiğe oturtulması

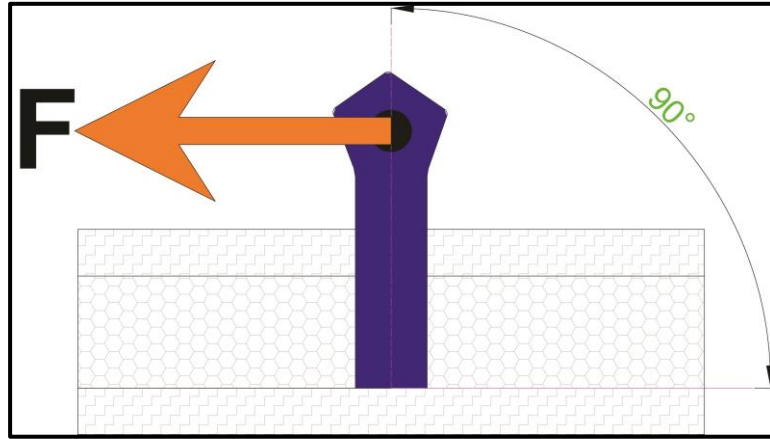


Resim 3.14.e. Kontrol ve MİR grubu yapay kemik modellerinin üstten görünümü

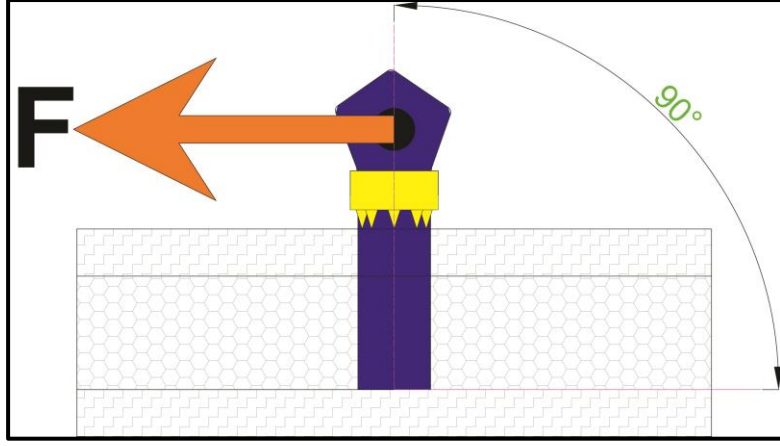
Çalışmadaki bütün minividalar belirtilen yöntemler ile uygulanmış ve elde edilen maksimum yerleştirme tork değerleri oluşturulan tabloya her minivida için ayrı ayrı, minivida numarası ve maksimum yerleştirme tork değerleri ile kaydedilmiştir.

3.2.5. Kuvvet Direnci Testinin Uygulanması ve Değerlerin Ölçülmesi

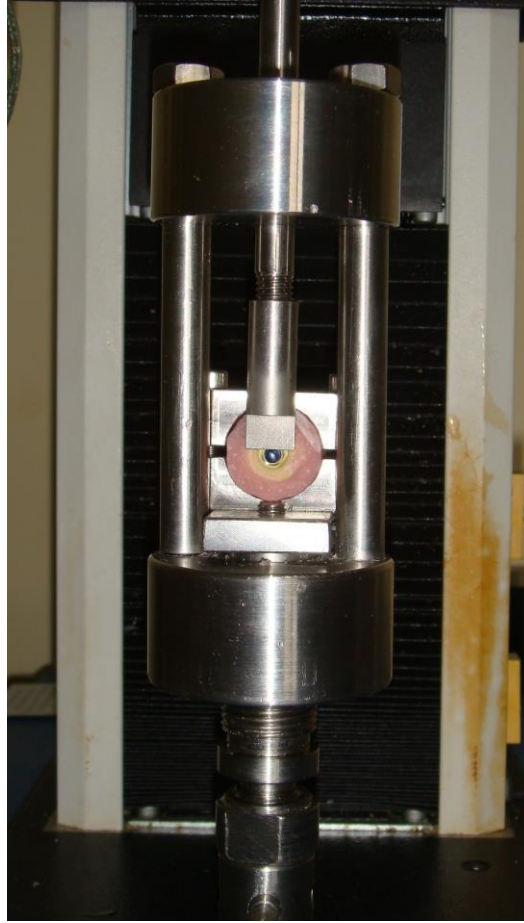
90°'lik açı ile yerleştirilen minividalara, minivida uzun eksenine dik olacak şekilde tek bir yönde kuvvet uygulanmıştır. Kuvvet direnci testi Instron 3345 cihazında gerçekleştirilmiştir. Cihazın biri sabit diğeri hareketli iki parçası bulunmaktadır. Sabit olan parçaya adaptör yardımı ile deneyi yapılacak örnek yerleştirilmiştir. Hareketli olan ve hangi mesafede duracağı ayarlanabilen üst parçaya bağlanan kuvvet aktarıcılar yardımı ile her bir minivida başı 0,6 mm yer değiştirinceye kadar 0,05 mm/s hızla kuvvet uygulanmıştır. Minividaların gösterdikleri maksimum kuvvet direnç değerleri N birimiyle, oluşturulan tabloya kaydedilmiştir (Şekil 3.4.a., Şekil 3.4.b., Resim 3.15.).



Şekil 3.4.a. Kontrol grubuna uygulanan kuvvetin yönü



Şekil 3.4.b. MİR grubuna uygulanan kuvvetin yönü



Resim 3.15. Kuvvet direnci testinin uygulanması

3.2.6. Maksimum ıkarma Torku Değerlerinin lülmesi

Her bir minivida tork ölçer tornavida kullanılarak çıkartılmış ve maksimum çıkarma torku değerleri ölölüp, oluşturulan tabloya kaydedilmiştir (Resim 3.16.).



Resim 3.16. Maksimum ıkarma torku değerlerinin ölçülmesi

3.3. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmaya başlamadan önce, örnek sayısının saptanmasında, power analiz F testi ile çalışmanın gücü % 92 olacak şekilde gruplarda 18 örnek bulunmasına karar verilmiştir. Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, ABD) paket programı ile yapılmıştır.

Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra çoklu gruplar arası karşılaştırmalarda tek yönlü varyans analizi, alt grup karşılaştırmalarında Tukey çoklu karşılaştırma testi, ikili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Maksimum Uygulama Torku ile İlgili Bulgular

Grupların maksimum uygulama torku değerleri Tablo 4.1., 4.2., 4.3.'de belirtilmiştir.

MİR 20 grubunun ortalama MUT değeri Kontrol 20 grubunun ortalama MUT değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

MİR 30 grubunun ortalama MUT değeri Kontrol 30 grubunun ortalama MUT değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

MİR 40 grubunun ortalama MUT değeri Kontrol 40 grubunun ortalama MUT değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

Kontrol 20, 30 ve 40 gruplarının MUT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p=0,0001$). Kontrol 40 grubunun MUT değerleri, kontrol 20 ve 30 gruplarının MUT değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$), kontrol 30 grubunun MUT değeri de kontrol 20 grubununkinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$) (Tablo 4.2., Şekil 4.1.).

MİR 20, 30 ve 40 gruplarının MUT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p=0,0001$). MİR 40 grubunun MUT değerleri, MİR 20 ve 30 gruplarının MUT değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$), MİR 30 grubunun MUT değeri de MİR 20 grubununkinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$) (Şekil 4.1., Tablo 4.3.).

Tablo 4.1. Gruplardaki örneklerin MUT değerleri (Ncm)

ÖRNEK	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
	GRUP																	
KONTROL 20	7,5	5,3	5,2	7,4	5,5	8,3	6,8	5,2	5,4	7,1	6,6	6	8,1	5,5	6,2	6,3	6,2	6,6
KONTROL 30	8,6	7,1	6,5	6,5	7,8	7,5	9,4	9,9	8,5	7,5	6,2	8,1	8,4	8,8	9,3	7,5	10,2	9,2
KONTROL 40	10,9	11,4	11,3	12,6	9,6	10,5	9,5	11,2	10,1	10,6	9,8	10,1	10,4	9,2	10,7	10,2	9,9	11,6
MİR 20	10,3	9,6	9,8	10,1	10,4	11,1	9,4	10,6	9,4	12,3	12,1	13,3	14,2	12,6	11,5	12,1	12,2	14,1
MİR 30	15,6	12,6	12,9	14,9	16,7	16,1	14,6	11,5	13,5	15,6	14,5	14,1	16,4	16,1	12,6	13,4	12,4	16,4
MİR 40	17,6	17,2	16,9	15,9	15,4	16,1	14,7	17,5	17,9	16,7	16,3	15,9	15,1	17,9	17,3	17,2	16,8	16,4

Tablo 4.2. Kontrol ve MİR gruplarının farklı kortikal kemik yoğunluklarındaki MUT değerleri

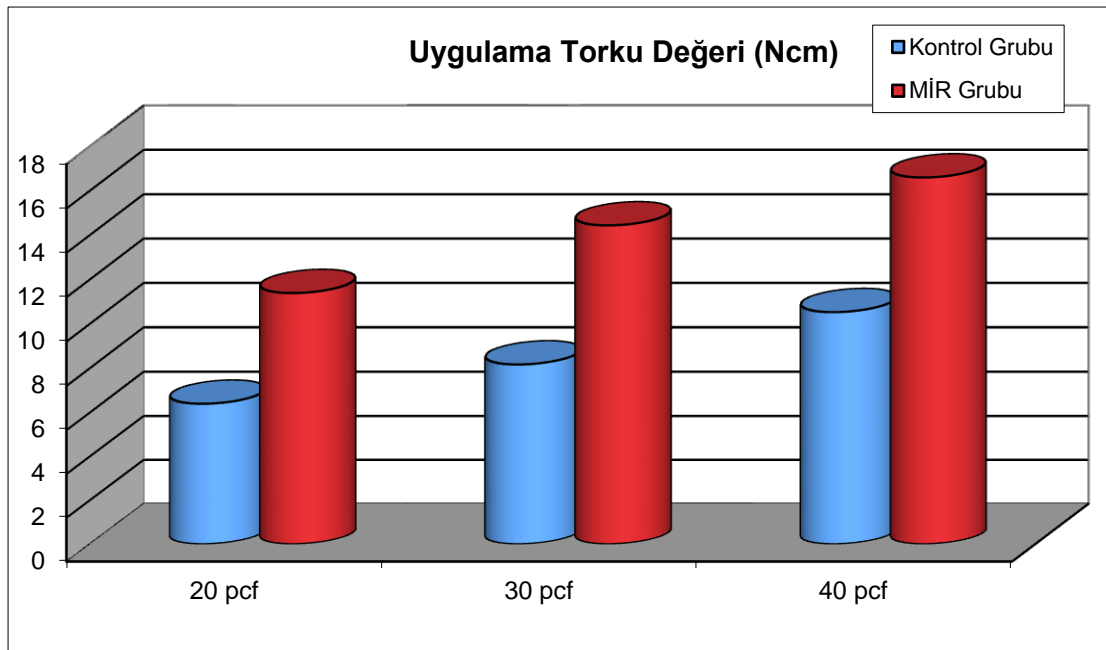
Uygulama Torku Değeri (Ncm)	Kontrol	MİR	t	p
20 pcf	6,4±0,98	11,39±1,55	-11,53	0,0001^{***}
30 pcf	8,17±1,18	14,44±1,63	-13,20	0,0001^{***}
40 pcf	10,53±0,86	16,6±0,95	-20,16	0,0001^{***}
F	74,89	61,85		
P	0,0001^{***}	0,0001^{***}		

*****p<0,001**

Tablo 4.3. Grupiçi MUT değerlerinin kemik yoğunluklarına göre kaşılaştırılması

Tukey oklu Karşılaştırma Testi	Kontrol	MİR
20 pcf / 30 pcf	0,001**	0,0001***
20 pcf / 40 pcf	0,0001***	0,0001***
30 pcf / 40 pcf	0,001**	0,0001***

p<0,01, *p<0,001



şekil 4.1. Grupların MUT değerleri karşılaştırmasının grafik olarak ifadesi

4.2. Kuvvet Direnci ile İlgili Bulgular

Çalışmamızda kemik bloklara yerleştirilmiş olan 108 adet minividaya tek yönden kuvvet uygulanmıştır. Çalışmada uygulanan minividaların kuvvet direnci test sonuçları tablo 4.4., 4.5. ve 4.6.' da belirtilmiştir.

MİR 20 grubunun ortalama KD değeri Kontrol 20 grubunun ortalama KD değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

MİR 30 grubunun ortalama KD değeri Kontrol 30 grubunun ortalama KD değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

MİR 40 grubunun ortalama KD değeri Kontrol 40 grubunun ortalama KD değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

Kontrol 20, 30 ve 40 gruplarının KD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p=0,0001$). Kontrol 40 grubunun KD değerleri, kontrol 20 ve 30 gruplarının KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$), kontrol 30 grubunun KD değeri de kontrol 20 grubununkinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$) (Tablo 4.5., Şekil 4.2.).

MİR 20, 30 ve 40 gruplarının KD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p=0,0001$). MİR 40 grubunun KD değerleri, MİR 20 ve 30 gruplarının KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$), MİR 30 grubunun KD değeri de MİR 20 grubununkinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$) (Şekil 4.2., Tablo 4.6.).

Tablo 4.4. Gruplardaki örneklerin kuvvet direnci değerleri (N)

ÖRNEK	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
GRUP																		
KONTROL 20	81,5	82,3	73,2	86,7	74,9	76,4	71,2	89,3	60,6	67,4	66,4	77,2	61,4	66,2	89,3	86,1	75,5	72,9
KONTROL 30	100,4	101,4	108,3	101,9	75,9	92,4	97,9	99,1	103,2	79,7	86,4	82,1	111,2	85,4	106,9	81,4	108,5	88,4
KONTROL 40	139,7	114,8	116,2	124,2	116,8	112,9	111,1	105,4	114,8	108,9	112,6	102,8	104,3	104,5	112,5	124,8	120,6	125,2
MİR 20	144,6	157,7	140,7	138,6	140,4	131,8	130,6	139,5	145,6	150,1	152,7	129,1	136,4	152,4	143,5	136,8	125,4	142,5
MİR 30	153,2	175,1	174,5	172,8	195,4	134,2	166,7	190,9	184,9	196,2	184,2	182,5	185,4	172,6	186,4	173,4	169,4	153,4
MİR 40	236,9	244,5	264,7	246,1	224,4	247,3	218,4	257,1	258,4	239,5	212,4	215,6	256,5	223,4	214,6	225,4	225,4	224,2

Tablo 4.5. Kontrol ve MİR grubunun farklı kortikal kemik yoğunluklarında kuvvet direnci değerlerinin karşılaştırılması

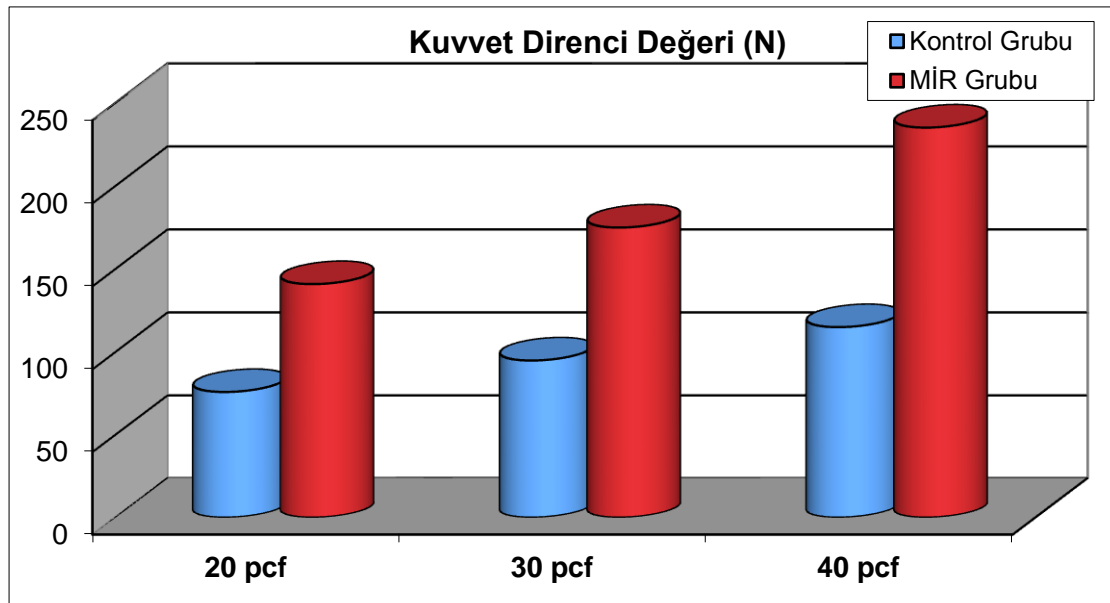
Kuvvet Direnci Değeri (N)	Kontrol	MİR	t	p
20 pcf	76,03±8,76	141,02±8,73	-22,30	0,0001^{***}
30 pcf	95,03±11,22	175,07±15,93	-17,43	0,0001^{***}
40 pcf	115,12±9,28	235,27±16,97	-26,36	0,0001^{***}
F	71,44	199,01		
p	0,0001^{***}	0,0001^{***}		

*****p<0,001**

Tablo 4.6. Grupiçi kuvvet direnci değerlerinin kemik yoğunluklarına göre karşılaştırılması

Tukey oklu Karşılaştırma Testi	Kontrol	MİR
20 pcf / 30 pcf	0,000f***	0,000f***
20 pcf / 40 pcf	0,000f***	0,000f***
30 pcf / 40 pcf	0,000f***	0,000f***

***p<0,001



şekil 4.2. Grupların kuvvet dirençleri karşılaştırmasının grafik olarak ifadesi

4.3. Maksimum Çıkarma Torku ile İlgili Bulgular

Grupların maksimum çıkarma torku değerleri Tablo 4.7., 4.8., 4.9.' de belirtilmiştir.

MİR 20 grubunun ortalama MÇT değeri Kontrol 20 grubunun ortalama MÇT değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

MİR 30 grubunun ortalama MÇT değeri Kontrol 30 grubunun ortalama MÇT değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

MİR 40 grubunun ortalama MÇT değeri Kontrol 40 grubunun ortalama MÇT değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

Kontrol 20, 30 ve 40 gruplarının MÇT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p=0,0001$). Kontrol 40 grubunun MÇT değerleri, kontrol 20 ve 30 gruplarının MÇT değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$), kontrol 30 grubunun MÇT değeri de kontrol 20 grubununkinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

MİR 20, 30 ve 40 gruplarının MÇT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p=0,0001$). MİR 40 grubunun MÇT değerleri, MİR 20 ve 30 gruplarının MÇT değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$), MİR 30 grubunun MÇT değeri de MİR 20 grubununkinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$) (Şekil 4.3., Tablo 4.8., Tablo 4.9.).

Tablo 4.7. Gruplardaki örneklerin MÇT değerleri (Ncm)

ÖRNEK	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
	GRUP																	
KONTROL 20	5,4	5,1	5,1	5,2	5,3	6,2	5,1	5	5,1	6,2	5,2	5	5,7	5,1	5,1	5,2	5,4	5,1
KONTROL 30	7,2	6,4	5,8	5,4	5,9	6,5	6,2	6,6	6,3	6,2	5,1	5,9	6,9	5,2	6,3	5,4	6,2	6,3
KONTROL 40	8,5	8,4	7,4	7,5	7,8	8,6	8,4	7,2	8,1	8,4	8,6	8,3	8,9	7,8	7,4	7,5	8,4	8,2
MİR 20	8,2	8,5	7,3	8,1	7,8	9,4	8,4	8,3	8,1	9,3	9,3	10,2	9,4	10,6	9,1	11,1	10,4	12,1
MİR 30	12,6	10,2	10,1	12,2	11,5	12,3	12,8	9,5	9,6	11,4	12,4	12,1	12,4	11,6	10,4	11,2	10,4	12,5
MİR 40	12,5	13,4	12,8	12,9	12,4	12,6	11,4	14,4	13,6	12,8	14,6	11,8	12,8	12,9	14,3	12,1	12,5	12,4

Tablo 4.8. Kontrol ve MİR gruplarının farklı kortikal kemik yoğunluklarındaki MÇT değerleri

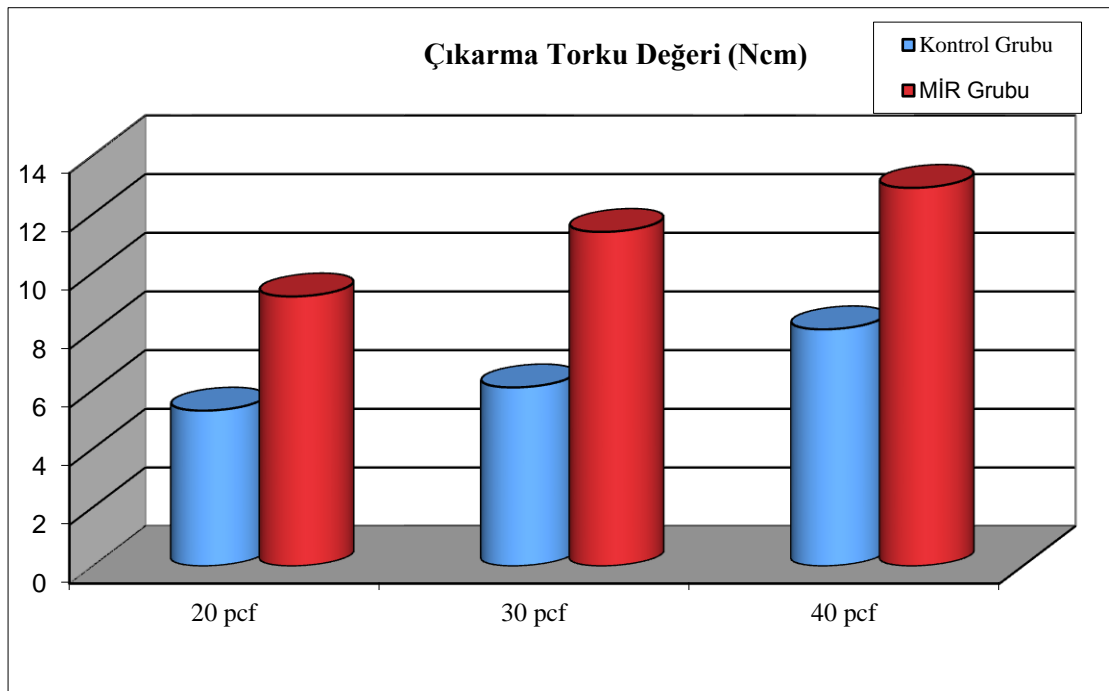
Çıkarma Torku Değeri (Ncm)	Kontrol	MİR	t	p
20 pcf	5,31±0,37	9,2±1,27	-12,49	0,0001^{***}
30 pcf	6,1±0,57	11,4±1,1	-18,15	0,0001^{***}
40 pcf	8,08±0,51	12,9±0,87	-20,30	0,0001^{***}
F	154,10	52,16		
p	0,0001^{***}	0,0001^{***}		

*****P<0,001**

Tablo 4.9. Grup içi MÇT değerlerinin kemik yoğunluklarına göre karşılaştırılması

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Kontrol	MİR
20 pcf / 30 pcf	0,001**	0,0001***
20 pcf / 40 pcf	0,0001***	0,0001***
30 pcf / 40 pcf	0,001**	0,0001***

p<0,01, *p<0,001



Şekil.4.3. Grupların MÇT değerleri karşılaştırmasının grafik olarak ifadesi

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın, Gereç ve Yöntemin Tartışılması

İstenmeyen diş hareketine karşı direnç olarak tanımlanan ankraj, başarılı bir ortodontik tedavinin anahtar faktörlerindedir. Ankraj kontrolü, ortodontik tedavilerde geçmişten günümüze kadar çoğunlukla hasta kooperasyonu gerektiren mekaniklerle yapılmaktaydı. Hasta uyumunun yetersiz olduğu durumlarda istenmeyen tedavi sonuçları ortaya çıkabilmekteydi. Son dönemlerde, diş hareketleri sırasında gereken ankrajın sağlanması için iskeletsel geçici ankraj ünitesi olarak tanıtılan ortodontik minividalar klinik uygulamalarda sıklıkla kullanılmasıyla ankraj kaybı ortadan kalkmıştır. Diş hareketleri sırasında kemik içinde hareket edebilecek dişler yerine, kemik içinde sabit elemanlar olan minividalardan ankraj alınması, kesin ankraj kontrolü sağlamaktadır. Bununla birlikte minividaların başarısız olma olasılığı da vardır.

Literatürde birçok çalışmada değerlendirilmiş olan minivida başarı oranları çeşitli faktörlerin etkisi altındadır. Minividaların başarı oranlarını etkileyen önemli faktörlerden biri olan başlangıç stabilitesi, minividanın yerleştirilmeden hemen sonra elde edilen tutuculuğunu belirtmekte ve minividanın ortodontik kuvvetlere karşı verdiği cevapta önemli rol oynamaktadır (5, 39). Ortodontik ankraj amaçlı kullanılan minividaların hedeflenen görevlerini yerine getirene kadar stabil kalmaları, başlangıç stabilitesiyle yakından ilgilidir. Başlangıç stabilitesini etkileyen faktörler; kemik kalitesi ve kantitesi (38, 40), minivida dizaynı (5, 38, 45), yerleştirme prosedürü (84, 145), minivida uygulanacak olan bölgenin hazırlığı (5, 46, 128) ve yerleştirme açısıdır (45, 49).

Literatürde kemik yoğunluğunun stabilite üzerine etkisiyle ilgili sınırlı sayıda çalışma vardır ve bu çalışmaların çelişkili sonuçları bulunmaktadır. Holm ve ark. (13) yapay kemikler üzerinde yaptıkları çalışmada kortikal kemik yoğunluğu arttıkça, başlangıç stabilitesinin de arttığını bildirmişlerdir. Marquezan ve ark. (9) ise pelvik ve iliak kemiklerde yapmış oldukları bir çalışmada KKK 1'mm iken kemik yoğunluğunun stabiliteye etkisinin olmadığı rapor etmişlerdir.

Minivida başarısının artması için arayışlar, kemik kalitesine bağlı faktörlerin elimine edilemediği durumlarda stabilite arttırıcı ek aygıtların tasarlanmasına yol açmıştır. Tozlu (18) minividaların kortikal kemikten aldığı desteği ve dolayısı ile minivida başlangıç stabilitesini arttırmak amacı ile MİR aparatını tanıtmıştır. MİR aparatı, minividanın boyun kısmına yerleşerek dikensi çıkıntıları ile kortikal kemiğe tutunmakta ve minividanın kortikal kemik ile olan yüzey temas alanını arttırıp dolayısı ile tutuculuğunu arttırmaktadır. MİR aparatının özellikle kortikal kemik kalınlığının azalmış olduğu olgularda başlangıç stabilitesini arttırdığı gösterilmiştir.

Uyar (78) boyun kısmına mini implant ring aparatı eklenen minividalar ile normal minividaların, farklı uygulama açılarında ve farklı yönlerde uygulanan kuvvetler karşısında stabilite değerlerini karşılaştıran çalışmada, 70°'lik uygulama açısı ve MİR aparatının minividaların başlangıç stabilitesini anlamlı derecede arttırdığını göstermiştir. Kuvvet uygulama yönleri ile ilgili olarak normal ve MİR'li minivida gruplarında farklı sonuçlar gözlenmiştir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda, minividaların 70°'lik açı ile kemik yüzeyine uygulanması ve özellikle kortikal kemik kalınlığının düşük olduğu bölgelerde MİR aparatının uygulanması tavsiye edilmektedir.

Literatürde boyun kısmına mini implant ring aparatı eklenen minividaların, farklı kortikal kemik yoğunluklarında gösterdikleri stabiliteyi inceleyen bir çalışma mevcut değildir. Bu bilgiler doğrultusunda, bu çalışmada, *in-vitro* ortamda, üç farklı kortikal kemik yoğunluğunda, aynı açıda yerleştirilmiş minividalar ve boyun kısmına mini implant ring aparatı uygulanmış olan minividaların, uygulama torku, çıkarma torku, kuvvet direnci değerlerini analiz etmek ve başlangıç stabilitesini karşılaştırmak amaçlanmıştır.

Bugüne kadar ki minivida çalışmalarında, minivida yerleştirilecek kemik modeli olarak domuz kalça kemiği, köpek maksilla, mandibula ve kaval kemiği, tavşan nazal kemiği, sığır kalça kemiği ve femur kemiği gibi hayvan kemikleri, insan kadavra kemikleri ve yapay kemikler kullanılmıştır (5, 16, 38, 46, 48, 67, 72, 83, 95, 97, 123, 125, 146-153). Çalışmamızdaki minividalar ve MİR aparatları ise laboratuvar ortamında yapay kemiklere uygulanmıştır. Kullanılan yapay kemikler doğal insan kemiğine en yakın özelliğe sahip ve mini implantları test etmek için uygun materyallerdir (154). Hayvan ve insan kadavra kemiklerinin aksine poliüretan yapay kemik blokları kalitatif ve

kantitatif değişiklikler göstermediklerinden istatistiksel farklılıkları ortaya koyabilecek deney sayısını da azaltmaktadırlar. Tabbassum ve ark. (155) yapay kemik kullanıldığında standart sapmaların hayvan kemik modeline göre 4 kat azaldığını ortaya koymuşlardır. Bu nedenle homojen kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğuna sahip yapay kemiklerin kullanımı çalışmamızda test şartlarını standardize etme imkanı sağlamıştır.

Çalışmamızda kortikal kemik yoğunlukları 20, 30 ve 40 pcf olmak üzere üç farklı yoğunlukta seçilmiştir. Yapay kemiklerle yapılmış minivida çalışmalarında benzer kortikal kemik yoğunlukları tercih edilmiştir (13, 154). Devlin ve ark. (156) çalışmasında posterior maksillanın kemik mineral yoğunluğunu $0,31 \text{ gr/cm}^3$, anterior bölgenin kemik mineral yoğunluğunu ise $0,55 \text{ gr/cm}^3$ olarak bulmuştur. Dental implantların primer stabilitelelerinin incelendiği bir çalışmada kullanılan yapay kemiklerin maksiller yoğunluklara karşılık gelecek şekilde $0,32 \text{ gr/cm}^3$ (20 pcf) ve $0,48 \text{ gr/cm}^3$ (30pcf) olarak ayarlandığı görülmüştür (155). Biz de bu bilgiler ışığında çalışmamızda maksillar posterior ve anterior kemik yoğunluklarını sırasıyla 20 ve 30 pcf, mandibular kemik yoğunluğunu ise 40 pcf ile yansıtmaya çalıştık.

Kortikal kemiğin alt tabakasını oluşturan spongioz kemik modelleri ise 13,5 mm kalınlığında ve 10 pcf yoğunluğunda seçilmiştir. Spongioz kemiğin stabilite üzerinde önemli bir etkisi olmadığı literatürde bildirilmiştir (51). Yaptıkları hayvan çalışmasında kortikal kemik yoğunluğunun, vida şeklinin (konik daha stabil) ve yerinin (alt çenede daha stabil) stabilitede etkili olduğunu bulan Cha ve ark. (11) da, total kemik yoğunluğu ve uygulama torku, kortikal kemik yoğunluğu ve uygulama torku ile karşılaştırıldıklarında, total yoğunluğunun tork ile olan ilişkisinin daha zayıf olduğunu ortaya koymuşlardır (11).

Minivida uygulanan alanlardaki kortikal kemik kalınlıkları değiştikçe, minividaların başlangıç stabilitesini etkileyen değerlerde de değişiklikler meydana gelmektedir (5, 40, 157). Bu nedenle kortikal kemik kalınlıkları 1,5 mm ile sabitlenmiştir. Erişkin insan maksilla ve mandibulasında minividaların sıklıkla uygulandığı bölgelerde ortalama KKK'nın 1,5 mm civarında olduğu yapılan bilgisayarlı tomografi incelemelerinde gösterilmiştir (14).

Çalışmamızda konik yapıya sahip minividaların başlangıç stabiliteleri analiz edilmiştir. Konik yapı seçmemizin nedeni, yapılmış olan çalışmalarda konik yapıdaki minividaların, silindirik olanlara göre daha yüksek başlangıç stabilite değerleri göstermesi olmuştur (38, 11). Ayrıca konik yapı kök hasar riski açısından silindirik yapıya göre daha avantajlıdır (65).

Primer stabilite ölçümünde kullanılan uygulama torku ölçümü ve çıkarma torku ölçümü ve RFA'yi güvenilir yöntemler olarak ön plana çıkmaktadır. Ancak, RFA'nin hassasiyeti, *transduser* denilen ara parçanın oryantasyonundan ve bu parça ile implant arası bağlantıdan etkilenmektedir (46, 72, 85, 137, 138, 140, 144). Dental implant stabilitesi ölçümünde RFA'nin güvenilirliği bildirilmesine rağmen üretici firma minividaların dental implantlara göre çok daha küçük olmalarından dolayı, RFA'nin minividalar için kullanımını tavsiye etmemektedir (137, 138). Bununla birlikte, mevcut minivida formları ile *transduser* ve minivida arasındaki sıkı bağlantı ancak lehim, kaynak gibi araçlar ile gerçekleştirilebilir. Bu da, mevcut minividalar için RFA kullanımını klinik olarak imkansız kılmaktadır (158).

Uygulama torku, minividanın kemiğe yerleştirilebilmesi için gereken rotasyonel kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Başlangıç stabilitesinin veya diğer bir tanımla vidalama ile elde edilen mekanik tutunmanın değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan yöntemlerden biridir (5, 38, 40, 50, 105, 106). Literatürde sıklıkla uygulanmış olan bu ölçüm çalışmamızda da gerçekleştirilmiştir. Maksimum uygulama torklarının analog tork ölçer tornavida ile ölçüldüğü literatürde mevcuttur (50). McManus ve ark. (151) 2011 yılında yaptıkları çalışmada minividaların maksimum uygulama torklarının ölçümünde 0,1 Ncm değer aralığına sahip dijital tork ölçer tornavidayı (Checkline TSD 50, ABD) kullanmışlardır. Biz de maksimum uygulama tork değerlerinin ölçümünde analog tork ölçer tornavidaya göre daha hassas değer aralığına sahip dijital tork ölçer tornavidayı kullandık. Literatürde sıklıkla uygulanmış olan bu ölçüm, MİR aygıtının etkinliğinin değerlendirildiği diğer çalışmaların bulgularıyla karşılaştırma yapılabilmesi için çalışmamızda da gerçekleştirilmiştir (18, 78).

Çalışmamızda maksimum yerleştirme torku ölçümü sonrası, minividaların kuvvet dirençleri analiz edilmiştir. Kuvvet direnci testleri ile ortodontik tedavilerde ağız içerisinde minividalara etkiyen ortodontik kuvvetleri taklit edebilen testler (yükleme,

çekme) uygulanabilmektedir (18, 48, 78, 145, 151). Kuvvet direnci testi için kullandığımız Instron 3345 test cihazı ile yükleme, çekme, darbe direnci deneyleri uygulanabilmektedir ve literatürde bu cihaz kullanılarak gerçekleştirilmiş minividaların stabilitelelerini değerlendiren çalışmalar mevcuttur (16, 95, 151). Bu deneylerde uygulanan kuvvetler, genel olarak, klinikte minividalara uygulanan kuvvetlerden daha fazla olmalarına rağmen, minividaların stabilitesi ve materyal özellikleri ile ilgili olarak değerli bilgiler verebilmektedir (48).

Kuvvet direnci testinde minividalara, minivida başı 0,6 mm yer değiştirinceye kadar kuvvet uygulanmış ve minividaların gösterdikleri maksimum kuvvet direnç değerleri N birimi ile kaydedilmiştir. Kuvvet direnci testinde 0,6 mm'lik yer değiştirme miktarını seçmemizin sebebi, minividada yükleme sonucu meydana gelen 0,6 mm'lik hareket miktarının, klinikte hareketli hale gelen ve dolayısıyla başarısız olan minividayı temsil edebilecek sınırdan olmasıdır. Bu yöntem ve testin gerçekleştirildiği 0,6 mm'lik yer değiştirme miktarı, daha önceden yapılmış minivida stabilitesi değerlendiren bazı çalışmalarda da kullanılmıştır (18, 78, 95, 151).

Çıkarma torku analizleri minividaların osseointegrasyon, kırılma dirençleri ve stabilitelelerinin ölçümünde kullanılmaktadır (47, 72, 75, 107, 121, 131). Minividaya kuvvet uygulama sonrası, çıkarma torku ölçümü ile minividanın stabilitesinin değerlendirilmesi daha önce yapılmış olan çalışmalarda da görülmektedir (74, 93,131). Çalışmamızda da maksimum çıkarma torku ölçümleri, kuvvet direnci testlerinden sonra gerçekleştirilmiştir. Testlerdeki bu sıralama ile hedefimiz, KD testi sonrası minividalarda meydana gelen stabilite değişimlerini ölçmek, değerlendirmek ve daha önceki testlerin sonuçları ile karşılaştırmak olmuştur (18, 78).

Bu *in-vitro* çalışma kuvvet uygulaması sonucu, MİR ve minividanın kemik dokusu üzerinde oluşturması muhtemel biyolojik değişiklikleri açığa kavuşturmamaktadır. Ancak, kemik iyileşmesi ve osseointegrasyon için bekleme dönemi gerektiren dental implantların aksine, minividaların stabilitelelerini kortikal kemik ile yaptıkları mekanik kilitlenmeden aldıklarına inanılmaktadır (26, 88). Bu nedenle, minividalar ile yapılan *in-vitro* çalışmaların, canlı dokular üzerinde anında yükleme ile oluşacak kuvvet direncini hemen hemen aynı şekilde yansıtabileceği düşünülmektedir.

5.2. Bulguların Tartışılması

Farklı yoğunluktaki kemiklerde MİR aygıtının etkinliğini inceleyen çalışmamızın sıfır hipotezi reddedilmiştir. MİR aparatı uygulaması MUT, KD ve MÇT değerlerini arttırmaktadır. MİR aparatı uygulanmış minividaların, kontrol grubu minividalara göre başlangıç stabilitesi açısından üstünlüğünü gösteren bu bulgu, MİR aparatının etkinliğini değerlendiren çalışmaların sonuçları ile paralellik göstermektedir (18, 78).

MİR aparatı minividaların yerleştirme tork değerlerini ve buna bağlı olarak başlangıç stabilitelerini arttırmıştır. MİR’li minivida gruplarının maksimum yerleştirme torku ölçümlerinde, son sıkılma işlemi öncesi MİR iter el aleti ile MİR aparatının dikensi çıkıntılarının kemiğe tam oturması sağlanmış ve 1 mm’lik aparat yardımı ile maksimum yerleştirme torkunun ölçüleceği mesafe bırakılıp, maksimum yerleştirme tork değerleri son 1 mm’lik sıkıştırma sırasında ölçülmüştür. Çalışmamızda MİR gruplarının MUT değerlerinin kontrol gruplarının MUT değerlerine göre daha yüksek olmasının nedeni olarak, bu son 1 mm’lik sıkıştırma işlemi sırasında MİR aparatının dikensi çıkıntılarının kemiğe tam oturması ve bu sırada minividanın boyun kısmının MİR aparatına yaslanması gösterilebilir. Bununla beraber, son sıkma işlemi sırasında vida ile MİR arasındaki ilave sürtünme tork ölçerinde ilave tork artışı olarak okunmuş olabilir. Bu bulgu, Tozlu’nun (18) MİR aparatının minivida stabilitesine olan etkisini incelediği tez çalışmasının sonuçlarını destekler niteliktedir. Yine Uyar (78) yaptığı tez çalışmasında benzer sonuçlar elde etmiştir.

Çalışmamızda MİR uygulamasının KD değerlerinde de anlamlı artışlara neden olduğu bulunmuştur. Nalbantgil ve ark. (17) 2012 yılında yaptıkları sonlu elemanlar analiz çalışmasında, kuvvet uygulaması sonucu normal miniplaklar ile dikensi çıkıntılara sahip miniplakların etrafında oluşan kuvvet dağılımlarını incelemişler ve karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarında, dikensi çıkıntılara sahip miniplakları sabitleyen vidalarda, normal miniplakları sabitleyen vidalara göre kuvvet uygulaması sonucu kortikal kemikte daha az stres meydana geldiği belirtilmiştir. Yazarlar normal miniplaklarda, uygulanan kuvvetlerin direkt olarak miniplağı sabitleyen vidalara aktarıldığını, dikensi çıkıntılara sahip miniplaklarda ise dikensi çıkıntılarının kuvvetler

vidaya ulaşmadan önce bariyer olarak görev yaptığını belirtmişlerdir. Bu çalışma, elde edilen sonuçlar ve sonuçlara etki eden faktörler açısından çalışmamızla benzerlikler göstermektedir. Çalışmamızda dikensi çıkıntılara sahip olan MİR aparatı kuvvet yüklemesi altında, minividaların kuvvet direnci değerlerini arttırmıştır. Nalbantgil ve ark.'nın (17) sonuçları ile benzer şekilde biz de MİR'in kortikal kemiğe saplanan dikensi çıkıntılarının, uygulanan kuvvetler minividaya ulaşmadan önce kuvveti absorbe eden bir bariyer olarak görev yaptığını düşünmekteyiz. Bu nedenle MİR aparatı, minividayı yer değiştirmeye zorlayacak dolayısıyla ankrajını olumsuz etkileyecek kuvvetlere karşı minividaya ek destek sağlamaktadır. Bu değerlendirmemiz, KD testi sonuçlarına anlamlı derecede yansımıştır. Çalışmamızda elde edilen KD testi sonuçları, MİR aparatının farklı yoğunluktaki kortikal kemikte minivida başlangıç stabilitesini arttırdığını ortaya koymaktadır ve bu sonuç çalışmamızdaki MUT bulguları ile de örtüşmektedir. *In vitro* ortamda yapılmış bu çalışmada test etme imkanı olmamakla beraber, MİR' in bir avantajı kuvveti dağıtarak giriş deliği etrafındaki kortekste primer çatlak oluşumunu ve bunun yaratacağı rezorbtif stimulusu engellemesi olabilir.

MİR gruplarının MÇT değerleri, kontrol grubu minivida gruplarının MÇT değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Çalışmamızdaki bu bulgu da MUT ölçüm sonuçları ve KD testi sonuçları ile paralellik göstermektedir. MİR grubu minividaların KD testi sonrası, daha yüksek başlangıç stabilitesi göstermesi, boyun kısmında MİR aparatı ile sıkıca bütünleşmiş olan minividaların kortikal kemik ile olan yüzey temas alanının artması ve MİR aparatının dikensi çıkıntıları ile kortikal kemik içerisine saplanarak minivida tutuculuğunu arttırması ile açıklanabilir. Kuvvet uygulaması sırasında vidanın sürüklenmesine ve kemik temasında kayıplara engel olan MİR aygıtı, bu özelliğinden dolayı MÇT değerlerini de olumlu olarak etkilemiş olabilir. Tozlu da (18) kortikal kemik kalınlığı ortalama 1,66 mm olan sığır iliak kemikleri üzerinde MİR uygulanmış minividaların MÇT'lerinin ortalama 10,93 Ncm olduğunu bulmuştur. Aynı uzunluk ve çapta minividaların kullanıldığı her iki çalışmada farklı kemik modelleri kullanılmasına rağmen ortalama MÇT değerleri birbirlerine yakındır.

Çalışmamızdaki MUT ve MÇT değerleri arasındaki fark ile her iki değeri ölçen çalışmalarda veriler arasındaki fark birbirlerine orantılı bir şekilde uyum göstermektedir (18, 71, 78, 131). Çıkarma torkunun test edildiği bazı çalışmalarda MÇT değerleri ile bizim kaydettiğimiz MÇT değerleri karşılaştırıldığında,

çalışmamızdakilere göre daha kalın minividaların kullanıldığı diğer çalışmalarda çoğunlukla daha yüksek sonuçlara rastlanılmaktadır (74, 121). Bu fark minivida çapının etkisi ile açıklanabilir. Çıkarma torkunun minivida yarı çapının karesi ile doğru orantılı olduğu yapılan bir çalışmada ortaya konmuştur (83).

Başlangıç stabilitesi için yeterli düzeyde MUT gerekmektedir. MUT ile ilgili birçok çalışma yapılmış ve yazarlar tarafından 5 Ncm – 20 Ncm arasındaki değerler önerilmiştir (8, 38, 40, 50, 76, 151). Başlangıç stabilitesi için belli bir değere ulaşması hedeflenen MUT değeri 20 Ncm üzerine çıkarsa, minividayı çevreleyen kemikte aşırı stres, zorlanmalar ve mikro hasarlar meydana gelebilir (5, 106). Ayrıca Wilmes ve ark. (5) 23 Ncm'in üzerindeki yerleştirme torku değerlerinde minividalarda kırılmalar meydana gelebileceğini ve yerleştirme tork değerlerinin genel olarak 20 Ncm ile sınırlandırılması gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda elde ettiğimiz en yüksek MUT değeri (17,9 Ncm), minivida kırılmasına neden olabilecek bu değerlerden daha düşüktür. Çalışmamızda MİR aparatının çıkıntıları, başlangıç stabilitesini olumsuz etkileyebilecek aşırı yerleştirme torku artışlarına neden olmamıştır ve yerleştirmeler sırasında minivida kırılmalarına rastlanılmamıştır.

Motoyoshi ve ark. (40) yaptıkları çalışmanın sonucunda 8 – 10 Ncm arasındaki yerleştirme torku değerlerini tavsiye ederlerken, yapılan diğer bir çalışmada minividaların en az 5 Ncm ile yerleştirilmesi gerektiği bildirilmiştir (50). Bu çalışmaların sonuçlarından farklı olarak Chaddad ve ark. (76) 15 Ncm'lik yerleştirme tork değerini başarılı yerleştirme için gereken minimum değer olarak tanımlamışlardır. Çalışmamızda kaydettiğimiz MUT değerleri belirtilen değerlerden çok farklı değildir. Bu çalışmadaki amaçlarımızdan biri, MİR aparatının minividaların başlangıç stabilitesini arttırdığını ispatlamaktır. MİR gruplarında MUT ve KD değerlerinin yüksek olması, başlangıç stabilitesinin olumlu olarak etkilendiğini ortaya koymaktadır.

MÇT stabilite değerlendirmede önemli bir değişkendir. Çalışmamızda elde edilen MÇT değerlerinin literatürde bildirilen değerlerden daha düşük oldukları gözlenmiştir. Suzuki ve Suzuki (159) yaptıkları çalışmada 95 hastaya 1,5 mm çapında, 6 mm ve 8 mm uzunluklarında 280 adet minivida uygulamışlardır. Yazarlar çalışmanın bulgularında 1,5 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda maksiller dentoalveolar bölgeye uygulanan 90 minivida için 15,8 Ncm'lik MÇT değeri rapor etmişlerdir. Kim ve ark. (74) da yaptıkları

çalışmada 1,8 mm çapında, 8,5 mm uzunluğunda 64 SLA yüzey özelliğine sahip minividayı 37 hastaya uygulamışlardır. Yazarlar çalışmalarının bulgularında ortalama 16,37 Ncm'lik MÇT değeri rapor etmişlerdir. Bu iki çalışmada da elde edilen ortalama MÇT değerleri, çalışmamızda kontrol ve MİR grupları için elde edilen MÇT değerlerinden yüksektir. Belirtilen çalışmalarda MÇT değerlerinin daha yüksek olması, bu çalışmalarda *in-vivo* ortamdaki minividaların değişen miktarlarda osseointegrasyonuna bağlanabilir. Bizim çalışmamızın ise *in-vitro* ortamda gerçekleşmiş olması ve çalışmamızda buna bağlı olarak osseointegrasyon ile desteklenen sekonder stabilitenin gerçekleşmemiş olması, MÇT değerlerinin bu çalışmalara oranla daha düşük olmasına sebep olmuş olabileceği göz ardı edilmemelidir.

Farklı kemik yoğunluklarının primer stabilite üzerine etkilerinin incelendiği çalışmamızın sıfır hipotezi reddedilmiştir. Çalışmamızda kortikal kemik yoğunlukları arttıkça MİR grubu ve kontrol gruplarında MUT, KD ve MÇT değerlerinin ve dolayısıyla başlangıç stabilitesinin arttığı görülmektedir. Bu bulgumuz, kortikal kemik yoğunluğunun başlangıç stabilitesi üzerine etkisini inceleyen çalışmalarla paralellik göstermektedir (2, 5-7, 13). Holm ve ark. (13) da sentetik kemik blokları kullandıkları (30 – 50 pcf) çalışmalarında kortikal kemik yoğunluğu arttıkça primer stabilitenin arttığını bildirmişlerdir. Cha ve ark. (11) hayvan çalışmalarında minivida stabilitesinde kortikal kemik yoğunluğunun, vida şeklinin ve uygulama yerinin önemini açıklamışlardır. Bu çalışmaya göre, kortikal kemik mineral yoğunluğu uygulama ve çıkarma torkları arasında pozitif bir ilişki bulunmuştur. Ayrıca alt çenede kortikal kemik yoğunluğunun fazla olmasına bağlı olarak, minividanın daha stabil olduğu görülmüştür. Yapılan başka bir çalışmada düşük kemik yoğunluğu ve 0,5 mm'den daha ince KKK'nda yapılan uygulamalarda, minivida başarısında azalma olduğu gösterilmiştir (7). Osteoporotik kemiklere yerleştirdikleri vidalar ile yaptıkları çalışma sonucunda, Battula ve ark. (12) normal kemiklerde, osteoporotik olanlara göre daha yüksek koparma direnci bulmuşlardır. Benzer şekilde başka bir çalışmada, uygulama torku ile kemik yoğunluğu arasında yüksek korelasyon bulunmuştur. Kemik yoğunluğu arttıkça yerleştirme torkları da artmaktadır (160).

Bulgularımızın aksine Marquezan ve ark. (9) sığır pelvik ve iliak kemiklerini kullandıkları çalışmalarında KKK kalınlığı 1 mm olduğunda kemik yoğunluğunun stabiliteye bir etkisinin olmadığını ileri sürmüşlerdir. Bulgular arasındaki bu fark

hayvan kemiğinin kullanılmasına, kemik yoğunluğunun saptanmasında kortikal kemiğin mineral densesine ek olarak spongiöz kemiğin trabeküler kemik alanın ölçülmüş olmasına bağlı olabilir. Ayrıca araştırmacılar daha ileri çalışmalarda kemik yoğunluğu ve stabilite arasındaki ilişkinin daha net olarak ortaya konabilmesi için kortikal kemik faktörünün izole edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Bunu da çalışmalarının bir limitasyonu olarak bildirmişlerdir.

Bu bulgularımız klinik uygulama ile ilişkilendirilecek olursa, kortikal kemik yoğunluğunun düşük olduğu bölgelerde ve hastalarda minivida başarısının artırılması için MİR aparatı uygulaması önerilebilir. Bununla birlikte kortikal kemik yoğunluk artışlarının ve MİR uygulamasının minivida başlangıç stabilitesini arttırdığını ortaya koyan çalışmamızın sonuçları değerlendirilirken, deneylerin yapay kemik üzerinde yapıldığı göz önünde bulundurulmalıdır. Kullandığımız kemik modelleri canlı insan kemik dokusunu tam olarak yansıtmamaktadır. Ayrıca başlangıç stabilitesi ve kuvvet direnci ile birlikte, yumuşak doku enflamasyonu, uygulanan ortodontik kuvvetin şiddeti ve şekli, hastanın yaşı ve oral hijyen durumu gibi minivida stabilitesini ve başarısını etkileyebilecek daha başka unsurların da bulunduğu unutulmamalıdır. Bu nedenle kemik yoğunluğunun primer stabilite üzerine etkilerinin değerlendirileceği klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

6.SONUÇLAR

1. Yapay kemiklerde kortikal kemik yoğunluğunun artması minividaların başlangıç stabilitesini arttırmaktadır.

2. Yapay kemiklerde kortikal kemik yoğunluklarının artması MİR'le beraber uygulanan minividaların başlangıç stabilitelerini arttırmaktadır.

3. MİR aparatı uygulanan minividaların başlangıç stabiliteleri, MİR aparatı uygulanmayan minividaların başlangıç stabilitelerine göre daha yüksektir. MİR aparatı uygulaması ankraj değerlerini anlamlı derecede arttırmaktadır.

7.KAYNAKLAR

1. Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod*, 74:703–710, 2004.
2. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of the titanium mini screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124:373-378, 2003.
3. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res*. 17 Suppl 2:124-35, 2006.
4. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent*. 38(8):612-20, 2010.
5. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofacial Orthop*. 67(3):162-74, 2006.
6. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 127:307-313, 2005.
7. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P. Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: A microcomputed tomographic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137:100-107, 2010.
8. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofacial Surg*. 36:695–699, 2007.
9. Marquezan M., de Souza MMG, de Souza Aranj MT, Nojima LI, Gonçalves MC. Is miniscrew primary stability influenced by bone density?. *Braz. oral res*. 25: 427-432, 2011 .

10. Hitchon PW, Brenton MD, Coppes JK, From AM, Torner JC. Factors affecting the pullout strength of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws. *Spine* 28: 9-13, 2003.
11. Cha J, Kil J, Yoon T, Hwang C. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137:73-79, 2010.
12. Battula S, Schoenfeld A, Vrabec G, Njus GO. Experimental evaluation of the holding power/stiffness of the self-tapping bone screws in normal and osteoporotic bone material. *Clin Biomech*, 21:533-537, 2006.
13. Holm L, Cunningham SJ, Aviva P, Cousley RRJ. An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist*: 82, 6. 1022-1028, 2012.
14. Özdemir F, Tozlu M, Çakan D. Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types. *Am J orthod Dentofacial Orthop*, 143, 2, 190-196. 2013.
15. Moon SH, Park SH, Lim WH, Chun YS. Palatal bone density in adult subjects: implications for mini-implant placement. *Angle Orthod*, 80:137- 144, 2010.
16. Woodall N, Tadepalli SC, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139: e147-52, 2011.
17. Nalbantgil D, Tozlu M, Ozdemir F, Oztoprak MO, Arun T. FEM analysis of a new miniplate: stress distribution on the plate, screws and the bone. *Eur J Dent*, 6: 9-15, 2012.
18. Tozlu M, Yeni Geliştirilen mini implant ring aparatının minivida stabilitesi ve kuvvet direncine olan etkisi. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Ana Bilim Dalı, Doktora Tezi 2010.

19. Branemark PL, Adel R, Breine U, Hansson Bo, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prosthesis, Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 3: 81-100, 1969.
20. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg*, 31:106-117, 1945.
21. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*, 17: 266-269, 1983.
22. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod*, 60: 135-152, 1990.
23. Wehrbein H. Merz BR. Aspects of the use of endosseous palatal implants in orthodontic therapy. *J Esthet. Dent*, 10: 315-324, 1998.
24. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 107: 251–258, 1995.
25. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*, 31:763- 767, 1997.
26. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *Int. J. Adult Orthod Orthog Surg*, 13: 201-209, 1998.
27. Park HS. The use of microimplant as orthodontic anchorage. (1 st ed.) Seoul, Korea: Nare Pub Co, 5-192, 2001.
28. Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod*, 74:558-567, 2004.
29. Jamilian A, Haraji A, Showkatbakhsh R, Valaee N. The effects of miniscrew with Class III traction in growing patients with maxillary deficiency. *Int J Orthod*, 22(2):25-30, 2011.

30. Chung K, Kim Y, Linto JL, Lee Y. The miniplate with tube for skeletal anchorage. *J Clin Orthod*, 36: 407-412, 2002.
31. Erverdi N, Usumez S, Solak A. New generation open-bite treatment with zygomatic anchorage. *Angle Orthod*, 76: 519–526, 2006.
32. Lee YK, Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang Y. Root and Bone Response to the Proximity of a Mini-Implant under Orthodontic Loading. *Angle Orthod*, 80:452-458, 2010.
33. Moon CH, Lee DG, Lee HS, Im JS, Baek SH. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod*, 78:101-106, 2008.
34. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135(5): 564. e1-e19, 2009.
35. Park HS, Lee SK, Kwon OW. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *Angle Orthod*, 75: 510-6, 2005.
36. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium miniscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofacial Orthop*, 65: 410–418, 2004.
37. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 130: 18–25, 2006.
38. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofacial Orthop*, 69: 42–50, 2008.
39. Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135(3): 284-91, 2009.

40. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22:779-784, 2007.
41. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res*, 3:23-28, 2000.
42. Lee SJ, Ahn SJ, Lee JW, Kim SH, Kim TW. Survival analysis of orthodontic mini-implants, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137:194-199, 2010.
43. Lim S, Cha J, Hwang C. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod*, 78(2): 234- 240, 2008.
44. Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. *Angle Orthod*, 78: 692–698, 2008.
45. Wilmes B, Su Y-Y, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 78: 1065–1070, 2008.
46. Wilmes B, Drescher D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 79: 609–614, 2009.
47. Okazaki J, Komasa Y, Sakai D, Kamada A, Ikeo T, Toda I, Suwa F, Inoue M, Etoh T. A torque removal study on the primary stability of orthodontic titanium screw mini-implants in the cortical bone of dog femurs. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 37: 647–650, 2008.
48. Pickard MB, Dechow P, Rossouw EP, Buschang PH, Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 137, 2010.
49. Deguchi T, Hasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Yamamoto TT. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129: 721. e7-12, 2006.

50. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res*, 17: 109–114, 2006.
51. Lim JK, Kim WS, Kim IK, Son CY, Byun HI. Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. *Korean J Orthod*, 33: 11–20, 2003.
52. Carano A, Melsen B. Implants in orthodontics. Interview. *Prog Orthod*, 6: 62–69, 2005.
53. Cope JB. Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. *Semin Orthod*, 11: 3–9, 2005.
54. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod*, 6: 82–97, 2005.
55. Liu TC, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 141: 468–76, 2012.
56. Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P. Clinical applications of the mini- screw-anchorage system (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. *Prog Orthod*, 5: 212–235, 2004.
57. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 19:100–106, 2004.
58. Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 35:704–707, 2006.

59. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 131:9–15, 2007.
60. Melsen B. Mini-implants: where are we? *J Clin Orthod.* 39:539–547, 2005.
61. Park YC, Lee SY, Kim DH, Jee SH. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 123:690–694, 2003.
62. Berens A, Wiechmann D, Dempf R. Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop.* 67:450–458, 2006.
63. Lin JC, Liou EJ, Yeh CL, Evans CA. A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. *World J Orthod.* 8:136–144, 2007.
64. Cha JY, Yoon TM, Hwang CJ. Insertion and removal torques according to orthodontic mini-screw design. *Korean J Orthod,* 38(1):5-12, 2008.
65. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. “Safe zones”: a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod,* 76:191-197, 2006.
66. Yerby S, Scott CC, Evans NJ, Messing KL, Carter DR. Effect of cutting flute design on cortical bone screw insertion torque and pullout strength. *J Orthop Trauma,* 15: 216–221, 2001.
67. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod,* 79: 1156–1161, 2009.
68. Perren SM, Cordey J, Baumgart F, Rahn BA, Schatzer J. Technical and biomechanical aspects of screws used for bone surgery. *Int J Orthoped Trauma,* 2: 31-48, 1992.
69. DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W. Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma,* 4: 169–174, 1990.

70. Chapman JR, Harrington RM, Lee KM, Anderson PA, Tencer AF, Kowalski D. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. *J Biomech Eng*, 118: 391-398, 1996.
71. Johnson NL, Galuppo LD, Stover SM, Taylor KT. An in vitro biomechanical comparison of the insertion variables and pullout mechanical properties of AO 6.5-mm standard cancellous and 7.3 mm self-tapping, cannulated bone screws in foal femoral bone. *Vet Surg*, 33: 681-690, 2004.
72. Kim YK, Kim YJ, Yun PY, Kim JW. Effects of the taper shape, dual- thread and length on the mechanical properties of mini-implants. *Angle Orthod*, 79: 908–914, 2009.
73. Lostuvalı K. Farklı açılarla uygulanmış konik tek tip yivli ve çift tip yivli ortodontik mini implantların primer stabiliteilerinin değerlendirilmesi. Lostuvalı K. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Ana Bilim Dalı Doktora Tezi, 2012.
74. Kim SH, Cho JH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134(1): 36-43, 2008.
75. Oyonarte R, Pilliar R, Deporter D, Woodside DG. Peri-implant bone response to orthodontic loading: part 2. Implant surface geometry and its effect on regional bone remodeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128: 182-189, 2005.
76. Chaddad K, Ferreira AF, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod*, 78(1): 107- 113, 2008.
77. Christiansen FB, Dalstra M, Sejling F, Overgaard S, Bunger C. Titanium alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel. *Eur Spine J*, 9: 97-103, 2000.

78. Uyar V. Yeni geliştirilen mini implant ring aparatının farklı yönlerdeki kuvvetler karşısında minivida stabilitesi ve kuvvet direncine olan etkisi. Yeditepe Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul 2012.
79. Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-orthodontic micro-implant. *J Clin Orthod*, 38: 478–486, 2004.
80. Park YC, Kim JK, Lee JS. *Atlas of Contemporary Orthodontics*. Seoul, 104-145, 2005.
81. Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 37:334–340, 2008.
82. Kravitz ND, Kusnoto B, Tsay PT, Hohlt WF. Intrusion of overerupted upper first molar using two orthodontic miniscrews. A case report. *The Angle Orthod*, 10 77:915-22, 2007.
83. Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128:190-194, 2005.
84. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J Craniomaxillofac Surg*, 29:69-74, 2001.
85. Veltri M, Balleri B, Goracci C, Giorgetti R, Balleri P, Ferrari M. Soft bone primary stability of 3 different miniscrews for orthodontic anchorage: A resonance frequency investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135:642-648, 2009.
86. Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont*, 19:77-83, 2006.
87. Odman J, Lekholm U, Jemt T, Branemark PI, Thilander B. Osseointegrated titanium implants: a new approach in orthodontic treatment. *Eur J Orthod*, 10:98-105, 1998.

88. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 126:42-47, 2004.
89. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic mini implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod*, 37:321-328, 2003.
90. Park HS. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korean J Orthod*, 33:151-156, 2003.
91. Wawrzinek C, Sommer T, Fischer-Brandies H. Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. *J Orofac Orthop*, 69:121-134, 2008.
92. Kim JW, Chang YL. Effects of drilling process in stability of micro-implants used for the orthodontic anchorage. *Korean J Orthod*, 32:107-115, 2002.
93. Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-tapping and self-drilling microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133:44-50, 2008.
94. Demir. H. Üç farklı rehber delik uygulama yönteminin minividaanın stabilitesi üzerine etkisinin karşılaştırılması. Demir H. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Ana Bilim Dalı Doktora Tezi, 2012.
95. Morarend C, Qian F, Marshall SD, Southard KA, Grosland NM, Morgan TA, McManus M, Southard TE. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136: 224-229, 2009.
96. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134: 625-635, 2008.
97. Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res*, 12: 358–363, 2001.

98. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res*, 14:515-527, 2003.
99. Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*, 50:101-107, 1983.
100. Luzi C, Verna C, Melsen B. A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Prog Orthod*, 8:192- 201, 2007.
101. Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod*, 35: 417–422, 2001.
102. Lee K, Joo E, Kim K, Lee J, Park Y, Yu H. Computed tomographic analysis of tooth-bearing alveolar bone for orthodontic miniscrew placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135(4): 486-94, 2009.
103. Kim SH, Yoon HG, Choi YS, Hwang EH, Kook YA, Nelson G. Evaluation of interdental space of maxillary posterior area for orthodontic mini-implant using cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135:635-641, 2009.
104. Park HS, Hwang Bo ES, Kwon TG. Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137:200-206, 2010.
105. Hughes AN, Jordan BA. The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion. *Injury*, 4(1): 25-38, 1972.
106. Collinge CA, Stern S, Cordes S, Lautenschlager EP. Mechanical properties of small fragment screws. *Clin Orthop Rel Res*, 373: 277-284, 2000.
107. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod*, 77:979-985, 2007.

108. Dinea H, Sadikoğlu Y, Savci G, Demirci A, Tuncel E. Bone mineral density measurement by quantitative computed tomography in a normal Turkish population. *Eur J Radiol*,21:79-83, 1995.
109. O’Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res*, 6:48-57, 2004.
110. Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini- and micro- implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res*,18:263–267, 2007.
111. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*,131(4 Suppl):S68–S73, 2007.
112. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res*,82:377–381,2003.
113. Heibel H, Alt KW, Wachter R. Cortical thickness of the mandible with special reference to miniplate osteosynthesis.Morphometric analyses of autopsy material. *Mund Kiefer Gesichtschir*, 5:180-185, 2001.
114. Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Yao CC. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. *Clin Oral Implants Res*, 19:99-106, 2008.
115. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Semin Orthod*, 11:24-31, 2005.
116. Costa A, Pasta G, Bergamaschi G. Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. *Semin Orthod*, 11:10-15, 2005.

117. Hedayati Z, Hashemi SM, Zamiri B, Fattahi HR. Anchorage value of surgical titanium screws in orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 36:588-592, 2007.
118. Kang YG, Kim JY, Lee YJ, Chung KR, Park YG. Stability of mini-screws invading the dental roots and their impact on the paradental tissues in beagles. *Angle Orthod*,79(2):248-255,2009.
119. Kadioglu O, Buyukyilmaz T, Zachrisson BU, Maino BG. Contact damage to root surfaces of premolars touching miniscrews during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*,134:353–360,2008.
120. Fabbroni G, Aabed S, Mizen K, Starr DG. Transalveolar screws and the incidence of dental damage: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 33:442-446, 2004.
121. Wu J, Bai Y, Wang B. Biomechanical and histomorphometric characterizations of osseointegration during mini-screw healing in rabbit tibiae. *Angle Orthod*, 79: 558–563, 2009.
122. Zhang L, Zhao Z, Li Y, Wu J, Zheng L, Tang T. Osseointegration of orthodontic micro-screws after immediate and early loading. *Angle Orthod*, 80(2): 354-60, 2010.
123. Chen Y, Kang ST, Bae SM, Kyung HM. Clinical and histologic analysis of the stability of microimplants with immediate orthodontic loading in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136: 260-7, 2009.
124. Manni A, Cozzani M, Tamborrino F, Rinaldis SD, Menini A. Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. *Eur J Orthod*, 33(4): 388-95, 2010.
125. Wehrbein H, Glatzmaier J, Yildirim M. Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla: an experimental study in the dog. *Clin Oral Impl Res*, 8:131-141, 1997.

126. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res*, 12:144-152, 2001.
127. Dalstra M, Cattaneo PM, Melsen B. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics*, 1:53–62, 2004.
128. Wang YC, Liou EJ. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133:38-43, 2008.
129. Kinzinger G, Gulden N, Yildizhan F, Hermanns-Sachweh B, Diedrich P. Anchorage efficacy of palatally-inserted miniscrews in molar distalization with a periodontally / miniscrew-anchored distal jet. *J Orofac Orthop*, 69:110-120, 2008.
130. Maino BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew implants: the spider screw anchorage system. *Semin Orthod*.11:40–46,2005.
131. Kim SH, Lee JS, Cho S, Kim SK, Kim TK. Rotational resistance of surface-treated mini-implants *Angle Orthod*,79:899–907,2009.
132. Liou EJ, Chen PH, Wang YC, Lin JC. A computed tomographic image study on the thickness of the infrazygomatic crest of the maxilla and its clinical implications for miniscrew insertion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131:352-356, 2007.
133. Tezel A, Orbak R, Canakci. The effect of right or left-handedness on oral hygiene. *Int J Neurosci*, 109:1-9, 2001.
134. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res*, 43:192-203, 1998.
135. Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update*, 4:77-81, 1993.

136. Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer UCI, Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Oral Implants Res.*16: 473-479,2005.
137. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 7:261–267, 1996.
138. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res.* 8(3):226-33, 1997.
139. Su Y, Wilmes B, Honsched R, Drescher D. Application of a wireless resonance frequency transducer to assess primary stability of orthodontic mini-implants:An in vitro study in pig ilia. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 24:647-654, 2009.
140. Yu W, Kyung HM., Torque and mechanical failure of orthodontic micro-implant influenced by implant design parameters, *Korean J Orthod.*37, 171–181, 2007.
141. Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, Souza LT, Maruo H. Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 133:790.e15-790.e22, 2008.
142. Friberg B, Sennerby L, Roos J, et al. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res.* 6:164–171,1995.
143. Branemark R, Ohnell LO, Nilsson P, Thomsen P. Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat. *Biomaterials.* 18:969–978, 1997.
144. Ozawa T, Takahashi K, Yamagata M, et al. Insertional torque of the lumbar pedicle screw during surgery. *J Orthop Sci.* 10:133-136, 2005.

145. Wilmes B, Hönscheid R, Drescher D. 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 Implants*, 24: 404-411, 2009.
146. Zhao L, Zhenrui X, Xing W, Zhao Z, Yang Z, Zhang L, Li J, Tang T. Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews: A microcomputed tomographic and biomechanical analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139: 628-35, 2011.
147. Vande Vannet B, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K. Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod*, 29(5): 437-42, 2007.
148. Inaba M. Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *J Oral Sci*, 51(3): 347-53, 2009.
149. Çehreli S, Özçırpıcı AA. Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 141: 187-195, 2012.
150. Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, Koebke J, Zöller JE, Braumann B, Mischkowski RA. Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study. *J Orofac Orthop*, 71: 53-67, 2010.
151. McManus MM, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of miniscrew placement torque on resistance to miniscrew movement under load. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 140: 93-98, 2011.
152. Il-Sik Cho, HyeRan Choo, Seong-Kyun Kim, Yun-Seob Shin, Duck-Su Kim, Seong-Hun Kim, Kyu-Rhim Chung, John C. Huang, The effects of different pilot-drilling methods on the mechanical stability of a mini-implant system at placement and removal: a preliminary study, *Korean J Orthod*. 41, 5, 2011.
153. Cho, Keun-Chul and Seung-Hak Baek, Effects of predrilling depth and implant shape on the mechanical properties of orthodontic mini-implants during the insertion procedure, *Angle Orthod*, 82, 4, 2012.

154. Chen Y, Moon KH, Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters, *Angle Orthodontist*, 80,5, 2010.
155. Tabassum, A, Meijer, G J., Wolke, J G C. Jansen, J. A. Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. *Clinical Oral Implants Research*. 20: 327-332. 2009.
156. Devlin, H, Horner, K, Ledgerton, D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *The journal of Prosthetic Dentistry* 79:323-327. 1998.
157. Choi J, Park C, Yi S, Lim H, Hwang H. Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthod*, 136(6): 766. e1-12, 2009.
158. Mo SS, Kim SH, Kook YA, Jeong DM, Chung KR, Nelson G Resistance to Immediate Orthodontic Loading of Surface-Treated Mini-Implants. *Angle Orthod*; 80:123–129, 2010.
159. Suzuki EY, Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139: 669-78, 2011.
160. Okuyama K, Abe E, Suzuki T, Tamura Y, Chiba M, Sato K. Can insertional torque predict screw loosening and related failures? An in vivo study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion. *Spine*, 25:858-864,2000.

ÖZGEÇMİŞ

27 mayıs 1985 tarihinde Siirt'te doğdu. İlköğrenimini Neslişah İlköğretim Okulu'nda tamamladı. 2003 yılında Şehremini Lisesi'nden mezun oldu ve aynı yıl Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandı. 2009 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu ve aynı yıl Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nın mülakat, yazılı ve pratik sınavlarını başarıyla geçerek, doktora eğitimine başladı.