



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

**YENİ GELİŞTİRİLEN MİNİ İMPLANT RİNG
APARATININ FARKLI YÖNLERDEKİ
KUVVETLER KARŞISINDA MİNİVİDA
STABİLİTESİ VE KUVVET DİRENCİNE OLAN
ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

Dr. VOLKAN OSMAN UYAR

DANIŞMAN

Doç. Dr. FULYA ÖZDEMİR

İSTANBUL - 2012

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, *in-vitro* ortamda farklı iki açıda yerleştirilen normal minividalar ile boyun kısmına mini implant ring (MİR) aparatı uygulanmış olan minividaların, farklı yönlerdeki kuvvetler karşısında başlangıç stabilitelelerini analiz etmek ve karşılaştırmaktır.

Bu amaçla çalışmada, 80 adet 1,6 mm çapında 8 mm uzunluğunda konik TM (Trimed, Ankara, Türkiye) minivida ve 40 adet MİR aparatı kullanılmıştır. Çalışmadaki bütün minividalar ve MİR aparatları laboratuvar ortamında sığır kalça kemiğinden elde edilen örneklerle uygulanmıştır. Uygulama öncesi sığır kalça kemiği örneklerinin kortikal kemik kalınlıklarının (KKK) belirlenmesi amacıyla bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri elde edilmiştir. Elde edilen KKK verileri doğrultusunda, 1 mm ile 1,5 mm arasında değişen değerlerde kortikal kemik kalınlığı olan kemik örnekleri, minividaların örneklerle homojen dağılımı gerçekleşecek şekilde istatistiksel olarak gruplandırılmıştır.

Çalışmada minividalar dört ayrı grup halinde kliniğimizde geliştirdiğimiz açılı minivida yerleştirme aparatı ile kemik yüzeylerine yerleştirilmiştir. Minividalar iki farklı yerleştirme açısında (70° ve 90°) kemik yüzeylerine uygulanmış, iki grupta bulunan minividalara MİR aparatı uygulanmıştır. Çalışmadaki birinci grup 30 adet 70°'lik açı ile yerleştirilmiş normal minividalar, ikinci grup 30 adet 70°'lik açı ile yerleştirilmiş MİR'li minividalar, üçüncü grup 10 adet 90°'lik açı ile yerleştirilmiş normal minividalar ve dördüncü grup ise 10 adet 90°'lik açı ile yerleştirilmiş MİR'li minividalardan oluşmaktadır.

Çalışmadaki bütün minividaların, yerleştirme sırasında tork ölçer tornavida (Checkline TSD 50, USA) ile maksimum yerleştirme torku (MYT) değerleri ölçülmüştür. Daha sonra Instron test cihazı ile 70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan minividalara 3 farklı yönde, 90°'lik açı ile yerleştirilmiş olan

minividalara tek yönde minivida başı 0,6 mm yer değiştirene kadar kuvvet uygulanmış, minividaların gösterdikleri kuvvet direnç değerleri ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Kuvvet direnci (KD) testi gerçekleştirilen minividalar, tork ölçer tornavida ile maksimum çıkarma torku (MÇT) değerleri ölçülerek kemikten çıkarılmıştır.

Bulgular istatistiksel olarak değerlendirildiğinde, 70°'lik yerleştirme açısı ile yerleştirilen minividaların MYT, KD ve MÇT değerleri 90°'lik yerleştirme açısı ile yerleştirilen minividaların MYT, KD ve MÇT değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). MİR'li minividaların MYT, KD ve MÇT değerleri, MİR uygulanmamış olan normal minividaların MYT, KD ve MÇT değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). 70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan normal minividaların KD değerleri, lateral yöndeki kuvvetler karşısında anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). 70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan MİR'li minividaların KD değerleri, minivida uzun ekseninin kuvvetin etki çizgisi ile aynı yönde olduğu 70° MİR'li geniş açı grubunda diğer gruplara göre anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

Sonuç olarak, 70°'lik yerleştirme açısı ve MİR aparatı minividaların başlangıç stabilitelerini anlamlı derecede arttırmış ve 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 yerleştirilmesi ve özellikle kortikal kemik kalınlığının düşük olduğu bölgelerde MİR aparatının uygulanması tavsiye edilmektedir.

Anahtar kelimeler: Minivida, mini implant ring (MİR) aparatı, yerleştirme açısı, başlangıç stabilitesi.

SUMMARY

EFFECTS OF NEWLY DESIGNED MINI IMPLANT RING APPARATUS ON MINISCREW STABILITY AND FORCE RESISTANCE AGAINST FORCES IN DIFFERENT DIRECTIONS

The aim of this *in-vitro* study was to compare primary stability of normal miniscrews with primary stability of miniscrews supplemented by mini implant ring apparatus (MIR) in two different insertion angles against forces in different directions.

For this purpose, a total of 80 conical TM (Trimed, Ankara Turkey) miniscrews (1,6 mm diameter and 8 mm length) and 40 MIR apparatus were used in our study. All of the miniscrews and MIR apparatus were applied to the specimens prepared from the ilium bone of bovine. Before application, in order to quantify the cortical bone thickness of the bone specimens, computed tomography (CT) images of bone specimens were obtained. In accordance with the cortical bone thickness values, bone specimens which contain cortical bone thickness ranging from 1 mm to 1.5 mm, were statistically so grouped that homogeneous distribution of miniscrews to bone specimens occurred.

In the study miniscrews were divided into four groups and applied into bone specimens with the use of an angled miniscrew placement apparatus which was developed in our clinic. Miniscrews were placed into bone specimens at two different angles (70° and 90°) and MIR apparatus were applied to miniscrews in two groups. In the study first group consisted of 30 normal miniscrews placed at an angle of 70°, second group consisted of 30 miniscrews supplemented by MIR apparatus and were placed at an angle of 70°, third group consisted of 10 normal miniscrews placed at an angle of 90° and fourth group consisted of 10 miniscrews supplemented by MIR apparatus and placed at an angle of 90°.

During placements, maximum insertion torque (MIT) values of all miniscrews were measured with the use of a torque screw driver (Checkline TSD 50, USA). After that, miniscrews placed at an angle of 70° were subjected to force applications in three different directions, miniscrews placed at an angle of 90° were subjected to force applications in one direction through a lateral displacement of 0.6 mm of the miniscrew with the use of the Instron test machine and force resistance (FR) values were measured and recorded. Maximum removal torque (MRT) values of tested miniscrews were measured with the use of the torque screw driver while removal from the bone.

When the results were statistically evaluated, it was seen that MIT, FR and MRT values of miniscrews placed at an angle of 70° were significantly higher than MIT, FR and MRT values of miniscrews placed at an angle of 90°. MIT, FR and MRT values of miniscrews supplemented by MIR apparatus were significantly higher than MIT, FR and MRT values of normal miniscrews without MIR apparatus. The FR values of the normal miniscrews placed at an angle of 70° were significantly higher against forces in lateral directions. The FR values of the miniscrews placed at an angle of 70° and supplemented by MIR apparatus were significantly higher in broad angle group, in which the miniscrews were oriented in the same direction as the applied force vector.

In conclusion, miniscrew insertion at an angle of 70° and supplementation of MIR apparatus to miniscrews increased primary stability of miniscrews significantly and different results were observed in groups with normal miniscrews and in groups with miniscrews supplemented by MIR apparatus related to force application directions. In accordance with the obtained results, insertion of miniscrews at an angle of 70° to bone surface and MIR apparatus application (especially in bone regions with low cortical bone thickness) are advised.

Key Words: Miniscrew, mini implant ring (MIR) apparatus, placement angle, 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,

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. Fulya Işık Özdemir'e,

Tezimin konusunun belirlenmesinde ve hazırlanmasında benden hiçbir yardımını esirgemeyen ve doktora eğitimim boyunca bana hep destek olan yardımcı tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Didem Nalbantgil'e,

Tezimin özellikle deney aşamalarında bilgisiyle bana yol gösteren ve destek olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat Tozlu'ya,

Tezimdeki bilgisayarlı tomografi görüntülerinin elde edilmesinde ve değerlendirilmesinde bana destek olan ve yol gösteren Kutay Eryılmaz'a, Mehtap Coşkun'a ve Net Tıbbi Görüntüleme Merkezi'ne, tezimdeki düzeneklerin oluşturulmasında yardımlarını esirgemeyen Yılmaz Göklük'e, tez çalışmamın istatistiksel analizlerini gerçekleştiren A. Rana Konyalıoğlu'na,

Doktora eğitimim boyunca, ortodontik tedavi uygulamaları sırasında karşılaştığım bütün zorluklarda bana hep destek olan, beni bilgilendiren ve

sorularımı her zaman büyük bir sabır ve içtenlik ile cevaplayan Sayın Doç. Dr. Derya Çakan'a,

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,

Doktora eğitimim boyunca sabırla hep yanımda olan, manevi desteğini benden esirgemeyen, sevgisi ve anlayışı ile her zaman yanımda olacağını bildiğim eşim Ece Türkyılmaz Uyar'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	I
SUMMARY.....	III
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER.....	VII
KISALTMALAR VE SİMGELER.....	IX
TABLO LİSTESİ.....	X
ŞEKİL LİSTESİ.....	XIII
RESİM LİSTESİ.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. İskeletsel Ankraj Nedir?.....	3
2.1.1. İskeletsel Ankraj Tarihiçesi.....	3
2.1.2. Minivida ile İskeletsel Ankraj.....	4
2.2. Minivida Başarısı ve Etkileyen Faktörler.....	4
2.2.1. Minivida ile İlgili Faktörler.....	5
2.2.2. Hasta ile İlgili Faktörler.....	10
2.2.3. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler.....	11
2.2.3.1. Yerleştirme Torqu.....	14
2.2.3.2. Yerleştirme Açısı.....	16
2.2.4. Anatomik Lokal Faktörler.....	18
2.2.4.1. Kortikal Kemik Kalınlığı.....	22
2.2.5. Minivida Yükleme ile İlgili Faktörler.....	25
2.2.5.1. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü.....	30
2.3. Başlangıç Stabilitesi.....	31
2.3.1. Başlangıç Stabilitesi ve Kuvvet Direnci ile İlgili Çalışmalar.....	32
3. GEREÇLER VE YÖNTEM.....	43
3.1. Gereçler.....	43
3.1.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (BT) Görüntüleme Cihazı.....	43
3.1.2. Kemik Modeli.....	43

3.1.3. Minivida.....	44
3.1.4. MİR Aparatı.....	45
3.1.5. Minivida Uygulama ve Çıkarma Anahtarı.....	46
3.1.6. Tork Ölçer Tornavida.....	46
3.1.7. MİR İter El Aleti.....	47
3.1.8. Kuvvet Testi Cihazı.....	47
3.2. Yöntem.....	49
3.2.1. Kemik Örneklerinin Hazırlanması, Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Elde Edilmesi ve Gruplandırılması.....	49
3.2.2. Kemik Örneklerine Minivida ve MİR Aparatının Uygulanması....	55
3.2.3. Maksimum Yerleştirme Torku Değerlerinin Ölçülmesi.....	57
3.2.4. Adaptöre Aktarılacak Kemik Bloklarının Hazırlanması.....	62
3.2.5. Kuvvet Direnci Testinin Uygulanması ve Değerlerin Ölçülmesi.....	66
3.2.6. Maksimum Çıkarma Torku Değerlerinin Ölçülmesi.....	70
3.2.7. İstatistiksel Değerlendirme.....	71
4. BULGULAR.....	74
4.1. Kemik Örneklerinin Kortikal Kemik Kalınlığı ile İlgili BT Bulguları.....	72
4.2. Yerleştirme Torku ile İlgili Bulgular.....	73
4.3. Kuvvet Direnci Testi ile İlgili Bulgular.....	80
4.4. Çıkarma Torku ile İlgili Bulgular.....	94
5. TARTIŞMA	101
5.1. Amacın, Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	101
5.2. Bulguların Tartışılması.....	108
5.2.1. Yerleştirme Torku ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi.....	108
5.2.2. Kuvvet Direnci Testi ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi.....	112
5.2.3. Çıkarma Torku ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi.....	116
5.2.4. Genel Değerlendirme.....	118
6. SONUÇLAR.....	123
7. KAYNAKLAR.....	124
8. ÖZGEÇMİŞ.....	138

KISALTMALAR VE SİMGELER

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

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1. Yerleştirme açısı ve MİR aparatı uygulanişına göre grupların dağılımı.....	55
Tablo 3.2. Minividaların kuvvet direnci testine göre dağılımı.....	66
Tablo 4.1. Minivida yerleştirilen bölgelerdeki kortikal kemik kalınlıkları.....	72
Tablo 4.2. Minivida gruplarına göre ortalama kortikal kemik kalınlıkları.....	73
Tablo 4.3. 70° Normal minivida grubuna ait MYT değerleri.....	74
Tablo 4.4. 70° MİR'li minivida grubuna ait MYT değerleri.....	75
Tablo 4.5. 90° Normal minivida grubuna ait MYT değerleri.....	76
Tablo 4.6. 90° MİR'li minivida grubuna ait MYT değerleri.....	76
Tablo 4.7. Yerleştirme açılara göre MYT değerlerinin karşılaştırılması.....	77
Tablo 4.8. MİR'li minivida ve normal minivida gruplarının MYT değerlerinin karşılaştırılması.....	77
Tablo 4.9. Bütün grupların MYT değerlerinin karşılaştırılması.....	78
Tablo 4.10. Grupların MYT değerlerinin çoklu karşılaştırılması.....	79
Tablo 4.11. 70° normal dar açı, geniş açı ve lateral yön gruplarının KD değerleri.....	80
Tablo 4.12. 70° MİR'li dar açı, geniş açı ve lateral yön gruplarının KD değerleri.....	81
Tablo 4.13. 90° normal minivida grubunun KD değerleri.....	82
Tablo 4.14. 90° MİR'li minivida grubunun KD değerleri.....	82

Tablo 4.15. 70° normal dar açı, 70° normal geniş açı ve 70° normal lateral yön gruplarının KD değerlerinin karşılaştırılması.....	83
Tablo 4.16. 70° normal dar açı, 70° normal geniş açı ve 70° normal lateral yön gruplarının çoklu karşılaştırma testi.....	83
Tablo 4.17. 70° MİR'li dar açı, 70° MİR'li geniş açı ve 70° MİR'li lateral yön gruplarının KD değerlerinin karşılaştırılması.....	84
Tablo 4.18. 70° MİR'li dar açı, geniş açı ve lateral yön gruplarının KD değerlerinin çoklu karşılaştırma testi.....	85
Tablo 4.19. 70° normal ve 70° MİR'li grupların KD değerlerinin karşılaştırılması.....	85
Tablo 4.20. 90° normal minivida ve 90° MİR'li minivida gruplarının KD değerlerinin karşılaştırılması.....	86
Tablo 4.21. 70° ve 90° yerleştirme açıları ile uygulanan minividaların KD değerlerinin karşılaştırılması.....	87
Tablo 4.22. Normal ve MİR'li grupların 70°'lik ve 90°'lik yerleştirme açılarına göre karşılaştırılması.....	88
Tablo 4.23. Normal ve MİR'li grupların alt gruplarının kuvvet uygulama yönlerine göre karşılaştırılması.....	90
Tablo 4.24. KD değerlerine göre grup içi çoklu karşılaştırmalar.....	90
Tablo 4.25. Gruplar arası KD değerlerinin karşılaştırılması.....	92
Tablo 4.26. KD değerlerinin gruplar arası çoklu karşılaştırılması.....	93
Tablo 4.27. 70° normal minivida grubuna ait MÇT değerleri.....	94
Tablo 4.28. 70° MİR'li minivida grubuna ait MÇT değerleri.....	95
Tablo 4.29. 90° normal minivida grubuna ait MÇT değerleri.....	96

Tablo 4.30. 90° MİR'li minivida grubuna ait MÇT değerleri.....	96
Tablo 4.31. Yerleştirme açlarına göre MÇT değerlerinin karşılaştırılması.....	97
Tablo 4.32. Normal ve MİR'li grupların MÇT değerlerinin karşılaştırılması.....	98
Tablo 4.33. Çalışmadaki grupların MÇT değerlerinin karşılaştırılması.....	99
Tablo 4.34. MÇT değerlerinin gruplar arası çoklu karşılaştırılması.....	99

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 3.1. MİR aparatının şematik görünümü ve ölçüleri.....	45
Şekil 3.2. MİR aparatının uygulanışının şematik görünümü.....	46
Şekil 3.3. 70° normal dar açı ve 70° normal geniş açı gruplarına uygulanan kuvvet yönleri.....	67
Şekil 3.4. 70° MİR'li dar açı ve 70° MİR'li geniş açı gruplarına uygulanan kuvvet yönleri.....	67
Şekil 3.5. 70° normal lateral yön grubuna uygulanan kuvvetin yönü.....	67
Şekil 3.6. 70° MİR'li lateral yön grubuna uygulanan kuvvetin yönü.....	68
Şekil 3.7. 90° normal minivida grubuna uygulanan kuvvetin yönü.....	68
Şekil 3.8. 90° MİR'li minivida grubuna uygulanan kuvvetin yönü.....	68
Şekil 4.1. Yerleştirme açılarına göre MYT değerlerinin karşılaştırılması.....	77
Şekil 4.2. MİR'li minividalar ile normal minividaların MYT değerlerinin şematik görünümü.....	78
Şekil 4.3. Bütün gruplara ait MYT ortalamalarının şematik görünümü.....	79
Şekil 4.4. 70° normal dar açı, 70° normal geniş açı ve 70° normal lateral yön gruplarının KD değerlerinin şematik görünümü.....	83
Şekil 4.5. 70° MİR'li dar açı, 70° MİR'li geniş açı ve 70° MİR'li lateral yön gruplarının KD değerlerinin şematik görünümü.....	84
Şekil 4.6. 70° normal ve 70° MİR'li grupların KD değerlerinin şematik görünümü.....	86

Şekil 4.7. 90° normal minivida ve 90° MİR'li minivida gruplarının KD değerlerinin şematik görünümü.....	87
Şekil 4.8. 70° ve 90° yerleştirme açıları ile uygulanan minividaların KD değerlerinin şematik görünümü.....	88
Şekil 4.9. Normal ve MİR'li grupların KD değerlerinin 70°'lik ve 90°'lik yerleştirme açılarına göre şematik görünümü.....	89
Şekil 4.10. Çalışmadaki tüm gruplara ait KD değerlerinin şematik görünümü.....	91
Şekil 4.11. Yerleştirme açılarına göre MÇT değerlerinin şematik görünümü.....	98
Şekil 4.12. Normal ve MİR'li grupların MÇT değerlerinin şematik görünümü.....	98
Şekil 4.13. Çalışmadaki gruplara ait MÇT ortalamalarının şematik görünümü.....	100

RESİM LİSTESİ

Resim 3.1. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleme cihazı.....	43
Resim 3.2.a. Sığır kalça kemiğinden elde edilen kemik modelinin yandan görünümü.....	44
Resim 3.2.b. Kemik modelinin üstten görünümü.....	44
Resim 3.3. TM minivida.....	44
Resim 3.4. MİR aparatının üst kısmının, alt kısmının ve yan kısmının görüntüsü.....	45
Resim 3.5. Minivida uygulama ve çıkarma anahtarı.....	46
Resim 3.6. Tork ölçer tornavida.....	47
Resim 3.7. MİR İter el aleti.....	47
Resim 3.8. Instron 3345 test cihazı.....	48
Resim 3.9. Kemik blokları üzerinde çentikler ile işaretleme yapılması.....	49
Resim 3.10.a. Çentiklere dik olacak şekilde gütaperkaların yerleştirilmesi.....	50
Resim 3.10.b. Yatay mesafenin belirlenmesi ve gütaperkaların yerleştirilmesi yandan görünüm.....	50
Resim 3.10.c. Yatay mesafenin dijital kaliper ile ölçümü.....	50
Resim 3.11. BT öncesi köpük düzeneğe üzerine yerleştirilmiş kemik blokları.....	51
Resim 3.12. Kemik bloklarının BT görüntüsü.....	51
Resim 3.13. Kemik bloklarının BT aksiyal kesitten görüntüsü.....	52

Resim 3.14.a. BT görüntülerinde gütaperka paralelliğinin ayarlanması.....	53
Resim 3.14.b. BT görüntülerinde dikey mesafelerin ölçümü.....	53
Resim 3.14.c. Minivida uygulanacak bölgedeki kortikal kemik kalınlığının ölçülmesi.....	54
Resim 3.15.a. KKK belirlenmiş noktaların blok üzerinde işaretlenmesi.....	54
Resim 3.15.b. Minividalar yerleştirilmeden önce hazırlanmış kemik bloğu.....	55
Resim 3.16. Açılı minivida yerleştirme aparatı.....	56
Resim 3.17. Kemik blokların sabitlenmesi için oluşturulan düzenek.....	56
Resim 3.18. Kemik bloklarına minividaların yerleştirilmesi.....	57
Resim 3.19. 1 mm ve 2 mm kalınlıktaki aparatlar.....	57
Resim 3.20.a. Özel aparat yardımı ile 2 mm'lik mesafenin bırakılması (Normal minivida grubu 70° yerleştirme açısı).....	58
Resim 3.20.b. Özel aparat yardımı ile 2 mm'lik mesafenin bırakılmasının üstten görünümü (Normal minivida grubu 70° yerleştirme açısı).....	58
Resim 3.20.c. 1 mm'lik aparatın yerleştirilmesi ve maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi (Normal minivida grubu 70° yerleştirme açısı).....	59
Resim 3.20.d. Özel aparat yardımı ile 2 mm'lik mesafenin bırakılması (Normal minivida grubu 90° yerleştirme açısı).....	59
Resim 3.20.e. 1 mm'lik aparatın yerleştirilmesi ve maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi (Normal minivida grubu 90° yerleştirme açısı).....	60
Resim 3.21.a. MİR İter el aleti ile MİR aparatının kemiğe oturtulması.....	60

Resim 3.21.b. 1 mm mesafenin bırakılması (MİR'li minivida grubu 70° yerleştirme açısı).....	61
Resim 3.21.c. Maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi.....	61
Resim 3.22. Kemik blok üzerine yerleştirilmiş minividaların yandan görünümü.....	62
Resim 3.23. Kemik blok üzerine yerleştirilmiş minividaların üstten görünümü.....	62
Resim 3.24. Normal minivida grubuna ait kesilmiş blok örneği.....	63
Resim 3.25. MİR'li minivida grubuna ait kesilmiş blok örneği.....	63
Resim 3.26. Örneklerin akrilikle bloklanması için geliştirilen açılı düzenek.....	64
Resim 3.27. Kemik segmentlerinin akrilik ile bloklanması.....	64
Resim 3.28.a. Kuvvet testi cihazına aktarılmak üzere hazırlanmış örnekler.....	65
Resim 3.28.b. Akrilik ile bloklanmış grupların toplu görünümü.....	65
Resim 3.29. 70° normal geniş açı grubuna kuvvet direnci testinin uygulanması.....	69
Resim 3.30. Maksimum çıkarma torku değerlerinin ölçülmesi.....	70

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Ankraj kontrolü, ortodontik tedavilerin başarısında anahtar faktörlerden birisidir. Son yıllarda, geçici iskeletsel ankraj aygıtları olarak tanımlanan minividalar küçük boyut, uygulama alanı fazlalığı, kolay uygulama yöntemi, hemen yüklenebilme, tedavi sonunda kolay çıkarılabilme ve ucuz olma gibi belirgin avantajlara sahiptirler. Minividalar, ilk olarak Kanomi (1) tarafından bir olgu raporu ile tanıtılmakla beraber, ağız içi ve ağız dışı birçok geleneksel ankraj aygıtının aksine hasta kooperasyonu gerektirmezler ve gereken diş hareketi için absolut (mutlak) ankraj sağlarlar (2-4).

Minividaların başarı oranları, literatürde birçok çalışmada değerlendirilmiştir ve çeşitli faktörlerin etkisi altındadır. Minividaların başarı oranlarını etkileyen önemli faktörlerden biri olan başlangıç stabilitesi, minividanın, yerleştirilmesinden hemen sonraki tutuculuğunu belirtmektedir ve kemiğin kortikal kısımlarıyla olan mekanik kilitleme sonucu meydana gelmektedir. Minivida boyut ve dizaynı, kortikal kemiğin kalite ve kantitesi, yerleştirme torku, yerleştirme açısı, uygulama tekniği, yumuşak dokunun sağlığı gibi faktörler başlangıç stabilitesini etkilemektedir (5-8).

En yüksek başlangıç stabilitesinin sağlanması için minividaların kemik yüzeyine 60° - 70°'lik açı ile yerleştirilmesi gerekmektedir (9). Minividaların kök temas riskini azaltmak için ise posteriorda bazı bölgelerde, kökler arası bölgeye uygulanacağı zaman, 10° - 20° arasında distal yönde eğimlendirilmesi tavsiye edilmektedir (10).

Minividalara uygulanan farklı yöndeki kuvvetler, minividaların başlangıç stabilitesini etkilemektedir. Uygulanan kuvvet ile aynı yönde eğimlenmiş olan minividaların stabilite değerlerinin ve kopma dirençlerinin, uygulanan kuvvet ile ters yönde eğimlenmiş olan minividaların stabilite değerlerine ve kopma dirençlerine göre daha yüksek olduğu rapor edilmiştir. Uygulanan kuvvet ile ters

yönde eğimlendirilerek yerleştirilen minividalarda geometrik ve mekanik dezavantajlara bağlı olarak minivida stabilitesinin azaldığı belirtilmiştir (11).

Son yıllarda 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 (12). Literatürde, boyun kısmına mini implant ring aparatı eklenen minividalar ile normal minividaların, farklı yerleştirme açılarında ve farklı yönlerde uygulanan kuvvetler karşısında stabilite değerlerini karşılaştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Çalışmamızın amacı, *in-vitro* ortamda, farklı iki açıda yerleştirilen normal minividalar ile boyun kısmına mini implant ring (MİR) aparatı uygulanmış olan minividaların, farklı yönlerde uygulanan kuvvetler karşısında, yerleştirme torku, çıkarma torku ve kuvvet direnci değerlerini analiz ederek, stabilitelerini karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İskeletsel Ankraj Nedir?

Ortodontik ankraj amaçlı ilk kemik içi implant kullanımı, Gainsforth ve Higley (13) tarafından, 1945 yılında Iowa Üniversitesi'nde gerçekleştirilmiştir. Bu tarihten günümüze tel, onplant, plak, vida ve miniplak gibi iskeletsel yapılardan destek alan aygıtlar geliştirilmiş ve hasta kooperasyonundan bağımsız olarak ankraj sağlamaları sebebiyle oldukça ilgi görmüşlerdir. Bu tip aygıtlar uygulanarak iskeletsel yapılardan elde edilen ankraj, iskeletsel ankraj olarak tanımlanmıştır.

2.1.1. İskeletsel Ankraj Tarihçesi

Gainsforth ve Higley (13), 1945 yılında gerçekleştirdikleri çalışmalarında, köpekler üzerinde dişsel hareket ve mandibula üzerinde çekme kuvveti oluşturmak için vitallium vidaları ankraj amaçlı olarak kullanmışlardır. Branemark ve ark. (14), 1969 yılında, osseointegre olan dental implantları tanıtmışlardır. Okluzal kuvvetler karşısında stabil kalan bu vidalar, hasta kooperasyonundan bağımsız sağlam ankraj arayışı içerisinde olan ortodontistlerin dikkatini çekmiştir. Creekmore ve Eklund (15), 1983 yılında yaptıkları çalışmalarında, maksiller kesicileri intrüze etme amacıyla nazal kavite alt hizasına yerleştirilen kemik içi vidalardan destek sağlamışlardır ve bu vidaların iskeletsel ankraj amacı ile kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Daha sonraları retromolar implantlar Robert ve ark. (16) tarafından, palatal implantlar ise Wehrbein ve Merz (17) tarafından ankraj amaçlı uygulanıp, literatürdeki yerlerini almışlardır. 1995 yılında ise Block ve Hoffman (18) ortodontik amaçlı onplantları tanıtmışlardır.

Ortodontik uygulamaya özel olarak dizayn edilmiş olan ilk mini implant Kanomi (1) tarafından 1997 yılında bir olgu raporu ile tanıtılmıştır. Kanomi (1), 1,2 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda mini implantlar uyguladığı intrüzyon vakasında, 4 aylık süre zarfında 6 mm'lik alt keser intrüzyonu sağlamıştır. Bu

gelişmeyi takiben, Costa ve ark. (19), 1998 yılında, minivida dizaynına ilave tasarım ekleyerek, direk ve indirek ankraj sağlayabilecek braket başlı minivida çalışmasını bir olgu raporu ile sunmuşlardır.

Umemori ve ark. (20) ise 1999 yılında yayınladıkları makalede, ön açık kapanışı olan bir hastanın miniplak ankrajı ile sağlanan tedavisini vaka raporu olarak sunmuşlardır. Miniplaklar ilerleyen zamanlarda farklı tasarımlarla geliştirilmiş, miniplakların uygulandığı, dış veya dış grubunun intrüzyonu, şiddetli Sınıf II malokluzyon ve açık kapanış düzeltimi gibi olgu raporları literatürdeki yerlerini almıştır (21-25).

2.1.2. Minivida ile İskeletsel Ankraj

Ortodontik tedavilerde amaç, istenmeyen diş hareketleri gibi olumsuz yan etkiler oluşturmada, hedeflenen diş hareketlerinin gerçekleştirilmesidir. Bu açıdan değerlendirildiğinde, genel tanımla geçici iskeletsel ankraj aygıtları olarak tanımlanan minividalar, son yıllarda ortodontistlerin tedavi yaklaşımlarında büyük değişiklikler ve gelişmelere neden olmuştur. Minividalar oral kavite içerisinde birçok bölgeye uygulanabilmek ile beraber ortodontiste, istenen diş hareketlerinin elde edilmesinde, hasta kooperasyonu gerektirmeden mutlak ankraj sağlarlar. Minividalar, dental implantlar ile karşılaştırıldıklarında küçük boyut, uygulama alanı fazlalığı, kolay uygulama yöntemi, hemen yüklenebilme, amaçlanan diş hareketi elde edildikten sonra hemen çıkarılabilme ve düşük maliyet gibi belirgin avantajlara sahiptirler. Minividalardan destek alınarak protraksiyon, retraksiyon, intrüzyon, ekstrüzyon, molar dikleştirme hareketleri ve dişlerin indirek ankraj amacı ile stabilizasyonu sağlanabilmektedir (2,5,26-29).

2.2. Minivida Başarısı ve Etkileyen Faktörler

Literatürde, minivida başarı oranlarını değerlendiren çalışmalarda başarılı bir minividanın tanımı ile ilgili olarak tek bir standardizasyon oluşturulmamıştır. Çalışmaların çoğunda minivida başarı oranı %80'in üzerinde bulunmakla beraber başarı oranları %0 ile %100 aralığında değişim göstermektedir. Bunun

nedeni minivida da mobilite varlığı, yer değiştirme miktarı ve değerlendirilen zaman aralığı gibi değişkenlerin çalışmalarda farklı tanımlamalarla değerlendirilmiş olması, çalışmaların dizayn ve metodoloji farklılıkları ve değişkenlerin kontrolündeki eksikliklerdir. Örneğin bazı çalışmalar minivida başarısını minivida yerleştirilmesinden hemen sonra değerlendirmeye başlarken, bazı çalışmalar ise ortodontik kuvvetin uygulanmasından sonraki süre zarfında minivida başarısını değerlendirmiştir (30-33). Çalışmalardaki bu tip metodoloji farklılıkları, minivida başarı oranlarının da çalışmalarda değişkenlik göstermesine neden olmuştur.

2.2.1. Minivida ile İlgili Faktörler

Minivida apı

Minivida stabilitesi, kortikal kemik ile temasta olan minivida yüzey alanı ile doğrudan orantılıdır. Minivida çapının artması kortikal kemik ile temasta olan minivida yüzey alanını arttırarak, stabiliteyi arttırmaktadır (34,35). Minivida çalışmalarında kullanılan minivida çapları genellikle 1,0 mm ve 2,3 mm arasında değişmektedir. Başarılı minivida uygulamaları için minivida çapının en az 1,5 mm olması gerektiği belirtilmiştir (36-38). Liu ve ark. (39) minivida çapının minivida stabilitesinde majör faktör olduğunu, minivida çapı arttıķça minividanın kuvvetlere bağlı yer değiştirmesinin ve minivida etrafındaki kemikte oluşan stresin azaldığını bildirmişlerdir.

Miyawaki ve ark. (5) 1,5 mm ve 2,3 mm çaplı minividaların başarı oranlarının aynı olduğunu ve 1,0 mm çapındaki minividalardan anlamlı derecede daha başarılı olduklarını bildirmişlerdir. Aynı şekilde domuz iliak kemiğinde yapılan *in-vitro* alışmalar da minivida çapı ve minivida stabilitesi arasında sıkı bir bağlantı olduğunu göstermektedir. Bu çalışmalarda geniş çaplı minividalar için daha yüksek stabilite değerleri rapor edilmesine rağmen minivida çap seçiminde yerleştirme için gereken alanın yeterliği ve kök teması gibi faktörlerin değerlendirilmesi gerektiği yazarlar tarafından belirtilmiştir (7,8). Diğer yandan düşük çapta minivida uygulaması kök teması riskini azaltma

açısından avantajlı olsa da minivida kırılma riskini arttırmaktadır (36,38,40). Düşük çapta minividaların uygulanması sırasında kırılma riskini azaltmak için kortikal kemiğin kalın olduğu bölgelerde rehber delik uygulaması tavsiye edilmektedir (2,36).

Minivida Uzunluğu

Ortodontik tedavilerde kullanılan minivida uzunlukları 4 mm - 12 mm arasında değişmektedir. Minivida uzunluğu seçiminde, uygulanacak olan bölgedeki mukoza kalınlığı ve kemik derinlik miktarı, yerleştirme açısı, komşu yapılara olan uzaklık ve kemik kalitesi değerlendirilmesi gereken faktörlerdir (2,3,41,42). Örneğin palatal bölge gibi kalın mukozaya sahip olan bölgelerde uygulanan kısa minividalar kaybedilebilmektedir. Bunun nedeni bu bölgedeki kalın mukoza yapısı nedeni ile kemik içerisinde bulunan minivida uzunluğunun yetersiz kalmasıdır. Bu nedenle bu bölgede uzun minividaların kullanımı tavsiye edilmektedir (41,43-45).

Chen ve ark. (46) minivida uzunluğu ile minivida stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarında, 1,2 mm çapında 6 mm ve 8 mm uzunluğundaki minividaları karşılaştırmışlardır. Çalışmada 59 adet minivida 29 hastaya ortodontik ankraj amaçlı uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre 8 mm uzunluğundaki minividaların başarı oranı, 6 mm uzunluğundaki minividalara göre anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Benzer şekilde Lim ve ark. (47) tarafından yapılan diğer bir çalışmada, minivida uzunluğunun artması ile daha yüksek yerleştirme tork değerleri gözlenmiş ve uzunluğun artması ile daha yüksek stabilite sağlanabileceği belirtilmiştir.

Wilmes ve Drescher (48), yaptıkları *in-vitro* çalışmada, 1,6 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki minividaları 3 farklı uygulama derinliğinde yerleştirip, başlangıç stabilitesini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre uygulama derinliğinin artması minivida başlangıç stabilitesini anlamlı derecede arttırmaktadır.

Bu çalışmaların sonuçlarından farklı olarak, Miyawaki ve ark. (5) en az 5 mm boyundaki minividalarda, minivida stabilitesinin minivida uzunluğundan etkilenmediğini rapor etmişlerdir. Yapılan diğer bir çalışmada ise minivida uzunluğu ve çapının, özellikle 'yüksek kuvvetler karşısında' minivida stabilitesinde anlamlı artışlar sağladığı rapor edilmiştir (49).

Minividanın Şekli

Minividanın şekli silindirik veya konik olabilmektedir. Literatürde silindirik ve konik minividaların stabilite değerlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda farklı sonuçlar göze çarpmaktadır.

Wilmes ve ark. (7) konik ve silindirik minividaların başlangıç stabilitesini karşılaştırdıkları *in-vitro* çalışmalarının sonuçlarında, konik tipteki minividaların daha yüksek başlangıç stabilitesine sahip olduklarını belirtmişlerdir. Cha ve ark. (50) yaptıkları çalışmada, konik tipteki minividalarda silindirik minividalara göre %65 oranında daha yüksek yerleştirme tork değerleri rapor etmişlerdir.

Diğer yandan Kim ve ark. (51) silindirik ve konik minividaları karşılaştırdığı çalışmalarında, rezonans frekans analiz (RFA) ölçümleri ve histomorfometrik inceleme sonuçlarında, iki tipteki minividaların başarı oranları arasında anlamlı farklılık gözlemlenmemişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde, Cha ve ark. (52) 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında minividaların primer ve sekonder stabilitesini incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, her ne kadar konik minividalar silindirik minividalardan daha iyi başlangıç stabilitesi gösterse de, sekonder stabilite açısından her iki yapının bir fark oluşturmadığı ortaya konmuştur. Yükleme altında ise, 3 hafta sonra konik minividalar daha fazla maksimum çıkarma torku (MÇT) gösterirken, 12. haftada konik ve silindirik olanlar arasında MÇT farkı gözlenmemiştir. Carano ve ark. (38) ise silindirik minividaların, konik minividalara göre daha üstün mekanik özellikler taşıdığını belirtmişlerdir.

Konik ve silindirik iki farklı şeklin karşılaştırıldığı bu literatür bilgilerine ek olarak, klinik uygulamalar açısından, kök hasar riskinin daha az olması sebebi ile interradiküler uygulamalarda konik şekilli minividaların yerleştirilmesi tavsiye edilmektedir (53).

Minivida Yiv Yapısı

Minivida yiv yapısı simetrik yapı, asimetrik yapı ve çift yivli yapı olmak üzere 3 farklı şekilde olabilmektedir. Simetrik kesimde yiv yapısı, vida ucundan vida boynuna kadar simetrik olarak birbirine paralel seyreder. Asimetrik kesimde ise 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 tavsiye edilmektedir (38).

Yivler arası mesafe ve vida boyunca uzunlamasına açılan oluklar minividaların stabilitelerini etkileyen dizayn karakteristikleridir. Vida boyunca açılan oluklar vida çevresinde, vidalama işlemi sırasında meydana gelen kemik talaşlarını uzaklaştırma görevi görmektedirler. Vida boyunca açılan olukların sayısı ve uzunluğu arttıkça yerleştirme torkunun ve kortikal kemikte meydana gelen hasarın azaldığı bildirilmiştir (54). 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 (55).

Yivler arasındaki mesafe ise vidanın her bir dönüşte kemik içerindeki ilerleme miktarını belirlemektedir (56). Bazı çalışmalarda, yivler arası mesafenin azalması ile vidanın çekme kuvvetlerine karşı direncinin arttığı rapor edilmiştir (57,58).

Minividaların diğer bir dizayn karakteristiği olan yiv derinliğinin artması, yivler arasındaki mevcut kemik hacmini ve dolayısı ile kemik ile olan teması arttırarak stabilitenin artmasına neden olmaktadır. Ortodontik uygulamalarda yiv derinliğinin arttırılması, minividaların kuvvet direncini (KD) arttırması nedeni ile tavsiye edilmektedir (57,59).

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 yüksek çıkarma torku ve daha iyi mekanik stabilite gösterdikleri belirtilmiştir (60).

Minivida Yüzey Özellikleri

Ortodontik tedavilerde kullanılan minividalar genellikle yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmamış olan ve yivli yapıya sahip minividalardır. Ancak, maliyeti daha yüksek olan, yüzeyi asitlenmiş ve bu kısımlara ısı ve basınçla maden parçaları yapıştırılmış (SLA) minividalar da tercih edilebilmektedir. Kim ve ark. (61) yaptıkları bir çalışmada, çapı 1,8 mm, boyu 8,5 mm olan, kumlanmış, geniş yivli ve asitlenmiş yüzeye sahip 64 minividayı, 37 hastaya ortodontik ankraj amaçlı uygulayıp, çıkarma tork değerlerini analiz etmişlerdir. Çalışmadaki bütün SLA özellikli minividalar ankraj görevlerini başarı ile yerine getirmiş ve minividaların çıkarılmaları esnasında kırılma gözlenmemiştir. Araştırmacılar SLA özellikli minividaların, ağır ve dinamik kuvvetler karşısında, direnç ve stabilite açısından avantaj sağlayabileceğini belirtmişlerdir.

Yivli mini implantlar ile yüzeyi pürüzlendirilmiş 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 (62).

Chaddad ve ark. (63) 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. Bu nedenle 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.

Minividanın Üretildiği Materyal

Minividalar çoğunlukla titanyum ve titanyum alaşımlarından üretilmektedir. Paslanmaz çelikten üretilen minividalar, titanyumdan üretilenlere göre kırılmaya karşı daha dirençlidir. Ancak genel özellikleri değerlendirildiğinde titanyum daha üstündür. Titanyumun daha elastik olması (düşük elastik katsayı) ve canlı dokular ile daha iyi bütünleşmesi sayesinde titanyumdan üretilen minividalar ile daha üstün mekanik fiksasyon sağlanmaktadır (64).

2.2.2. Hasta ile İlgili Faktörler

Minivida başarısı ile hasta yaşı arasındaki ilişki ile ilgili olarak Park ve ark. (65), 15 yaşın altındaki hasta grubunda minivida başarı oranının, 15 yaşın üstündeki hasta grubuna göre daha az olduğunu belirtmişler ve bu durumu 15 yaşın altındaki hastalardaki daha ince kortikal kemik ve düşük kemik kalitesi varlığı ile açıklamışlardır.

Park ve ark.'nın (33) toplam 227 minivida üzerinde yaptıkları diğer bir çalışmada, minividalara 15 ay boyunca 200 grama yakın kuvvet uygulanmış ve başarı oranı %91,6 olarak bulunmuştur. Bu çalışmada yaş, cinsiyet ve oral hijyen minividaların başarı oranını istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilememiştir. Fakat mobilite, enflamasyon, çene (alt - üst) ve taraf (sağ - sol) başarıyı etkileyen faktörler olarak bulunmuştur. Alt çenede ve sağ tarafta

minivida başarısı istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az bulunmuştur. Alt çenedeki başarısızlık minivida yerleştirilirken delme esnasında kemiğin aşırı ısınmasına ve yiyecek irritasyonuna bağlanmış, sağ taraftaki başarısızlık ise toplumun çoğunluğunun sağ elini kullanarak sağ tarafın temizliğini daha zor yapabilmesine bağlanmıştır.

Yapılan diğer bazı çalışmalarda da hastaların yaşı ve cinsiyeti ile minividaların başarısı arasında anlamlı bir bağlantı gözlenmezken (26,45), Lee ve ark. (66) ise 20 yaşından daha küçük hastalara yerleştirilen minividaların özellikle erken dönemdeki kayıplarına işaret etmişler ve bu hastalarda daha dikkatli çalışılmasını önermişlerdir.

Motoyoshi ve ark.'nın (28) yaptıkları çalışmada, adolesan hastalarda erken yükleme yapılan minividaların başarısı, erişkin hastalarda erken yükleme yapılan minividalara göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Çalışmanın sonuçlarında adolesan hastalarda minivida uygulama sonrası, minividaya kuvvet uygulanmadan 3 ay beklenilmesi tavsiye edilmiştir.

Sistemik hastalıklar ve minivida başarısı ile ilgili olarak, osteoporoz, kontrol altına alınamayan diyabet, periodontal hastalık, sigara ve bifosfonatlar gibi ilaçların kullanımı klasik dental implantlar için risk faktörü olarak değerlendirilirler (33,67). Bu tür hastalar için minivida uygulamasında daha uzun iyileşme dönemi ve olguya özel yükleme protokollerinin oluşturulması tavsiye edilmiştir (67).

2.2.3. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler

Flep Açılarak veya Flep Açılmadan Uygulama

Miyawaki ve ark.'nın (5) yaptıkları çalışmada, flep açılarak uygulanan minividaların başarı oranı ile flep açılmadan uygulanan minividaların başarı oranı arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Araştırmacılar, flepli cerrahi uygulanan hastalarda ağrı, şişlik ve operasyon sonrası rahatsızlık ile daha çok

karşılaştığını belirtmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına paralel olarak Moon ve ark. da (45) flepli veya flepsiz cerrahi uygulama teknikleri arasında minivida başarısı açısından anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Minivida uygulaması sonrası hasta rahatsızlığının değerlendirildiği diğer bir çalışmada da, mukoperiostal insizyon uygulanmadan veya flep açılmadan minivida uygulanan hastalarda, yerleştirme sonrası ağrı ve rahatsızlığın anlamlı derecede daha düşük olduğu belirtilmiştir (3).

Self-Drilling ve Self-Tapping Uygulama

Minivida yerleştirilmesinde self-drilling (drill-free) ve self-tapping (drilling) olmak üzere iki yöntem tanıtılmıştır. Self-tapping (drilling) yöntemde öncelikle yumuşak dokuda bir delik açılır veya küçük bir insizyon yapılır, yuvarlak bir frezle kortikal kemiğe girilir, düşük turla çalışan pilot delici vasıtasıyla minividanın yerleşeceği rehber delik hazırlanır. Minivida el aleti veya düşük torklu bir döner aletle saat yönünde döndürülerek yerleştirilir. Self-drilling yöntemde ise minividanın kesici ucu uygunsa rehber delik açma işlemi olmadan direk olarak el aletiyle saat yönünde döndürülerek minivida yerleştirilir (68).

Self- drilling tekniğın avantajlarından biri, daha sıkı kemik minivida teması ve daha yüksek başlangıç stabilitesine bağlı olarak daha fazla başarı oranlarına sahip olmasıdır. Bununla beraber, yavaş ve daha kontrollü yerleştirmeye bağlı olarak kök hasar riskinde azalmalar tekniğın diğer bir avantajı olarak sayılabilmektedir (68-70).

Self-drilling tekniğın dezavantajı ise kortikal kemiğın kalın ve yoğun olduğu bölgelerde yerleştirme sırasında minivida kırılma riskinin yüksek olmasıdır. Bu bölgelerde, self-drilling özelliğeye sahip bir minividayı yerleştirmek için uygulanan yüksek basınç yerleştirme torkunda artışlara neden olmaktadır. Araştırmacılar, avantajlarına rağmen bu bölgelerde self-drilling minividaların uygulanmasını tavsiye etmemektedirler (68-71).

Mandibulanın posterior kısmında bulunan yoğun ve kalın kortikal kemik nedeni ile minividaların kırılma ihtimalinin daha fazla olmasından dolayı, tüm avantajlarına rağmen self-drilling yöntem yerine rehber delik açılarak gerçekleştirilen self-tapping yönteminin tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (70,72). Ayrıca minividanın kırılmasına neden olmamak için yerleştirme safhasında tork kontrollü tornavidalar önerilmiştir (63).

Kim ve ark. (73) köpekler üzerinde yaptıkları çalışmada, 1,6 mm çapındaki self-drilling ve self-tapping ortodontik minividaları karşılaştırmışlardır. Çalışmada minivida yerleşiminden 1 hafta sonra minividalara 200 gr - 300 gr kuvvet uygulanmıştır ve 11 hafta sonunda self-drilling grupta kemik-vida temasının, vida etrafındaki kemik iyileşmesinin ve başlangıç stabilitesinin daha iyi olduğu gözlenmiştir. Çehreli ve Özçırpıcı da (74) sığır kalça kemiği üzerinde yaptıkları histomorfometrik çalışmada self-drilling minividaların etrafında self-tapping minividalara göre daha fazla kemik-vida teması gözlemlemişlerdir.

Chen ve ark. da (70) köpekler üzerinde gerçekleştirdiği çalışmada benzer sonuçlar rapor etmişlerdir. Çalışmada 1,3 mm çap ve 7 mm uzunluktaki minividalar kullanılmıştır ve 200 gr kuvvet hemen uygulanmıştır. Yazarlar, toplam 56 minivida üzerinde uygulanarak gerçekleştirilen bu histolojik çalışmada iki yöntemi karşılaştırmışlar, self-drilling yöntemdeki başarı oranını (%93), self-tapping yöntemine göre (%86) daha fazla bulmuşlardır.

Minivida uygulama öncesi, kemiğin kortikal kısmını zayıflatmak ve dolayısı ile minivida kırılma riskini azaltmak için kemiğin kortikal kısmına açılan rehber deliğin uygun derinlikte açılması gerekmektedir (8). Oral kavite içerisinde minivida uygulamaya elverişli olan ve 3 mm'lik kortikal kalınlık ile en yüksek kortikal kemik kalınlığı (KKK) olan bölge angulus mandibula bölgesidir (75). Buna bağlı olarak minivida uygulamaları öncesi 3 mm derinlikte rehber delik açılması, herhangi bir minivida uygulama bölgesinde kortikal tabakaya tamamen penetre edildiği konusunda kesinlik sağlayacaktır (8).

Rehber delik çapının, minivida çapının %82 - %85'i büyüklüğünde olacak şekilde genişletilmesinin, minivida stabilitesinde olumsuz değişiklik oluşturmayacağı bazı çalışmalarda belirtilmiştir (76,77). Uemura ve ark. (78) ise yeterli stabilitenin elde edilebilmesi için rehber delik çapının minivida çapının %69 – %77'si büyüklüğünde olması gerektiğini belirtmişlerdir. Park ve ark. (33) 1,2 mm çapındaki minivida için 0,9 mm çapında rehber delik açtıkları çalışmalarında, %91,6 minivida başarı oranı elde etmişlerdir. Chen ve ark. (79) çapı, minivida çapından 0,2 mm - 0,5 mm daha düşük olan rehber delik uygulamalarını tavsiye etmişlerdir. Rehber delik çapı ile minivida stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceleyen diğer bazı çalışmalarda, rehber delik çapının artmasının, yerleştirme tork değerini azalttığı ve başlangıç stabilitesini olumsuz olarak etkilediği belirtilmiştir (8,48).

Monokortikal – Bikortikal Uygulama

Minivida uygulama kolaylığından dolayı çoğunlukla monokortikal olarak uygulanırlar. Buna karşılık yapılan bazı çalışmalar bikortikal uygulamanın minivida kuvvetlere karşı olan direncini arttırdığını göstermiştir (6,80). Bu çalışmalara ek olarak 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, paralel diş hareketi sağlanabilmiştir (81).

2.2.3.1. Yerleştirme Torku

Yerleştirme torku, minividanın kemiğe yerleştirilebilmesi için gereken rotasyonel kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Başlangıç stabilitesinin değerlendirilmesinde sıkça kullanılan yöntemlerden biridir (82,83). Kemik ile minivida arasındaki ara yüzey karakteristiği, minivida kemiğe yerleştirilirken, yerleştirme torku ile ifade edilebilmektedir. Motoyoshi ve ark. (34) yaptıkları çalışmada, 41 hastanın posterior bukkal alveoler kemiğine, 1,3 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda rehber delik uygulaması sonrası, 1,6 mm çapında 8 mm

uzunluğunda 124 adet minivida yerleştirmişler ve yerleştirme torku ile minivida başarısı arasındaki ilişkiyi değerlendirmişlerdir. Çalışmadaki minivida başarı oranı %85 olarak bulunmuştur. Çalışmanın sonuçlarına göre, 1,6 mm çapındaki minividalar için 5 Ncm - 10 Ncm yerleştirme torku ile uygulanan minividaların başarısı, 5 Ncm'den az ve 10 Ncm'den fazla yerleştirme torku ile yerleştirilen minividalara göre daha yüksek bulunmuştur. Yerleştirme torku çok düşük olduğu zaman yetersiz mekanik kilitleme sonucu gerekli başlangıç stabilitesinin elde edilemediği, yerleştirme torku çok yüksek olduğu zaman ise osseointegrasyon ile desteklenen sekonder stabilitenin sağlanamadığı belirtilmiştir. Yerleştirme torkunun en az 5 Ncm olması gerektiği (34), 20 Ncm'den yüksek yerleştirme torklarının kemikte aşırı sıkışmaya ve mikro hasarlara neden olduğu ve buna bağlı olarak minivida başarı oranlarını olumsuz etkilediği diğer bazı çalışmalarda da rapor edilmiştir (8,84). Motoyoshi ve ark. (85) yaptıkları diğer bir çalışmada, 32 hastanın posterior bukkal alveoler kemiğinde 1,3 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda rehber delik hazırlayarak, 1,6 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki minividaları yerleştirip, minividaların 6 aylık süre zarfındaki başarı durumunu değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarında, başarılı gruptaki minividaların yerleştirildiği bölgelerdeki ortalama kortikal kemik kalınlığının (1,42 mm ± 0,59 mm), başarısız minividaların yerleştirildiği bölgelerdeki ortalama kortikal kemik kalınlığına (0,97 mm ± 0,31 mm) göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu rapor edilmiştir. Araştırmacılar, ayrıca, 8 Ncm - 10 Ncm yerleştirme tork değerleri ile yerleştirilen minividalar için %100 başarı oranı rapor etmişlerdir, daha fazla veya daha az değerlerdeki yerleştirme tork değerlerinin başarı oranını azalttığını savunmuşlardır. Bu bulgudan farklı olarak, Chaddad ve ark. (63) ise 15 Ncm'lik yerleştirme tork değerini başarılı yerleştirme için gereken minimum değer olarak tanımlamışlardır.

Bu çalışmaların sonuçlarından farklı olarak, sekonder stabilite açısından yerleştirme sırasındaki düşük yerleştirme tork değerlerinin, kemik - vida osseointegrasyonuna, yüksek yerleştirme tork değerleri ile kıyaslandığında daha elverişli bir ortam sağladığı belirtilmiştir (86). Wilmes ve ark. (9) da yüksek

yerleştirme tork değerleri ile yapılan uygulamaların, aşırı kemik kompresyonuna bağlı olarak minivida kayıp oranlarını arttırabileceğini belirtmişlerdir. Klinik uygulamalar açısından diğer bir çalışmada ise, yerleştirme sırasında, yerleştirme tork değerlerindeki aşırı artışların minividanın kök ile temas etmesi konusunda klinisyene ipucu verebileceği belirtilmiştir (87).

2.2.3.2. Yerleştirme Açısı

Minividaları açılı yerleştirmenin kortikal kemikle temas miktarını arttırma, diş köklerine temas ihtimalini azaltma gibi önemli avantajlarının olduğu bildirilmektedir (3; 88; 89). Ayrıca ortodontik kuvvetler genellikle kortikal kemik yüzeyine paralel olarak uygulandığından, minivida yerleştirme açısı uygulanan kuvvetin yönünü de etkilemektedir (90). Kyung ve ark. (91) minividaların maksiller posterior bölgede dişlerin uzun eksenine ile 30° - 40° açı oluşturacak şekilde, mandibular posterior bölgede ise dişlerin uzun eksenine ile 10° - 20° açı oluşturacak şekilde yerleştirilmesini tavsiye etmişlerdir.

Deguchi ve ark. (92) dişlerin uzun eksenine ile yaklaşık 30° açı oluşturacak şekilde yerleştirilen minividaların, 90° açı oluşturacak şekilde yerleştirilenlere göre 1,5 kat daha fazla kortikal kemikle temasta olacağını bildirmişlerdir. Minividanın kortikal kemiğe eğimli yerleştirilmesinin, minividanın kortikal kemik temasını ve yerleştirme torkunu arttırarak minivida stabilitesini olumlu yönde etkileyebileceğini rapor etmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde, alveoler kemik seviyesinin 4 mm - 6 mm yukarısındaki seviyelerde, 30° ve 45° ile yapılan yerleştirmelerde minivida ve kemik arasındaki temasın anlamlı derecede arttığı bildirilmiştir (93).

Park ve ark. (10) minividaların, kök temasından kaçınmak için kök eğimleri ile uyumlu olacak şekilde mezyo-distal yönde açlandırılması gerektiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, 2. premolar, 1. molar ve 2. molar dişler arasındaki kökler arası orta noktanın lokalizasyonunun çeşitlilik gösterdiğini bildirmişlerdir. Minividaların, 1. molar ve 2. molar dişlerin palatal kökler arası bölge dışında, üst ve alt 2. premolar, 1. molar ve 2. molar dişlerin kökleri arasına uygulanacağı

zaman 10° - 20° arasında distal yönde eğimlendirilmesini ve dişlerin kontak noktasının 0,5 mm – 2,7 mm distalinden uygulanmasını tavsiye etmektedirler.

Wilmes ve ark. (9) yaptıkları *in-vitro* çalışmada, yerleştirme açısının, yerleştirme torku ve dolayısı ile başlangıç stabilitesi üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada, çapı 1,6 mm ve uzunluğu 8 mm, çapı 2 mm ve uzunluğu 10 mm olan farklı iki boyuttaki konik minividalar, domuz iliak kemik bloklarına 7 farklı açıda yerleştirilmiştir (30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° 90°). Çalışmada, domuz iliak kemiklerinin iliosakral ekleme bakan tarafındaki kortikal kemik kalınlıklarının (KKK) 0,5 mm – 1 mm arasında olduğu, kalça kemiğine bakan kısımdaki değerlerin ise 2 mm - 3 mm arasında olduğu ve bu değerlerin insan maksilla ve mandibulasındaki değerler ile uyumlu olduğu belirtilmiştir. Yerleştirme öncesi tüm minividalar için 3 mm uzunluğunda rehber delikler açılmıştır. Başlangıç stabilitesinin değerlendirilmesi amacıyla gerçekleştirilen yerleştirme torku ölçümlerinde, her iki boyuttaki minividalar için en yüksek yerleştirme tork değerleri 70°'lik yerleştirme açısında gözlenmiştir. Çapı 1,6 mm uzunluğu 8 mm olan minividalar için 70°'lik açı ile yerleştirmede ortalama yerleştirme torku değeri 10,1 ± 3,1 Ncm olarak gözlenirken, çapı 2 mm uzunluğu 10 mm olan minividalar için 70°'lik açı ile yerleştirmede ortalama yerleştirme torku değeri 16,7 ± 6,2 Ncm olarak gözlenmiştir. Araştırmacılar, minividaları oblik yerleştirmenin kemik kalitesinin düşük olduğu yerlerde avantaj sağlayabileceğini ve en iyi başlangıç stabilitesinin sağlanması için minividaların kemik yüzeyine 60° - 70° arasındaki açı değerlerinde yerleştirilmesi gerektiğini rapor etmişlerdir. Özellikle interradiküler boşluğun az olduğu alanlarda, minividaları oblik yerleştirmenin kök temas riskini azaltacağını belirtmişlerdir.

Zhao ve ark. (94) 2011 yılında yaptıkları çalışmada köpek tibia kemiğine 48 adet minividayı 4 farklı açıda (30°, 50°, 70°, 90°) yerleştirip, minividaların başlangıç stabilitesini değerlendirmişlerdir. Çalışmadaki bütün minividalar 1,6 mm çap, 6 mm uzunlukta olup bütün minividalara 8 hafta boyunca 2N'luk kuvvet uygulanmıştır. Minividalara bilgisayarlı tomografi ve çekme kuvvet deneyleri ile morfometrik ve biyomekanik analizler yapılmıştır. Çalışmada aşırı eğimli (30°) yerleştirilen minividaların başlangıç stabilitesinde azalmalar gözlenmiştir.

Ayrıca 30°'lik açı ile yerleştirilen minividaların bilgisayarlı tomografi görüntülerinde minivida çevresindeki kortikal kemikte rezorpsiyonlar tespit edilmiştir. Araştırmacılar, minivida uygulamalarında 50° ve 70° arasındaki yerleştirme açılarını tavsiye ederken, aşırı eğimli veya dik yerleştirilen minividalarda başlangıç stabilitesinin azalabileceğini belirtmektedirler.

Literatürde genel olarak minividaların eğimli yerleştirilmesini savunan çalışmalar mevcut olmakla beraber, minividaları eğimli yerleştirmenin artı bir avantaj sağlamadığını belirten çalışmalar da yer almaktadır. Woodall ve ark. (95) yaptıkları sonlu elemanlar analiz çalışmasında, 1,5 mm çapında 11 mm uzunluğunda silindirik minividalar oluşturmuşlardır. Çalışmada minividalar farklı 3 açıda (30°, 60° ve 90°), kortikal kemik kalınlığı 1,79 mm olan kemik modellerine uygulanmıştır. Bu çalışma içerisindeki paralel diğer bir çalışmada ise minividalar, insan kadavra maksilla ve mandibulasına yerleştirilmiştir. Instron test cihazı ile minividalara minivida başı 0,6 mm yer değiştirene kadar kuvvet uygulanıp, kuvvet direnç değerleri kaydedilmiştir. Araştırmacılar 0,6 mm'lik yer değiştirme miktarının klinik olarak hareketli hale gelen ve kaybedilen minividayı temsil edebileceğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, çalışmalarının sonuçlarında, 90° ile uygulanan minividaların 30° ve 60° ile uygulanan minividalara göre daha fazla ankraj değerine sahip olduğunu, kortikal kemikte oluşan stresin en çok 30° ile yerleştirilen minividalarda, en az 90° ile yerleştirilen minividalarda meydana geldiğini rapor etmişlerdir. Eğimli yerleştirilen minividalarda kuvvet uygulama noktası ile kemik yüzeyi arasında daha uzun bir mesafenin meydana geldiğini buna bağlı olarak daha uzun bir kuvvet kolu oluştuğunu bu durumun da stabiliteyi olumsuz etkilediğini belirtmişlerdir. Sonuç olarak kemik yüzeyine 90°'den az açı ile yerleştirilen minividaların ankraj değerlerinde ilave bir artış meydana gelmediğini rapor etmişlerdir.

2.2.4. Anatomik Lokal Faktörler

Minivida başarısını etkileyen anatomik lokal faktörler, kortikal kemik kalınlığı, kemik yoğunluğu, süngerimsi kemik yapısı, yerleştirilen bölge, yumuşak doku özellikleri ve minividanın komşu organlara olan yakınlığıdır.

Minividaların yerleştirildikleri bölgelerdeki KKK ve kökler arası mesafe ölümleri, kadavra kemiklerinde kesi yapılarak (96), hastalardan üç boyutlu görüntüler alınarak (53,92,97-100) ve kadavra üst çene ve alt enelerinden üç boyutlu görüntüler (96,101-103) alınarak yapılmıştır.

Kemik Yoğunluğu

Kemik yoğunluğunun, yerleştirme torqu ve minividanın, minividaya uygulanan çekme kuvvetlerine karşı direncinde etkili olduğu ve dolayısı ile başlangıç stabilitesinde belirleyici rol oynadığı rapor edilmiştir (8,104). Choi ve ark.'nın (105) yaptıkları çalışmada, 30 hastanın maksilla ve mandibulasındaki ortodontik minivida uygulama alanlarının bilgisayarlı tomografi görüntüleri incelenmiş ve kemik yoğunluk değerleri analiz edilmiştir. Çalışmada, mandibuladaki kemik yoğunluk değerleri maksillaya göre daha fazla bulunmuştur. Özellikle posterior bölgelerde derinlik arttıka kemik yoğunluğunun da arttığı gözlenmiştir. Park ve ark.'nın (72) yaptıkları diğer bir çalışmada da, bilgisayarlı tomografik analizler ile kesici dişler, kanin, premolar, molar, tüber maksilla ve retromolar alanlardaki alveoler ve bazal kemiklerdeki kortikal kemik yoğunlukları incelenmiştir. Mandibuladaki kortikal kemik yoğunluk değerlerinin, maksilladaki kortikal kemik yoğunluk değerlerinden daha yüksek olduğu belirlenmiş, süngerimsi kemik yoğunluk değerlerinin ise maksilla ve mandibulada birkaç bölge dışında benzer değerlere sahip olduğu belirtilmiştir.

Hitchon ve ark. (106) yaptıkları çalışmada, vidaların çekme kuvvetlerine karşı dirençleri ile kemik yoğunluk değerleri arasında anlamlı bir korelasyon gözlemlemişlerdir. Battula ve ark. (107) normal ve osteoporotik kemiklere yerleştirdikleri vidaların çekme kuvvetlerine karşı dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, normal kemiğe uygulanmış olan vidaların çekme kuvvetlerine karşı dirençlerinin osteoporotik kemiklere uygulanmış olan vidaların çekme kuvvetlerine karşı dirençlerine göre daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Bu alışmalar ile paralel şekilde başka bir çalışmada, yerleştirme torqu ile kemik

yoğunluğu arasında yüksek korelasyon bulunmuştur. Kemik yoğunluğu arttıkça yerleştirme torklarının da arttığı belirtilmiştir (108).

Cha ve ark. (50) yaptıkları hayvan çalışmasında, kortikal kemik yoğunluğunun, vida şeklinin (konik daha stabil) ve yerinin (alt çenede daha stabil) stabilitede etkili olduğunu ortaya koymuşlardır. Total kemik yoğunluğu ve yerleştirme torku, kortikal kemik yoğunluğu ve yerleştirme torku ile karşılaştırıldığında, total kemik yoğunluğunun tork ile olan ilişkisinin daha zayıf olduğu bulunmuştur. Wang ve ark. (109) ise kemik yoğunluğunun, minivida çevresindeki kemik hacmi ve kortikal kemik kalınlığına göre minivida stabilitesinde daha etkin rol oynadığını belirtmişlerdir.

Süngerimsi Kemik Yapısı

Minividalar stabilitelelerini kortikal kemik ile olan mekanik kilitlemeden almaktadır. Stabilitede süngerimsi kemik daha az rol oynamaktadır. Lim ve ark. (35) 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.

Yerleştirilen Bölge

Yerleştirilecek uygun alanın seçilmesi minividaların başarısında önemli rol oynamaktadır (19,26,36,44,110-112). Minividaların başarı oranları farklı çalışmalarda farklı şekillerde karşımıza çıkmaktadır (33,45,85,111). Park ve ark. (33) 87 hastaya uygulanan 227 adet minividanın başarı oranlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, üst çenedeki minivida başarı oranının alt çenedeki minivida başarı oranına göre daha fazla olduğunu gözlemlemişlerdir. Araştırmacılar, mandibulada daha kalın ve daha yoğun kortikal kemik yapı bulunmasına rağmen, yerleştirme sırasında kemikte meydana gelen aşırı sıcaklık artışının kemik hasarına ve dolayısı ile minivida kaybına neden olabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca posterior mandibulada çiğneme sırasında

meydana gelen kuvvetlerin, minividadada irritasyonlara ve böylece minividaların hareketli hale gelmesine yol açması, çalışmada gösterilen diğer başarısızlık nedenleri arasında sayılmaktadır (33). Bu çalışma ile benzer sonuçlar veren diğer bazı çalışmalarda, mandibulanın posterior bölgesinde yetersiz yapışık dişeti ve dar bir vestibülün de bu bölgedeki minivida kayıplarının yüksek olmasına sebep oluşturabileceği belirtilmiştir. Yetersiz yapışık dişeti ve dar vestibüler yapı bu bölgede hijyen açısından risk oluşturmakta ve minivida çevresindeki dokuları enfeksiyona daha yatkın hale getirmektedir (3,26).

Minividaların keratinize dişeti sınırları içerisine yerleştirilmesi tavsiye edilmektedir (2,26,113). Minividalar yapışık dişetine yerleştirilmez ise hasta rahatsızlığı, aşırı doku büyümeleri, doku irritasyonu, enfeksiyon gibi nedenlerle minivida kaybı ihtimali artmaktadır (3,5,33,114). Yapışık dişeti sınırları içerisine yerleştirilen minividalarda hipertrofik doku oluşumu ve enflamasyon daha az meydana gelmektedir (115).

Periodontal ligament aralığının 0,25 mm genişliğinde olduğu göz önünde bulundurularak, minividaların 1 mm alveoler kemik ile çevrelenmesi istenmektedir (53,115). İnterradiküler mesafe, periodontal ligament genişliği ve minivida etrafında bulunması gereken kemik miktarı değerlendirilerek minivida çapı belirlenmelidir. Schnelle ve ark. (116) minivida yerleşimi için 3 mm - 4 mm interradiküler mesafe olması gerektiğini belirtmişlerdir. Ludwig ve ark. (117) ise 1,6 mm çapındaki minividaların yerleştirilmesi için mezyo - distal yönde 2,6 mm - 3,1 mm genişlikte kemik alanının bulunması gerektiğini bildirmişlerdir. Minividalar kökler arası mesafenin yeterli olduğu ve periodontal ligamente penetrasyon ihtimalinin az olduğu bölgelere yerleştirilmelidir. Periapikal filmler veya bilgisayarlı tomografik analizler ile minivida yerleştirilecek bölgenin yeterliliği değerlendirilmelidir. Eğer minivida yerleştirilmek istenen bölgede kökler yakınsa, öncelikle ortodontik tedaviyle köklerin birbirinden uzaklaştırılması gerekebilmektedir (116).

Maksiller vestibüler alanda, minivida yerleşimi için yeterli kemik genişliğine sahip en uygun alanlar 2. premolar – 1. molar dişler arası bölge ve

santral dişler arası bölgedir. Maksiller palatal kemik üzerinde en uygun minivida yerleşim alanları 2. premolar ve 1. molar dişler arası bölge, midpalatal sutur ve palatal kemiğin anterior bölümüdür (117,118). Mandibular vestibüler alanda minivida yerleşimi için yeterli kemik genişliğine sahip en uygun alanlar ise 2. premolar - 1. molar dişler arası bölge ve 1. molar – 2. molar dişler arası bölgedir (53,89,117,119).

Komşu kökler ile yakınlığı olan veya temasta olan minividaların stabilitesi minividaların başarı oranlarını olumsuz etkileyebilmektedir (120-124). Başarının daha az olması, kökler ile temasta olan minivida etrafında daha az kemik olması ve minivida ile temas halindeki diş köklerinin okluzal kuvvetler altındaki minör hareketleri sonucu minivida stabilitesinin bozulması ile açıklanmaktadır (120). Minividanın diş kökü ile teması sonucu kökün sement ve dentin tabakasında rezorpsiyonlar gözlenmekte ve rezorbe kökler sekonder sement ile tamir edilmektedir (122-124). Ayrıca, temas sonucu meydana gelen hasar çok ciddi değil ise çevre dokuların iyileştirme potansiyeli sayesinde klinik yan etkinin çok az olması beklenmektedir (122). Ancak, kök teması sonucu dişin devitalize olabileceği (125), ayrıca rezorbe köklerde ankiloz gerçekleşebileceği göz ardı edilmemelidir (122). Kök rezorpsiyonu riskini önlemek için minividaların diş kökünden en az 0,6 mm uzakta yerleştirilmesi gerektiği bildirilmiştir (124). Minivida uygulamaları sırasında yerleştirme tork değerlerinin aniden artması, kök temasının gerçekleştiği konusunda klinisyene fikir verebilmektedir. Yapılan bir çalışmada kök teması olan minividaların, kök teması olmayan minividalara göre yerleştirme sırasında daha yüksek yerleştirme tork değerleri gösterdiği rapor edilmiştir (121).

2.2.4.1. Kortikal Kemik Kalınlığı

Minividaların başlangıç stabilitesi, kemik ile minivida arasında yerleştirilmeden sonra meydana gelen mekanik kilitleme ile sağlanmaktadır. Bu bakımdan, yerleştirilen bölgedeki kortikal kemik kalınlığı minivida stabilitesi için anahtar faktördür ve kortikal kemik desteği minivida başarısında oldukça öneme sahiptir (85,92). Kortikal kemik, altında bulunan süngerimsi kemiğe göre

daha fazla yük taşıma kapasitesine sahiptir. Ayrıca kortikal kemiğin, süngerimsi kemik ile karşılaştırıldığında daha yüksek elastisite modülü, daha fazla dayanıklılık ve deformasyona daha dirençli olma gibi belirgin avantajları mevcuttur (92,126,127). Daha kalın kortikal kemikte daha iyi başlangıç stabilitesinin sağlandığı çeşitli çalışmalarda da ortaya konmuştur (8,104).

Maksilla ve mandibulada alveoler bölge ve maksilla sert damak bölgesindeki kortikal kemik kalınlıkları literatürde birçok çalışmada incelenmiştir (92,97,101,102,128-130).

Ono ve ark. (97) yaptıkları çalışmada, minivida uygulanacak olan 43 hastanın maksilla ve mandibulasındaki posterior alveoler bölgedeki kortikal kemik kalınlıklarını, bilgisayarlı tomografik analizler ile incelemiştir. Çalışmada kortikal kemik kalınlıkları, okluzal düzleme paralel olacak şekilde 1 mm aralıklarla alveoler çıkıntının 15 mm altına kadar ölçülmüştür. Maksilladaki kortikal kemik kalınlıkları ortalama 1,09 mm – 2,12 mm arasında tespit edilirken, mandibuladaki kortikal kemik kalınlıkları ortalama 1,59 mm – 3,03 mm arasındaki değerlerde ölçülmüştür. Maksillada 1. moların mezyalindeki kortikal kemik kalınlığının 1,09 mm – 1,62 mm arasındaki değerlerde olduğu, mandibulada 1. moların mezyalindeki kortikal kemik kalınlığının 1,59 mm – 2,66 mm arasındaki değerlerde olduğu rapor edilmiştir.

Deguchi ve ark. (92) da maksilla ve mandibulada 1. moların mezyalindeki, distalindeki ve 2. moların distalindeki kortikal kemik kalınlıklarını yaptıkları çalışmada bilgisayarlı tomografik analizler ile incelemiştir. Çalışmanın bulgularında, maksillada bukkal bölgede okluzal seviyede 1. moların mezyalindeki kortikal kemik kalınlığı ortalama 1,8 mm \pm 0,6 mm, 1. moların distalindeki kortikal kemik kalınlığı ortalama 1,5 mm \pm 0,5 mm, 2. moların distalindeki kortikal kemik kalınlığı ortalama 1,3 mm \pm 0,5 mm olarak rapor edilmiştir. Mandibuladaki değerler, bukkal bölgede okluzal seviyede 1. moların mezyalindeki kortikal kemik kalınlığı ortalama 1,9 mm \pm 0,6 mm, 1. moların distalindeki kortikal kemik kalınlığı 2 mm \pm 0,6 mm, 2. moların distalindeki kortikal kemik kalınlığı 1,9 mm \pm 0,7 mm olarak belirlenmiştir.

Çalışmada mandibulada belirlenen kortikal kemik kalınlık değerlerinin, maksilladaki değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu belirtilmiştir. Ayrıca minividanın kortikal kemiğe eğimli yerleştirilmesinin, minividanın kortikal kemik ile olan temasını ve buna bağlı olarak yerleştirme torkunu arttırarak minivida stabilitesini olumlu yönde etkilediği ortaya konmuştur (92).

Kim ve ark. (96) maksilladaki kortikal kemik kalınlıklarını inceledikleri çalışmalarında, daha önceki çalışmalarda belirtilen değerler ile benzer değerler elde etmişlerdir (92,97). Maksillada bukkal bölgede kortikal kemik kalınlığının en fazla alveoler çıkıntı seviyesinde olduğu, diş köklerin orta hizasına doğru dereceli bir şekilde azalarak devam ettiği, daha apikale gidildikçe yeniden artış gösterdiğini belirtmişlerdir.

Baumgaertel ve Hans (101), yaptıkları çalışmada, maksilla ve mandibulada interdental alanlardaki kortikal kemik kalınlıklarını alveoler çıkıntıdan 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik seviyelerde bilgisayarlı tomografik analizler ile değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, mandibuladaki kortikal kemik kalınlıkları maksillaya göre daha fazladır. Maksilla sağ posterior segmentte ortalama kortikal kemik kalınlığı 1,16 mm, maksilla sol posterior segmentte ortalama kortikal kemik kalınlığı 1,14 mm, maksilla anterior segmentte ortalama kortikal kemik kalınlığı 0,97 mm değerlerindedir. Mandibula sağ posterior segmentte ortalama kortikal kemik kalınlığı 1,87 mm, mandibula sol posterior segmentte ortalama kortikal kemik kalınlığı 1,98 mm ve mandibula anterior segmentte ortalama kortikal kemik kalınlığı 1 mm değerlerindedir. Maksiller bukkal bölgede kortikal kemik kalınlığı alveoler çıkıntıdan 4 mm seviyeye inene kadar kademeli bir şekilde azalırken, apikale gidildikçe artış göstermektedir.

Park ve Cho (131) yaptıkları çalışmada maksiller bukkal kortikal kemik kalınlıklarının 1,12 mm – 1,33 mm arasındaki değerlerde olduğunu, mandibular bukkal kortikal kemik kalınlıklarının 1,25 mm – 2,98 mm arasındaki değerlerde olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar, sement – dentin birleşiminden apikale

doğru ilerledikçe bukkal kortikal kemik kalınlıklarının artış gösterdiğini vurgulamışlardır.

Lim ve ark. (93) maksiller kortikal kemik kalınlığını ve kökler arası mesafeyi, farklı minivida yerleşim açılarında değerlendirdikleri çalışmalarında, alveoler kemik seviyesinin 2 mm yukarisından daha yüksek seviyelere yapılan uygulamalarda, minivida yerleştirme açısı arttıkça kortikal kemik kalınlığının da arttığını, alveoler kemik seviyesinin 4 mm – 6 mm yukarisındaki seviyelerde 30° ve 45° açı ile yapılan yerleştirmelerde minivida ve kemik arasındaki temasın anlamlı derecede yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Palatal bölgede ise minivida uygulamalarında total kemik derinliğinin ve kortikal kemik kalınlığının daha fazla olduğu ideal uygulama alanları transversal olarak 1. ve 2. premolarların hizasında ve midpalatal suturun lateralindeki alanlardır. Klinisyenlerin bu alanlardaki uygulamalarda, insiziv kanal ile yakınlığı göz önünde bulundurmaları ve insiziv kanal perforasyonunu engellemek için, minividaları 1. ve 2. premolarlar hizasında midpalatal suturun çevresindeki alanlara doğru uygulamaları tavsiye edilmektedir (102).

Kortikal kemik kalınlığı ve minivida başlangıç stabilitesi arasında yakın bir ilişki söz konusudur ve yapılan çalışmalar ile ortaya konmuştur (8,85,104). Motoyoshi ve ark. (85) yüksek minivida başarı oranları elde edilmesi için yerleştirilecek alandaki KKK'nın 1 mm'den fazla olması gerektiğini savunmuşlardır. Miyawaki ve ark. (5) ise minivida başarısı ve alt çene düzlem açısı arasında bir ilişki olduğunu belirtmişlerdir. Horizontal büyüme gösteren bireylerdeki artmış başarı, bu bireylerdeki KKK'nın vertikal büyüme gösteren bireylerdekine oranla daha fazla olmasına bağlanmıştır.

2.2.5. Minivida Yükleme ile İlgili Faktörler

Bu bölümde, minivida yükleme ile ilgili faktörlerden önce minivida osseointegrasyonu ile ilgili bilgiler vermek yerinde olacaktır. Osseointegrasyon implant ile kemik ara yüzeyinde fibröz doku büyümesi olmaksızın kemik

oluşumunun gerçekleşmesidir. Minividalar tutuculuklarını çoğunlukla kemik ile meydana gelen mekanik kilitlenme sonucu elde ederler dolayısı ile osseointegre olmaları beklenmemektedir. Ancak kuvvetler altında kemik ile vida yüzey alanının arttığı (132), vida etrafında kemik yıkım ve yapım faaliyetlerinin gerçekleştiği belirtilmiştir (133).

Büchter ve ark.'nın (134) yaptıkları bir hayvan çalışması, minividayı saran kemik miktarının, uygulamadan sonraki 1. ve 4. haftaya göre 12. haftada daha fazla olduğunu, anında yükleme yapılmasının da kemik depozisyonu ve iyileşmeyi hızlandırdığını ortaya koymaktadır. Vannet ve ark. (135) ise minividaların hangi oranda osseointegre oldukları konusunda bilgi veren bir hayvan çalışması yapmışlardır. Çalışmada 1,7 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda 8 minivida, köpek mandibula kemiğine yerleştirilmiş ve histomorfometrik değerlendirme sonucunda ortalama %74,48 oranında minivida – kemik osseointegrasyonu gözlenmiştir. Araştırmacılar, 24 haftalık çalışma sonucunda meydana gelen osseointegrasyon derecesinin, minividanın yerleştirildiği alandan ve yükleme protokolünden (erken, geç) bağımsız olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışma sonuçları ile paralellik gösteren diğer bir çalışmada, 20 minivida 80 hastaya uygulanmış ve histomorfometrik değerlendirme sonucunda midpalatal implantlar için %68,22, retromolar implantlar için %64,85 oranında osseointegrasyon rapor edilmiştir (136).

Minivida Yükleme Zamanlaması

Ortodontik tedavilerde kullanılan minividalar, uygulama ve yükleme anı arasında geçen süre açısından erken yükleme ve geç yükleme şeklinde 2 farklı biçimde değerlendirilmektedirler. Literatürde minivida yükleme zamanlaması ile ilgili olarak farklı görüşler yer almaktadır (3,5,28,33,67,112,137). Bazı çalışmalar erken yükleme ile geç yükleme arasında minivida başarısı açısından farklılık olmadığını belirtirken (3,5,33,138), bazı çalışmalar geç yükleme yapılmasını tavsiye etmektedirler (28,137,139).

Wu ve ark. (137) yerleştirmeden sonraki ilk iki hafta içinde yapılan yüklemelerin kemik – minivida ara yüzeyinde hasarlara neden olabileceğini ve dolayısı ile stabiliteyi olumsuz etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Yerleştirmeden 4 hafta sonra yükleme yapılmasını tavsiye etmişlerdir. Zhang ve ark. da (139) yaptıkları hayvan çalışmasında yükleme protokolünün minivida osseointegrasyonuna ve başarısına olan etkisini incelemişlerdir. 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. Motoyoshi ve ark. (28) da adolesan hastalarda minivida uygulanmasından sonra yükleme öncesi 3 ay beklenilmesini tavsiye etmektedirler.

Literatürde geç yüklemeyi savunan bu çalışmalardan farklı sonuçlar bildiren çalışmalar da yer almaktadır. Chen ve ark. (138) hemen yüklemenin minividanın osseointegrasyonunu önlemediğini hatta kemik ile adaptasyonunu arttırabileceğini belirtmişlerdir. Woods ve ark. (140) da erken ve geç yüklemenin kemik – minivida ara yüzeyindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, erken ve geç yüklenen minividalarda kemik – minivida teması arasında herhangi bir farklılık olmadığını gözlemlemişlerdir. Luzi ve ark. (141) da benzer şekilde hafif kuvvetler ile erken yükleme yapılan minividalarda, çevre kemik dokusunda olumsuz yan etkiler meydana gelmediğini belirtmişlerdir. Garfinkle ve ark. (142) da yaptıkları çalışmada, erken yüklenen ve geç yüklenen minividaların başarısı arasında fark gözlemlenmemişler, yükleme yapılmayan kontrol grubundaki minividaların başarısını anlamlı derecede düşük bulmuşlardır. Yerleştirme sonrası hemen yükleme yapılan minividalarda uygulanan kuvvetin 50 N’u geçmemesi gerektiği belirtilmiştir (2). Bazı minivida çalışmalarında erken yükleme protokolleri uygulanarak %80 - %90 aralığında minivida başarıları elde edilmiştir (5,34,73,143,144).

Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Miktarı

Çalışmalarda minividalara uygulanan ortodontik kuvvetler 50 gr – 400 gr arasında değişiklik göstermekle beraber, çoğunlukla 200 gr veya daha az kuvvet uygulanmıştır.

Park ve ark. (33) minivida başarı oranlarını inceledikleri çalışmalarında, 87 hastaya 227 minivida uygulamışlardır. Minividalara 15 ay boyunca 200 gr'a yakın kuvvet uygulanmış ve araştırmacılar çalışmadaki minivida başarı oranını %91,6 olarak rapor etmişlerdir. Moon ve ark. (45) 209 hastanın üst ve alt bukkal posterior bölgesine uygulanan 480 minividanın başarı oranlarını inceledikleri çalışmalarında, minividalara 8 ay boyunca yerleştirmeden 2 – 3 hafta sonra 200 gr'a yakın kuvvet uygulamışlar ve %83,8 başarı oranı elde etmişlerdir. Motoyoshi ve ark. (34) 41 hastaya uyguladıkları 224 minivida 6 aylık süre zarfında yerleştirmeden hemen sonra 200 gr'a yakın kuvvet uygulamışlar ve %85,5 başarı oranı rapor etmişlerdir. Minividalar 100 gr – 200 gr arasındaki horizontal hemen veya erken yüklemeler karşısında dayanıklı kalabilmekte ve bu kuvvet miktarı da çeşitli diş hareketlerinin gerçekleşmesi için yeterli ankraj desteği sağlamaktadır (79). Manni ve ark. (144) da benzer şekilde 150 gr – 250 gr'lık kuvveti aşmayan hemen yükleme protokollerinin uygulanmasını tavsiye etmektedirler.

Minividalara uygulanan kuvvet miktarı, kemikte meydana gelen yeniden şekillenmeyi etkilemektedir. Wehrbein ve ark. (145) yaptıkları hayvan çalışmasında köpek palatal kemiklerine yerleştirilen minividalarda 1 N'luk kuvvet uygulaması sonucu kontrol grubuna göre ilave kemik yapımı gözlemlenirken, kuvvet 2 N'a çıkınca baskı olan tarafta kontrol grubundan daha fazla ilave kemik yapımı gözlemlenmiştir.

İnce kortikal kemik ve düşük yoğunluktaki trabeküler kemik varlığında, optimum kuvvetler altında minivida etrafındaki kemikte oluşabilecek aşırı zorlanma sonucu minividalar kaybedilebilmektedir (146,147). Erken yüklenen ve fazla kuvvet uygulanmış minividalar yer değiştirebildiğinden dolayı (148), 50 gr

kuvvet ile başlayıp ilk iyileşme sonrasında kuvvetin artırılmasının daha uygun olabileceği bildirilmiştir (63,146,147). Buna karşılık Wang ve Liou (149) çalışmalarında, minividanın yer değiştirmesini 200 gr - 425 gr arası kuvvetin büyüklüğüne veya yönüne değil yükün süresine bağlamışlardır. Bununla birlikte yazarlar yine de, fazla kuvvet kullanımını önermemekte ve çalışmada kullanılan kuvvet değerlerinden daha fazla kuvvet uygulamanın bilinmeyen daha farklı sonuçlara neden olabileceğini ve bu konular üzerinde daha fazla araştırma yapılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Mortensen ve ark. (150) 2009 yılında yaptıkları hayvan çalışmasında, köpek alt çenesine uygulanmış olan 3 mm uzunluğundaki minividaların 600 gr ve 900 gr büyüklüğündeki kuvvetler altındaki başarı oranlarının istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmadığını belirtmişlerdir. Owens ve ark. (151) yaptıkları hayvan çalışmasında, minividalara uygulanan 25 gr ve 50 gr'lık kuvvet miktarlarını, erken ve geç yükleme protokollerini karşılaştırmışlar ve anlamlı bir farklılık gözlemlememişlerdir. Minividalara hafif kuvvetlerle (25 gr – 50 gr) erken yükleme yapılabileceğini belirtmişlerdir. Carillo ve ark. (152) da minivida destekli intrüzyon mekaniği uyguladığı çalışmalarında, minividalara 3 farklı kuvvet miktarında (25 gr, 50 gr, 100 gr) yükleme yapmışlar ve bu çalışmalara paralel sonuçlar elde etmişlerdir.

Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi

Klinik çalışmalarda, minividalar üzerine kuvvet uygulama süresi 3 aydan 37 aya değişiklik göstermektedir ve çoğunlukla bir yıla kadar olan süreler değerlendirilmiştir. Üç ayrı çalışmada minividaların sırasıyla 9, 5 ve 6,5 ay sonra yer değiştirdiği görülmüştür (148,153,154). Wang ve Liou (149) kuvvet uygulama süresiyle yer değiştirme miktarı arasında korelasyon bulmuşlar ve yüksek kuvvetin bu etkiyi arttırabileceğini belirtmişlerdir.

2.2.5.1. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü

Literatürde minividalara uygulanan ortodontik kuvvetin yönü ile minivida stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceleyen birçok çalışma mevcuttur. Costa ve ark. (19) minividaya, minividayı çıkarma yönünde etki edecek çevirme kuvvetinin minivida kaybına neden olabileceğini belirtmişlerdir. Cheng ve ark. (26) lateral, torsiyonel ve ekstrüviz kuvvetlerden kaçınılmasını önermektedir. Kim ve ark. (155) ise SLA yüzeyli minividaların saat yönünün tersine olan rotasyonel kuvvetlere karşı direnç gösterdiğini açıklamışlardır.

Park ve ark. (156) da saat yönünde ve saat yönünün tersi yönündeki kuvvetlerin minivida stabilitesine olan etkilerini inceledikleri hayvan çalışmasında, 1,6 mm çapında 7 mm uzunluğunda 96 adet minividayı tavşan tibia kemiklerine uygulamışlardır. Çalışmada deney grubundaki minividalara kuvvet kolu monte edilmiş, kontrol grubundaki minividalara herhangi bir üst yapı monte edilmemiştir. Deney grubundaki minividalardan bir gruba saat yönünde, diğer gruba saat yönünün tersi yönde kuvvet uygulanmış ve 8 hafta sonra minividalar çıkarma tork değerleri ölçülerek çıkarılmıştır. Yazarlar çalışmanın sonuçlarında, geç yüklemenin stabilitenin artması açısından tercih edilebileceğini belirtmişlerdir. Minividalara saat yönünün tersi yönde etkiyen kuvvetlerin minivida stabilitesini olumsuz etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Cho ve ark. da (157) bu çalışmanın sonuçları ile paralel şekilde saat yönünün tersi yöndeki rotasyonel momentlerin minivida stabilitesi için risk oluşturabileceğini belirtmişlerdir.

Pickard ve ark. (11) minivida oryantasyonu ile minivida stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarında 1,8 mm çapında ve 6 mm uzunluğundaki minividaları insan kadavra mandibulasına yerleştirmişlerdir. Çalışmadaki minividalar 45° ve 90° olmak üzere 2 farklı yerleşim açısında kemiğe yerleştirilmiş, minividalara, minividalar hareketli hale gelene kadar çekme ve sıyırma kuvvetleri uygulanmıştır. Araştırmacılara göre çekme ve sıyırma kuvvetleri, genel olarak, klinikte minividalara uygulanan kuvvetlerden daha fazla olmalarına rağmen, minividaların stabilitesi ve materyal özellikleri ile

ilgili olarak değerli bilgiler verebilmektedir. Çalışmanın sonuçlarına göre, uygulanan kuvvetin etki çizgisi ile aynı yönde eğimlenmiş minividaların sıyırma kuvvetlerine karşı stabilite değerleri en yüksek olmuş ve minivida hareketli hale gelene kadar en yüksek kuvvet direnç değerlerini göstermişlerdir (253 ± 74.05 N). Uygulanan kuvvetin etki çizgisi ile ters yönde eğimlenen minividalar ise en düşük stabilite değerleri ve minivida hareketli hale gelene kadar en düşük kuvvet direnç değerlerini göstermişlerdir (87 ± 27.2 N). Minivida uzun eksenine, minividaya uygulanan kuvvetin etki çizgisine yakınlıkla, minivida stabilitesinin arttığı belirtilmiştir. Uygulanan kuvvetin etki çizgisi ile ters yönde eğimlenmiş minividaların etrafındaki kortikal kemikte daha fazla stres birikiminin meydana geldiği, geometrik ve mekanik dezavantajlara bağlı olarak minivida stabilitesinin azaldığı bildirilmiştir (11).

Bu çalışmanın aksine Inaba (158) tavşan nazal kemiğine eğimli ve dik olarak yerleştirilmiş minividaların başlangıç stabilite değerlerini değerlendirdiği çalışmada, çekme yönüne doğru eğimlenmiş minividalar ile çekme yönünün tersine eğimlenmiş minividalar arasında stabilite açısından anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir.

2.3. Başlangıç Stabilitesi

Minividanın yerleştirilmesinden hemen sonra elde edilen tutuculuğu başlangıç stabilitesi olarak adlandırılmaktadır. Yerleştirme torku ile ölçülen başlangıç stabilitesi, minividanın klinik başarısı için önemlidir (7,79,85,132). Başlangıç stabilitesini etkileyen faktörler, minivida dizaynı (7,8,47,51,87), kemik kalitesi (7,85), yerleştirme prosedürü, minivida uygulanacak olan bölgenin hazırlığı, rehber delik derinliği ve çapı (8,48,159), yerleştirme açısı (9,11,92) olarak gösterilmiştir. Çalışmalarda, minividaların başlangıç stabilitesinin değerlendirilmesi için perküsyon testi, radyolojik inceleme ve Periotest cihazı ile yapılan ölçümler (73,74,158), rezonans frekans analizi (RFA) (160-163), yerleştirme torkunun ölçülmesi (8,28,48,71,85,164) çıkarma torkunun ölçülmesi (60,61,159) ve kuvvet direnci ölçümü (6,11,80,164) (yükleme ve çekme-koparma testleri) gibi yöntemlerden yararlanılmaktadır.

2.3.1. Başlangıç Stabilitesi ve Kuvvet Direnci ile İlgili Çalışmalar

Motoyoshi ve ark. (34) yaptıkları çalışmada, minivida uygulamalarında klinik başarının yakalanması için gereken yeterli yerleştirme torku miktarını değerlendirmişlerdir. Çalışmada 41 hastanın posterior bukkal alveoler kemiğine, 1,6 mm çapında 8 mm uzunluğunda 124 adet minivida uygulanmış ve maksimum yerleştirme tork (MYT) değerleri ölçülmüştür. Minividalar, 1,3 mm çapında, 8 mm uzunluğundaki rehber delik uygulaması sonrası yerleştirilmişlerdir. MYT ölçümü son sıkıştırmalar sırasında gerçekleştirilmiştir. Çalışmadaki minivida başarı oranı %85 olarak bulunmuştur. Çalışmada elde edilen MYT değerleri ortalama 7,2 Ncm – 13,5 Ncm değerleri arasındadır. Çalışmanın sonuçlarına göre, 1,6 mm çapındaki minividalar için 5 - 10 Ncm yerleştirme torku ile uygulanan minividaların başarısı, 5 Ncm'den az ve 10 Ncm'den fazla yerleştirme torku ile yerleştirilen minividalara göre daha yüksek bulunmuştur. Yerleştirme torku çok düşük olduğu zaman yetersiz mekanik kilitleme sonucu gerekli başlangıç stabilitesinin elde edilemediği, yerleştirme torku çok yüksek olduğu zaman ise osseointegrasyon ile desteklenen sekonder stabilitenin sağlanamadığı belirtilmiştir. Yerleştirme torkunun en az 5 Ncm olması gerektiği bildirilmiştir.

Wilmes ve ark. (7) yaptıkları çalışmada, minivida dizaynı ve boyutu ile minivida başlangıç stabilitesi arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Araştırmacılar yapılan bu *in-vitro* çalışmada domuz kalça kemiğine 7 farklı markaya ait 13 farklı tipteki minividayı uygulamışlardır. Rehber delik, çapı 1,6 mm ve daha dar olan minividalar için 1,1 mm çapında ve çapı 1,6 mm'den daha geniş olan minividalar için ise 1,3 mm çapında, delik derinliği 3 mm olacak şekilde açılmıştır. Tork ölçümleri, tork ve açı sensörü ilave edilmiş robot makine ile 0,2 mm'lik son sıkıştırmalar sırasında ölçülmüştür. Çalışmada ölçülen MYT değerleri 1 Ncm – 48 Ncm değerleri arasındadır. Kullanılan minividalara göre bazı ortalama MYT değerleri aşağıda belirtilmiştir :

- Aarhus 1,5 mm – 9,6 mm 9,2 ± 6,5 Ncm
- Aarhus 2 mm – 9,6 mm 14 ± 13 Ncm
- Lomas 1,5 mm – 9 mm 3,7 ± 2,2 Ncm
- Lomas 2 mm – 11 mm 10,8 ± 9 Ncm
- Orlus 1,8 mm – 8 mm 18,3 ± 19,2 Ncm
- Spider Screw 1,5 mm – 8 mm 3,5 ± 1,8 Ncm
- Spider Screw K1 1,5 mm – 8 mm 4,5 ± 3,4 Ncm

Araştırmacılar, çalışmanın sonuçlarında, minivida çapı ve dizaynının başlangıç stabilitesi üzerinde büyük etkisi olduğunu ve konik minividaların silindirik olanlara göre daha iyi başlangıç stabilitesi gösterdiklerini açıklamışlardır.

Wilmes ve ark. (8), KKK'nın, minivida dizaynının, çapının, rehber delik derinliği ve rehber delik çapının minivida stabilitesi üzerine etkisini test etmek amaçlı yaptıkları diğer bir *in-vitro* alışmada, domuz kalça kemiklerine 5 farklı minividayı, farklı çapta ve derinlikte rehber delikler atıktan sonra uygulamışlardır. llen ortalama MYT değerleri, konik yapıya sahip 1,6 mm x 10 mm ve 1,6 mm x 8 mm minividalar için 9,12 ± 2,76 Ncm ve 8,9 ± 3,32 Ncm'dir. Farklı boyutlardaki silindirik minividalar için ise kaydedilen ortalama MYT değerleri ise 1,6 mm x 10 mm - 2,92 ± 1,47 Ncm ve 1,6 mm x 8 mm - 2,48 ± 1,68 Ncm'dir. Araştırmanın sonucunda, test edilen 5 parametrenin de minivida başlangıç stabilitesi üzerinde etkili olduğu belirtilmiştir.

Wilmes ve Drescher (48) uygulama derinliğinin ve rehber delik çapının minivida stabilitesine olan etkisini, yaptıkları çalışma ile değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar, minividaları yerleştirmeden önce, kemik yüzeyinde 3 mm derinliğinde ve 4 farklı çapta (1 mm, 1,1 mm, 1,2 mm, 1,3 mm) rehber delikler hazırlamışlardır. Daha sonra 1,6 mm çapında, 10 mm uzunluğundaki

minividaları 3 farklı uygulama derinliğine (7,5 mm, 8,5 mm, 9,5 mm) kemiğe yerleştirmişlerdir. MYT ölçümleri, robot sensör ile son 0,2 mm'lik sıkıştırmalar sırasında gerçekleştirilmiştir. Uygulama derinlikleri 7,5 mm, 8,5 mm, 9,5 mm için ölçülen ortalama MYT değerleri sırasıyla $5,16 \pm 2,52$ Ncm, $6,55 \pm 2,99$ Ncm, $9,43 \pm 2,76$ Ncm ve rehber delik çapları 1,0 mm, 1,1 mm, 1,2 mm, 1,3 mm ile kaydedilen MYT değerleri sırasıyla $8,35 \pm 3,35$ Ncm, $7,75 \pm 2,75$ Ncm, $6,17 \pm 2,84$ Ncm ve $5,31 \pm 3,21$ Ncm'dir. Araştırmacılar her iki değişkenin de minivida başlangıç stabilitesini anlamlı derecede etkilediğini çalışmalarının sonuçlarında belirtmişlerdir.

Chaddad ve ark. (63), normal yüzeyli ve SLA yüzeyli minividaların klinik performansını ve başarı oranlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, yerleştirme öncesi tork ölçer tornavidasını 15 Ncm değerine ayarlayıp, yerleştirme tork değerlerini 15 Ncm üzeri veya altı olarak değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar çalışmanın sonuçlarında, minivida yüzey özelliğinin minivida başarısını etkilemediğini ve minividaların 15 Ncm üzerindeki tork değerlerinde yerleştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Wilmes ve ark. (71) self-tapping ve self-drilling minividaların başlangıç stabilitesini yaptıkları *in-vitro* çalışmada karşılaştırmışlardır. Çalışmada domuz kalça kemiğinden elde edilen KKK 1 mm – 2,8 mm arasında olan kemik örneklerine, 1 mm çapında, 3 mm derinliğinde rehber delik açılıp, 1,6 mm çapında 8 mm uzunluğunda 27 self-tapping, 27 self-drilling minivida yerleştirilmiştir. Başlangıç stabilitesinin değerlendirilmesi amacıyla yerleştirme torku ölçümü ve lateral kuvvetler (yükleme) sırasında minividaların yer değiştirme miktarlarının ölçümü gerçekleştirilmiştir. Çalışmada uygulanan self-tapping minividaların yerleştirme torku ortalaması $6,79 \pm 5,81$ Ncm, self-drilling minividaların yerleştirme torku ortalaması $16,1 \pm 9,8$ Ncm olarak kaydedilmiştir. Lateral kuvvetlere direnç açısından gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Araştırmacılar, çalışmanın sonuçlarında, self-tapping grubun self-drilling gruba göre anlamlı derecede düşük yerleştirme tork değerlerine sahip olduğunu, kuvvet direnci açısından 2 grup arasında stabilite farklılığı olmadığını belirtmişlerdir.

Floorvag ve ark. (165) da yaptıkları çalışmada 5 farklı markanın minividalarının başlangıç stabilitelerini karşılaştırmışlardır. Çalışmada kullanılan minividalar, boyutları ve rehber delik açılmadan elde edilen MYT değerleri aşağıda belirtilmiştir:

- FAMI 2 (2 mm – 10 mm) 40,1 ± 1,6 Ncm
- T.I.T.A.N. Pin (1,7 mm – 12 mm) 30,8 ± 1,8 Ncm
- Tomas Pin (1,6 mm – 14 mm) 33,5 ± 1,7 Ncm
- Orlus (1,8 mm – 10 mm) 33,5 ± 2,4 Ncm
- Vector Tas (2 mm – 13 mm) 51,5 ± 1,3 Ncm

Aynı minividaların rehber delik açılma sonrası uygulandıktan sonra gözlenen MYT değerleri ise aşağıda belirtilmiştir:

- FAMI 2 (2 mm – 10 mm) 39,2 ± 4,7 Ncm
- T.I.T.A.N. Pin (1,7 mm – 12 mm) 26,3 ± 4,8 Ncm
- Tomas Pin (1,6 mm – 14 mm) 30,6 ± 5,2 Ncm
- Orlus (1,8 mm – 10 mm) 32,1 ± 5,8 Ncm
- Vector Tas (2 mm – 13 mm) 49,5 ± 7,9 Ncm

Çalışmada ayrıca minividalara aksiyal yönde, 20° ve 40° açılar ile çekme koparma testi uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, konik minividalar silindirik olanlara göre daha üstün stabilite değerlerine sahiptir. Minivida çapı arttıkça, MYT değerleri de doğru orantılı biçimde artmaktadır. Rehber delik açılmadan yapılan yerleştirmeler minividaların stabilitesini arttırmaktadır.

Lim ve ark. (47) minivida uzunluğunun, çapının ve şeklinin minivida yerleştirme torku üzerindeki etkilerini yaptıkları çalışma ile değerlendirmişlerdir.

Minividalar farklı kortikal kalınlıkları bulunan yapay kemik bloklara yerleştirilmiştir. 1,5 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda silindirik minividalar için 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm kortikal kemik kalınlıklarında yerleştirme sırasında elde edilen ortalama MYT değerleri sırasıyla $20,5 \pm 0,65$ Ncm, $20,91 \pm 0,74$ Ncm ve $22,14 \pm 0,76$ Ncm'dir. 1,5 mm çapında, 8 mm uzunluğunda konik minividalar için 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm kortikal kemik kalınlıklarında elde edilen ortalama MYT değerleri sırasıyla $30,68 \pm 3,7$ Ncm, $37,27 \pm 0,92$ Ncm ve $39,38 \pm 1,99$ Ncm'dir. Çalışmanın sonuçlarında, minivida uzunluğunun, çapının ve KKK'nın minivida başlangıç stabilitesi üzerinde etkili olduğu belirtilmiştir.

Kim ve ark. (60) da silindirik, konik ve çift yivli yapının stabiliteğini test etmek amaçlı yaptıkları *in-vitro* çalışmalarında, 1,6 mm çapında 6 mm ve 8 mm uzunluğundaki minividaları yapay kemik üzerine tork ölçer cihaz kullanarak uygulamışlardır. Araştırmacılar MYT ve MÇT değerleri yanında, uygulama, çıkarma zamanı ve momentlerini ölçmüşlerdir. 6 mm uzunluğundaki silindirik, konik ve çift yivli minividalar için MYT ve MÇT değerleri sırası ile $13,32 \pm 0,6$ Ncm ve $3,47 \pm 0,71$ Ncm, $16,61 \pm 0,42$ Ncm ve $5,16 \pm 0,85$ Ncm, $14,39 \pm 1,22$ Ncm ve $5,78 \pm 1,03$ Ncm olarak rapor edilmiştir. 8 mm uzunluğundaki silindirik, konik ve çift yivli minividalar için MYT ve MÇT değerleri sırasıyla $18,42 \pm 0,91$ Ncm ve $5,46 \pm 0,98$ Ncm, $20,37 \pm 0,73$ Ncm ve $7,23 \pm 1,56$ Ncm, $17,04 \pm 0,58$ Ncm ve $8,64 \pm 1,08$ Ncm olarak kaydedilmiştir. Araştırmacılar, çift yivli minividaların konik ve silindirik olanlara göre daha düşük yerleştirme torku değerleri gösterdiğini ve çift yivli minividaların yerleştirilmesi sırasında daha hafif tork artışının gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Ayrıca çift yivli yapıya sahip minividalar çalışmada, en yüksek çıkarma torku değerleri göstermişlerdir. Bu bulgu, araştırmacılar tarafından, konik ve silindirik tipteki minividalar ile karşılaştırıldığında çift yivli minivida yapısının avantajı olarak gösterilmiştir.

Kim ve ark. (61) yaptıkları çalışmada 1,8 mm çapında, 8,5 mm uzunluğunda 64 SLA yüzey özelliğine sahip minividayı 37 hastaya uygulamışlardır. Minividaların uygulanmasından sonra yükleme öncesi 4 aylık iyileşme süresi beklenmiş ve minividalara ortalama 14 ay kuvvet uygulanmıştır. Ankraj görevini tamamlayan minividalar tork ölçer tornavida ile çıkarılmış ve

MÇT değerleri kaydedilmiştir. Çalışmada elde edilen ortalama MÇT değeri $16,37 \pm 7,71$ Ncm'dir. Araştırmacılar SLA minividaların tedavi sonrası güvenilir bir şekilde çıkarılabileceğini belirtmişlerdir. Yazarlar çalışmanın sonuçlarında minivida çıkarılma öncesi, 6 aydan daha kısa bir süre minividaya yükleme yapılmadan beklenilmesini tavsiye etmektedirler.

Suzuki ve Suzuki (86) 2011 yılında yaptıkları çalışmada, 95 hastaya uygulanan 280 minividanın MYT ve MÇT değerlerini analiz etmişlerdir. Çalışmada değerlendirilen 280 minividanın 120'si silindirik self-tapping, 160'ı konik self-drilling tiptedir ve uygulanan minividaların çapları 1,5 mm, uzunlukları 6 mm ve 8 mm'dir. Self-tapping minividalar uygulanmadan önce, kemik yüzeyinde 1,1 mm çapında rehber delik hazırlanmıştır. Minividalar yerleştirilirken dijital tork ölçer tornavida ile son sıkıştırmalar sırasında MYT değerleri ölçülmüştür. Minividalara yerleştirmeden 2 hafta sonra kuvvet uygulanmış ve ankraj görevini tamamlayan minividalar MÇT değerleri ölçülerek çıkarılmıştır. Çalışmanın bulgularına göre, self-drilling grubun MYT ortalaması ($14,5 \pm 4,5$ Ncm), self-tapping grubun MYT ortalamasından ($9,2 \pm 3,4$ Ncm) anlamlı derecede yüksektir. Self-tapping grubun MÇT ortalaması ($22,6 \pm 3,4$ Ncm), self-drilling grubun MÇT ortalamasından ($17,6 \pm 4,3$ Ncm) anlamlı derecede yüksektir. Yazarlar ayrıca, çalışmanın bulgularında, 1,5 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda maksiller dentoalveoler bölgeye uygulanan 90 minivida için $15,8 \pm 3,6$ Ncm'lik MÇT değeri rapor etmişlerdir. Araştırmacılar, MYT ve MÇT değerleri arasında ters orantılı bir ilişki gözlemlediklerini, düşük MYT değerlerinin osseointegrasyon için daha avantajlı olabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca çalışmada uygulanan self-drilling minividaların, self-tapping minividalar ile karşılaştırıldığında daha üstün başlangıç stabilitesine sahip olmasına rağmen self-tapping minividaların osseointegrasyon miktarının daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Bu sonuç, araştırmacılar tarafından, minividaların kırılmadan kemikten çıkarılabilmesi için, self-drilling minividaların avantajı şeklinde yorumlanmıştır.

Wu ve ark. (137) yaptıkları hayvan çalışmasında, MÇT ve sıyrarak çıkarma kuvveti değerlerini ölçerek kuvvet uygulanmamış minividalarda 0, 1, 2,

4, 8 hafta sonraki biyomekanik direnci belirlemişlerdir. Çalışmada, 1,9 mm çapında, 6,0 mm uzunluğunda 90 adet minivida anestezi altında tavşan kaval kemiklerine rehber delik açılarak uygulanmış, bunların 60 tanesi MÇT testinde, 30 tanesi sıyırarak çıkarma testinde kullanılmıştır. Uygulama sonrası hemen gerçekleştirilen çıkarma testinde 20 Ncm üzerinde MÇT değeri elde edilmiştir. Araştırmacılar çalışmalarında MÇT ve sıyırıp çıkarma kuvveti değerlerinde zamanla artış belirlemişlerdir ve minivida iyileşmesinin uygulamadan itibaren kesintisiz bir süreç olduğunu belirtmişlerdir. Ancak 4 haftalık iyileşmeyi bu süreçte kritik bir zaman dilimi olarak değerlendirmişler, 4 haftalık iyileşme dönemi sonrası kuvvet uygulamasını tavsiye etmişlerdir.

Cha ve ark. (50) kemik mineral yoğunluğu, kortikal kemik kalınlığı ve minivida dizaynının, minivida stabilitesine olan etkilerini inceledikleri hayvan çalışmasında, 1,4 mm çapında 7 mm uzunluğunda 96 adet minividayı köpek maksilla ve mandibulasına yerleştirmişlerdir. Araştırmacılar en yüksek MYT değerlerinin minividanın son sıkıştırma işlemi sırasında meydana geldiğini belirtmişlerdir. Yerleştirmeden 3 gün önce ve çıkarmadan 3 gün önce minivida yerleştirilecek alanların BT görüntüleri elde edilip, bölgelerin kemik mineral yoğunluğu ve KKK belirlenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, MYT, MÇT, kemik mineral yoğunluğu ve KKK değerleri mandibulada, maksillaya göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Konik minividaların ortalama MYT değeri ($14,57 \pm 8,13$ Ncm), silindirik minividaların ortalama MYT değerine göre ($9,69 \pm 5,32$ Ncm) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Konik minividalar ile silindirik minividalar arasında MÇT değerleri açısından anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Araştırmacılar çalışmanın sonuçlarında, test edilen parametrelerin minivida stabilitesinde etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Kim ve ark. (155) SLA yüzeyli ve normal yüzeyli minividalar kullanarak yaptıkları hayvan çalışmasında, kullandıkları toplam 96 adet 1,8 mm çap ve 8,5 mm uzunluktaki minividalara rotasyonel kuvvetler uygulamışlar ve minividaların stabilitelerini ve rotasyonel kuvvetlere dirençlerini test etmişlerdir. Çalışmada minivida yerleştirme öncesi kortikal kemik yüzeyinde 1,5 mm çapında rehber delik hazırlanmıştır. MYT ve MÇT ölçümleri elektronik tork cihazı kullanılarak

yapılmıştır. Üç haftalık iyileşme dönemi sonrası 150 gr rotasyonel kuvvet uygulanmış ve 8. haftada minividalar sökülmüştür. Normal yüzeyli minividalar için MYT değeri $19,25 \pm 8,34$ Ncm, MÇT değeri $7,45 \pm 2,18$ Ncm olarak kaydedilmiştir. SLA yüzeyli vidalar için ise, MYT değeri $15,27 \pm 6,65$ Ncm, MÇT değeri $10,74 \pm 8,53$ Ncm olarak kaydedilmiştir. Bu çalışmada sonuç olarak, SLA yüzeyli minividaların saatin tersi yönündeki rotasyonel kuvvetlere karşı direnç gösterdiği ve SLA yüzeyli minividaların uygulamadan kısa süre sonra normal minividalara göre artmış osseointegrasyon gösterdiği açıklanmıştır.

Song ve ark. (166) KKK'nın ve minivida dizaynının, MYT ve MÇT'na etkisini test etmek için 3 farklı tip minividayı (1,5 mm - 7,0 mm silindirik, 1,6 mm - 8,0 mm silindirik ve 1,6 mm - 8,0 mm konik) tork testi cihazı kullanarak değişik kortikal kalınlıklara sahip (0 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm) yapay kemiklere uygulamışlardır. Silindirik yapıya sahip 1,5 mm çapında ve 7 mm uzunluğunda minividalar için 1 mm ve 1,5 mm kortikal kemik kalınlığında elde edilen MYT ve MÇT değerleri sırasıyla MYT/MÇT - KKK: 1 mm - 20,33 Ncm / 18,23 Ncm, KKK: 1,5 mm - 20,33 Ncm / 18,35 Ncm'dir. Konik yapıya sahip 1,6 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda minividalar için 1 mm ve 1,5 mm kortikal kemik kalınlığında elde edilen MYT ve MÇT değerleri sırasıyla MYT / MÇT - KKK: 1 mm - 30,31 Ncm / 24,95 Ncm, KKK: 1,5 mm - 36,20 Ncm / 27,83 Ncm'dir. Konik yapıya sahip 2 mm çapında ve 7 mm uzunluğunda minividalar için 1 mm ve 1,5 mm kortikal kemik kalınlığında elde edilen MYT ve MÇT değerleri sırasıyla MYT / MÇT - KKK: 1 mm - 35,39 Ncm / 27,99 Ncm, KKK: 1,5 mm - 37,89 / 29,46 Ncm'dir. Araştırmacılar çalışmanın sonuçlarında, konik formun, tork değerlerini en çok arttıran minivida formu olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca minivida tipi seçiminde, kortikal kemik kalınlığının dikkate alınması gerektiği bildirilmiştir.

Morarend ve ark. (6) iki farklı boyutta (1,5 mm - 15 mm, 2,5 mm - 17 mm) 96 adet minividayı insan kadavra maksilla ve mandibulasına monokortikal ve bikortikal olarak uygulayıp, kuvvet dirençlerini karşılaştırmışlardır. Yerleştirme öncesi 1,5 mm çapındaki minividalar için 1,1 mm çapında, 2,5 mm çapındaki minividalar için 1,9 mm çapında rehber delikler hazırlanmıştır.

Çalışmadaki bütün minividalar kemik yüzeyine dik olarak uygulanmıştır. İlk test için 24 büyük çaptaki minivida ve 24 küçük çaptaki minivida monokortikal olarak uygulanmıştır. İkinci test için 24 büyük çaptaki minivida monokortikal, 24 küçük çaptaki minivida bikortikal olarak uygulanmıştır. Minividalar yerleştirildikten sonra bütün minividalara Instron test cihazı ile minivida uzun eksenine dik olacak şekilde minivida 0,6 mm yer değiştirene kadar kuvvet uygulanmış ve minividaların kuvvet direnç değerleri ölçülmüştür. Araştırmacılar bu uygulamanın klinik ortodontik kuvvet uygulamasını taklit ettiğini belirtmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, büyük çaptaki monokortikal minividalar, küçük çaptaki monokortikal minividalara göre daha yüksek ankraj değerlerine sahiptir. Ayrıca küçük çaplı bikortikal minividaların, büyük çaplı monokortikal olanlar ile en az eşit seviyede kuvvet direncine sahip olduğu belirtilmiştir. Sağ - sol ya da apikal - koronal uygulamaların kuvvet direncini (KD) etkilemediği sonucuna varılmıştır.

Brettin ve ark. (80) monokortikal ve bikortikal uygulanan minividaların stabiliteelerini karşılaştırmak için yaptıkları çalışmada, 1,5 mm çapında 10 mm uzunluğunda 44 minividayı insan kadavra maksilla ve mandibulasına uygulamışlardır. Minividalar yerleştirilmeden önce kemik yüzeyinde 1,1 mm çapında rehber delikler hazırlanmıştır. Çalışmadaki minividaların yarısı monokortikal, diğer yarısı da bikortikal olarak uygulanmıştır. Yerleştirme sonrası bütün minividalara minivida uzun eksenine dik olacak şekilde minivida 1,5 mm hareket edene kadar kuvvet uygulanıp, KD değerleri ölçülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre, bikortikal uygulanan minividalar, monokortikal uygulanan minividalara göre hem maksilla hem de mandibulada daha fazla stabiliteye sahiptir. Alt çenede bukkal kemik kalınlığı arttıkça monokortikal uygulanan minividaların KD değerlerinin arttığı, üst çenede ise bukkal kemik kalınlığı artışının monokortikal uygulama için KD değerlerini etkilemediği ve her iki çene için kuvvet testi sonrası, monokortikal uygulanmış minividaların bikortikal uygulanmış olanlardan daha fazla mobilite gösterdiği açıklanmıştır. KKK'nın az olduğu durumlarda ve minividaya yüksek kuvvetler uygulanacağı zaman, minividaların bikortikal olarak uygulanması tavsiye edilmiştir.

McManus ve ark. (164) minividaların MYT ve kuvvet dirençleri arasındaki ilişkiyi değerlendirmek için yaptıkları *in-vitro* çalışmada, 1,5 mm çapında, 11 mm uzunluğunda 96 minividayı insan kadavra maksilla ve mandibulasına yerleştirmişlerdir. Yerleştirme öncesi kemik yüzeyinde 1,1 mm çapında rehber delikler açılmıştır. Minividalara ait MYT ölçümleri dijital tork ölçer tornavida ile gerçekleştirilmiştir. Minividalara Instron test cihazı ile minivida uzun eksenine dik olacak şekilde, oklüzal düzleme paralel yönde, yükleme yapılmıştır. Minividaların yer değiştirme miktarları yaklaşık 1,5 mm olmakla beraber, sadece ilk 0,6 mm'lik yer değiştirme sırasındaki kuvvet direnç değerleri kaydedilmiştir. Araştırmacılar minividada yükleme sonucu meydana gelen 0,6 mm'lik hareket miktarının, klinikte hareketli hale gelen ve dolayısıyla başarısız olan minividayı temsil edebileceğini belirtmişlerdir. Çalışmanın bulgularına göre, maksillaya uygulanan minividaların ortalama MYT değeri $4,65 \pm 3,37$ Ncm, mandibulaya uygulanan minividaların ortalama MYT değeri $8,64 \pm 5,42$ Ncm'dir. Araştırmacılar çalışmanın sonuçlarında 5 Ncm'den daha yüksek yerleştirme torkları ile yerleştirilen minividaların, 5 Ncm'den daha az yerleştirme torku ile uygulanan minividalara göre daha stabil olduğunu belirtmişlerdir. Yüksek yerleştirme torku ile uygulanan minividaların harekete karşı dirençleri, düşük yerleştirme torku ile uygulanan minividaların harekete karşı dirençlerine göre daha fazla bulunmuştur.

Tozlu (12) 2010 yılında yaptığı doktora tezi çalışmasında, *in-vitro* ortamda, mini implant ring aparatının, minividanın başlangıç stabilitesine ve kuvvet direncine olan etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada 48 adet minivida uygulanmıştır. Minividalar 24'er minividadan oluşan 2 ayrı gruba ayrılmış, deney grubundaki minividalara MİR aparatı uygulanmış, MİR uygulanmayan diğer grup ise kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Çalışmadaki minividalar sığır kalça kemiğinden elde edilen örneklere uygulanmış ve tork ölçer tornavida ile bütün minividalara ait maksimum yerleştirme tork değerleri ölçülmüştür. Daha sonra, Instron test cihazı ile minivida uzun eksenine dik yönde kuvvet uygulanarak, minivida 0,6 mm yer değiştirene kadar minividaların gösterdikleri kuvvet direnç değerleri kaydedilmiştir. Kuvvet testi uygulanmış minividaların mobilitelerinin

değerlendirilmesini takiben minividalar tork ölçer tornavida ile MÇT ölçülerek kemikten çıkarılmıştır. Son olarak, kemik segmentleri, kesi hattı vida yuvalarından geçecek şekilde ikiye ayrılmış ve kortikal kemik kalınlıkları ölçülmüştür. Buradan elde edilen sonuçlara göre deney ve kontrol grupları kortikal kemik kalınlıklarına göre ince ve kalın olmak üzere 2'şer alt gruplara ayrılmışlardır. Çalışmanın bulgularına göre, MİR uygulanmayan ince kortikal kemik grubunda (KKK: 0,85 mm) elde edilen ortalama MYT ve MÇT değerleri sırasıyla, $8,71 \pm 3,29$ Ncm ve $4,55 \pm 3,26$ Ncm'dir. MİR uygulanmayan kalın kortikal kemik grubunda (KKK: 1,66 mm) elde edilen ortalama MYT ve MÇT değerleri sırasıyla $14,8 \pm 2,8$ Ncm ve $9,89 \pm 4$ Ncm'dir. MİR uygulanan ince kortikal kemik grubunda (KKK: 0,80 mm) elde edilen ortalama MYT ve MÇT değerleri sırasıyla $12,43 \pm 4,41$ Ncm ve $5,81 \pm 3,28$ Ncm'dir. MİR uygulanan kalın kortikal kemik grubunda (KKK: 1,64 mm) elde edilen ortalama MYT ve MÇT değerleri sırasıyla $18,17 \pm 1,27$ Ncm ve $10,93 \pm 4,93$ Ncm'dir. Çalışmanın sonuçlarında, MİR uygulanan grubun MYT değerlerinin ve KD değerlerinin, MİR uygulanmayan gruba göre anlamlı derecede yüksek olduğu belirtilmiştir. MİR uygulanmış minividaların kuvvet direnci ve ankraj değerlerindeki anlamlı artışın daha ince kortikal kemik varlığında daha belirgin olduğu belirtilmiştir. Sonuç olarak, MİR aparatının minividaların kuvvet direnci ve ankraj değerlerini arttırdığı, minividaların yerleştirme torklarında ve başlangıç stabilitelerinde anlamlı derecede artışa neden olduğu bildirilmiştir.

3. GEREÇLER ve YÖNTEM

3.1. Gereçler

3.1.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme Cihazı

Çalışmamızda bilgisayarlı tomografi görüntüleme cihazı kemik modellerinin görüntülenmesinde kullanılmıştır. Bu cihaz (Iluma, Imtec Imaging, 3M Company, Belçika) konik ışın teknolojisi ile çalışmaktadır (Resim 3.1.). 0,3 x 0,3 mm odak spotu vardır. 120 kV ve 1 - 4 arası mA ile çalışmaktadır. Dedektör boyutu 19,5 cm X 24,5 cm'dir. Cihaz 360 derece dönerek taramaktadır ve tarama süresi maksimum 40 saniye ve minimum 7,8 saniyedir. Cihazın hastanın veya objenin etrafında 180 derece tarama özelliği de bulunmaktadır. Görüntü alanı 14,2 cm X 21,1 cm dir. Voksel boyutu 0,0936 mm, gri skalası 14 bit'tir.



Resim 3.1. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleme cihazı

3.1.2. Kemik Modeli

Çalışmadaki bütün minividalar, laboratuvar ortamında sığır kalça kemiğinden elde edilen örneklerle uygulanmıştır. Taze kemikler, herhangi bir

hastalığı bulunmayan hayvanları kullanarak sertifikalı ürünler sunan güvenilir et ve et ürünleri firmalarından tedarik edildikten sonra, kullanılacak kısımları ana kemikten kesilerek ayrılmıştır (Resim 3.2.a., Resim 3.2.b.).



Resim 3.2.a. Sığır kalça kemiğinden elde edilen kemik modelinin yandan görünümü



Resim 3.2.b. Kemik modelinin üstten görünümü

3.1.3. Minivida

Çalışmamızda 1,6 mm çapında, 8 mm uzunluğunda titanyumdan üretilen konik self-drilling özelliğe sahip 80 adet TM (Trimed, Ankara, Türkiye) minivida kullanılmıştır (Resim 3.3.).



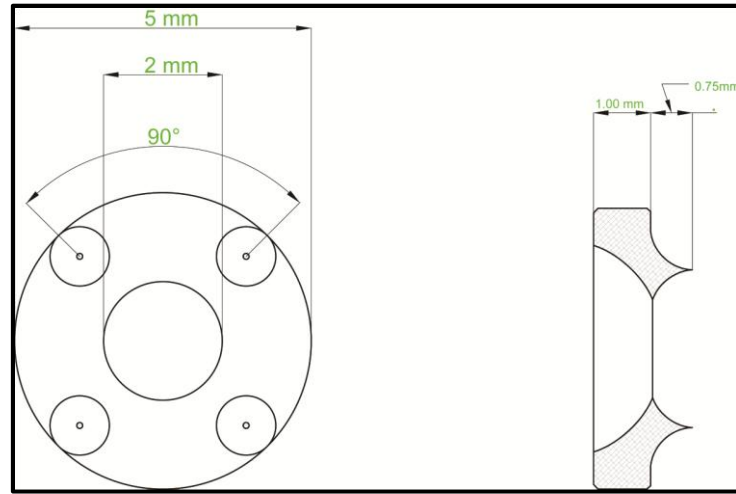
Resim 3.3. TM minivida

3.1.4. MİR aparatı

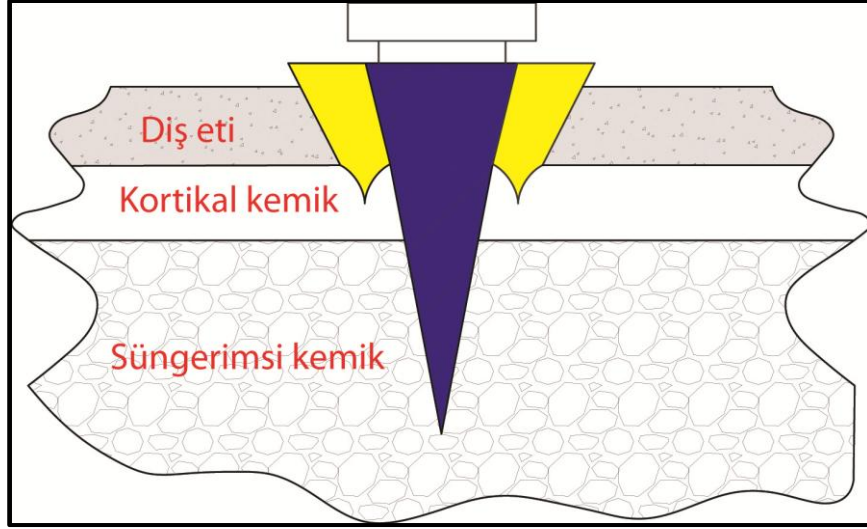
Çalışmamızda 40 adet MİR aparatı kullanılmıştır (Resim 3.4.). MİR, 5 mm dış çap, 2 mm iç çapa sahiptir. Kortikal kemikle temas halinde olacak kısımda 4 adet sivri çıkıntısı bulunmaktadır. Çıkıntıların uzunlukları 0,75 mm'dir (Şekil 3.1.). MİR aparatı titanyumdan üretilmiştir. MİR'in yuva kısmı TM minividanın boyun kısmına adapte olacak şekilde tasarlanmıştır. MİR aparatının uygulandığı şekil 3.2.'de şematize edilmiştir.



Resim 3.4. MİR aparatının üst kısmının, alt kısmının ve yan kısmının görüntüsü



Şekil 3.1. MİR aparatının şematik görünümü ve ölçüleri



Şekil 3.2. MİR aparatının uygulandığının şematik görünümü

3.1.5. Minivida Uygulama ve Çıkarma Anahtarı

Çalışmamızda kemik yüzeylerine minivida ların yerleştirilmesinde ve çıkarılmasında minivida uygulama ve çıkarma anahtarı TM (Trimed, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır (Resim 3.5.).



Resim 3.5. Minivida uygulama ve çıkarma anahtarı

3.1.6. Tork Ölçer Tornavida

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



Resim 3.6. Tork ölçer tornavida

3.1.7. MİR İter El Aleti

Çalışmamızda MİR'in çıkıntılarının kemiğe batmasını sağlayacak şekilde basınç uygulamak amacıyla MİR İter el aleti kullanılmıştır (Resim 3.7.). 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 3.7. MİR İter el aleti

3.1.8. Kuvvet Testi Cihazı

Kuvvet testi, fakültemizde bulunan Instron 3345 test cihazı ile gerçekleştirilmiştir (Resim 3.8.). Instron 3345 test cihazı ile yükleme, çekme, darbe direnci deneyleri uygulanabilmektedir.



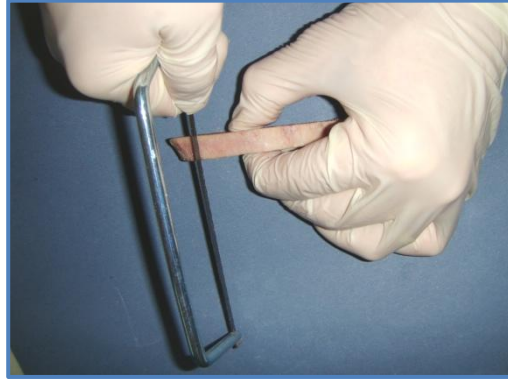
Resim 3.8. Instron 3345 test cihazı

3.2. Yöntem

3.2.1. Kemik Örneklerinin Hazırlanması, Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Elde Edilmesi ve Gruplandırılması

Çalışmadaki bütün minividalar, laboratuvar ortamında sığır kalça kemiğinden elde edilen örneklerle uygulanmıştır. Sığır kalça kemiğinin, iliosakral eklemdaki kortikal kemik kalınlığı 0,5 mm – 1 mm, kalça eklemindeki kortikal kemik kalınlığı 2,0 mm – 3,0 mm değerleri arasında değişmektedir. Bu değerler, insan üst çene ve alt çene kortikal kemik kalınlığı değerleri ile uyumludur. Kemikler, herhangi bir hastalığı bulunmayan hayvanları kullanarak sertifikalı ürünler sunan et ve et ürünleri firmalarından tedarik edildikten sonra kullanılacak kısımları ana kemikten kesilerek ayrılmıştır.

Minivida uygulama öncesi sığır kalça kemik bloklarının minivida yerleştirilecek bölgelerinin kortikal kemik kalınlığını belirlemek amacı ile konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri elde edilmiştir. Kemik bloklarının bilgisayarlı tomografi hazırlığında, kemiklerin üst ve alt kısımlarında çentikler ile işaretleme yapılmıştır (Resim 3.9.).



Resim 3.9. Kemik blokları üzerinde çentikler ile işaretlemenin yapılması

Blokların yan yüzeylerinde, minividaların uygulanacağı yatay mesafe belirlenerek, mesafe sabit kalem ile işaretlenmiş ve dijital kaliper ile mesafe ölçülmüştür. Kemik blokların yan yüzeyinde, işaretlenmiş olan yatay mesafenin

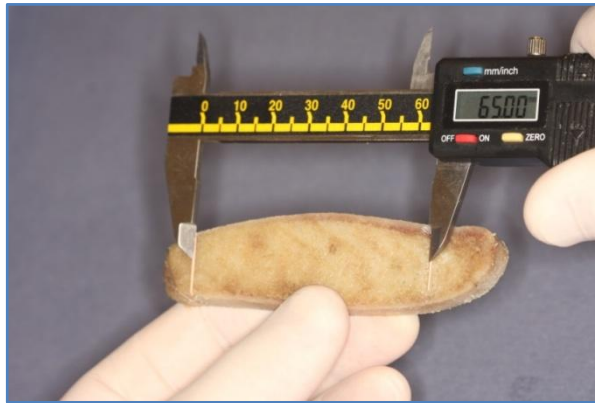
başlangıç ve bitim noktasına, minividaların uygulanacağı kortikal kemik yüzeyinde oluşturulan çentiklere dik olacak şekilde güta-perkalar yerleştirilerek bilgisayarlı tomografi görüntüsü ile elimizdeki yatay mesafenin aynı olması sağlanmıştır (Resim 3.10.a.-c.).



Resim 3.10.a. Çentiklere dik olacak şekilde güta-perkaların yerleştirilmesi



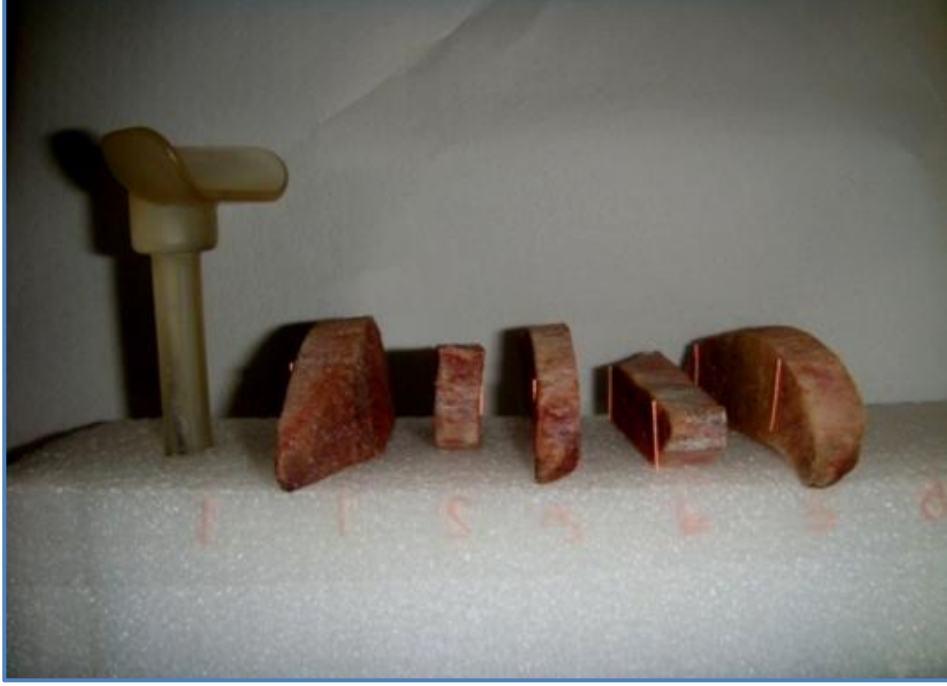
Resim 3.10.b. Yatay mesafenin belirlenmesi ve güta-perkaların yerleştirilmesi yandan görünüm



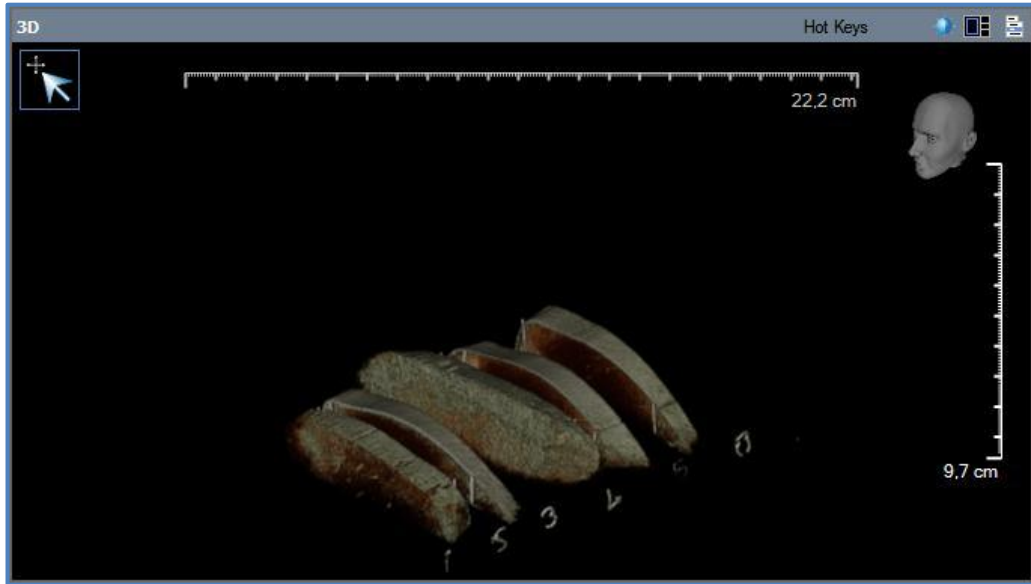
Resim 3.10.c. Yatay mesafenin dijital kaliper ile ölçümü

Görüntüde yeterli yüksekliği sağlamak amacı ile kemik bloklar köpük düzenek üzerine dizilmiş ve blokları numaralandırmak amacı ile köpük düzenek

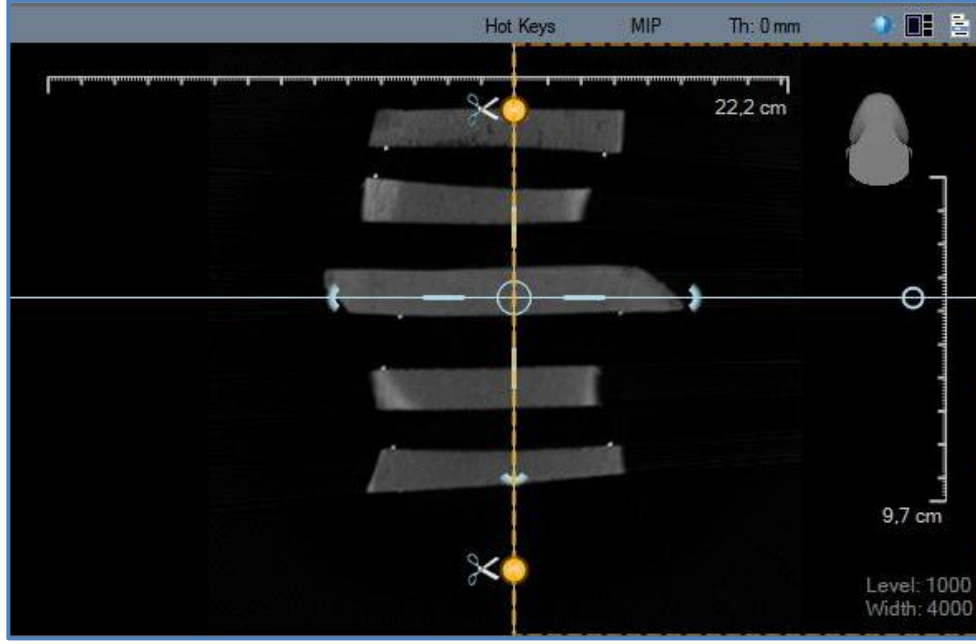
önüne akrilik ve baryum tozu karışımı ile oluşturulan numaralar yerleştirilmiştir (Resim 3.11.). Daha sonra kemik blokların BT görüntüleri elde edilmiştir (Resim 3.12., Resim 3.13.).



Resim 3.11. BT öncesi köpük düzenek üzerine yerleştirilmiş kemik blokları

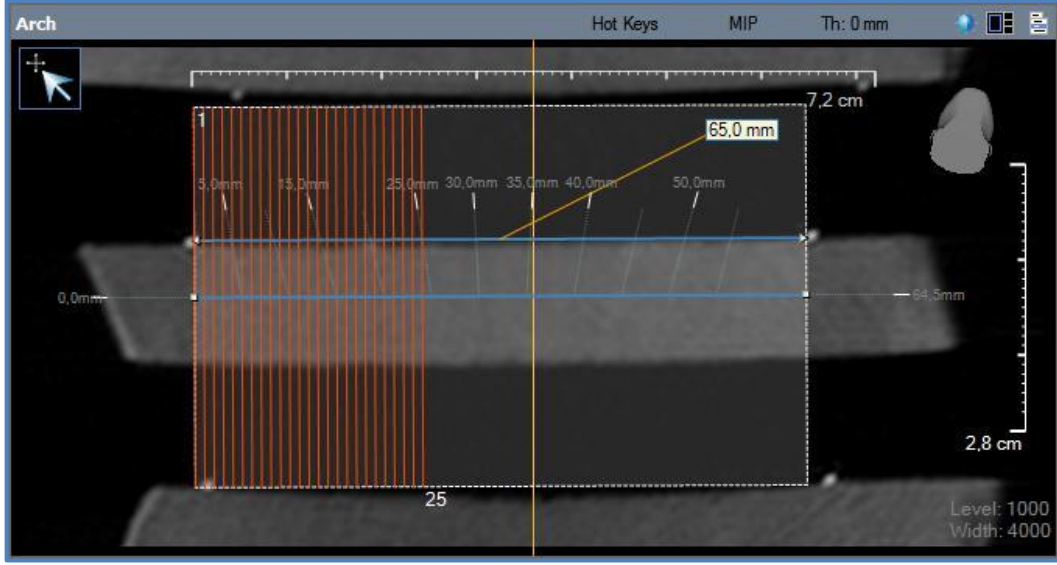


Resim 3.12. Kemik bloklarının BT görüntüsü

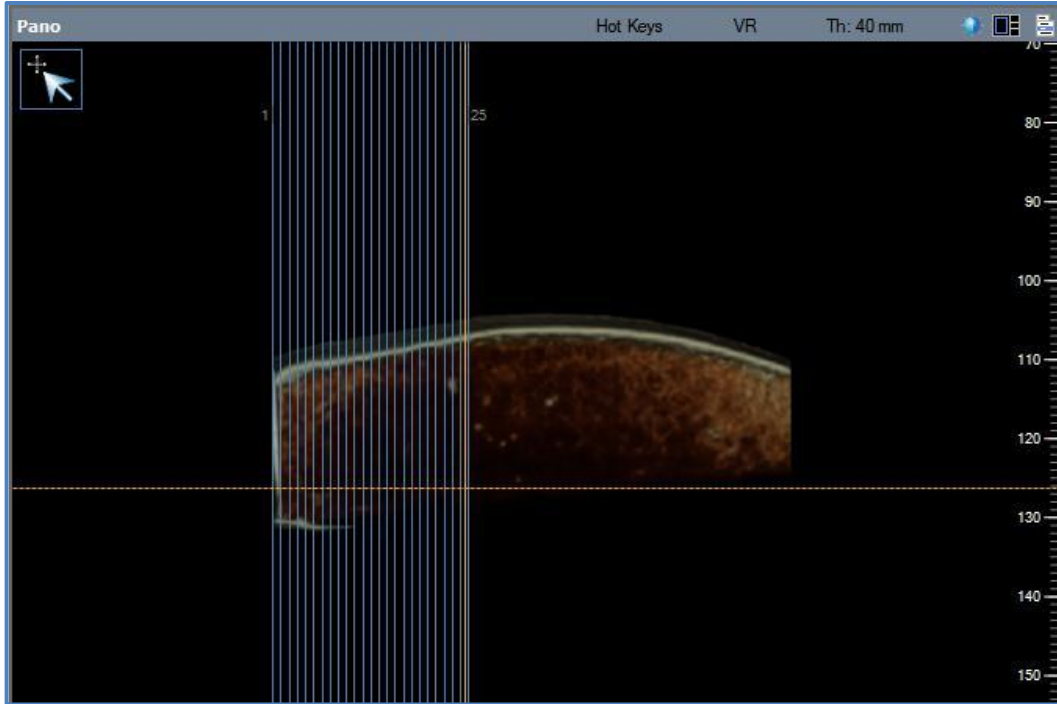


Resim 3.13. Kemik bloklarının BT aksiyal kesitten görüntüsü

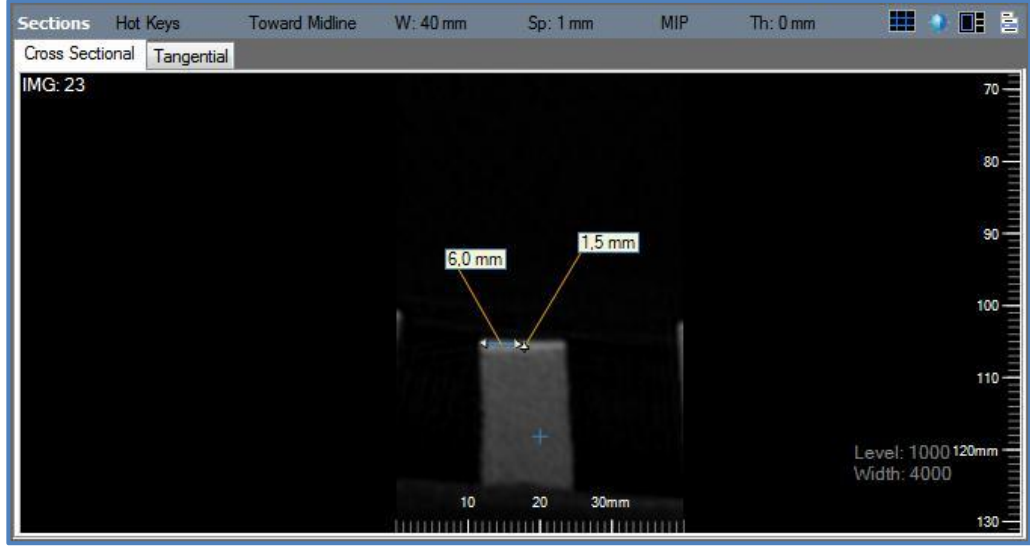
Kemik bloklarının, minivida yerleştirilecek olan bölgelerindeki kortikal kemik kalınlığını belirlemek amacıyla, her blok için düzlem ayarlaması yapılarak yerleştirilmiş olan güta perkaların birbirine paralel olması sağlanmış ve minivida uygulanacak noktalarda kortikal kemik kalınlığı ölçülmüştür (Resim 3.14.a.-c.). Çalışmamızdaki kemik örneklerinin tüm KKK ölçümleri, BT görüntülerindeki level: 1000, width: 4000 değerlerinde gerçekleştirilmiştir. Daha önce yapmış olduğumuz pilot çalışmada, kemik bloklar üzerine yerleştirilen minivida çıkarıldıktan sonra, kesi hattı minivida deliklerinden geçecek şekilde kemik segmentleri kesilmiştir. Daha sonra dijital kaliper ile minivida uygulanan bölgelerde kortikal kemik kalınlığı ölçülmüş, elde edilen değerler, aynı kemiklerin bilgisayarlı tomografi görüntülerinde farklı level ve width değerlerinde elde edilen kortikal kemik kalınlığı değerleri ile karşılaştırılmıştır. Bu pilot çalışmanın sonucunda, dijital kaliper ile kemik üzerinde yapılmış olan ölçümler ile bilgisayarlı tomografi görüntülerinde level: 1000 ve width: 4000 değerleri ile yapılan ölçümlerin aynı değerlerde olduğu gözlenmiştir. Bu sonuca bağlı olarak, çalışmadaki bütün bilgisayarlı tomografi görüntülerinin değerlendirilmesi level: 1000, width: 4000 değerleri ile gerçekleştirilmiştir.



Resim 3.14.a. BT görüntülerinde gütaperka paralelliğinin ayarlanması

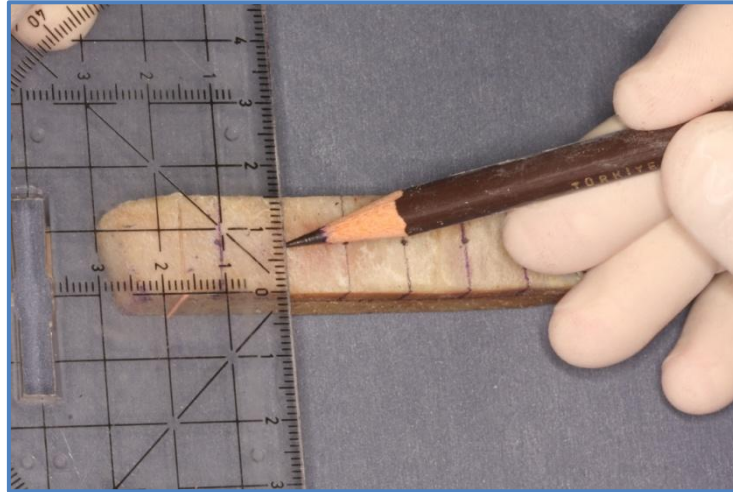


Resim 3.14.b. BT görüntülerinde dikey mesafelerin ölçümü



Resim 3.14.c. Minivida uygulanacak bölgedeki kortikal kemik kalınlığının ölçülmesi

Elde edilen KKK verileri doğrultusunda, 1 mm ile 1,5 mm arasında değişen değerlerde kortikal kemik kalınlığı olan kemik blokları, minividaların bloklara homojen dağılımı gerçekleşecek şekilde istatistiksel olarak gruplandırılmıştır. Kemik blokları üzerinde minividaların yerleştirileceği, kortikal kemik kalınlığı belirlenmiş olan noktalar işaretlenmiştir (Resim 3.15.a., Resim 3.15.b.).



Resim 3.15.a. KKK belirlenmiş noktaların blok üzerinde işaretlenmesi



Resim 3.15.b. Minivida yerleştirilmeden önce hazırlanmış kemik bloğu

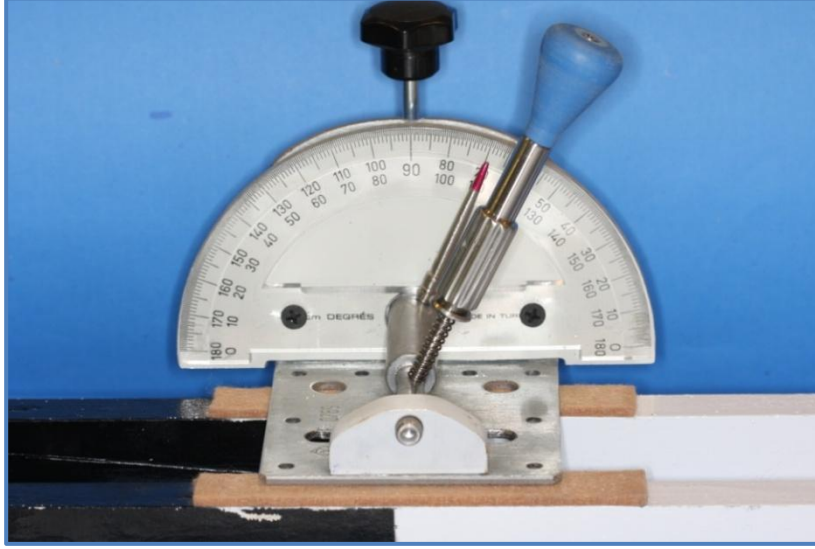
3.2.2. Kemik Örneklerine Minivida ve MİR Aparatının Uygulanması

Çalışmamızda 80 adet minivida, 40 adet MİR aparatı uygulanmıştır. Minivida 70° ve 90° olmak üzere 2 farklı yerleştirme açısında kemik örneklerine yerleştirilmiştir. Çalışmamızda MİR aparatı uygulanmayan gruplar normal minivida grubu, MİR aparatı uygulanan gruplar MİR'li minivida grubu olarak isimlendirilmiştir. Grupların dağılımı Tablo 3.1.'de belirtilmiştir.

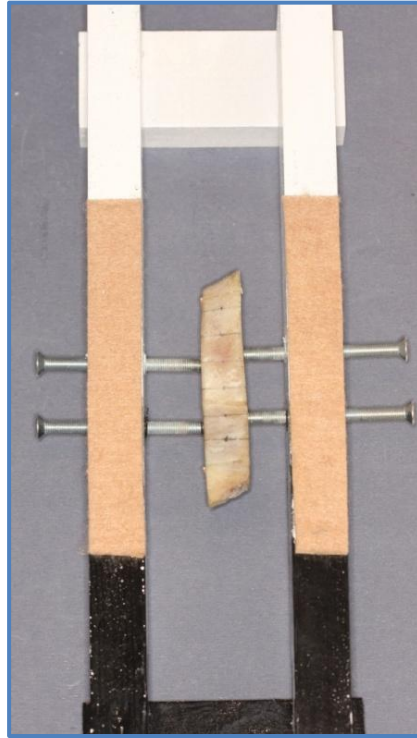
Tablo 3.1. Yerleştirme açısı ve MİR aparatı uygulanaşına göre grupların dağılımı

Grup Numarası	Grup İsmi	Yerleştirme Açısı	Minivida Sayısı	MİR sayısı
1	70° Normal Minivida Grubu	70°	30	-
2	70° MİR'li Minivida Grubu	70°	30	30
3	90° Normal Minivida Grubu	90°	10	-
4	90° MİR'li Minivida Grubu	90°	10	10

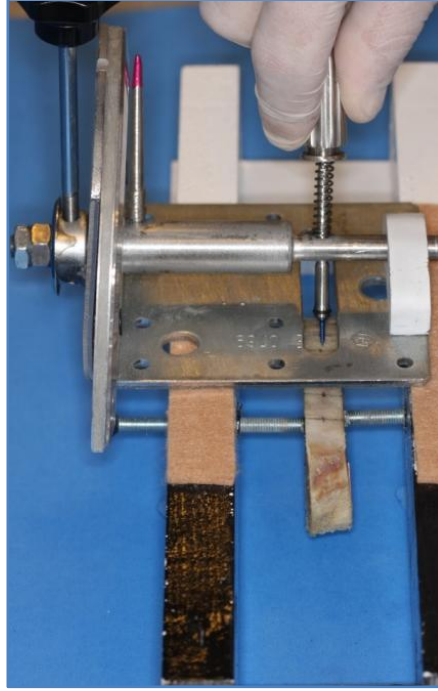
Self-drilling özelliğe sahip TM minivida rehber delik açılmaksızın kliniğimizde geliştirdiğimiz açılı minivida yerleştirme aparatı ile kemik bloklarına yerleştirilmiştir (Resim 3.16., Resim 3.17., Resim 3.18.).



Resim 3.16. Açılı minivida yerleştirme aparatı



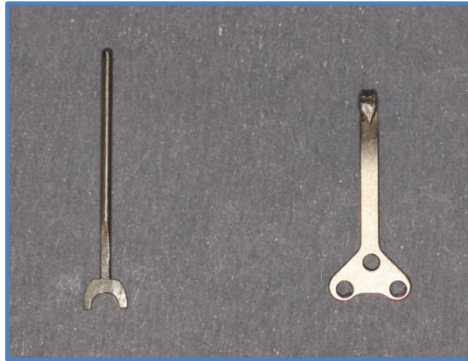
Resim 3.17. Kemik blokların sabitlenmesi için oluşturulan düzenek



Resim 3.18. Kemik bloklarına minividaların yerleştirilmesi

3.2.3. Maksimum Yerleştirme Torku Değerlerinin Ölçülmesi

MİR uygulanmamış gruptaki normal minividalar kemik örneklerine yerleştirilirken son turlara kadar olan uygulamalar TM tornavida ile gerçekleştirilmiştir. Maksimum yerleştirme torku değerlerinin ölçülebilmesi için minivida son uygulanma mesafesinden daha az sıkılmıştır. Bırakılan mesafenin belirlenmesinde 1 mm ve 2 mm kalınlıkları olan 2 aparat kullanılmıştır (Resim 3.19.).



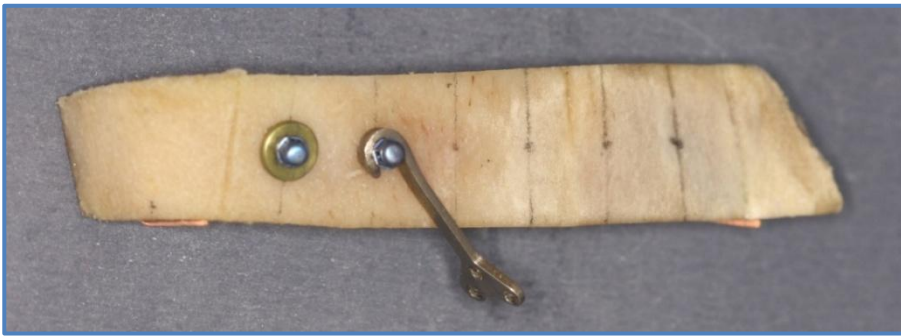
Resim 3.19. 1 mm ve 2 mm kalınlıktaki aparatlar

Normal minivida lar yerleştirilirken son sıkılma işlemi 2 mm kalınlıktaki aparat yardımı ile 2 mm'lik mesafe bırakılmıştır. Kalan bu mesafenin 1 mm'si tork 2lçer tornavida ile sıkılmış ve maksimum yerleştirme tork değerleri kaydedilmiştir (Resim 3.20.a.-e.). Kalan diğer 1 mm'lik mesafe ise minivida nın yaka kısmıdır ve klinikte dişetin in bulunduğu b2lgeyi temsil etmektedir.

MİR uygulanan gruptaki minivida ların boyunlarında kalınlığı 1 mm olan MİR aparatı bulunduğundan, bu gruptaki minivida ların maksimum yerleştirme torku 2lçümlerinde 1 mm kalınlıktaki aparat kullanılmıştır. Son sıkılma işlemi 2lncesi MİR iter el aleti ile MİR aparatının dikensi 2ıkıntılarını kemiğe tam oturması sağlanmış ve 1 mm'lik aparat yardımı ile maksimum yerleştirme torkunun 2lçüleceği mesafe bırakılıp, maksimum yerleştirme tork değerleri 2lçülmüştür (Resim 3.21.a.-c.).



Resim 3.20.a. Özel aparat yardımı ile 2 mm'lik mesafenin bırakılması (Normal minivida grubu 70° yerleştirme açısı)



Resim 3.20.b. Özel aparat yardımı ile 2 mm'lik mesafenin bırakılmasının üstten görünümü (Normal minivida grubu 70° yerleştirme açısı)



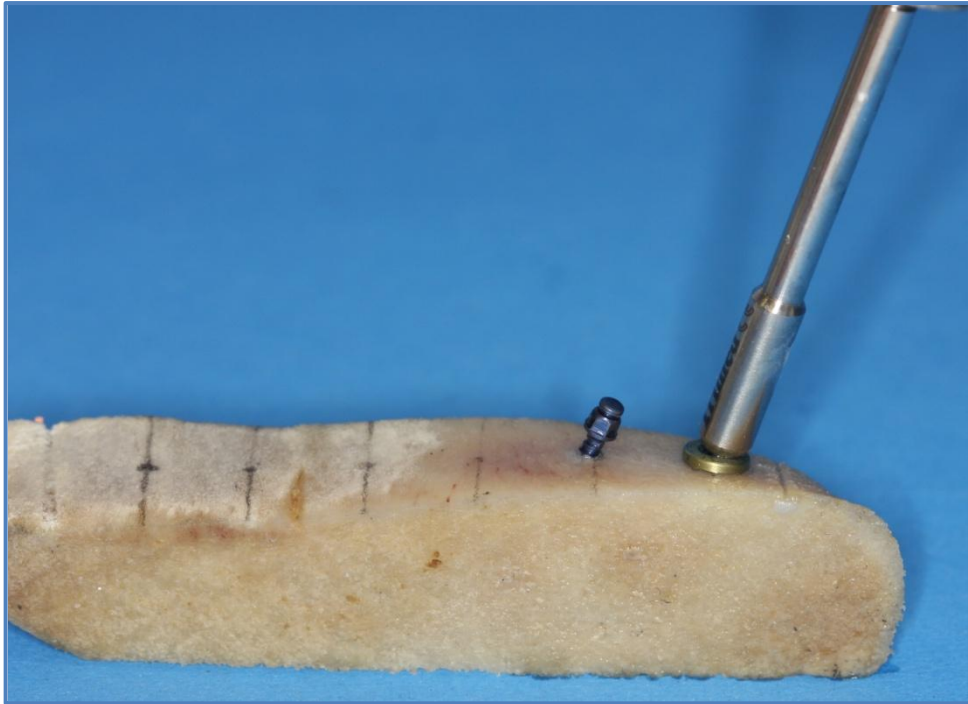
Resim 3.20.c. 1 mm'lik aparatın yerleştirilmesi ve maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi (Normal minivida grubu 70° yerleştirme açısı)



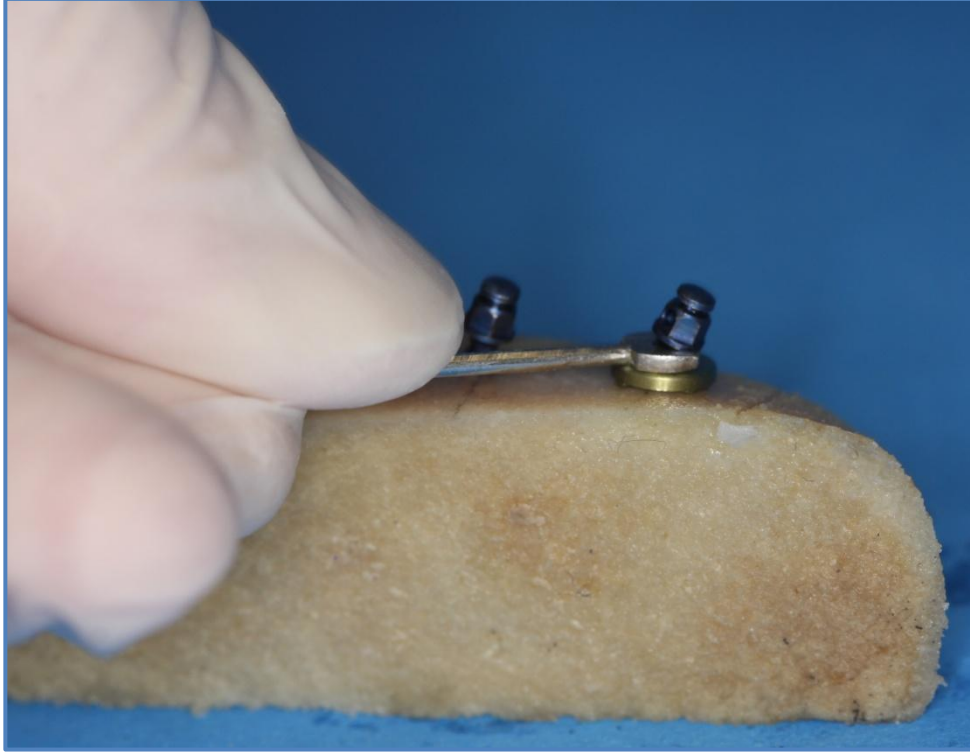
Resim 3.20.d. Özel aparat yardımı ile 2 mm'lik mesafenin bırakılması (Normal minivida grubu 90° yerleştirme açısı)



Resim 3.20.e. 1 mm'lik aparatın yerleştirilmesi ve maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi (Normal minivida grubu 90° yerleştirme açısı)



Resim 3.21.a. MİR iter el aleti ile MİR aparatının kemiğe oturtulması



Resim 3.21.b. 1 mm mesafenin bırakılması (MİR'li minivida grubu 70° yerleştirme açısı)

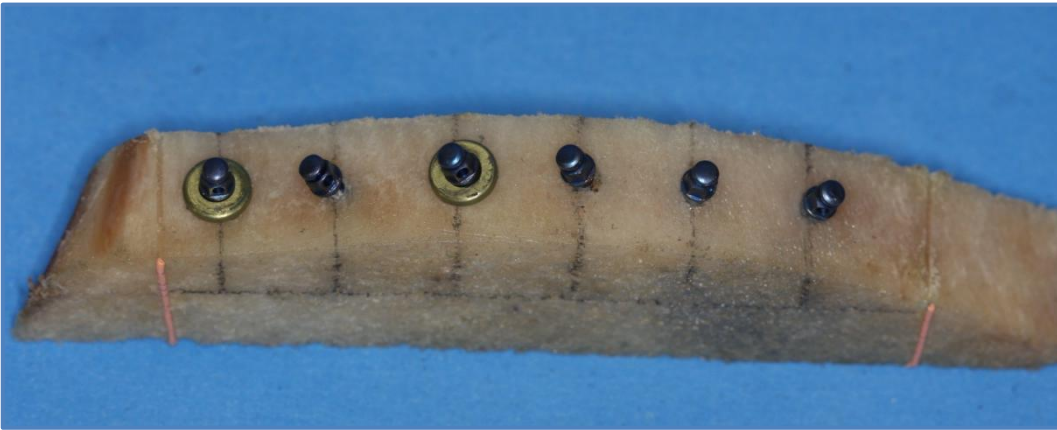


Resim 3.21.c. Maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi

Çalışmadaki bütün minividalar belirtilen yöntemler ile uygulanmış (Resim 3.22., Resim 3.23.) ve elde edilen maksimum yerleştirme tork değerleri oluşturulan tabloya (Excel 2007, Microsoft) her minivida için ayrı ayrı, minivida numarası ve maksimum yerleştirme tork değerleri ile kaydedilmiştir.



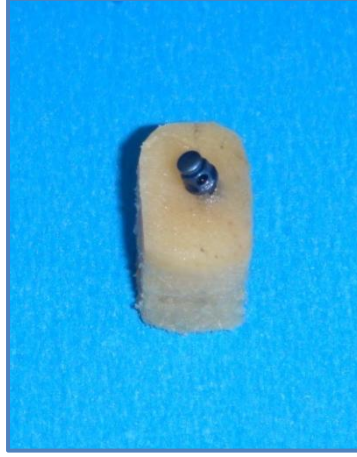
Resim 3.22. Kemik blok üzerine yerleştirilmiş minividaların yandan görünümü



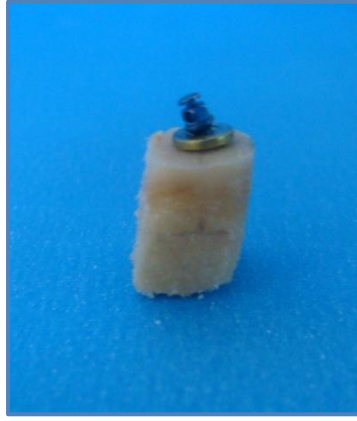
Resim 3.23. Kemik blok üzerine yerleştirilmiş minividaların üstten görünümü

3.2.4. Adaptöre Aktarılacak Kemik Bloklarının Hazırlanması

Minividaların yerleştirildiği kemikler her bir minivida bir kemik örneğinde kalacak şekilde su soğutması altında kesilmiştir. Her bir minivida etrafında 4 mm'lik kemik mesafesi kalmasına ve minividanın uç noktasının süngerimsi kemikten çıkmamış olmasına dikkat edilmiştir (Resim 3.24., Resim 3.25.). Hazırlanmış kemik örnekleri, üzerlerinde o minividaya ait numara bulunan saklama poşetlerine konmuştur.



Resim 3.24. Normal minivida grubuna ait kesilmiş blok örneği



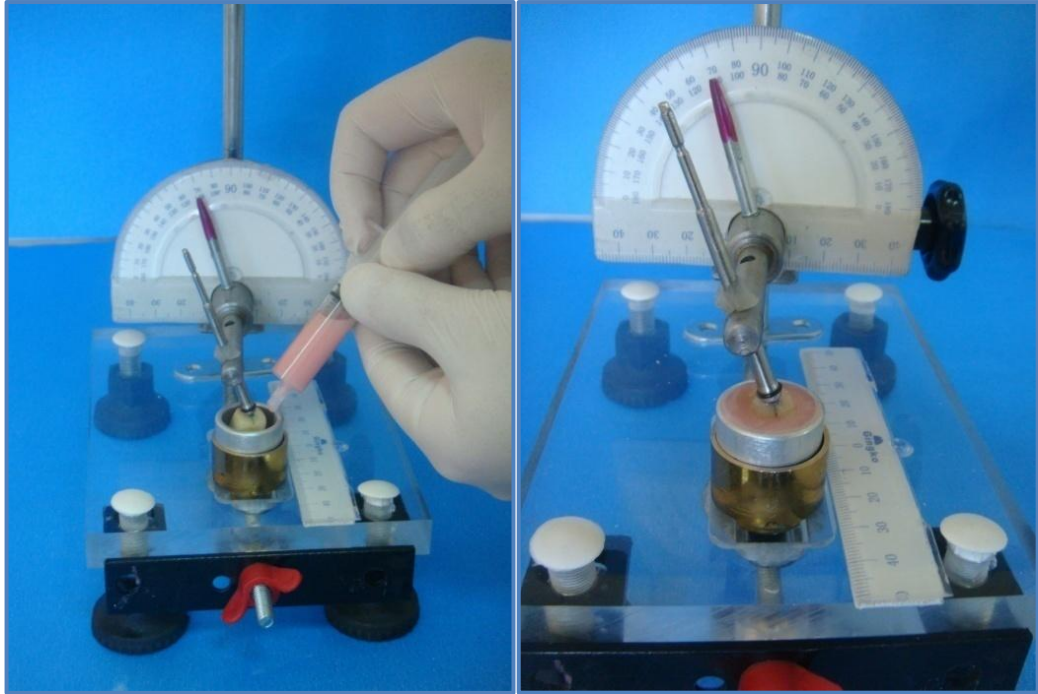
Resim 3.25. MİR'li minivida grubuna ait kesilmiş blok örneği

Kemiklerin Bloklanması

Açılı yerleştirilen minividaların aynı açılarla kuvvet testine aktarılabilmesi için düzenek oluşturulmuştur (Resim 3.26.). Kesilmiş kemik blokları sıvı kıvamda hazırlanan soğuk akrilik (Imicryl, London, England) içerisine, üst yüzeyi tamamen dışarıda kalacak şekilde gömülmüştür (Resim 3.27.). Bu işlem, akriliğin polimerizasyonuna bağlı aşırı ısınmayı önlemek için su soğutması altında geręekleřtirilmiřtir. Bu işlem sonucunda kuvvet testi cihazına aktarılacak örnekler elde edilmiştir. Minividalara uygulanacak olan kuvvet yönleri her bir minivida için ayrı ayrı sabit kalem ile çizilmiştir (Resim 3.28.a., Resim 3.28.b.).



Resim 3.26. Örneklerin akrilikle bloklanması için geliştirilen açılı düzenek



Resim 3.27. Kemik segmentlerinin akrilik ile bloklanması



Resim 3.28.a. Kuvvet testi cihazına aktarılmak üzere hazırlanmış örnekler



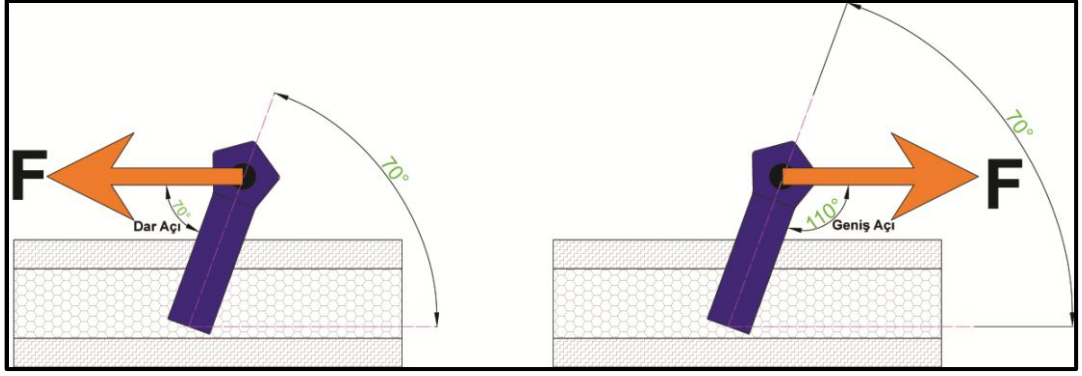
Resim 3.28.b. Akrilik ile bloklanmış grupların toplu görünümü

3.2.5. Kuvvet Direnci Testinin Uygulanması ve Değerlerin Ölçülmesi

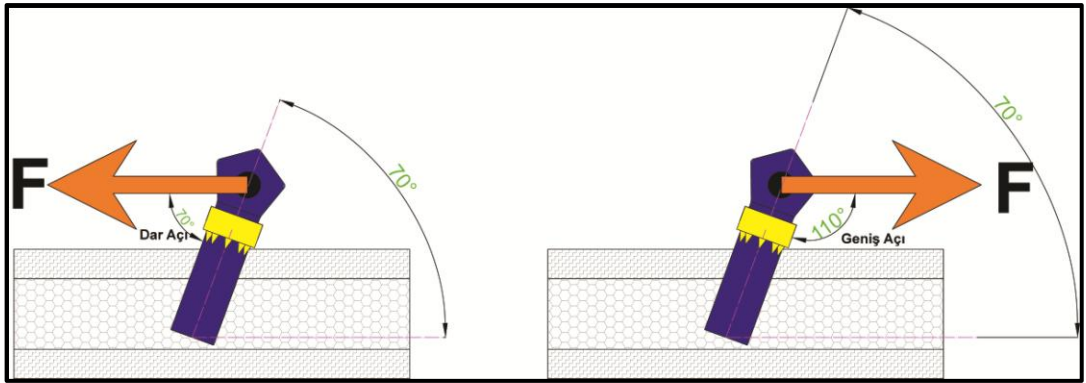
Çalışmamızda kemik bloklara yerleştirilmiş olan 80 adet minivida farklı yönlerdeki kuvvet direnci testi uygulamaları için her biri 10'ar minividadan oluşan 8 ayrı gruba ayrılmıştır. Kuvvet direnci testinde, 70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan minividalara 3 farklı yönde, 90°'lik açı ile yerleştirilmiş olan minividalara tek yönde yükleme yapılmıştır. Minividaların kuvvet uygulama yönlerine göre dağılımı Tablo 3.2.'de belirtilmiştir. 70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan minividalara, minivida uzun eksenine ile kuvvet çizgisi arasında dar açı oluşacak şekilde, minivida uzun eksenine ile kuvvet çizgisi arasında geniş açı oluşacak şekilde (şekil 3.3., şekil 3.4.) ve minividaya lateral (yatay) yönde (şekil 3.5., Şekil 3.6.) olmak üzere 3 farklı yönde kuvvet uygulanmıştır. 90°'lik açı ile yerleştirilen minividalara, minivida uzun eksenine dik olacak şekilde tek bir yönde kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.7., şekil 3.8.).

Tablo 3.2. Minividaların kuvvet direnci testine göre dağılımı

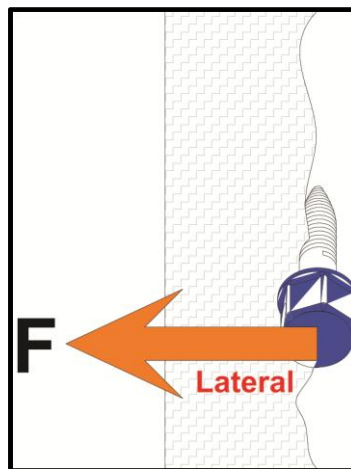
Grup Numarası	Grup İsmi	Yerleştirme Açısı	Minivida Sayısı	MİR Sayısı
1.1.	70° Normal Dar Açı	70°	10	-
1.2.	70° Normal Geniş Açı	70°	10	-
1.3.	70° Normal Lateral Yön	70°	10	-
2.1.	70° MİR'li Dar Açı	70°	10	10
2.2.	70° MİR'li Geniş Açı	70°	10	10
2.3.	70° MİR'li Lateral Yön	70°	10	10
3.	90° Normal Minivida	90°	10	-
4.	90° MİR'li Minivida	90°	10	10



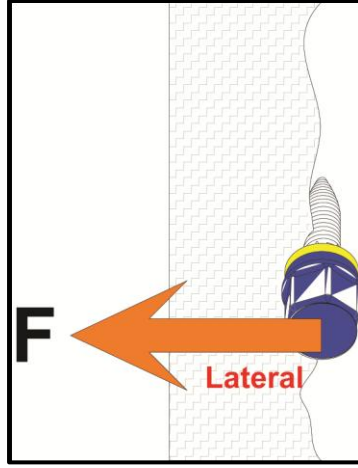
Şekil 3.3. 70° normal dar açı ve 70° normal geniş açı gruplarına uygulanan kuvvet yönleri



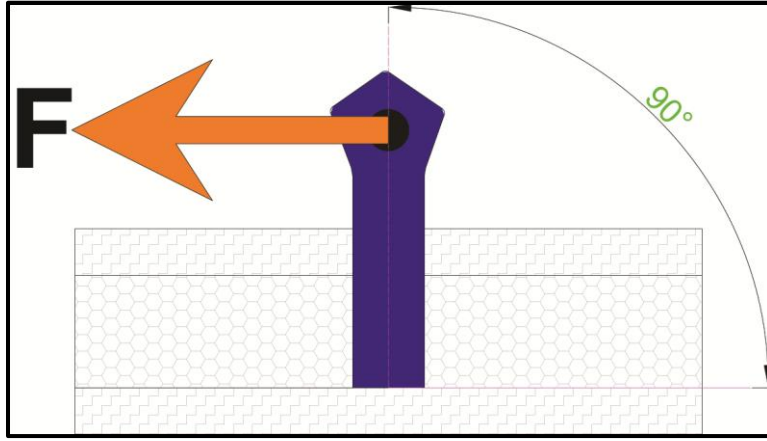
Şekil 3.4. 70° MİR'li dar açı ve 70° MİR'li geniş açı gruplarına uygulanan kuvvet yönleri



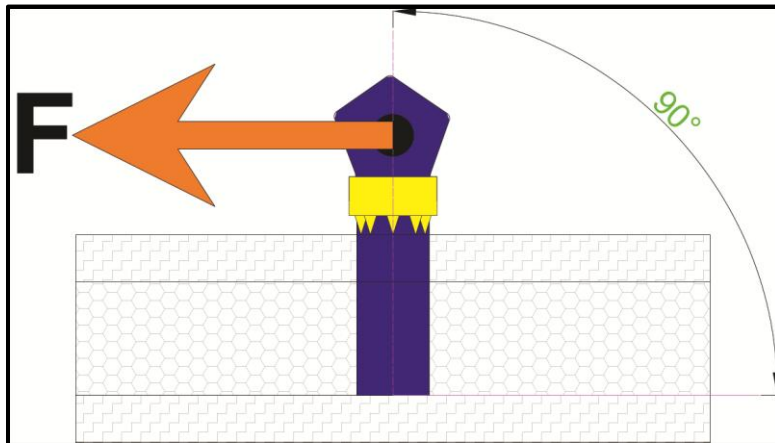
Şekil 3.5. 70° normal lateral yön grubuna uygulanan kuvvetin yönü



Şekil 3.6. 70° MİR'li lateral yön grubuna uygulanan kuvvetin yönü

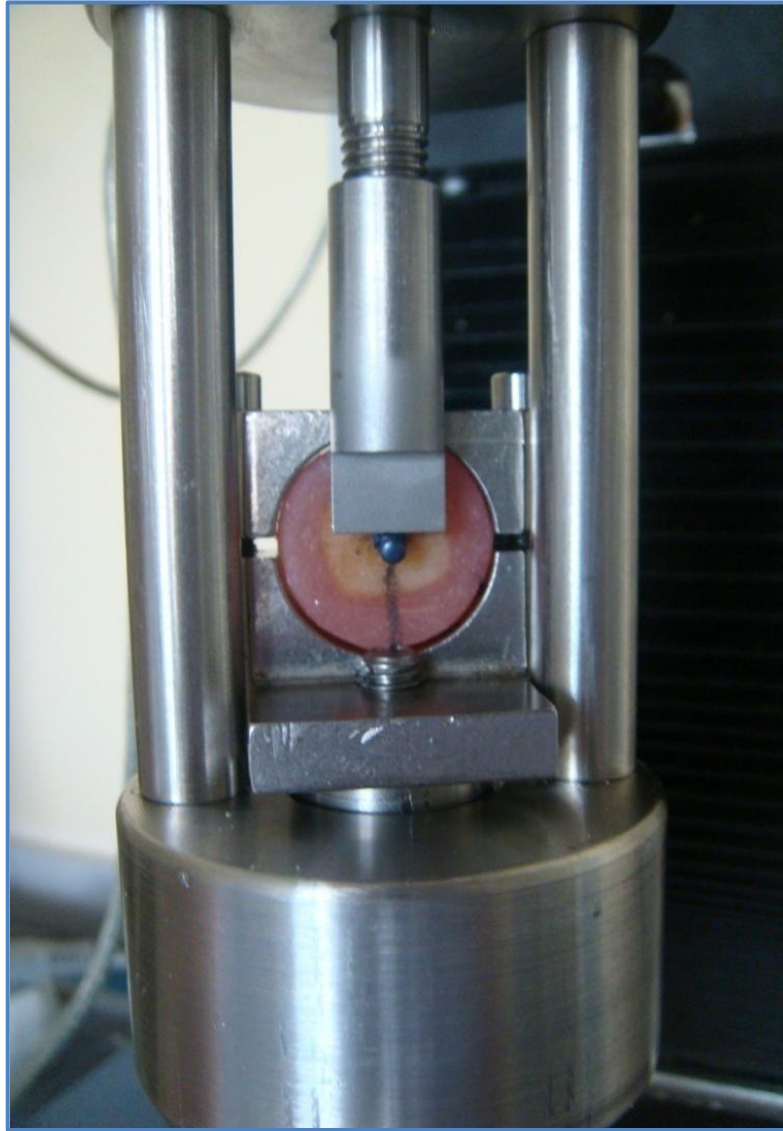


Şekil 3.7. 90° normal minivida grubuna uygulanan kuvvetin yönü



Şekil 3.8. 90° MİR'li minivida grubuna uygulanan kuvvetin yönü

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 değiştirmeye kadar kuvvet uygulanmıştır (Resim 3.29). Minivida başlarının gösterdikleri maksimum kuvvet direnci değerleri N birimiyle, oluşturulan tabloya kaydedilmiştir (Excel 2007, Microsoft).



Resim 3.29. 70° normal geniş açı grubuna kuvvet direnci testinin uygulanması

3.2.6. Maksimum Çıkarma Torku Değerlerinin Ölçülmesi

Her bir minivida tork ölçer tornavida kullanılarak çıkartılmış ve maksimum çıkarma torku değerleri ölçülüp, oluşturulan tabloya (Excel 2007, Microsoft) kaydedilmiştir (Resim 3.30.).



Resim 3.30. Maksimum çıkarma torku değerlerinin ölçülmesi

3.2.7. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System 2007) Statistical Software (Utah, USA) paket programı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma, median ve interquartile range) yanı sıra, normal dağılım göstermeyen değişkenlerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi, alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi, ikili grupların karşılaştırmasında Mann-Whitney-U testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Kemik Örneklerinin Kortikal Kemik Kalınlığı ile İlgili BT Bulguları

Çalışmamızda 16 adet sığır kalça kemiği örneğinin BT görüntüsü elde edilmiş ve kemik üzerinde minivida yerleştirilecek alanların KKK belirlenmiştir. BT analiz sonrası, KKK 1,0 mm – 1,5 mm arasındaki değerlerde bulunan kemik örneklerine minivida yerleştirilmiştir. Minivida yerleştirilen kemikler ve yerleştirilen alanlardaki BT analiz ile belirlenen KKK Tablo 4.1.'de belirtilmiştir. Kemik 7 ve kemik 13'deki örneklerin kortikal kemik kalınlığı 1,5 mm'den fazla olduğu için bu örnekler çalışmamızda yer almamıştır.

Tablo 4.1. Minivida yerleştirilen bölgelerdeki kortikal kemik kalınlıkları

	1. blok	2. blok	3. blok	4. blok	5. blok	6. blok
Kemik 1	1 mm	1,1 mm	1 mm	1 mm	1 mm	1,2 mm
Kemik 2	1,5 mm	1,5 mm	1,5 mm	1,3 mm	1,5 mm	1,2 mm
Kemik 3	1,2 mm	1,2 mm	1,1 mm	1,2 mm	1 mm	1 mm
Kemik 4	1,1 mm	1 mm	1,3 mm	1,3 mm	1,2 mm	1,2 mm
Kemik 5	1,2 mm	1,2 mm	1,2 mm	1,1 mm	1,2 mm	1,3 mm
Kemik 6	1,3 mm	1,4 mm	1,5 mm	1,5 mm	1,4 mm	1,5 mm
Kemik 7						
Kemik 8	1,5 mm	1,5 mm	1,3 mm	1,2 mm	1,4 mm	1,1 mm
Kemik 9	1,5 mm	1,4 mm	1,5 mm	1,5 mm	1,5 mm	1,5 mm
Kemik 10	1,5 mm	1,3 mm	1,4 mm	1,5 mm	1,5 mm	1,4 mm
Kemik 11	1,4 mm	1,3 mm	1,3 mm	1,4 mm	1,4 mm	1,5 mm
Kemik 12	1,2 mm	1,3 mm	1,1 mm	1,2 mm	1,5 mm	1,2 mm
Kemik 13						
Kemik 14	1,4 mm	1,3 mm		1,5 mm	1,4 mm	
Kemik 15	1,5 mm	1,5 mm	1,4 mm	1,4 mm		
Kemik 16	1,4 mm	1,2 mm	1,2 mm	1,2 mm	1,3 mm	1,5 mm

Çalışmamızda BT analiz ile kemik örneklerine ait kortikal kemik kalınlıkları belirlendikten sonra gruplardaki minividaların kemik örneklerine homojen dağılımı gerçekleştirilmiştir. Minivida gruplarına göre ortalama kortikal kemik kalınlıkları Tablo 4.2.'de belirtilmiştir. Çalışmamızda minividaların,

maksimum yerleştirme torku, kuvvet direnci değeri ve maksimum çıkarma torku değerlerinin ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

Tablo 4.2. Minivida gruplarına göre ortalama kortikal kemik kalınlıkları

Grup Numarası	Kortikal Kemik Kalınlığı (mm)
Grup 1.1.	1,28 ± 0,18
Grup 1.2.	1,33 ± 0,15
Grup 1.3.	1,32 ± 0,14
Grup 2.1.	1,32 ± 0,18
Grup 2.2.	1,29 ± 0,19
Grup 2.3.	1,29 ± 0,18
Grup 3.	1,32 ± 0,19
Grup 4.	1,34 ± 0,14
F	0,164
p	0,991

4.2. Yerleştirme Torku ile İlgili Bulgular

70° ve 90° yerleştirme açılarında, normal minivida (MİR aparatı uygulanmayan) ve MİR aparatı uygulanan gruplara ait maksimum yerleştirme torku değerleri Tablo 4.3., 4.4., 4.5., 4.6.'da belirtilmiştir.

Çalışmamızda 70°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan minividalar ile 90°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan minividaların, maksimum yerleştirme tork değerleri karşılaştırıldığında, 70°'lik açı ile yerleştirilen grupların maksimum yerleştirme tork değerleri, 90°'lik açı ile yerleştirilen grupların maksimum yerleştirme tork değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,011) (Tablo 4.7., Şekil 4.1.).

MİR aparatı uygulanan minividaların MYT değerleri, normal minivida gruplarının MYT değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,0001) (Tablo 4.8., Şekil 4.2.).

70° normal minivida, 70° MİR'li minivida, 90° normal minivida ve 90° MİR'li minivida gruplarının MYT değerlerinin karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmiştir (p=0,0001) (Tablo 4.9., Şekil 4.3.).

Tablo 4.3. 70° Normal Minivida Grubuna Ait MYT Değerleri

Minivida Numarası	Grup Numarası	Grup Adı	MYT Değeri (Ncm)
1	1	70° Normal Minivida Grubu	10,4
2	1	70° Normal Minivida Grubu	9,2
3	1	70° Normal Minivida Grubu	9,1
4	1	70° Normal Minivida Grubu	10,2
5	1	70° Normal Minivida Grubu	12
6	1	70° Normal Minivida Grubu	11,6
7	1	70° Normal Minivida Grubu	14,5
8	1	70° Normal Minivida Grubu	8,9
9	1	70° Normal Minivida Grubu	15,8
10	1	70° Normal Minivida Grubu	11,6
11	1	70° Normal Minivida Grubu	10,2
12	1	70° Normal Minivida Grubu	9,4
13	1	70° Normal Minivida Grubu	12,1
14	1	70° Normal Minivida Grubu	11,9
15	1	70° Normal Minivida Grubu	11,4
16	1	70° Normal Minivida Grubu	11,1
17	1	70° Normal Minivida Grubu	12,3
18	1	70° Normal Minivida Grubu	15,8
19	1	70° Normal Minivida Grubu	10,6
20	1	70° Normal Minivida Grubu	12,2
21	1	70° Normal Minivida Grubu	12,5
22	1	70° Normal Minivida Grubu	10,2
23	1	70° Normal Minivida Grubu	12,8
24	1	70° Normal Minivida Grubu	11,9
25	1	70° Normal Minivida Grubu	13,1
26	1	70° Normal Minivida Grubu	16,2
27	1	70° Normal Minivida Grubu	10,9
28	1	70° Normal Minivida Grubu	14,6
29	1	70° Normal Minivida Grubu	12,4
30	1	70° Normal Minivida Grubu	13,2

MYT: Maksimum Yerleştirme Torku

Tablo 4.4. 70° MİR'li Minivida Grubuna Ait MYT Değerleri

Minivida Numarası	Grup Numarası	Grup Adı	MYT Değeri (Ncm)
31	2	70° MİR'li Minivida Grubu	16,3
32	2	70° MİR'li Minivida Grubu	15,5
33	2	70° MİR'li Minivida Grubu	18,3
34	2	70° MİR'li Minivida Grubu	19,4
35	2	70° MİR'li Minivida Grubu	13,8
36	2	70° MİR'li Minivida Grubu	17,5
37	2	70° MİR'li Minivida Grubu	17,9
38	2	70° MİR'li Minivida Grubu	18,5
39	2	70° MİR'li Minivida Grubu	18,9
40	2	70° MİR'li Minivida Grubu	13,8
41	2	70° MİR'li Minivida Grubu	14,6
42	2	70° MİR'li Minivida Grubu	13,5
43	2	70° MİR'li Minivida Grubu	17,7
44	2	70° MİR'li Minivida Grubu	16,6
45	2	70° MİR'li Minivida Grubu	16,5
46	2	70° MİR'li Minivida Grubu	14,6
47	2	70° MİR'li Minivida Grubu	17,1
48	2	70° MİR'li Minivida Grubu	16,7
49	2	70° MİR'li Minivida Grubu	15,5
50	2	70° MİR'li Minivida Grubu	15,1
51	2	70° MİR'li Minivida Grubu	13,6
52	2	70° MİR'li Minivida Grubu	14,2
53	2	70° MİR'li Minivida Grubu	19,8
54	2	70° MİR'li Minivida Grubu	15,7
55	2	70° MİR'li Minivida Grubu	16,4
56	2	70° MİR'li Minivida Grubu	16,5
57	2	70° MİR'li Minivida Grubu	12,1
58	2	70° MİR'li Minivida Grubu	17,6
59	2	70° MİR'li Minivida Grubu	16,5
60	2	70° MİR'li Minivida Grubu	15,6

MYT: Maksimum Yerleştirme Torku

Tablo 4.5. 90° Normal Minivida Grubuna Ait MYT Değerleri

Minivida Numarası	Grup Numarası	Grup Adı	MYT Değeri (Ncm)
61	3	90° Normal Minivida Grubu	8,8
62	3	90° Normal Minivida Grubu	9,5
63	3	90° Normal Minivida Grubu	10,6
64	3	90° Normal Minivida Grubu	8,8
65	3	90° Normal Minivida Grubu	10,1
66	3	90° Normal Minivida Grubu	5,8
67	3	90° Normal Minivida Grubu	7,7
68	3	90° Normal Minivida Grubu	8,4
69	3	90° Normal Minivida Grubu	7,4
70	3	90° Normal Minivida Grubu	7,3

MYT: Maksimum Yerleştirme Torku

Tablo 4.6. 90° MİR'li Minivida Grubuna Ait MYT Değerleri

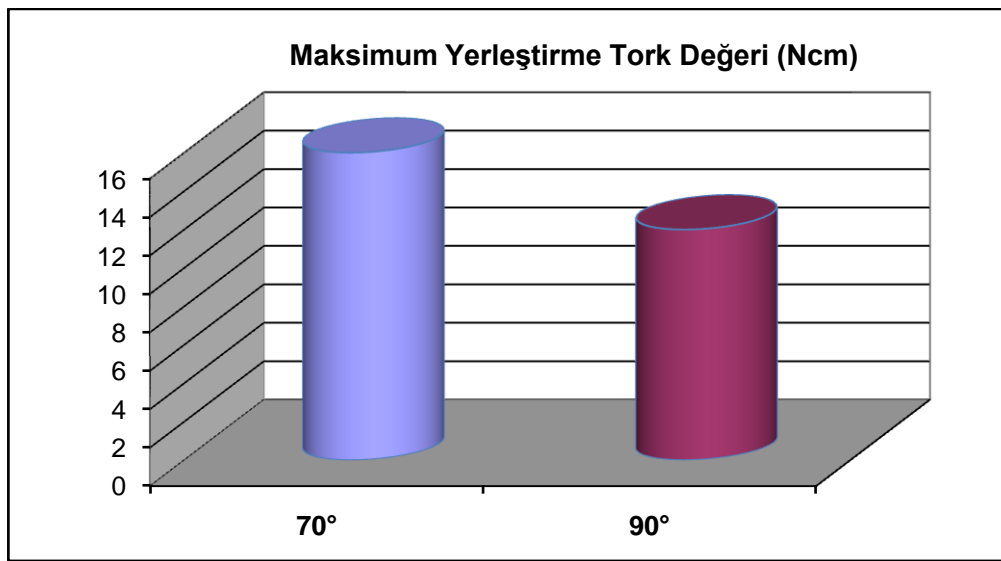
Minivida Numarası	Grup Numarası	Grup Adı	MYT Değeri (Ncm)
71	4	90° MİR'li Minivida Grubu	13,3
72	4	90° MİR'li Minivida Grubu	15,6
73	4	90° MİR'li Minivida Grubu	7,7
74	4	90° MİR'li Minivida Grubu	15,1
75	4	90° MİR'li Minivida Grubu	13
76	4	90° MİR'li Minivida Grubu	17,1
77	4	90° MİR'li Minivida Grubu	14,4
78	4	90° MİR'li Minivida Grubu	16,4
79	4	90° MİR'li Minivida Grubu	18,1
80	4	90° MİR'li Minivida Grubu	17,2

MYT: Maksimum Yerleştirme Torku

Tablo 4.7. Yerleştirme açlarına göre MYT değerlerinin karşılaştırılması

		70°	90°	MW	p
Maksimum Yerleştirme Tork Değeri (Ncm)	Ort ± SS	14,07 ± 2,88	11,62 ± 3,98	372,5	0,011*
	Median (IQR)	14 (11,9 - 16,48)	10,35 (7,88 - 15,48)		

Ort: Ortalama **SS:** Standart Sapma **MW:** Mann-Whitney-U **p<0,05:** anlamlılık **IQR:** Interquartile Range

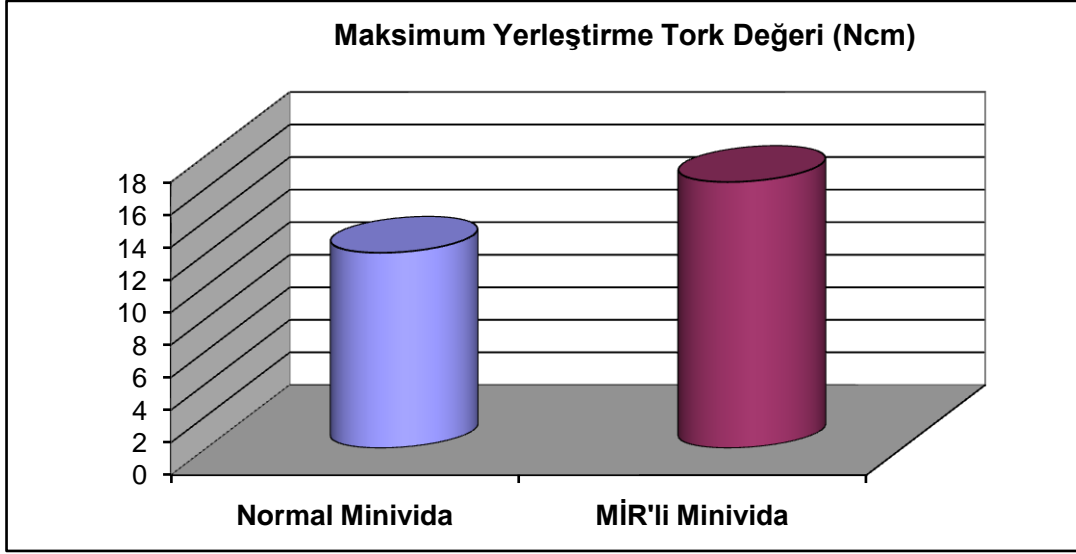


Şekil 4.1. Yerleştirme açlarına göre MYT değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.8. MİR'li minivida ve normal minivida gruplarının MYT değerlerinin karşılaştırılması

		Normal Minivida	MİR'li Minivida	MW	p
Maksimum Yerleştirme Tork Değeri (Ncm)	Ort ± SS	11,06 ± 2,39	15,84 ± 2,27	119	0,0001***
	Median (IQR)	11 (9,25 - 12,38)	16,35 (14,45 - 17,43)		

Ort: Ortalama **SS:** Standart Sapma **MW:** Mann-Whitney-U **p<0,05:** anlamlılık **IQR:** Interquartile Range

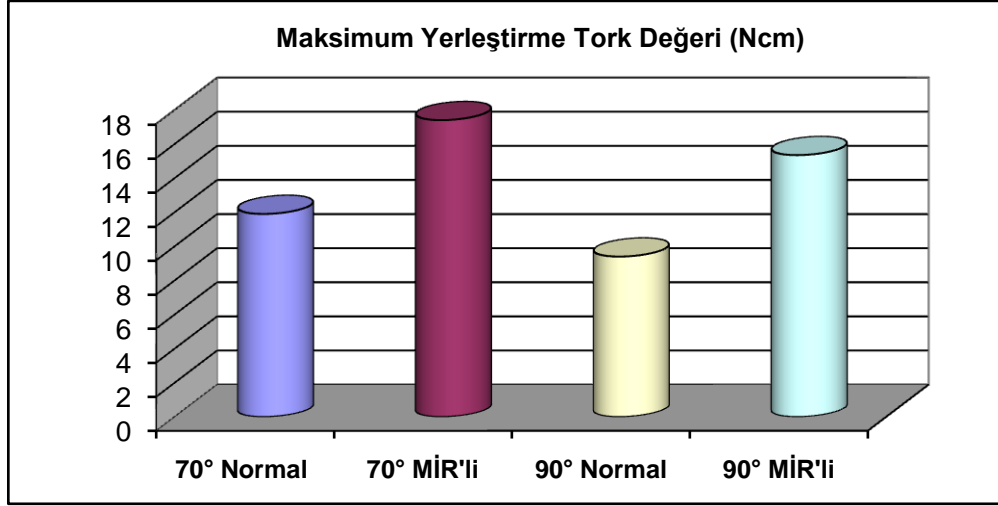


Şekil 4.2. MİR'li minividalar ile normal minividaların MYT değerlerinin şematik görünümü

Tablo 4.9. Bütün grupların MYT değerlerinin karşılaştırılması

Yerleştirme Açısı / MİR	Maksimum Yerleştirme Tork Değeri (Ncm)	
	Ort ± SS	Median (IQR)
70° Normal	11,94 ± 1,97	11,9 (10,35-12,88)
70° MİR'li	16,19 ± 1,9	16,45 (14,6-17,63)
90° Normal	8,44 ± 1,44	8,6 (7,38-9,65)
90° MİR'li	14,79 ± 3,01	15,35 (13,23-17,13)
KW	50,26	
p	0,0001^{***}	

Ort: Ortalama **SS:** Standart Sapma **KW:** Kruskal Wallis **p<0,05:** anlamlılık **IQR:** Interquartile Range



Şekil 4.3. Bütün gruplara ait MYT ortalamalarının şematik görünümü

70° normal minivida grubunun MYT değerleri, 90° normal minivida grubunun MYT değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$). 70° normal minivida grubunun MYT değerleri, 70° MİR'li minivida ve 90° MİR'li minivida gruplarının MYT değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,0001$, $p=0,002$). 90° normal minivida grubunun MYT değerleri, 70° MİR'li minivida ve 90° MİR'li minivida gruplarının MYT değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,0001$, $p=0,001$). 70° MİR'li minivida ve 90° MİR'li minivida gruplarının MYT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,200$) (Tablo 4.10.).

Tablo 4.10. Grupların MYT değerlerinin çoklu karşılaştırılması

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	Maksimum Yerleştirme Torku Değeri (Ncm)
70° Normal / 70° MİR'li	$p=0,0001^{***}$
70° Normal / 90° Normal	$p=0,0001^{***}$
70° Normal / 90° MİR'li	$p=0,002^{**}$
70° MİR'li / 90° Normal	$p=0,0001^{***}$
70° MİR'li / 90° MİR'li	$p=0,200$
90° Normal / 90° MİR'li	$p=0,001^{**}$

$p<0,05$: anlamlılık

4.3. Kuvvet Direnci Testi ile İlgili Bulgular

Çalışmamızda kemik bloklara yerleştirilmiş olan 80 adet minivida farklı yönlerdeki KD testi uygulamaları için her biri 10'ar minividadan oluşan 8 ayrı gruba ayrılmıştır. Kuvvet direnci testinde, 70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan minividalara 3 farklı yönde, 90°'lik açı ile yerleştirilmiş olan minividalara tek yönde kuvvet uygulanmıştır. Çalışmada uygulanan 80 minividanın kuvvet direnç testi sonuçları Tablo 4.11., 4.12., 4.13. ve 4.14.'de belirtilmiştir.

Tablo 4.11. 70°normal dar açı, geniş açı ve lateral yön gruplarının KD değerleri

Minivida Numarası	Grup Numarası	Grup Adı	KD Değeri (N)
1	1.1.	70° Normal Dar Açı Grubu	71,9
2	1.1.	70° Normal Dar Açı Grubu	120
3	1.1.	70° Normal Dar Açı Grubu	78,14
4	1.1.	70° Normal Dar Açı Grubu	70,36
5	1.1.	70° Normal Dar Açı Grubu	107
6	1.1.	70° Normal Dar Açı Grubu	86,31
7	1.1.	70° Normal Dar Açı Grubu	84,8
8	1.1.	70° Normal Dar Açı Grubu	37,92
9	1.1.	70° Normal Dar Açı Grubu	79,7
10	1.1.	70° Normal Dar Açı Grubu	71,6
11	1.2.	70° Normal Geniş Açı Grubu	70,96
12	1.2.	70° Normal Geniş Açı Grubu	80,22
13	1.2.	70° Normal Geniş Açı Grubu	97,6
14	1.2.	70° Normal Geniş Açı Grubu	42,9
15	1.2.	70° Normal Geniş Açı Grubu	91,12
16	1.2.	70° Normal Geniş Açı Grubu	58,52
17	1.2.	70° Normal Geniş Açı Grubu	73,42
18	1.2.	70° Normal Geniş Açı Grubu	105,2
19	1.2.	70° Normal Geniş Açı Grubu	80,97
20	1.2.	70° Normal Geniş Açı Grubu	94,85
21	1.3.	70° Normal Lateral Yön Grubu	97,4
22	1.3.	70° Normal Lateral Yön Grubu	81,15
23	1.3.	70° Normal Lateral Yön Grubu	176
24	1.3.	70° Normal Lateral Yön Grubu	84,04
25	1.3.	70° Normal Lateral Yön Grubu	84,87
26	1.3.	70° Normal Lateral Yön Grubu	98,85
27	1.3.	70° Normal Lateral Yön Grubu	92,67
28	1.3.	70° Normal Lateral Yön Grubu	110,8
29	1.3.	70° Normal Lateral Yön Grubu	97,76
30	1.3.	70° Normal Lateral Yön Grubu	97,74

Tablo 4.12. 70° MİR'li dar açı, geniş açı ve lateral yön gruplarının KD değerleri

Minivida Numarası	Grup Numarası	Grup Adı	KD Değeri (N)
31	2.1.	70° MİR'li Dar Açı Grubu	73,84
32	2.1.	70° MİR'li Dar Açı Grubu	133
33	2.1.	70° MİR'li Dar Açı Grubu	133,5
34	2.1.	70° MİR'li Dar Açı Grubu	201,5
35	2.1.	70° MİR'li Dar Açı Grubu	130,44
36	2.1.	70° MİR'li Dar Açı Grubu	144,1
37	2.1.	70° MİR'li Dar Açı Grubu	175,7
38	2.1.	70° MİR'li Dar Açı Grubu	121,76
39	2.1.	70° MİR'li Dar Açı Grubu	137,4
40	2.1.	70° MİR'li Dar Açı Grubu	91,49
41	2.2.	70° MİR'li Geniş Açı Grubu	118
42	2.2.	70° MİR'li Geniş Açı Grubu	191,6
43	2.2.	70° MİR'li Geniş Açı Grubu	180,1
44	2.2.	70° MİR'li Geniş Açı Grubu	175,4
45	2.2.	70° MİR'li Geniş Açı Grubu	194,2
46	2.2.	70° MİR'li Geniş Açı Grubu	159,4
47	2.2.	70° MİR'li Geniş Açı Grubu	194,9
48	2.2.	70° MİR'li Geniş Açı Grubu	240,1
49	2.2.	70° MİR'li Geniş Açı Grubu	198,6
50	2.2.	70° MİR'li Geniş Açı Grubu	181,4
51	2.3.	70° MİR'li Lateral Yön Grubu	165,1
52	2.3.	70° MİR'li Lateral Yön Grubu	161,1
53	2.3.	70° MİR'li Lateral Yön Grubu	86,2
54	2.3.	70° MİR'li Lateral Yön Grubu	115,3
55	2.3.	70° MİR'li Lateral Yön Grubu	178,6
56	2.3.	70° MİR'li Lateral Yön Grubu	134,09
57	2.3.	70° MİR'li Lateral Yön Grubu	117
58	2.3.	70° MİR'li Lateral Yön Grubu	144,5
59	2.3.	70° MİR'li Lateral Yön Grubu	96,2
60	2.3.	70° MİR'li Lateral Yön Grubu	201

KD: Kuvvet Direnci

Tablo 4.13. 90° normal minivida grubunun KD değerleri

Minivida Numarası	Grup Numarası	Grup Adı	KD Değeri (N)
61	3	90° Normal Minivida Grubu	72,84
62	3	90° Normal Minivida Grubu	102,8
63	3	90° Normal Minivida Grubu	76,4
64	3	90° Normal Minivida Grubu	51,4
65	3	90° Normal Minivida Grubu	99,1
66	3	90° Normal Minivida Grubu	60,22
67	3	90° Normal Minivida Grubu	52,34
68	3	90° Normal Minivida Grubu	94,4
69	3	90° Normal Minivida Grubu	37,14
70	3	90° Normal Minivida Grubu	45,21

KD: Kuvvet Direnci

Tablo 4.14. 90° MİR'li minivida grubunun KD değerleri

Minivida Numarası	Grup Numarası	Grup Adı	KD Değeri (N)
71	4	90° MİR'li Minivida Grubu	116
72	4	90° MİR'li Minivida Grubu	237,9
73	4	90° MİR'li Minivida Grubu	160,1
74	4	90° MİR'li Minivida Grubu	133,6
75	4	90° MİR'li Minivida Grubu	166,6
76	4	90° MİR'li Minivida Grubu	91,8
77	4	90° MİR'li Minivida Grubu	62,1
78	4	90° MİR'li Minivida Grubu	68,6
79	4	90° MİR'li Minivida Grubu	154,9
80	4	90° MİR'li Minivida Grubu	78,5

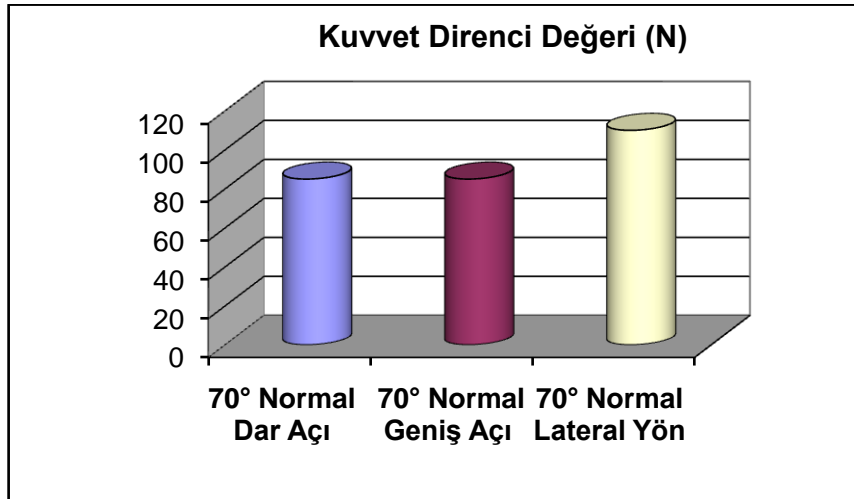
KD: Kuvvet Direnci

70° normal dar açı, 70° normal geniş açı ve 70° normal lateral yön gruplarının karşılaştırmasında, grupların kuvvet direnci değerleri (N) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,039$) (Tablo 4.15., Şekil 4.4.). 70° normal lateral yön grubunun kuvvet direnci değerleri (N), 70° normal dar açı ve 70° normal geniş açı gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,034$, $p=0,023$), 70° normal dar açı ve 70° normal geniş açı gruplarının kuvvet direnci değerleri (N) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,880$) (Tablo 4.16.).

Tablo 4.15. 70° normal dar açı, 70° normal geniş açı ve 70° normal lateral yön gruplarının KD değerlerinin karşılaştırılması

	Kuvvet Direnci Değeri (N)	
	Ort ± SS	Median (IQR)
70° Normal Dar Açı	80,77 ± 22,08	78,92 (71,28 - 91,48)
70° Normal Geniş Açı	79,57 ± 19,02	80,60 (67,85 - 95,54)
70° Normal Lateral Yön	102,12 ± 27,41	97,53 (84,66 - 101,84)
KW	6,51	
p	0,039*	

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma KW: Kruskal Wallis p<0,05: anlamlılık
IQR: Interquartile Range



Şekil 4.4. 70° normal dar açı, 70° normal geniş açı ve 70° normal lateral yön gruplarının KD değerlerinin şematik görünümü

Tablo 4.16. 70° normal dar açı, 70° normal geniş açı ve 70° normal lateral yön gruplarının çoklu karşılaştırma testi

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	Kuvvet Direnci Değeri (N)
70° Normal Dar Açı / 70° Normal Geniş Açı	p=0,880
70° Normal Dar Açı / 70° Normal Lateral Yön	p=0,034*
70° Normal Geniş Açı / 70° Normal Lateral Yön	p=0,023*

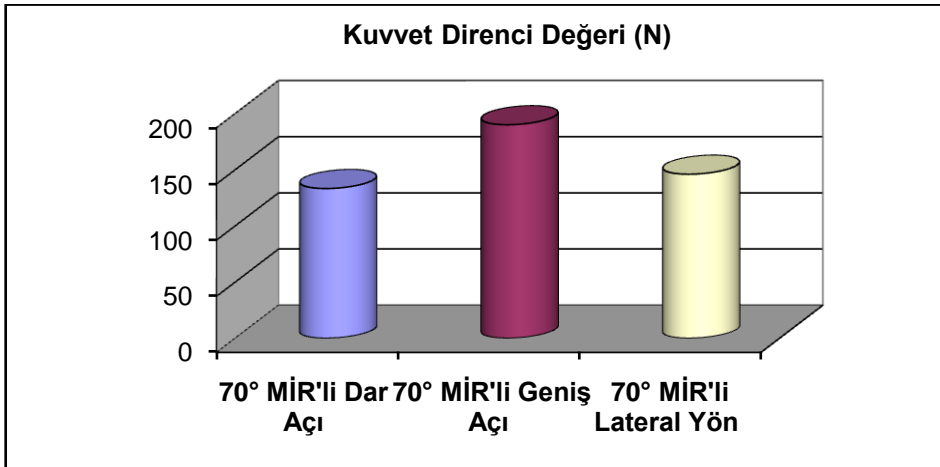
p<0,05: anlamlılık

70° MİR'li dar açı, 70° MİR'li geniş açı, 70° MİR'li lateral yön gruplarının kuvvet direnci değerlerinin (N) karşılaştırılmasında, değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,018) (Tablo 4.17., Şekil 4.5.). 70° MİR'li geniş açı grubunun kuvvet direnci değerleri (N), 70° MİR'li dar açı ve 70° MİR'li lateral yön gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,016 p=0,016). 70° MİR'li dar açı ve 70° MİR'li lateral yön gruplarının kuvvet direnci değerleri (N) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,705) (Tablo 4.18.).

Tablo 4.17. 70° MİR'li dar açı, 70° MİR'li geniş açı ve 70° MİR'li lateral yön gruplarının KD değerlerinin karşılaştırılması

	Kuvvet Direnci Değeri (N)	
	Ort ± SS	Median (IQR)
70° MİR'li Dar Açı	134,27 ± 36,51	133,25 (114,19 - 152)
70° MİR'li Geniş Açı	183,37 ± 31,08	186,5 (171,4 - 195,83)
70° MİR'li Lateral Yön	139,91 ± 36,96	139,3 (110,53 - 168,48)
KW	7,99	
p	0,018*	

Ort: Ortalama **SS:** Standart Sapma **KW:** Kruskal Wallis **p<0,05:** anlamlılık
IQR: Interquartile Range



Şekil 4.5. 70° MİR'li dar açı, 70° MİR'li geniş açı ve 70° MİR'li lateral yön gruplarının KD değerlerinin şematik görünümü

Tablo 4.18. 70° MİR'li dar açı, geniş açı ve lateral yön gruplarının KD değerlerinin çoklu karşılaştırma testi

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	Kuvvet Direnci Değeri (N)
70° MİR'li Dar Açı / 70° MİR'li Geniş Açı	p=0,016*
70° MİR'li Dar Açı / 70° MİR'li Lateral Yön	p=0,705
70° MİR'li Geniş Açı / 70° MİR'li Lateral Yön	p=0,016*

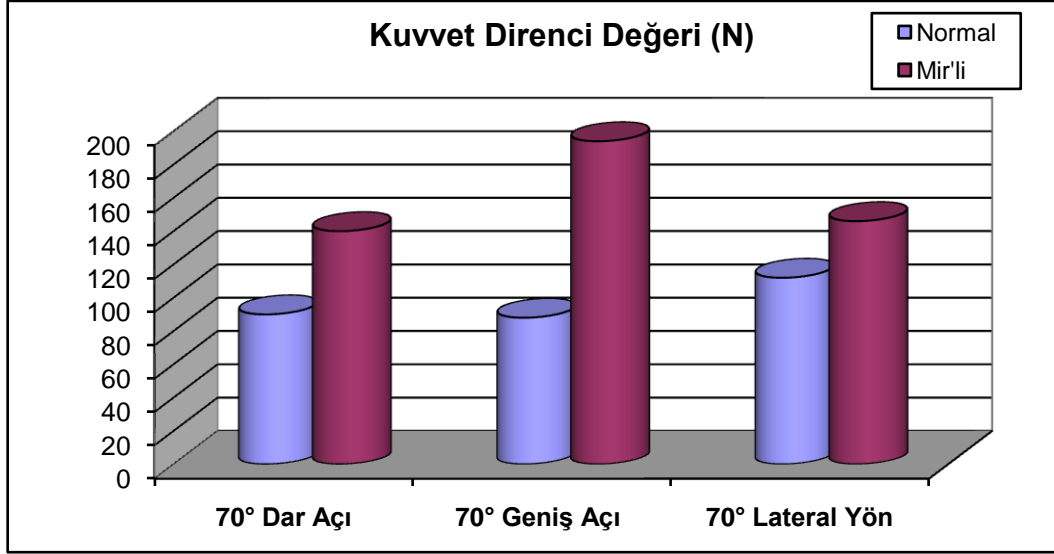
p<0,05: anlamlılık

70° MİR'li dar açı grubunun KD değerleri (N), 70° normal dar açı grubunun KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,001). 70° MİR'li geniş açı grubunun KD değerleri (N), 70° normal geniş açı grubunun KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,0001). 70° MİR'li lateral yön grubunun KD değerleri (N), 70° normal lateral yön grubunun KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,019) (Tablo 4.19., Şekil 4.6.)

Tablo 4.19. 70° normal ve 70° MİR'li grupların KD değerlerinin karşılaştırılması

Kuvvet Direnci Değeri (N)		Normal	MİR'li	MW	p
70° Dar Açı	Ort ± SS	80,77 ± 22,08	134,27 ± 36,51	8	0,001**
	Median	78,92	133,25		
	(IQR)	(71,28-91,48)	(114,19-152)		
70° Geniş Açı	Ort ± SS	79,57 ± 19,02	183,37 ± 31,08	0	0,0001***
	Median	80,6	186,5		
	(IQR)	(67,85-95,54)	(171,4-195,83)		
70° Lateral Yön	Ort ± SS	102,12 ± 27,41	139,91 ± 36,96	19	0,019*
	Median	97,53	139,3		
	(IQR)	(84,66-101,84)	(110,53-168,48)		

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma MW: Mann-Whitney-U p<0,05: anlamlılık
IQR: Interquartile Range



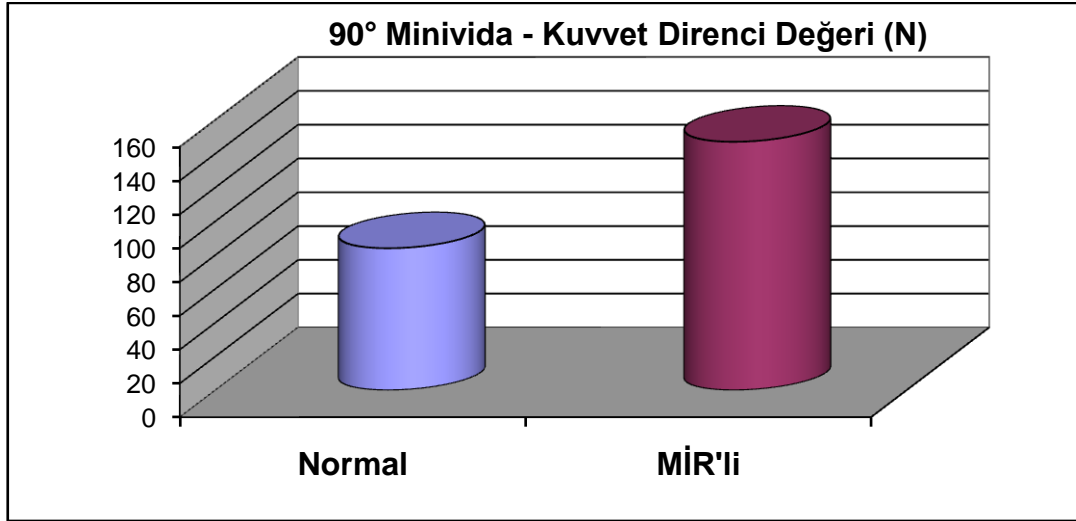
Şekil 4.6. 70° normal ve 70° MİR'li grupların KD değerlerinin şematik görünümü

90° normal minivida ve 90° MİR'li minivida gruplarının KD değerlerinin karşılaştırılmasında, 90° MİR'li minivida grubunun KD değerleri (N), 90° normal minivida grubunun KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,010) (Tablo 4.20., Şekil 4.7.).

Tablo 4.20. 90° normal minivida ve 90° MİR'li minivida gruplarının KD değerlerinin karşılaştırılması

Kuvvet Direnci Değeri (N)		Normal	MİR'li	MW	p
90° Minivida	Ort ± SS	69,18 ± 23,59	127,01 ± 54,89	16	0,010*
	Median (IQR)	66,53 (49,85 - 95,58)	124,8 (76,03 - 161,73)		

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma MW: Mann-Whitney-U p<0,05: anlamlılık
IQR: Interquartile Range



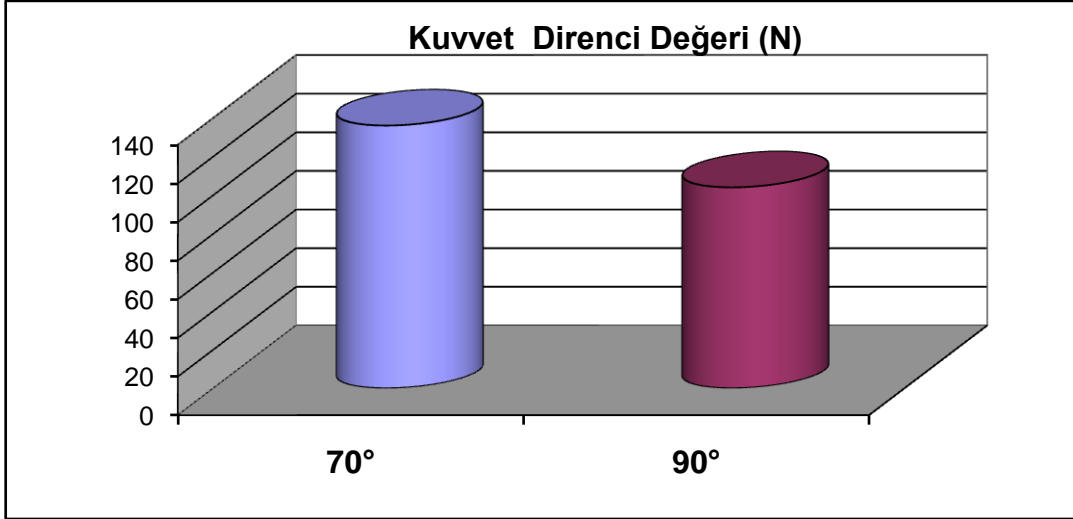
Şekil 4.7. 90° normal minivida ve 90° MİR'li minivida gruplarının KD değerlerinin şematik görünümü

Çalışmamızda 70°'lik açı ile uygulanan minivida gruplarının kuvvet direnci değerleri (N), 90°'lik açı ile uygulanan minivida gruplarının kuvvet direnci değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,035$) (Tablo 4.21., Şekil 4.8.). 70° normal minivida grubunun kuvvet direnci değerleri (N), 90° normal minivida grubunun kuvvet direnci değerlerinden (N) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,045$) (Tablo 4.22.). 70° MİR'li minivida grubunun kuvvet direnci değerleri (N), 90° MİR'li minivida grubunun kuvvet direnci değerlerinden (N) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,049$) (Tablo 4.22., Şekil 4.9.).

Tablo 4.21. 70° ve 90° yerleştirme açıları ile uygulanan minivida gruplarının KD değerlerinin karşılaştırılması

		70°	90°	MW	p
Kuvvet Direnci Değeri (N)	Ort ± SS	120,00 ± 46,66	98,09 ± 50,70	410	0,035*
	Median (IQR)	106,10 (84,23-160,67)	85,15 (60,69-129,2)		

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma MW: Mann-Whitney-U $p<0,05$: anlamlılık
IQR: Interquartile Range

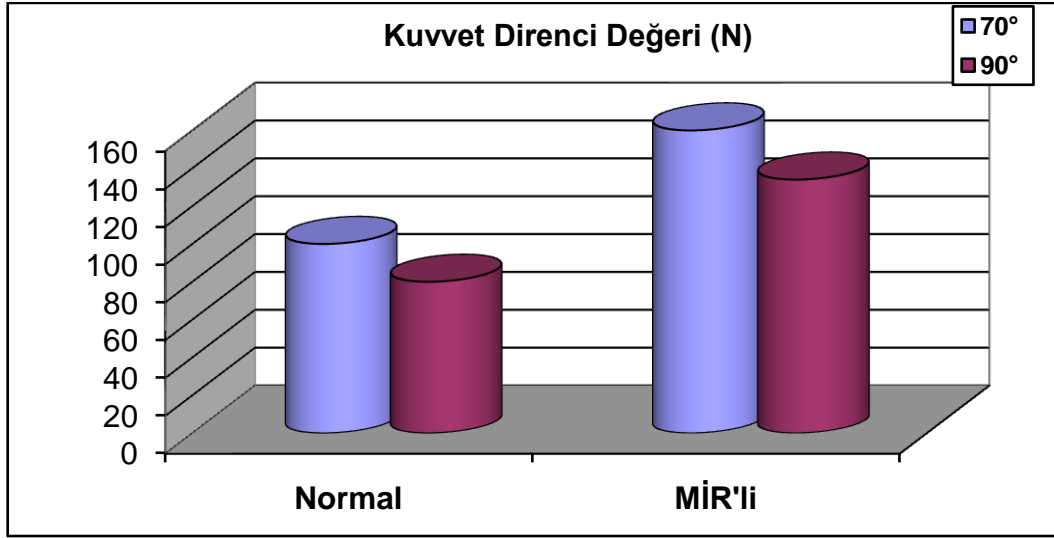


Şekil 4.8. 70° ve 90° yerleşme açıları ile uygulanan minividaların KD değerlerinin şematik görünümü

Tablo 4.22. Normal ve MİR'li grupların 70°'lik ve 90°'lik yerleşme açılarına göre karşılaştırılması

Kuvvet Direnci Değeri (N)		70°	90°	MW	p
Normal	Ort ± SS	87,49 ± 24,65	69,18 ± 23,59	93	0,045*
	Median (IQR)	84,83 (73,04-97,7)	66,5 (49,85 - 95,57)		
MİR'li	Ort ± SS	152,52 ± 40,44	127,01 ± 54,89	98	0,049*
	Median (IQR)	151,95 (120,82 - 183,95)	124,8 (76,02 - 161,72)		

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma MW: Mann-Whitney-U p<0,05: anlamlılık IQR: Interquartile Range



Şekil 4.9. Normal ve MİR'li grupların KD değerlerinin 70°'lik ve 90°'lik yerleştirme açılarına göre şematik görünümü

70° normal dar açı, 70° normal geniş açı ve 70° normal lateral yön ve 90° normal minivida gruplarının KD değerlerinin karşılaştırmasında, grupların kuvvet direnci değerleri (N) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,039$) (Tablo 4.23.). 70° normal lateral yön grubunun KD değerleri (N), 70° normal dar açı, 70° normal geniş açı ve 90° normal minivida gruplarının KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,034$, $p=0,023$, $p=0,023$), diğer grupların KD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.23., Tablo 4.24., Şekil 4.10.).

70° MİR'li dar açı, 70° MİR'li geniş açı, 70° MİR'li lateral yön ve 90° MİR'li minivida gruplarının KD değerleri (N) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,018$) (Tablo 4.23.). 70° MİR'li geniş açı grubunun kuvvet direnci değerleri (N) 70° MİR'li dar açı, 70° MİR'li lateral yön ve 90° MİR'li minivida gruplarının KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,016$, $p=0,016$, $p=0,008$), diğer grupların KD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.23., Tablo 4.24., Şekil 4.10.).

Tablo 4.23. Normal ve MİR'li grupların alt gruplarının kuvvet uygulama yönlerine göre karşılaştırılması

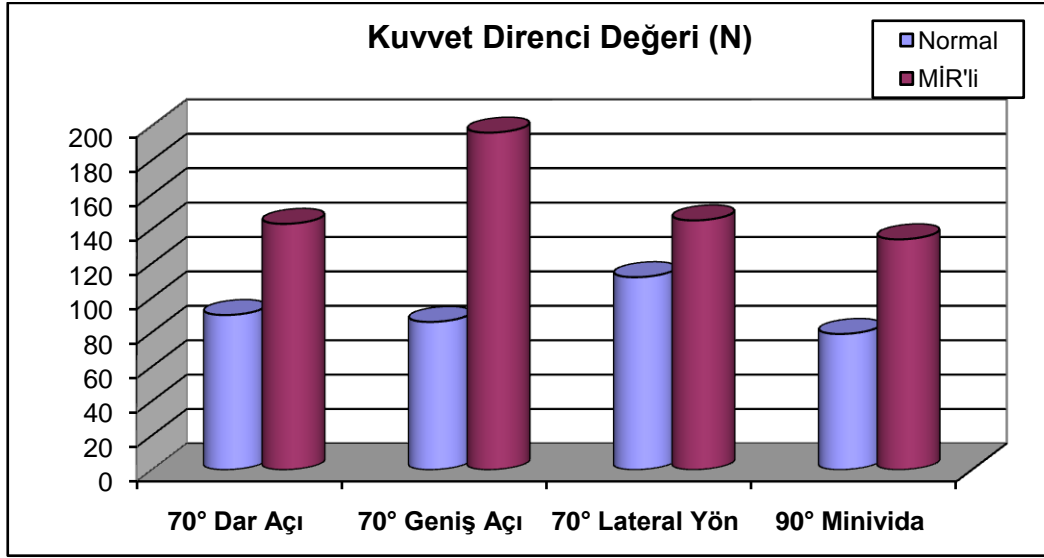
Kuvvet Direnci Değeri (N)		Normal	MİR'li
70° Dar Açı	Ort ± SS	80,77 ± 22,08	134,27 ± 36,51
	Median (IQR)	78,92 (71,28 - 91,48)	133,25 (114,19 - 152)
70° Geniş Açı	Ort ± SS	79,57 ± 19,02	183,37 ± 31,08
	Median (IQR)	80,6 (67,85 - 95,54)	186,5 (171,4 - 195,83)
70° Lateral Yön	Ort ± SS	102,12 ± 27,41	139,91 ± 36,96
	Median (IQR)	97,53 (84,66 - 101,84)	139,3 (110,53 - 168,48)
90° Minivida	Ort ± SS	69,18 ± 23,59	127,01 ± 54,89
	Median (IQR)	66,53 (49,85 - 95,58)	124,8 (76,03 - 161,73)
KW		8,40	10,06
p		0,039*	0,018*

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma KW: Kruskal Wallis $p < 0,05$: anlamlılık
IQR: Interquartile Range

Tablo 4.24. KD değerlerine göre grup içi çoklu karşılaştırmalar

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	Normal	MİR'li
70° Dar Açı / 70° Geniş Açı	$p=0,810$	$p=0,016^*$
70° Dar Açı / 70° Lateral Yön	$p=0,034^*$	$p=0,705$
70° Dar Açı / 90° Minivida	$p=0,290$	$p=0,705$
70° Geniş Açı / 70° Lateral Yön	$p=0,023^*$	$p=0,016^*$
70° Geniş Açı / 90° Minivida	$p=0,326$	$p=0,008^{**}$
70° Lateral Yön / 90° Minivida	$p=0,023^*$	$p=0,364$

$p < 0,05$: anlamlılık



Şekil 4.10. Çalışmadaki tüm gruplara ait KD değerlerinin şematik görünümü

70° normal dar açı, 70° normal geniş açı, 70° normal lateral yön, 70° MİR'li dar açı, 70° MİR'li geniş açı, 70° MİR'li lateral yön, 90° normal minivida ve 90° MİR'li minivida gruplarının KD değerleri (N) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmiştir ($p=0,0001$) (Tablo 4.25., Şekil 4.10.).

70° normal dar açı grubunun KD değerleri (N), 70° normal lateral yön, 70° MİR'li dar açı, 70° MİR'li geniş açı, 70° MİR'li lateral yön, 90° MİR'li minivida gruplarının KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,034$, $p=0,001$, $p=0,0001$, $p=0,001$, $p=0,047$) (Tablo 4.26, Şekil 4.10.).

70° normal geniş açı grubunun KD değerleri (N), 70° normal lateral yön, 70° MİR'li dar açı, 70° MİR'li geniş açı, 70° MİR'li lateral yön, 90° MİR'li minivida gruplarının KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,023$, $p=0,002$, $p=0,0001$, $p=0,001$, $p=0,049$) (Tablo 4.26, Şekil 4.10.).

70° normal lateral yön grubunun KD değerleri (N), 70° MİR'li dar açı, 70° MİR'li geniş açı, 70° MİR'li lateral yön gruplarının KD değerlerinden istatistiksel

olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,049$, $p=0,0001$, $p=0,019$) (Tablo 4.26., Şekil 4.10.).

70° MİR'li dar açı grubunun KD değerleri (N), 70° MİR'li geniş açı grubunun KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,016$). 70° MİR'li geniş açı grubunun KD değerleri (N), 70° MİR'li lateral yön, 90° normal minivida ve 90° MİR'li minivida grubunun KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,016$ $p=0,0001$, $p=0,008$) (Tablo 4.26., Şekil 4.10.).

90° normal minivida grubunun KD değerleri (N), 70° normal lateral yön, 70° MİR'li dar açı, 70° MİR'li lateral yön, 90° MİR'li minivida gruplarının KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,023$ $p=0,001$, $p=0,001$, $p=0,01$), diğer grupların karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.26, Şekil 4.10.).

Tablo 4.25. Gruplar arası KD değerlerinin karşılaştırılması

	Kuvvet Direnci Değeri (N)	
	Ort ± SS	Median (IQR)
70° Normal Dar Açı	80,77 ± 22,08	78,92 (71,28 - 91,48)
70° Normal Geniş Açı	79,57 ± 19,02	80,6 (67,85 - 95,54)
70° Normal Lateral Yön	102,12 ± 27,41	97,53 (84,66 - 101,84)
70° MİR'li Dar Açı	134,27 ± 36,51	133,25 (114,19 - 152)
70° MİR'li Geniş Açı	183,37 ± 31,08	186,5 (171,4 - 195,83)
70° MİR'li Lateral Yön	139,91 ± 36,96	139,3(110,53 - 168,48)
90° Normal Minivida	69,18 ± 23,59	66,53 (49,85 - 95,58)
90° MİR'li Minivida	127,01 ± 54,89	124,8 (76,03 - 161,73)
KW	44,22	
p	0,0001^{***}	

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma KW: Kruskal Wallis $p<0,05$: anlamlılık
IQR: Interquartile Range

Tablo 4.26. KD değerlerinin gruplar arası çoklu karşılaştırılması

Dunn's oklu Karşılaştırma Testi	Kuvvet Direnci Değeri (N)
70° Normal Dar Açı / 70° Normal Geniş Açı	p=0,880
70° Normal Dar Açı / 70° Normal Lateral Yn	p=0,034*
70° Normal Dar Açı / 70° MİR'li Dar Açı	p=0,001**
70° Normal Dar Açı / 70° MİR'li Geniş Açı	p=0,0001***
70° Normal Dar Aı / 70° MİR'li Lateral Yn	p=0,001**
70° Normal Dar Aı / 90° Normal Minivida	p=0,290
70° Normal Dar Aı / 90° MİR'li Minivida	p=0,047*
70° Normal Geniş Aı / 70° Normal Lateral Yn	p=0,023*
70° Normal Geniş Aı / 70° MİR'li Dar Aı	p=0,002**
70° Normal Geniş Aı / 70° MİR'li Geniş Aı	p=0,0001***
70° Normal Geniş Aı / 70° MİR'li Lateral Yn	p=0,001**
70° Normal Geniş Aı / 90° Normal Minivida	p=0,326
70° Normal Geniş Aı / 90° MİR'li Minivida	p=0,049*
70° Normal Lateral Yn / 70° MİR'li Dar Aı	p=0,049*
70° Normal Lateral Yn / 70° MİR'li Geniş Aı	p=0,0001***
70° Normal Lateral Yn / 70° MİR'li Lateral Yn	p=0,019*
70° Normal Lateral Yn / 90° Normal Minivida	p=0,023*
70° Normal Lateral Yn / 90° MİR'li Minivida	p=0,545
70° MİR'li Dar Aı / 70° MİR'li Geniş Aı	p=0,016*
70° MİR'li Dar Aı / 70° MİR'li Lateral Yn	p=0,705
70° MİR'li Dar Aı / 90° Normal Minivida	p=0,001**
70° MİR'li Dar Aı / 90° MİR'li Minivida	p=0,705
70° MİR'li Geniş Aı / 70° MİR'li Lateral Yn	p=0,016*
70° MİR'li Geniş Aı / 90° Normal Minivida	p=0,0001**
70° MİR'li Geniş Aı / 90° MİR'li Minivida	p=0,008**
70° MİR'li Lateral Yn / 90° Normal Minivida	p=0,001**
70° MİR'li Lateral Yn / 90° MİR'li Minivida	p=0,364
90° Normal Minivida / 90° MİR'li Minivida	p=0,01*

p<0,05: anlamlılık

4.4. Çıkarma Torku ile İlgili Bulgular

70° ve 90° yerleştirme açılarında, normal minivida ve MİR'li minivida gruplarına ait maksimum çıkarma torku değerleri Tablo 4.27., 4.28., 4.29. ve 4.30.'da belirtilmiştir.

Tablo 4.27. 70° normal minivida grubuna ait MÇT değerleri

Minivida Numarası	Grup Numarası	Grup Adı	MÇT Değeri (Ncm)
1	1	70° Normal Minivida Grubu	6,2
2	1	70° Normal Minivida Grubu	8,4
3	1	70° Normal Minivida Grubu	9,6
4	1	70° Normal Minivida Grubu	6,4
5	1	70° Normal Minivida Grubu	9,8
6	1	70° Normal Minivida Grubu	9,7
7	1	70° Normal Minivida Grubu	10,2
8	1	70° Normal Minivida Grubu	8,1
9	1	70° Normal Minivida Grubu	11,2
10	1	70° Normal Minivida Grubu	11,6
11	1	70° Normal Minivida Grubu	6,2
12	1	70° Normal Minivida Grubu	7,2
13	1	70° Normal Minivida Grubu	8,4
14	1	70° Normal Minivida Grubu	11,4
15	1	70° Normal Minivida Grubu	11,5
16	1	70° Normal Minivida Grubu	8,5
17	1	70° Normal Minivida Grubu	7,5
18	1	70° Normal Minivida Grubu	11,4
19	1	70° Normal Minivida Grubu	9,8
20	1	70° Normal Minivida Grubu	10
21	1	70° Normal Minivida Grubu	5,1
22	1	70° Normal Minivida Grubu	6,2
23	1	70° Normal Minivida Grubu	5,5
24	1	70° Normal Minivida Grubu	8,8
25	1	70° Normal Minivida Grubu	11,9
26	1	70° Normal Minivida Grubu	7,2
27	1	70° Normal Minivida Grubu	8,6
28	1	70° Normal Minivida Grubu	14,4
29	1	70° Normal Minivida Grubu	8,5
30	1	70° Normal Minivida Grubu	9,1

MÇT: Maksimum Çıkarma Torku

Tablo 4.28. 70° MİR'li Minivida Grubuna Ait MÇT Değerleri

Minivida Numarası	Grup Numarası	Grup Adı	MÇT Değeri (Ncm)
31	2	70° MİR'li Minivida Grubu	10,4
32	2	70° MİR'li Minivida Grubu	14,8
33	2	70° MİR'li Minivida Grubu	17,2
34	2	70° MİR'li Minivida Grubu	12,7
35	2	70° MİR'li Minivida Grubu	9,8
36	2	70° MİR'li Minivida Grubu	14,2
37	2	70° MİR'li Minivida Grubu	15,1
38	2	70° MİR'li Minivida Grubu	14,4
39	2	70° MİR'li Minivida Grubu	11,1
40	2	70° MİR'li Minivida Grubu	12,8
41	2	70° MİR'li Minivida Grubu	9,9
42	2	70° MİR'li Minivida Grubu	12,3
43	2	70° MİR'li Minivida Grubu	15,6
44	2	70° MİR'li Minivida Grubu	14,3
45	2	70° MİR'li Minivida Grubu	14,6
46	2	70° MİR'li Minivida Grubu	14,4
47	2	70° MİR'li Minivida Grubu	16,6
48	2	70° MİR'li Minivida Grubu	14,9
49	2	70° MİR'li Minivida Grubu	12,9
50	2	70° MİR'li Minivida Grubu	14,3
51	2	70° MİR'li Minivida Grubu	10,7
52	2	70° MİR'li Minivida Grubu	11,3
53	2	70° MİR'li Minivida Grubu	10,5
54	2	70° MİR'li Minivida Grubu	9,7
55	2	70° MİR'li Minivida Grubu	10,7
56	2	70° MİR'li Minivida Grubu	13,4
57	2	70° MİR'li Minivida Grubu	9,2
58	2	70° MİR'li Minivida Grubu	13,6
59	2	70° MİR'li Minivida Grubu	11,2
60	2	70° MİR'li Minivida Grubu	14

MÇT: Maksimum Çıkarma Torku

Tablo 4.29. 90° Normal Minivida Grubuna Ait MÇT Değerleri

Minivida Numarası	Grup Numarası	Grup Adı	MÇT Değeri (Ncm)
61	3	90° Normal Minivida Grubu	6,6
62	3	90° Normal Minivida Grubu	5,6
63	3	90° Normal Minivida Grubu	6,1
64	3	90° Normal Minivida Grubu	8,9
65	3	90° Normal Minivida Grubu	5,1
66	3	90° Normal Minivida Grubu	6
67	3	90° Normal Minivida Grubu	8,9
68	3	90° Normal Minivida Grubu	6,6
69	3	90° Normal Minivida Grubu	8,4
70	3	90° Normal Minivida Grubu	8,2

MÇT: Maksimum Çıkarma Torku

Tablo 4.30. 90° MİR'li Minivida Grubuna Ait MÇT Değerleri

Minivida Numarası	Grup Numarası	Grup Adı	MÇT Değeri (Ncm)
71	4	90° MİR'li Minivida Grubu	12,4
72	4	90° MİR'li Minivida Grubu	14,2
73	4	90° MİR'li Minivida Grubu	6,6
74	4	90° MİR'li Minivida Grubu	9,9
75	4	90° MİR'li Minivida Grubu	12,4
76	4	90° MİR'li Minivida Grubu	7,1
77	4	90° MİR'li Minivida Grubu	9,5
78	4	90° MİR'li Minivida Grubu	11,6
79	4	90° MİR'li Minivida Grubu	7,7
80	4	90° MİR'li Minivida Grubu	15,2

MÇT: Maksimum Çıkarma Torku

Çalışmamızda 70°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan minividalar ile 90°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan minividaların, maksimum çıkarma tork değerleri karşılaştırıldığında, 70°'lik açı ile yerleştirilen grupların maksimum çıkarma tork değerleri, 90°'lik açı ile yerleştirilen grupların maksimum çıkarma tork değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,008$) (Tablo 4.31., Şekil 4.11.).

MİR'li minivida gruplarının maksimum çıkarma torku değerleri (Ncm), normal minivida gruplarının maksimum çıkarma torku değerlerinden (Ncm) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$) (Tablo 4.32., Şekil 4.12.).

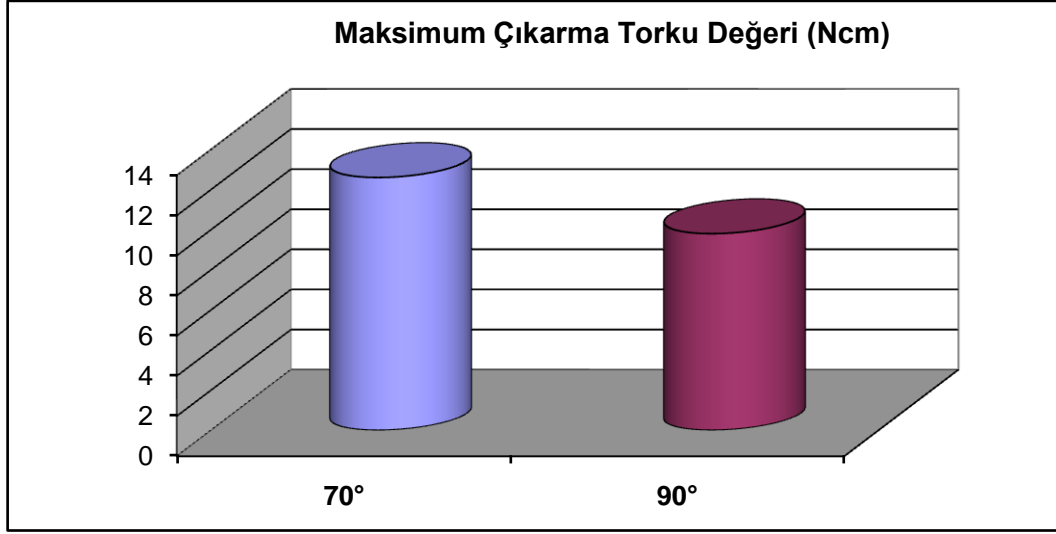
70° normal minivida, 70° MİR'li minivida, 90° normal minivida ve 90° MİR'li minivida gruplarının maksimum çıkarma torku değerleri (Ncm) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,0001) (Tablo 4.33., Şekil 4.13.).

70° normal minivida grubunun maksimum çıkarma torku değerleri (Ncm), 90° normal minivida grubunun MÇT değerlerinden (Ncm) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek, 70° MİR'li minivida grubunun MÇT değerlerinden (Ncm) istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=0,014 p=0,0001) (Tablo 4.34., Şekil 4.13.). 70° MİR'li minivida grubunun MÇT değerleri (Ncm), 90° normal minivida ve 90° MİR'li minivida gruplarının MÇT değerlerinden (Ncm) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,0001 p=0,042) (Tablo 4.34., Şekil 4.13.). 90° normal minivida grubunun MÇT değerleri (Ncm), 90° MİR'li minivida grubunun MÇT değerlerinden (Ncm) istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=0,005) (Tablo 4.34., Şekil 4.13.). 70° normal minivida ve 90° MİR'li minivida gruplarının MÇT değerleri (Ncm) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,095) (Tablo 4.34., Şekil 4.13.).

Tablo 4.31. Yerleştirme açılarına göre MÇT değerlerinin karşılaştırılması

MÇT Değeri (Ncm)	Ort ± SS	70°	90°	MW	p
		Median (IQR)	10,7 (8,65 - 13,55)		

Ort: Ortalama **SS:** Standart Sapma **MW:** Mann-Whitney-U **p<0,05:** anlamlılık
IQR: Interquartile Range

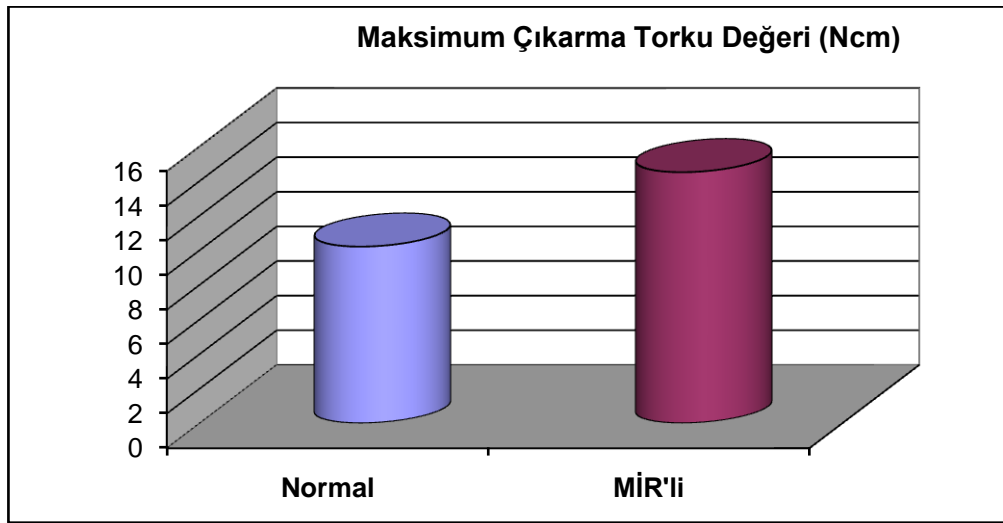


Şekil 4.11. Yerleştirme açlarına göre MÇT değerlerinin şematik görünümü

Tablo 4.32. Normal ve MİR'li grupların MÇT değerlerinin karşılaştırılması

		Normal	MİR'li	MW	p
MÇT Değeri (Ncm)	Ort ± SS	8,47 ± 2,18	12,33 ± 2,57	211,5	0,0001***
	Median	8,45	12,55		
	(IQR)	(6,45 - 9,8)	(10,43 - 14,38)		

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma MW: Mann-Whitney-U $p < 0,05$: anlamlılık
IQR: Interquartile Range



Şekil 4.12. Normal ve MİR'li grupların MÇT değerlerinin şematik görünümü

Tablo 4.33. Çalışmadaki grupların MÇT değerlerinin karşılaştırılması

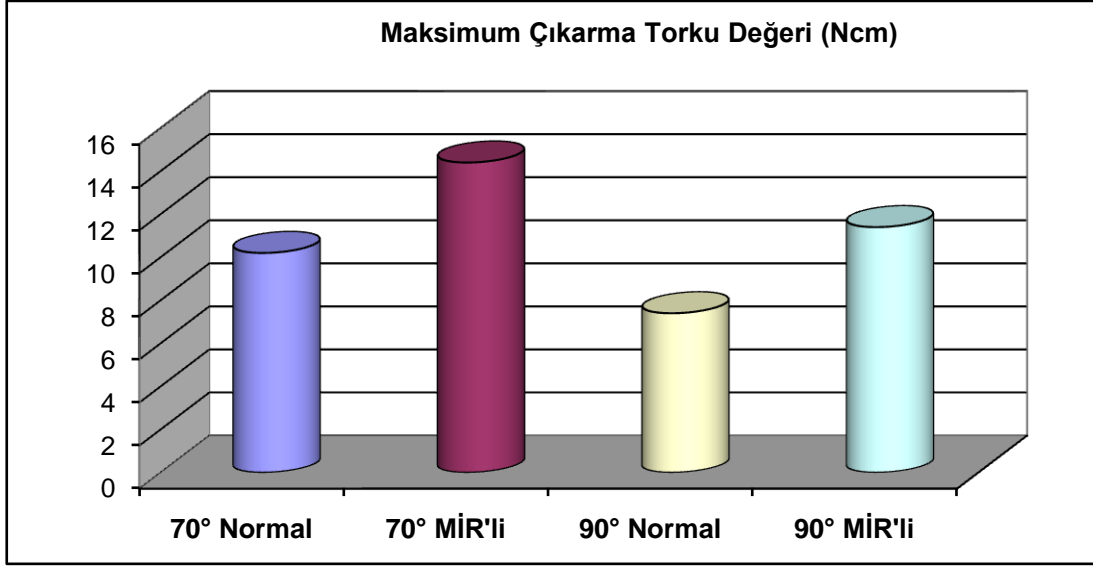
	Maksimum Çıkarma Torku Değeri (Ncm)	
	Ort ± SS	Median (IQR)
70° Normal	8,95 ± 2,2	8,7 (7,2 - 10,45)
70° MİR'li	12,89 ± 2,2	13,15 (10,7 - 14,45)
90° Normal	7,04 ± 1,43	6,6 (5,9 - 8,53)
90° MİR'li	10,66 ± 2,98	10,75 (7,55 - 12,85)
KW	39,19	
p	0,0001***	

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma KW: Kruskal Wallis p<0,05: anlamlılık IQR: Interquartile Range

Tablo 4.34. MÇT değerlerinin gruplar arası çoklu karşılaştırılması

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	Maksimum Çıkarma Torku Değeri (Ncm)
70° Normal / 70° MİR'li	p=0,0001***
70° Normal / 90° Normal	p=0,014*
70° Normal / 90° MİR'li	p=0,095
70° MİR'li / 90° Normal	p=0,0001***
70° MİR'li / 90° MİR'li	p=0,042*
90° Normal / 90° MİR'li	p=0,005**

p<0,05: anlamlılık



Şekil 4.13. Çalışmadaki gruplara ait MT ortalamalarının şematik görünümü

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın, Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Ortodontik tedavilerde ankraj, istenmeyen diş hareketine karşı direnç olarak tanımlanmaktadır. Başarılı ortodontik tedavinin anahtarı, başarılı ankraj kontrolü ve biyomekanik prensiplerin kusursuz uygulanmasıdır. Ağız içi ve ağız dışı yapılardan destek alan geleneksel ankraj yöntemleri, bazı durumlarda tedavi sürecinde istenen diş hareketlerinin elde edilmesinde yetersiz kalabilmektedir. Son dönemlerde, diş hareketleri sırasında gereken ankrajın sağlanması için iskeletsel geçici ankraj ünitesi olarak tanımlanan ortodontik minividalar klinik uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadır. 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 (7,79). Ortodontik diş hareketleri elde etmek için ankraj amaçlı uygulanmış olan bir minividanın, hedeflenen diş hareketleri elde edilene kadar stabil kalabilmesi, minividanın başlangıç stabilitesi ile yakından ilişkilidir. Başlangıç stabilitesini etkileyen faktörler, minivida dizaynı (7,8,87), kemik kalitesi ve kantitesi (7,85), yerleştirme prosedürü (69,71), minivida uygulanacak olan bölgenin hazırlığı (8,48,149) ve yerleştirme açısıdır (9,92).

Tozlu (12) 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 (12).

Literatürde minivida başlangıç stabilitesini, farklı yerleştirme açılarında (9,94,95) ve farklı kuvvet uygulama yönlerinde (11,156,158) değerlendiren çalışmalar mevcuttur ancak, boyun kısmına mini implant ring aparatı eklenen minividalar ile normal minividaların, farklı yerleştirme açılarında ve farklı yönlerde uygulanan kuvvetler karşısında stabilite değerlerini karşılaştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu bilgiler doğrultusunda, bu çalışmada, *in-vitro* ortamda farklı iki açıda yerleştirilen minividalar ile boyun kısmına mini implant ring aparatı uygulanmış olan minividaların, farklı yönlerde uygulanan kuvvetler karşısında, yerleştirme torku, çıkarma torku, kuvvet direnci değerlerini analiz etmek ve başlangıç stabilitelerini karşılaştırmak amaçlanmıştır.

Bugüne kadarki minivida çalışmalarında, minivida yerleştirilecek kemik modeli olarak domuz kalça kemiği (7,8,48), köpek maksilla, mandibula ve kaval kemiği (73,94,135,138,145), tavşan nazal kemiği (158), sığır kalça kemiği ve femur kemiği (74,165) gibi hayvan kemikleri, insan kadavra kemikleri (6,11,55,80,95,164) ve yapay kemikler (60,166) kullanılmıştır. Çalışmamızdaki minividalar ve MİR aparatları ise laboratuvar ortamında sığır kalça kemiğinden elde edilen örneklere uygulanmıştır. Sığır kalça kemiğinin kortikal kemik kalınlığı, iliosakral eklemden 0,5 mm – 1 mm ile başlayıp, kalça eklemine doğru kalınlaşmaktadır (2,0 mm – 3,0 mm). Bu değerler, insan üst çene ve alt çene kortikal kemik kalınlığı değerleri ile uyumludur (92,96,97).

Çalışmamızda BT analizler ile sığır kalça kemiği örneklerinin minivida yerleştirilecek olan bölgelerindeki kortikal kemik kalınlıklarını belirledik. Özellikle son yıllarda yapılan çalışmalarda, BT analizler ile maksilla ve mandibulada minivida uygulama bölgelerindeki kortikal kemik kalınlıklarının belirlenmesi sıklıkla göze çarpmaktadır (92,101,102). Minivida uygulanan alanlardaki kortikal kemik kalınlıkları değiştikçe, minividaların başlangıç stabilitesini etkileyen değerlerde de değişiklikler meydana gelmektedir (8,85,104). Buna bağlı olarak,

BT analizler ile KKK belirlememizdeki temel amaç, minivida yerleştirilecek bölgelerdeki kortikal kemik kalınlıklarını her bir minivida için standardize etmek ve kortikal kemik kalınlığı farklılıklarından doğabilecek etkileri ortadan kaldırmak olmuştur.

Çalışmamızda toplam 16 kemik örneğinin minivida uygulama bölgelerindeki kortikal kemik kalınlıkları belirlenmiş ve kortikal kemik kalınlığı 1 mm – 1,5 mm arasındaki değerlerde bulunan kemik örnekleri, minividaların bloklara homojen dağılımı gerçekleşecek şekilde istatistiksel olarak gruplandırılmıştır. Gruplara göre kortikal kemik kalınlık ortalamaları 1,28 mm – 1,34 mm değerleri arasındadır. Minivida uygulama bölgelerindeki kortikal kemik kalınlığının artmasının, minivida başlangıç stabilitesini arttırdığı çalışmalar ile ortaya konmuştur (8,104). Çalışmamızda, kortikal kemik kalınlığı 1 mm – 1,5 mm arasındaki değerlerde bulunan kemik bölgelerine minividaları uygulamamızdaki en temel amaç, değerlendirdiğimiz ve stabiliteye olumlu etkisinin olduğunu düşündüğümüz 3 farklı değişkenin (MİR aparatı, yerleştirme açısı, kuvvet uygulama yönü) özellikle düşük kalınlıktaki kortikal kemikte minivida başlangıç stabilitesine olan etkisini analiz etmek olmuştur. Kortikal kemik kalınlığı açısından 1 mm – 1,5 mm arasındaki değerler, minivida uygulama alanlarındaki kortikal kemik kalınlığının posterior bukkal mandibuladaki değerlere göre daha az olduğu posterior bukkal maksilladaki ve anterior mandibuladaki değerler ile uyum göstermektedir (97,101,131).

Çalışmamızda konik yapıya sahip minividaların başlangıç stabiliteyi analiz edilmiştir. Konik yapı seçmemizin nedeni, yapılmış olan çalışmalarda konik yapıdaki minividaların, silindirik olanlara göre daha yüksek başlangıç stabilite değerleri göstermesi olmuştur (7,50). Ayrıca konik yapı kök hasar riski açısından silindirik yapıya göre daha avantajlıdır (53).

Kortikal kemik kalınlığının fazla olduğu alanlarda yerleştirme sırasında minividalarda kırılmalar ve kemikte aşırı ısınmalar meydana gelmektedir. Buna bağlı olarak, yapılan çalışmalarda, minivida uygulama öncesi özellikle kortikal kemik kalınlığının fazla olduğu alanlarda (özellikle posterior mandibula bukkal

bölge) rehber delik açılması tavsiye edilmektedir (33,70,72). Çalışmamızda ise minividalar rehber delik açılmadan kemik yüzeyine yerleştirilmişlerdir ve deneyler sırasında minivida kırılmasına rastlanılmamıştır. Rehber delik hazırlığı yapmamamızın nedeni, seçtiğimiz kemik örneklerindeki kortikal kemik kalınlıklarının 1,5 mm'in altındaki değerlerde olması ve buna bağlı olarak minivida kırılma riskinin de düşük olmasıdır. Ayrıca çalışmamızın *in-vitro* bir çalışma olmasından dolayı, klinik uygulamalarda meydana gelebilecek kemikte aşırı ısınmaya bağlı minivida kaybı gibi bir durumun gerçekleşemeyecek olması, rehber delik uygulamamış olmamızın diğer bir nedenidir.

MİR aparatı uygulanan ve uygulanmayan minividalarda, yerleştirme açısının başlangıç stabilitesine olan etkisini değerlendirmek için çalışmamızdaki minividalar 2 farklı yerleştirme açısı (70° ve 90°) ile kemik yüzeylerine uygulanmıştır. Literatürde birçok çalışma açılı yerleştirmenin avantajlarını savunurken (9,10,91,92,94), açılı yerleştirmenin fazladan bir avantaj sağlamadığını belirten yazarlar da mevcuttur (95). Çalışmamızda dik açı ile yerleştirilen minividaları karşılaştırmak için 70°'lik yerleştirme açısını seçmemizin nedeni, bugüne kadar, eğimli yerleştirilmiş minividalar üzerinde yapılmış minivida stabilitesi değerlendiren çalışmalarda, çoğunlukla 70°'lik yerleştirme açısının tavsiye edilmiş olmasıdır (9,94). Son yıllarda yapılmış olan diğer bir çalışmada minividalar ile diş kökleri arasındaki temas riskini azaltmak amacıyla minividaların üst ve alt 2. premolar, 1. molar ve 2. molar dişlerin kökleri arasına uygulanacağı zaman 10° - 20° arasında distal yönde eğimlendirilmesi tavsiye edilmiştir (10). Ayrıca minividaları aşırı eğimli yerleştirmenin uygulamalar sırasında minividaların mukoza ve kemik yüzeyinde kaymasına sebep olabileceği de yapılan başka bir çalışmada bildirilmiştir (9). Çalışmamızda test etmiş olduğumuz her iki yerleştirme açısı da klinik uygulanabilirliğe sahip, klinikte sıklıkla uygulanan değer aralıklarındadır ve buna bağlı olarak elde edilen sonuçların ortodonti pratiğine yansıtılabilmesi ve literatür ile uyumluluk açısından çalışmamızda tercih edilmiştir.

Bugüne kadar minividaların başlangıç stabilitelelerini inceleyen çalışmalarda, histolojik incelemeler, perküsyon testi, Periotest cihazı (73,74,158) ile yapılan ölçümler, rezonans frekans analizi (160-163), maksimum yerleştirme torkunun ölçülmesi (8,48,71,85), maksimum çıkarma torkunun ölçülmesi (60,61,159) ve kuvvet direnci ölçümü (6,11,80,164) (yükleme ve çekme-koparma testleri) gibi yöntemlerden yararlanılmıştır. Çalışmamızda minividaların başlangıç stabilitelelerini analiz etmek için bu yöntemlerden yerleştirme torku ölçümleri, kuvvet direnci testi ve çıkarma torku ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

Yerleştirme torku, minividanın kemiğe yerleştirilebilmesi için gereken rotasyonel kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Başlangıç stabilitesinin veya diğer bir tanımla vidalama ile elde edilen mekanik tutunmanın değerlendirilmesinde sıkça kullanılan yöntemlerden biridir (7,8,34,82,83,85). Literatürde sıklıkla uygulanmış olan bu ölçüm çalışmamızda da gerçekleştirilmiştir. Minividaların maksimum yerleştirme torklarının ölçümünde 0,1 Ncm değer aralığına sahip dijital tork ölçer tornavida (Checkline TSD 50, USA) kullanılmıştır.

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 (11,12,71,164). 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 (6,95,164). 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 (11).

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 sınırdaki olmasındır. Bu yöntem ve testin geręekleřtirildięi 0,6 mm'lik yer değiştirme miktarı, daha önceden yapılmış minivida stabilitesi değerlendiren bazı ęalıřmalarda da kullanılmıştır (6,12,164).

Kuvvet uygulama yönü ęalıřmamızda analiz etmek istediğimiz diğer bir değişken olmuştur. Bu amaçla, kuvvet direnci testinde 70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan minividalara 3 farklı yönde, 90°'lik açı ile yerleştirilmiş olan minividalara tek yönde kuvvet uygulanmıştır. 70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan minividalara, minivida uzun eksenini ile kuvvet ęizgisi arasında dar açı oluşacak Şekilde, minivida uzun eksenini ile kuvvet ęizgisi arasında geniş açı oluşacak Şekilde ve minividaya lateral (yatay) yönde olmak üzere 3 farklı yönde kuvvet uygulanmıştır.

70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan minividalara uygulanan ilk iki kuvvet uygulama yönünün (dar açı, geniş açı) benzeri uygulamalar Pickard ve ark.'nın (11) yaptıkları ęalıřmada da test edilmiştir. Pickard ve ark. (11) aynı iki yöndeki kuvveti 45°'lik açı ile yerleştirmiş olduğu minividalara uygulamıştır. Benzer Şekilde Inaba ve ark. da (158) aynı iki yöndeki kuvveti 60°'lik açı ile yerleştirmiş olduğu minividalara uygulamıştır. ęalıřmamızda ise bu iki yöne ek olarak 70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan minividalara lateral yönde etki eden üçüncü bir kuvvet uygulanmıştır. çnc bir kuvvet yönünün ęalıřmamıza eklenmesi ile klinik ortodonti pratiğinde minividalara etki edebilecek her türlü kuvvet yönünü *in-vitro* deney ortamına aktarmak ve bu yönde uygulanan kuvvetler karşısında minividaların stabilitelerini değerlendirmek amağlanmıştır. Örneğin st ęenede minivida destekli kanin distalizasyonu sırasında, 2. premolar ve 1. molar arasına uygulanan bir minividaya etki eden kuvvet, ęalıřmamızda minividalara lateral yönde kuvvetlerin uygulandığı lateral yn grubunun kuvvet ęizgisi ile aynı yöndedir. Bu açıdan değerlendirildiğinde, literatürde daha önceden

değerlendirilmiş olan 2 farklı yönde kuvvet ve çalışmamızda eklenen üçüncü lateral yöndeki kuvvetin, minivida başlangıç stabilitesine olan etkilerinin *in-vitro* ortamda bir arada değerlendirilmesi ile çalışmamız literatürde bir ilki gerçekleştirmiştir. Kuvvet direnci testi ile değerlendirmeyi hedeflemiş olduğumuz diğer bir değişken ise MİR aparatı uygulanmış olan minividaların farklı 3 yöndeki kuvvetler karşısında başlangıç stabilitelerinde meydana gelen değişikliklerdir.

Çıkarma torku analizleri minividaların osseointegrasyon, kırılma dirençleri ve stabilitelerinin ölçümünde kullanılmaktadır (60,61,137,155,159,166). Minividaya kuvvet uygulama sonrası, çıkarma torku ölçümü ile minividanın stabilitesinin değerlendirilmesi daha önce yapılmış olan çalışmalarda da görülmektedir (61,70,155). 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.

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 stabilitelerini kortikal kemik ile yaptıkları mekanik kilitlemeden aldıklarına inanılmaktadır (19,148). Bu nedenle, minividalar ile yapılan *in-vitro* çalışmaların, canlı dokular üzerinde anında yükleme ile oluşacak kuvvet direncini hemen hemen aynı şekilde yansıtabileceği düşünülmektedir.

Başlangıç stabilitesi ve kuvvet direnci ile birlikte, minivida stabilitesini ve başarısını etkileyebilecek yumuşak doku enflamasyonu, uygulanan ortodontik kuvvetin şiddeti ve şekli, hastanın yaşı ve oral hijyen durumu gibi daha başka unsurların da bulunduğu unutulmamalıdır. Ayrıca, çalışmada kullanılan kemik modelleri canlı insan kemik dokusunu tam olarak yansıtmamaktadır. Bu çalışmada, sığır kalça kemiğinden elde edilmiş, BT analizler ile kortikal kemik

kalınlıkları belirlenerek homojen olarak minividalara göre gruplandırılmış kemik örnekleri, bize test şartlarını standardize etme imkanı sunmuştur.

5.2. Bulguların Tartışılması

5.2.1. Yerleştirme Torku ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi

Çalışmamızda, 70° ve 90° yerleştirme açılarındaki maksimum yerleştirme tork değerlerinin karşılaştırmasında, 70°'lik açı ile yerleştirilen minivida gruplarının maksimum yerleştirme tork değerleri (14,07 Ncm), 90°'lik açı ile yerleştirilen minivida gruplarının maksimum yerleştirme tork değerlerinden (11,62 Ncm) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. 70°'lik yerleştirme açısının, dik yerleştirmeye göre başlangıç stabilitesi açısından üstünlüğünü gösteren bu bulgu, minividaların açılı yerleşimini savunan çalışmalar ile paralellik göstermektedir (9,92,94).

Minividaları açılı yerleştirmenin kortikal kemikle temas miktarını artırma, diş köklerine temas ihtimalini azaltma gibi önemli avantajlarının olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (3,88,89,93). Deguchi ve ark. (92) minividanın kortikal kemiğe eğimli yerleştirilmesinin, minividanın kortikal kemik temasını ve yerleştirme torkunu arttırarak minivida stabilitesini olumlu yönde etkileyebileceğini rapor etmişlerdir. Çalışmamızda 70° ve 90° ile yerleştirilen minividaların maksimum yerleştirme torku değerlerinde yaklaşık 2,5 Ncm'lik istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmiştir. Ölçüm sonuçlarında meydana gelmiş olan bu farklılık, 70°'lik açı ile yerleştirilen minividaların dik yerleştirilmiş olan minividalara göre kortikal kemikte daha fazla ilerlemesi ve dolayısı ile kortikal kemik ile daha fazla temasta olması, bu durumun da minividanın sıkışması sırasında yerleştirme torku ölçümlerine yansması ile açıklanabilir.

Çalışmamızda normal minivida grubunun maksimum yerleştirme tork değerleri ile MİR'li minivida grubunun maksimum yerleştirme tork değerlerinin karşılaştırılmasında, MİR'li minivida grubunun maksimum yerleştirme tork değerlerinin (15,84 Ncm), normal minivida grubunun maksimum yerleştirme tork değerlerinden (11,06 Ncm) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlenmiştir. MİR aparatı minividaların yerleştirme tork değerlerini ve buna bağlı olarak başlangıç stabilitesini arttırmıştır. Bu bulgu, Tozlu'nun (12) MİR aparatının minivida stabilitesine olan etkisini incelediği tez çalışmasının sonuçlarını destekler niteliktedir.

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'li minivida gruplarının MYT değerlerinin normal minivida gruplarının MYT 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. Çalışmamızda MİR aparatı ile elde edilen ortalama MYT değeri 15,84 Ncm'dir.

Çalışmamızda MYT ölçümleri yapılan 4 grubun karşılaştırılmasında, 70° MİR'li minivida grubunun MYT değerleri (16,19 Ncm), 70° normal minivida grubunun MYT değerlerinden (11,94 Ncm) ve 90° normal minivida grubunun MYT değerlerinden (8,44 Ncm) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. 70° normal minivida grubunun MYT değerleri, 90° normal minivida grubunun MYT değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek, 70° MİR'li ve 90° MİR'li (14,79 Ncm) minivida grubunun MYT değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Eğimli yerleştirmenin ve MİR aparatının, minivida başlangıç stabilitesini arttırdığını ifade eden bu bulgular, çalışmanın başında beklediğimiz nitelikte olup, literatür ile paralellik göstermektedir (9,12,92,94).

Konik minivida yapısının ve eğimli yerleştirmenin, minividaların yerleştirme torkunu arttırdığı, rehber delik hazırlığının, rehber delik çapı ve uzunluğunun artmasının minividaların yerleştirme torkunu azalttığı yapılan çalışmalarda ortaya konmuştur (7-9,48,50,92,93).

Wilmes ve ark. (9) yaptıkları *in-vitro* çalışmada 1,6 mm çapında, 8 mm uzunluğundaki konik minivida için 70°'lik yerleştirme açısında 10,1 Ncm MYT değeri rapor etmişlerdir. Benzer şekilde Wilmes ve ark. (8), yaptıkları diğer bir *in-vitro* çalışmanın bulgularında, 1,6 mm çapında 8 mm ve 10 mm uzunluğundaki minivida için sırasıyla 8,9 Ncm ve 9,12 Ncm MYT değerleri kaydetmişlerdir. Her iki çalışmada da minivida yerleştirme öncesi kemik yüzeylerinde farklı çap ve uzunlukta rehber delikler açılmıştır (8,9).

Çalışmamızda kaydedilen 70° normal minivida grubunun ve 90° normal minivida grubunun MYT değerlerinin (11,94 Ncm – 8,44 Ncm), belirtilen çalışmaların MYT değerlerinden hafif miktarda fazla olduğu gözükmemektedir (8,9). Bu durum çalışmamızda minivida uygulama öncesi rehber delik açılmamış olması ile açıklanabilir. Rehber delik açılması ve rehber delik çapının genişletilmesi yerleştirme tork değerlerini azaltmaktadır (8,48). Bununla beraber normal minivida için elde ettiğimiz MYT değerleri, minividaları kadavra kemiğine rehber delik açmadan uygulayan Brinley ve ark.'nın (55) çalışmalarında elde ettiği MYT değerlerine yakındır. Ancak yapay kemik kullanılarak rehber delik açılmadan minividaların yerleştirildiği çalışmalarda, Lim ve ark. (47), Kim ve ark. (60) ve Song ve ark. (166), çalışmamızda elde ettiğimiz MYT değerlerinden daha yüksek MYT değerleri elde etmişlerdir. Bu durumu, yazarların çalışmalarında kullandıkları yapay kemik modellerinin ve bizim çalışmamızda kullanılan hayvan kemiğinin özelliklerinin farklı olması ile açıklamaktayız.

MYT bulgularımız, Kim ve ark.'nın (155) 2009 yılında yaptıkları hayvan çalışmasındaki değerlerden daha düşüktür. Yazarların bulunduğu daha yüksek MYT değerlerinin nedeni çalışmalarındaki minivida çapının bizimkilerden daha

geniş olması olabilir. Minivida çapının artması, MYT değerlerini anlamlı şekilde arttırmaktadır (8,34,35).

Tozlu (12) yaptığı doktora tezi çalışmasında, kortikal kemik kalınlığı 0,85 mm'lik bölgeye uygulanan normal minividalar için 8,71 Ncm, kortikal kemik kalınlığı 1,66 mm'lik bölgeye uygulanan normal minividalar için 14,8 Ncm'lik MYT değerleri rapor etmişlerdir. Çalışmadaki minividalar kemik yüzeylerine dik olarak yerleştirilmiştir. Bizim çalışmamızda gruplara ait ortalama kortikal kemik kalınlıklarının 1,28 mm – 1,34 mm arasında değiştiğini göz önünde bulundurarak, normal minividalar için elde ettiğimiz MYT değerlerinin Tozlu ve ark.'nın (12) elde ettiği MYT değerleri ile uyumlu olduğunu söyleyebiliriz.

Motoyoshi ve ark. (85) yaptıkları çalışmanın sonuçlarında 8 – 10 Ncm arasındaki yerleştirme torku değerlerini tavsiye ederlerken, yapılan diğer bir çalışmada minividaların en az 5 Ncm ile yerleştirilmesi gerektiği bildirilmiştir (34). Bu çalışmaların sonuçlarından farklı olarak Chaddad ve ark. (63) 15 Ncm'lik yerleştirme tork değerini başarılı yerleştirme için gereken minimum değer olarak tanımlamışlardır. Çalışmamızda kaydettiğimiz MYT değerleri belirtilen değerlerden çok farklı değildir. Çalışmamızda 70°'lik açı ile yerleştirilen minividalar için kaydedilmiş olan ortalama MYT değeri 14,07 Ncm'dir ve açılı yerleştirmeye bağlı kortikal kemikte minividanın ilerlediği yolun daha fazla olması sonucu elde edilmiş bir değerdir. Açılı yerleştirme ile elde edilmiş olan bu değer ile Chaddad ve ark.'nın (63) belirttiği 15 Ncm'lik değere yaklaşılmıştır. Çalışmamızda MİR aparatı uygulanan minividaların ortalama MYT değeri ise 15,84 Ncm'dir ve bu değer MİR çıkıntılarının aşırı yerleştirme torku artışına neden olmadığını göstermektedir. 70°'lik açı ile yerleştirilen grupta ve MİR'li grupta elde edilen MYT değerleri doğrultusunda, Chaddad ve ark.'nın (63) önerdiği değerlere (15 Ncm) yaklaşıldığı ve ulaşıldığı yorumu da yapılabilir. Bu çalışmadaki amaçlarımızdan biri, minividaların eğimli yerleştirilmesi ve MİR aparatının minividaların başlangıç stabilitesini arttırdığını ispatlamaktır. Eğimli yerleştirilen minividalarda ve MİR uygulanan minividalarda MYT ve KD değerlerinin yüksek olması, başlangıç stabilitesinin her iki parametreden de olumlu olarak etkilendiğini ortaya koymaktadır.

Başlangıç stabilitesi için yeterli düzeyde MYT gerekmektedir. MYT ile ilgili birçok çalışma yapılmış ve yazarlar tarafından 5 Ncm – 20 Ncm arasındaki değerler önerilmiştir (7,28,34,63,85,164). Başlangıç stabilitesi için belli bir değere ulaşması hedeflenen MYT değeri 20 Ncm üzerine çıkarsa, minividayı çevreleyen kemikte aşırı stres, zorlanmalar ve mikro hasarlar meydana gelebilir (8,84). Ayrıca Wilmes ve ark. (8) 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 MYT değeri (16,19 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.

Belirli oranda artmış yerleştirme torku değerleri, minividaların başlangıç stabilitesini olumlu olarak etkileyebilmektedir (63). Buna bağlı olarak, istatistiksel olarak anlamlı derecede artmış MYT değerleri gösteren 70°'lik açı ile yerleştirilmiş minividalar ile MİR aparatı uygulanmış minividaların başlangıç stabilitesinin daha yüksek olduğu belirlenmiştir.

5.2.2. Kuvvet Direnci Testi ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi

Yerleştirme açısı ile ilgili KD testi sonuçları karşılaştırıldığında, 70°'lik açı ile uygulanan minividaların KD değerleri, 90°'lik açı ile uygulanan minividaların KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. 70°'lik yerleştirme açısının, dik yerleştirmeye göre başlangıç stabilitesi açısından üstünlüğünü gösteren bu bulgu, minividaların açılı yerleşimini savunan çalışmalar ile paralellik göstermektedir (9,92,94). Kuvvet direnci testi sonuçlarında meydana gelmiş olan bu farklılık, 70°'lik açı ile yerleştirilen minividaların dik yerleştirilmiş olan minividalara göre kortikal kemikte daha fazla ilerlemesi ve dolayısı ile kortikal kemik ile daha fazla temasta olması ile açıklanabilir. Çalışmamızda eğimli yerleştirilmiş, kortikal kemik ile daha fazla temasta olan minividalar, kuvvet direnci testinde daha yüksek değerler

göstermiştir ve bu sonuç da çalışmamızdaki MYT bulgularını destekler niteliktedir.

Çalışmamızda, 70° ve 90°'lik yerleştirme açılarında, MİR'li minividaların KD değerleri, normal minividaların KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. MİR aparatı bütün gruplarda minividaların kuvvet direncini arttırmıştır. Bu bulgu, Tozlu'nun (12) doktora tezi çalışmasının sonuçlarını destekler niteliktedir. Boyun kısmında MİR aparatına sıkıca yaslanmış olan minividaların kortikal kemik ile olan yüzey temas alanı artmaktadır. Ayrıca MİR aparatı dikensi çıkıntıları ile kortikal kemik içerisine saplanarak minivida tutuculuğunu arttırmaktadır.

Nalbantgil ve ark. (167) 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 daha az stres meydana geldiği belirtilmiştir. Yazarlar normal miniplaklarda, uygulanan kuvvetlerin direk 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 ve minividaların kortikal kemik ile olan tutuculuğunu arttıran MİR aparatının, minividaların başlangıç stabilite değerlerini anlamlı derecede arttırdığı tespit edilmiştir. Nalbantgil ve ark.'nın (167) 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 değerlendirmemiz, KD testi sonuçlarına anlamlı derecede yansımıştır. Çalışmamızda elde edilen KD testi sonuçları, MİR aparatının düşük kalınlıktaki kortikal kemikte minivida başlangıç stabilitesini arttırdığını açık olarak ortaya koymaktadır ve bu sonuç çalışmamızdaki MYT bulguları ile de örtüşmektedir.

Çalışmamızda 70°'lik açı ile yerleştirilmiş olan minividalara üç farklı yönde (dar açı, geniş açı ve lateral yön), 90°'lik açı ile yerleştirilmiş olan minividalara tek yönde kuvvet uyguladık ve minividaların farklı yönlerdeki kuvvetler karşısındaki başlangıç stabilitelelerini karşılaştırdık. Pickard ve ark. (11) yaptıkları *in-vitro* çalışmada, uygulanan kuvvet ile aynı yönde eğimlenmiş olan minividaların stabilite değerlerinin ve kopma dirençlerinin, uygulanan kuvvet ile ters yönde eğimlenmiş olan minividaların stabilite değerlerine ve kopma dirençlerine göre daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Yazarlar uygulanan kuvvetin etki çizgisi ile ters yönde eğimlenmiş minividaların etrafındaki kortikal kemikte daha fazla stres birikiminin meydana geldiğini, geometrik ve mekanik dezavantajlara bağlı olarak minivida stabilitesinin azaldığını belirtmişlerdir. Bu çalışmanın aksine Inaba (158), tavşan nazal kemiğine eğimli ve dik olarak yerleştirilmiş minividaların başlangıç stabilitelelerini değerlendirdiği çalışmasında, çekme yönüne doğru eğimlenmiş minividalar ile çekme yönünün tersine eğimlenmiş minividalar arasında stabilite açısından anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir.

Çalışmamızda daha önce yapılmış olan çalışmalarda minividalara uygulanmış kuvvet yönlerine (dar açı ve geniş açı) ek olarak, minividalara farklı üçüncü bir yönden (lateral yön) kuvvet uyguladık ve eğimli yerleştirilmiş olan minividaların stabilitesini bu 3 farklı yöndeki kuvvetler karşısında analiz ettik. Çalışmamızda 70°'lik açı ile yerleştirilmiş normal minivida gruplarının karşılaştırmasında, 70° normal lateral yön grubunun KD değerleri (102,12 N), 70° normal dar açı (80,77 N) ve 70° normal geniş açı (79,57 N) gruplarının KD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. 70° normal dar açı ve 70° normal geniş açı gruplarının KD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ve bu bulgu Inaba'nın (158) çalışmasında elde ettiği sonucu destekler niteliktedir. 70° normal dar açı ve 70° normal geniş açı gruplarında, minividaların eğimlendiği yönde ve ters yönde, minividayı çevreleyen kortikal kemikte uygulanan kuvvetler sonucu meydana gelen streslerin ve zorlanmaların, 70° normal lateral yön gruplarında daha az miktarda meydana geldiğini düşünmekteyiz. 70° normal lateral yön grubundaki

minividaların etrafında kuvvetler karşısında daha az miktarda stres ve zorlanma meydana gelmesi, bu grubun KD değerlerinin diğer iki grubun KD değerlerine göre yüksek değerlerde olmasını açıklamaktadır. Bu bulgunun ayrıca 70° normal lateral yön grubuna etkiyen kuvvetlerin kemik – minivida ara yüzeyindeki daha geniş bir alana yayılabilmesi ile de açıklanabileceğini düşünüyoruz. 70° normal lateral yön grubundaki minividalara etki eden kuvvetler, ortodontik tedavilerde minividalara sıklıkla uygulanan kuvvetler ile büyük benzerlikler taşımaktadır. Örneğin alt 1. moların mezyalizasyonu için alt kanin ve premolar arasına 20°'lik apikal yönde eğimle uygulanmış olan bir minivida ve bu minividaya molar mezyalizasyonu için uygulanan kuvvetler, çalışmamızda 70° normal lateral yön grubuna uyguladığımız kuvvetlerin aynısıdır. Bu açıdan değerlendirildiğinde, 70° normal lateral yön grubunun KD değerlerinin daha yüksek olması, klinik uygulamalar açısından avantaj oluşturmaktadır.

Çalışmamızda 70° MİR'li minivida gruplarının farklı yönlerdeki KD değerlerinin karşılaştırmasında, 70° MİR'li geniş açı (183,37 N) grubunun kuvvet direnci değerleri, 70° MİR'li dar açı (134,27 N) ve 70° MİR'li lateral yön (139,91 N) gruplarının kuvvet direnci değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. 70° MİR'li dar açı ve 70° MİR'li lateral yön gruplarının kuvvet direnci değerleri (N) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Çalışmamızda 70° MİR'li minivida grubunda (dar açı, geniş açı ve lateral yön) elde edilmiş olan 134 N – 183 N arasındaki KD değerleri, ortodontik tedavilerde minividalara sıklıkla uygulanan kuvvetleri başarı ile karşılayacak niceliktedir. 70° MİR'li geniş açı grubunun KD değerlerinin, 70° MİR'li dar açı ve 70° MİR'li lateral yön gruplarına göre daha yüksek olması, Pickard ve ark.'nın (11) çalışmalarında belirttiği sonuçlar ile benzerlik taşımaktadır. Minividalara kuvvet uygulandığı zaman kuvvetlerin oluşturduğu zorlanma minividanın boyun kısmında başlayan ilk yivler etrafında oluşmaktadır. Pickard ve ark. (11) bu bölgede kuvvet uygulama sonucu meydana gelen stres dağılımının önemini vurgulamışlar ve kuvvetin etki çizgisi ile aynı yönde

eğimlenmiş minividalarda, oluşan bu stresin daha geniş bir alana yayılabileme imkanına sahip olduğunu belirtmişlerdir.

MİR aparatının her grupta minivida başlangıç stabilitesini arttırdığını belirlemekle beraber, MİR aparatının özellikle 70° MİR'li geniş açı grubunda minivida yer değiştirmesine karşı anlamlı derecede etkili olduğunu gözlemledik. 70° MİR'li geniş açı grubundaki minividaların KD değerlerinin anlamlı derecede daha yüksek olması, kuvvet testi sırasında, bu gruptaki minividaların boyun kısmında diğer gruplara oranla daha az zorlanmaların meydana gelmiş olması ve kuvvet uygulama yönü ile MİR aparatının etkinliğine bağlı olarak oluşan stresin daha geniş bir alana yayılması ile açıklanabilir. 70° MİR'li geniş açı grubunda KD değerlerinin diğer gruplara göre daha yüksek olmasına diğer bir neden olarak geniş açı grubunda uygulanan kuvvet yönü nedeni ile MİR aparatının bu grupta meydana gelen minivida desteklemedeki farklı etkinliği gösterilebilir. Çalışmamızda, geniş açı grubunda uygulanan kuvvetler sırasında, minividanın, boyun kısmında bulunan MİR aparatına daha sıkıca yaslandığını ve buna bağlı olarak MİR aparatının, minividanın yer değiştirmeye karşı daha fazla direnç göstermesini sağlayan sağlam bir destek görevi gördüğünü düşünmekteyiz. Sonuç olarak MİR'li geniş açı grubundaki anlamlı derecede daha yüksek KD değerleri, MİR aparatının, geniş açı grubunda minividaya daha iyi bir dayanak oluşturması ve minividayı daha sıkıca desteklemesi ile açıklanabilir.

5.2.3. Çıkarma Torku ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi

Çalışmamızda 70°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan minividalar ile 90°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan minividaların, MÇT değerleri karşılaştırıldığında, 70°'lik açı ile yerleştirilen grupların MÇT değerleri, 90°'lik açı ile yerleştirilen grupların MÇT değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. 70°'lik yerleştirme açısının, dik yerleştirmeye göre başlangıç stabilitesi açısından üstünlüğünü gösteren bu bulgu, minividaların açılı yerleşimini savunan çalışmalar ile paralellik göstermektedir (9,92,94). Bu bulgu ayrıca, çalışmamızdaki MYT ölçüm ve KD testi sonuçlarını destekler niteliktedir.

Kortikal kemik ile teması arttıran eğimli minivida yerleşiminin başlangıç stabilitesine olan olumlu etkisi, çalışmamızdaki MÇT ölçümlerine de yansımıştır. Çalışmamızda eğimli yerleştirilmiş olan minividalar, dik yerleştirilmiş olanlara göre KD testinden daha az etkilenmiş, deneyler sonunda daha yüksek stabilite değerleri göstermişlerdir.

Çalışmamızda MİR'li grupların MÇT değerleri, normal minivida gruplarının MÇT değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Çalışmamızdaki bu bulgu da MYT ölçüm sonuçları ve KD testi sonuçları ile paralellik göstermektedir. MİR aparatı uygulanan 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 artırması ile açıklanabilir.

Çalışmamızdaki MYT ve MÇT değerleri arasındaki fark ile her iki değeri ölçen çalışmalardaki veriler arasındaki fark birbirlerine orantılı bir şekilde uyum göstermektedir (12,60,155). Çıkarma torkunun test edildiği bazı çalışmalardaki MÇT değerleri ile bizim kaydettiğimiz MÇT değerleri karşılaştırıldığında, çalışmamızdakilere göre daha kalın minividaların kullanıldığı diğer çalışmalarda çoğunlukla daha yüksek sonuçlara rastlanılmaktadır (61,137). Bu fark minivida çapının etkisi ile açıklanabilir. Çıkarma torkunun minivida yarı çapının karesi ile doğru orantılı olduğu yapılan bir çalışmada ortaya konmuştur (73).

Çalışmamızda normal minividalar için elde edilen ortalama MÇT değeri 8,47 Ncm, MİR'li minividalar için elde edilen ortalama MÇT değeri 12,33 Ncm'dir. Suzuki ve Suzuki (86) 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. (61) 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 normal ve MİR'li minividalar 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. Yapay kemik modelleri üzerinde farklı kortikal kemik kalınlıklarının kullanıldığı bir çalışmada ise bizim bulgularımızdan yine daha yüksek MÇT değerleri elde edilmiştir. Bu farkın da, yapay kemiğin farklı özellikleri nedeni ile gerçekleşmiş olabileceğini düşünmekteyiz (166).

5.2.4. Genel Değerlendirme

Bu çalışmada, farklı iki yerleştirme açısı ile yerleştirilen normal minividalar ve boyun kısmına MİR aparatı uygulanmış olan minividaların, farklı yönlerde uygulanan kuvvetler karşısında maksimum yerleştirme torku, maksimum çıkarma torku ve kuvvet direnci değerlerini analiz etmek, dolayısı ile başlangıç stabilitelelerini karşılaştırmak amaçlanmıştır. Çalışmamızdaki en yüksek stabilite değerleri 70°'lik açı ile yerleştirilmiş MİR'li minivida gruplarında elde edilmiştir. Sonuçlar, minividaları eğimli yerleştirmenin dik yerleştirmeye göre avantajını ve MİR aparatının minivida başlangıç stabilitesine olan olumlu etkisini açıkça ortaya koymaktadır.

Çalışmamızda stabiliteye etkisini değerlendirdiğimiz ilk değişken olan yerleştirme açısı ile ilgili bulguların karşılaştırmasında, 70°'lik yerleştirme açısı ile yerleştirilen minividaların MYT, KD ve MÇT değerleri 90°'lik yerleştirme açısı ile yerleştirilen minividaların MYT, KD ve MÇT değerlerine göre yüksek çıkmıştır. Çalışmamızda 70°'lik yerleştirme açısı, minividaların başlangıç stabilitelelerini anlamlı derecede arttırmıştır.

Minividaları eğimli yerleştirmenin diş kökleri ile temas riskinin azalması, kortikal kemik ile temasın artması ve dolayısı ile kortikal kemikten alınan desteğin artması gibi belirgin avantajları yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (9,10,91,92,94). Çalışmamızın sonuçlarına bağlı olarak biz de ortodontik tedavilerde, interradiküler boşluğun yeterli olduğu alanlarda, minividaların kemik yüzeyine 70°'lik yerleştirme açısı ile veya diğer bir tanımla 20° apikal yönde eğimlendirilerek yerleştirilmesini tavsiye ediyoruz. 70°'lik yerleştirme açısı ile yapılacak olan bu uygulamaların ortodonti pratiğinde, minividaların diş kökleri ile temas riskinin azalması, başlangıç stabilitesinin artması gibi avantajları olacaktır. Ayrıca 70°'lik yerleştirme açısı veya 20°'lik apikal yönde açılandırma, yerleştirme sırasında minividanın mukoza veya kemik yüzeyinden kaymasına sebep olabilecek aşırı oblik değerlerden daha düşük değerlerdir. Bu açıdan değerlendirildiğinde klinisyenlere uygulama kolaylığı sunmaktadır.

Çalışmamızda stabiliteye etkisini değerlendirdiğimiz ikinci değişken olan MİR aparatı ve aparatın uygulandığı minividaların bulgularının karşılaştırmasında, MİR uygulanan minividaların MYT, KD ve MÇT değerleri, MİR uygulanmayan minividaların MYT, KD ve MÇT değerlerine göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

MİR aparatının minividaları destekleyici yapısal özellikleri çalışmamızda MYT ölçümü, KD testi ve MÇT ölçümlerine olumlu olarak yansımış ve minividaların başlangıç stabilite değerleri artmıştır. Çalışmamızda minividaların boyun kısmına MİR aparatı uygulayarak, minividaların kortikal kemik ile olan yüzey temas alanını ve MİR'in kortikal kemiğe saplanan dikensi çıkıntılarının da etkinliği ile kortikal kemikten alınan desteği arttırmak hedeflenmiştir. Ölçümünü gerçekleştirdiğimiz verilerin değerlendirmesini yaptığımızda hedeflediğimiz sonuçlara ulaştığımızı görmekteyiz. Ortodontik tedaviler açısından değerlendirdiğimizde, daha geniş bir kortikal alandan destek alınmasına bağlı olarak, minividaya uygulanan kuvvetler karşısında, MİR uygulanmış minividaların, boyun kısmını saran kortikal kemikteki stresin daha az olmasını beklemekteyiz. Bu sayede, normal minividalar ile fizyolojik sınırları aşması

muhtemel zorlanma, MİR aparatı kullanılarak önlenebilecektir. Artmış stabilite ile birlikte azalmış stres, klinik başarıyı arttıracaktır.

Klinik uygulamalar açısından, birçok markaya ait self-drilling özelliğe sahip minivida, rehber delik açılmadan kolay ve hızlı bir şekilde uygulanabilmektedir. Bu şekilde uygulanan minividaların klinik kullanılabilirliği yeterli ve oldukça yaygındır (30). Bunun yanında iki basamaklı cerrahi gerektiren minivida uygulamalarına da rastlanılmaktadır (28,33,66). Bizim MİR aparatını uyguladığımız yöntemde ise normal minivida uygulamasına ilaveten “punch” ile dişeti kaldırılması gerekmektedir. Anestezi açısından ise normal minivida uygulamalarından farklı bir uygulama gerekmemektedir. Flep açılması, sutur uygulaması veya beklenmesi gereken bir iyileşme dönemine gerek yoktur. Basit bir el “punch” aleti kullanılması mümkündür; klinik piyasemen veya anguldruva kullanımına gerek yoktur. Aynı şekilde, minividanın uzaklaştırılması, normal bir minividanın çıkarılmasından farklı değildir. Bütün bu avantajlar MİR aparatının klinisyen için uygulama kolaylığını ifade etmektedir.

Yerleştirilen bölgedeki kortikal kemik kalınlığı minivida başarısı için önemlidir (8,85,104). Düşük kalınlıktaki kortikal kemikte minivida stabilitesinin artması minivida boyutlarının artırılması ile sağlanabilir (6,39,47). Ancak minividalar çoğunlukla kökler arasına yerleştirilirler ve çapları 1,5 mm'den kalın olanların güvenle yerleştirilebilecekleri bölge sayısı sınırlıdır (92). Minivida stabilitesini arttırmak için diğer bir seçenek minividaların bikortikal yerleştirilmesi olabilir. Ancak, bikortikal yerleştirme için alveol genişliğinin ölçülmesi ve vida boyunun belirlenmesi gerekmektedir. Bunun yanında yerleştirme açısının belirlenerek, bu açının hastaya aktarılması bu yöntemin klinik olarak uygulanabilirliğini zorlaştırmaktadır. MİR aparatı klinik ortamda uygulama kolaylığına sahiptir. MİR aparatının uygulanması ile minividaların stabilitesinin güvenli bir şekilde artırılabilmesi mümkündür. Çalışmamızda minividaların yerleştirildiği gruplardaki ortalama kortikal kemik kalınlıkları 1,28 mm ile 1,34 mm arasındaki değerlerdedir. Bu bakımdan çalışmamız, düşük kalınlıktaki kortikal kemikte, MİR aparatının minivida başlangıç stabilitesine belirgin ve olumlu etkisini açıkça ortaya koymaktadır.

Çalışmamızda, kuvvet direnci testinde farklı yönde kuvvet uygulamaları sonucunda elde edilen verileri değerlendirdiğimizde, MİR uygulanmamış olan 70°'lik açı ile yerleştirilmiş normal minividaların, özellikle lateral yöndeki kuvvetler karşısında daha stabil olduklarını gözlemledik. Minividayı çevreleyen kortikal kemikte uygulanan kuvvetler sonucu meydana gelen streslerin ve zorlanmaların, 70° normal lateral yön gruplarında daha az meydana geldiğini düşünmekteyiz. MİR aparatı uygulanmadığı durumlarda, klinik uygulamalar açısından, üst çenede 2. premolar ve 1. molar dişlerin kökleri arasında kemik yüzeyi ile 70°'lik açı yapacak şekilde veya 20° apikal yönde eğimlendirilerek yerleştirilmiş olan bir minividanın stabilitesinin, üst kanin dişin distalizasyonu için yeterli olacağını düşünüyoruz. Aynı şekilde alt kanin ve 1. premolar dişlerin kökleri arasında, 20° apikal yönde eğimlendirilerek yerleştirilmiş olan bir minividanın stabilitesinin, alt 1. molar dişin absolut (mutlak) minimum ankrajla mezyalizasyonu için yeterli olacağı görüşündeyiz. Her iki uygulama da klinikte ortodontistlerin sıklıkla tercih ettiği tedavi mekaniklerindedir. Buna bağlı olarak normal minivida grubunda kuvvet direnci testinde elde ettiğimiz bulgularımızın bu yönde olması, sonuçların klinik uygulamalara yansıtılabilmesi ve uygulanabilirlik açısından belirgin bir şekilde avantaj oluşturmaktadır.

MİR'li minivida gruplarının farklı yönde kuvvetler karşısında sergilemiş olduğu kuvvet dirençlerini incelediğimizde, 70° MİR'li geniş açı grubunun kuvvet direnci değerlerinin diğer iki gruba göre daha üstün olduğunu tespit ettik. Bu bulgu, Pickard ve ark.'nın (11) çalışmalarında belirttiği sonuçlar ile benzerlik taşımaktadır. Açıkçası klinik uygulamalar açısından, 70° açı ile yerleştirilmiş MİR'li minivida gruplarındaki bütün minividaların, çalışmada kaydedilen kuvvet direnç değerlerini değerlendirdiğimizde, klinikte ortodontik tedavi mekaniklerinde uygulanan kuvvetlerin büyük bir kısmını karşılayacak kapasitede olduğunu düşünüyoruz. 70° MİR'li geniş açı grubundaki kuvvet direnci değerlerinin, 70° MİR'li dar açı ve 70° MİR'li lateral yön gruplarına göre daha fazla olmasını ise bu gruptaki minividaların boyun kısmında diğer gruplara oranla daha az zorlanmaların meydana gelmiş olması ve oluşan streslerin, kuvvetin uygulanma

yönü ve MİR aparatının buna bağlı farklı etkinliğine bağlı olarak daha geniş bir alana yayılması ile açıklıyoruz.

Çalışmamız, üç farklı yönde kuvvetin (dar açı, geniş açı ve lateral yön) minivida stabilitesine olan etkilerini değerlendiren ilk çalışma özelliği taşımaktadır. Bu konuda, farklı yönde kuvvet uygulamalarının kemik – minivida ara yüzeyindeki sonuçlarını inceleyecek, kemik – minivida temas oranlarını değerlendirecek ve bu analizler ile birlikte minivida başlangıç stabilitelerini belirleyecek klinik, histolojik, histomorfometrik ve sonlu elemanlar analiz çalışmalarının yapılması yararlı olacaktır.

6. SONUÇLAR

1. 70°'lik yerleştirme açısı ile yerleştirilmiş olan minividaların başlangıç stabiliteleri, 90°'lik yerleştirme açısı ile yerleştirilmiş olan minividaların başlangıç stabilitelerine göre anlamlı derecede daha yüksektir. 70°'lik açı ile yerleştirme, minividaların ankraj değerlerini anlamlı derecede arttırmaktadır.

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

3. Çalışmamızda ölçülen en yüksek stabilite değerleri 70°'lik açı ile yerleştirilmiş MİR'li minivida gruplarının analizlerinde elde edilmiştir.

4. Normal minividaların stabilite ve ankraj değerleri, lateral yöndeki kuvvetler karşısında, dar ve geniş açı yönlerindeki kuvvetlere göre anlamlı derecede daha yüksektir.

5. MİR uygulanmış olan minividaların stabilite ve ankraj değerleri, bütün yönlerdeki kuvvetler karşısında yeterli değerlerde olmakla beraber, özellikle minividanın kuvvetin etki çizgisi ile aynı yönde olduğu geniş açı grubunda anlamlı derecede daha yüksektir.

7. KAYNAKLAR

1. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*, 31:763-767, 1997.
2. Melsen B. Mini-implants: Where are we? *J Clin Orthod*, 39: 539-547, 2005.
3. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131: 9–15, 2007.
4. Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod*, 74: 703–710, 2004.
5. 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.
6. Morarend C, Qian F, Marshall SD, Southard KA, Grosland NM, Morgan TA, McManus M, Southard TE. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 136: 224-229, 2009.
7. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*, 69: 42–50, 2008.
8. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*, 67: 162–174, 2006.
9. Wilmes B, Su Y-Y, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 78: 1065–1070, 2008.
10. Park HS, HwangBo 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.
11. 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: 91-99, 2010.
12. 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, İstanbul, 2010.

13. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg*, 31: 106-117, 1945.
14. Branemark PI, Adel R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prosthesis. 1) Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 3: 81-100, 1969.
15. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*, 17: 266-269, 1983.
16. 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.
17. Wehrbein, H. and Merz BR. Aspects of the use of endosseous palatal implants in orthodontic therapy. *J Esth. Dent*, 10(6): 315-324, 1998.
18. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 107: 251–258, 1995.
19. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *Int. J. Adult Orthod Orthog Surg*, 13: 201-209, 1998.
20. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 115: 166–174, 1999.
21. Chung K, Kim Y, Linto JL, Lee Y. The miniplate with tube for skeletal anchorage. *J Clin Orthod*, 36: 407-412, 2002.
22. Cornelis M, Scheffler N, Mahy P, Siciliano S, Clerk H, Tulloch C. Modified miniplates for skeletal anchorage in orthodontics: Placement and removal surgeries. *J Oral Maxillofacial Surg*, 66: 1439-1445, 2008.
23. De Clerck H, Geerinckx V, Sciliano S. The zygoma anchorage system. *J Clin Orthod*, 36(8): 455-459, 2002.
24. Erverdi N, Usumez S, Solak A. New generation open-bite treatment with zygomatic anchorage. *Angle Orthod*, 76: 519–526, 2006.
25. Sherwood KH, Burch J, Thompson W. Intrusion of supererupted molars with titanium miniplate anchorage. *Angle Orthod*, 73: 597-660, 2003.
26. 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.
27. Park HS, Kyung HM, Sung JH. A simple method of molar uprighting with microimplant anchorage. *J Clin Orthod*, 36: 592-6, 2002.

28. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 36: 695–699, 2007.
29. Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod*, 74: 558–567, 2004.
30. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 135(5): 564. e1-e19, 2009.
31. Park HS, Lee SK, Kwon OW. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *Angle Orthod*, 75: 510-6, 2005.
32. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium miniscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop*, 65: 410–418, 2004.
33. 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.
34. 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.
35. Lim JK, Kim WS, Kim IK, Son CY, Byun HI. Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. *Korea J Orthod*, 33: 11–20, 2003.
36. Carano A, Melsen B. Implants in orthodontics. Interview. *Prog Orthod*, 6: 62–69, 2005.
37. Cope JB. Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. *Semin Orthod*, 11: 3–9, 2005.
38. 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.
39. 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.
40. 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.

41. 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.
42. Lin JC, Liou EJ, Yeh CL, Evans CA. A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. *World J Orthod*, 8: 136–144, 2007.
43. 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.
44. Berens A, Wiechmann D, Dempf R. Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop*, 67:450–458, 2006.
45. 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.
46. Chen CH, Chang CS, Hsieh CH, Tseng YC, Shen YS, Huang IY. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg*, 64: 1209–1213, 2006.
47. 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.
48. Wilmes B, Drescher D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 79: 609–614, 2009.
49. Chatzigianni A, Keilig L, Reimann S, Eliades T, Bourauel C. Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels. *Eur J Orthod*, 33: 381–387, 2011.
50. Cha J, Kil J, Yoon T, Hwang C. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137: 73-79, 2010.
51. Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. *Angle Orthod*, 78: 692–698, 2008.
52. Cha JY, Yoon TM, Hwang CJ. Insertion and removal torques according to orthodontic mini-screw design. *Korean J Orthod*, 38(1): 5-12, 2008.
53. 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.

54. 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.
55. 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.
56. 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.
57. DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W. Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma*, 4: 169–174, 1990.
58. 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.
59. 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.
60. 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.
61. 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.
62. 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.
63. 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.
64. 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.
65. Park YC, Kim JK, Lee JS. *Atlas of Contemporary Orthodontics*. Seoul, 104-145, 2005.

66. Lee SJ, Ahn SJ, Lee JW, Kim SH, Kim TW. Survival analysis of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 137: 194-199, 2010.
67. Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-orthodontic micro-implant. *J Clin Orthod*, 38: 478–486, 2004.
68. Whang CZ, Bister D, Sheriff M. An in vitro investigation of peak insertion torque values of six commercially available mini-implants. *Eur J Orthod*, 33(6): 660-6, 2011.
69. Heidemann W, Gerlach KL, Grobel KH, Kollner HG. Drill free screws: a new form of osteosynthesis screw. *J Craniomaxillofac Surg*, 26: 163-168, 1998.
70. Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 133: 44–50, 2008.
71. 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.
72. Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwon TG. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133: 30–37, 2008.
73. Kim JW, Ahn SJ, Chang YL. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128: 190-4, 2005.
74. Çehreli S ve 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.
75. Heibel H, Alt KW, Wachter R, Bahr W. Cortical thickness of the mandible with special reference to miniplate osteosynthesis. Morphometric analysis of autopsy material. *Mund Kiefer Gesichtschir*, 5: 180–185, 2001.
76. Gantous A, Phillips JH. The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews. *Plast Reconstr Surg*, 95: 1165–1169, 1995.
77. Heidemann W, Gerlach KL, Grobel KH, Kollner HG. Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. *J Craniomaxillofac Surg*, 26: 50–55, 1998.
78. Uemura M, Motoyoshi M, Yano S, Sakaguchi M, Igarashi Y, Shimizu N. Orthodontic mini-implant stability and the ratio of pilot hole implant diameter. *Eur J Orthod*, 34(1): 52-56, 2012.

79. 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.
80. 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.
81. 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.
82. Hughes AN, Jordan BA. The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion. *Injury*, 4(1): 25-38, 1972.
83. Collinge CA, Stern S, Cordes S, Lautenschlager EP. Mechanical properties of small fragment screws. *Clin Orthop Rel Res*, 373: 277-284, 2000.
84. 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.
85. 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.
86. Suzuki EY ve Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139: 669-78, 2011.
87. Wilmes B, Su YY, Sadigh L, Drescher D. Pre-drilling force and insertion torques during orthodontic mini-implant insertion in relation to root contact. *J Orofac Orthop*, 69: 51-8, 2008.
88. 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.
89. Lee K, Joo E, Kim K, Lee J, Park Y, Yu H. Computed tomographic analysis of tooth-bearing alveolar bone for orthodontic miniscrew placement. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 135(4): 486-94, 2009.
90. Huang LH, Shotwell JL, Wang HL. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 127: 713-22, 2005.
91. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod*, 37(6): 321-8, 2003.

92. 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.
93. Lim JE, Lim WH, Chun YS. Quantitative evaluation of cortical bone thickness and root proximity at maxillary interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Clin. Anat*, 21: 486-491, 2008.
94. 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.
95. Woodall N, Tadepalli SC, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139(2): e147-52, 2011.
96. Kim HJ, Yun HS, Park HD, Kim DH, Park YC. Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 130: 177–182, 2006.
97. 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.
98. 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.
99. 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.
100. Costa A, Pasta G, Bergamaschi G. Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. *Semin Orthod*, 11: 10-15, 2005.
101. Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136: 230-235, 2009.
102. Baumgaertel S. Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136: 104-108, 2009.
103. Monnerat C, Restle L, Mucha JN. Tomographic mapping of mandibular interradicular spaces for placement of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 135(4): 428.e1-e9, 2009.

104. Huja S, Litsky A, Beck F, Johnson K, Larsen P. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 127: 307-313, 2005.
105. 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.
106. 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.
107. 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 (Bristol,Avon)*, 21: 533-537, 2006.
108. 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.
109. 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: 100-7, 2010.
110. 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.
111. 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.
112. Lin JC, Liou EJ. A new bone screw for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*, 37: 676–681, 2003.
113. Mah J, Bergstrand F. Temporary anchorage devices: a status report. *J Clin Orthod*, 39: 132–136, 2005.
114. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131: 43-51, 2007.
115. Maino BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew implants: The spider screw anchorage system. *Semin Orthod*, 11: 40–46, 2005.
116. Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM, Huja SS. A Radiographic Evaluation of the Availability of Bone for Placement of Miniscrews. *Angle Orthod*, 74: 830-835, 2004.

117. Ludwig B, Glasl B, Kinzinger GS, Lietz T, Lisson JA. Anatomical guidelines for miniscrew insertion: Vestibular interradicular sites, 45(3): 165-174, 2011.
118. Kim YH, Yang SM, Kim S, Lee JY, Kim KE, Gianelly AA, Kyung SH. Midpalatal miniscrews for orthodontic anchorage: Factors affecting clinical success. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 137(1): 66-72, 2010.
119. Hu KS, Kang MK, Kim TW, Kim KH, Kim HJ. Relationships between dental roots and surrounding tissues for orthodontic miniscrew installation. *Angle Orthod*, 79: 37-45, 2009.
120. 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.
121. 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.
122. 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.
123. 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.
124. 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.
125. 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.
126. Roze J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, Layrolle P. Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Implants Res*, Oct; 20(10):1140-5, 2009.
127. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol*, 23(3): 104-11, 1997.
128. Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G. Quantitative cone-beam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic miniscrew placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthoped*, 134(3): 361-9, 2008.
129. Fayed MM, Pazera P, Katsaros C. Optimal sites for orthodontic mini-implant placement assessed by cone beam computed tomography. *Angle Orthod*, 80(5): 939-51, 2010.

130. Farnsworth D, Rossouw PE, Ceen RF, Buschang PH. Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139: 495-503, 2011.
131. Park J, Cho HJ. Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136: 314 e1-e12, 2009.
132. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res*, 3: 23-28, 2000.
133. Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod*, 59: 247-256, 1989.
134. Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res*, 16: 473-479, 2005.
135. Vande Vannet B, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K. Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod*, 29(5): 437-42, 2007.
136. Jung BA, Yildizhan F, Wehrbein H. Bone-to-implant contact of orthodontic implants in humans - a histomorphometric investigation. *Eur J Orthod*, 30(6): 552-7, 2008.
137. 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.
138. 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.
139. 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.
140. Woods PW, Buschang PH, Owens SE, Rossouw PE, Opperman LA. The effect of force, timing, and location on bone-to-implant contact of miniscrew implants. *Eur J Orthod*, 31(3): 232-40, 2009.
141. Luzi C, Verna C, Melsen B. Immediate loading of orthodontic mini-implants: a histomorphometric evaluation of tissue reaction. *Eur J Orthod*, 31(1): 21-9, 2009.

142. Garfinkle JS, Cunningham LL JR, Beeman CS, Klumper GT, Hicks EP, Kim MO. Evaluation of orthodontic mini-implant anchorage in premolar extraction therapy in adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133(5): 642-653, 2008.
143. Park HS. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korean J Orthod*, 33: 151–156, 2003.
144. 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.
145. 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.
146. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Semin Orthod*, 11: 24–31, 2005.
147. Dalstra M, Cattaneo PM, Melsen B. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics*, 1: 53–62, 2004.
148. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 126: 42–47, 2004.
149. 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.
150. Mortensen MG, Buschang PH, Oliver DR, Kyung HM, Behrents RG. Stability of immediately loaded 3- and 6-mm miniscrew implants in beagle dogs—a pilot study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 136: 251-259, 2009.
151. Owens SE, Buschang PH, Cope JB, Franco PF, Rossouw PE. Experimental evaluation of tooth movement in the beagle dog with the mini-implant for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132: 639-46, 2007.
152. Carrillo R, Rossouw PE, Franco PF, Opperman LA, Buschang PH. Intrusion of multiradicular teeth and related root resorption with mini-screw implant anchorage: a radiographic evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132: 647-655, 2007.
153. 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.

154. 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.
155. Kim SH, Lee JS, Cho S, Kim SK, Kim TK. Rotational Resistance of Surface-Treated Mini-Implants. *Angle Orthod*, 79: 899–907, 2009.
156. Park KH, Lee EM, Shin S, Kim SH, Park YG, Kim SJ. Evaluation of the effect of force direction on stationary anchorage success of mini-implant with a lever-arm-shaped upper structure. *Angle Orthod*. 81: 776–782, 2011.
157. Cho YM, Cha JY, Hwang CJ. The effect of rotation moment on the stability of immediately loaded orthodontic miniscrews: a pilot study. *Eur J Orthod*, 32: 614–619, 2010.
158. Inaba M. Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *J Oral Sci*, Sep;51(3): 347-53, 2009.
159. 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.
160. 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.
161. 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.
162. Uysal T, Ekizer A, Akcay H, Etoz O, Guray E. Resonance frequency analysis of orthodontic miniscrews subjected to light-emitting diode photobiomodulation therapy. *Eur J Orthod*, 34(1): 44-51, 2012.
163. Wilmes B, Hönscheid R, Drescher D. Application of a wireless resonance frequency transducer to assess primary stability of orthodontic mini-implants: An in-vitro study in pig ilia. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24: 647-654, 2009.
164. 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.
165. 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.

166. 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.
167. 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(1): 9-15, 2012.

ÖZGEÇMİŞ

30 Nisan 1980 tarihinde İstanbul'da doğdu. İlköğrenimini Hüseyin Cahit Yalçın İlköğretim Okulu'nda tamamladı. 1999 yılında Alman Lisesi'nden mezun oldu ve aynı yıl Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandı. 2004 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2008 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nın mülakat, yazılı ve pratik sınavlarını başarıyla geçerek, doktora eğitimine başladı.