



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

**FARKLI AÇILARLA UYGULANMIŞ KONİK TEK TİP YİVLİ VE ÇİFT TİP
YİVLİ ORTODONTİK MİNİ İMPLANTLARIN PRİMER STABİLİTELERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DOKTORA TEZİ
Dt. KAĞAN LOSTUVALI**

**DANIŞMAN
Doç. Dr. DERYA ÇAKAN**

İSTANBUL- Ocak 2013

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, *in vitro* ortamda, farklı açılar ile yerleştirilmiş konik çift tip yivli minividalar ile tek tip yivli minividaların primer stabilitelelerini, değerlendirmektir.

Çalışmamızda 30 adet, 1,6 mm çapında, 8,0 mm uzunluğunda tek tip yivli, yine aynı boyutlarda 30 adet çift tip yivli olmak üzere toplam 60 adet "Self-drilling" özelliğine sahip minivida kullanılmıştır. Uygulama, sığır kalça kemiğinden elde edilen kemik bloklar üzerinde yapılmıştır. Yiv tasarımı ve uygulama açısına göre minividalar 4 farklı gruba dağıtılmıştır. Birinci grupta 15 adet tek tip yivli minivida kemik yüzeyine 90° açıyla, ikinci grupta 15 adet tek tip yivli minivida kemik yüzeyine 60° açıyla, üçüncü grupta 15 adet çift tip yivli minivida kemik yüzeyine 90° açıyla, dördüncü grupta 15 adet çift tip yivli minivida kemik yüzeyine 60° açıyla uygulanmıştır. Tüm minividaların implant stabilite katsayı (ISK) değerleri rezonans frekans analizi (RFA) kullanılarak ölçülmüş ve istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Gruplar karşılaştırıldığında, tek tip yivli minividaların 90° ve 60° açıyla uygulanmaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0,05$). 90° açıyla uygulandığında çift tip yivli minividaların ISK ölçümlerinin yine açıyla uygulanan tek tip yivli minividalara ve 60° açıyla uygulanan tek ve çift yivli minividalara oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur ($p<0,01$). 60°'lik uygulamada ise çift tip yivli minividaların, farklı açılarda uygulanan tek tip yivli minivida grupları ile aynı stabilite değerlerini gösterdiği saptanmıştır.

Sonuç olarak, kortikal kemik içerisinde bağlanmaya katılan yiv sayısının artmasıyla, çift tip yivli minividalar dik açıyla uygulandıklarında tek tip yivli minividalara göre daha yüksek stabilite göstermektedir. Bununla birlikte uygulama açısının 90°'den 60°'ye değişmesi çift yivli minividaların primer stabilitelelerinde azalmaya neden olmaktadır.

Anahtar sözcükler: Minivida, stabilite, çift tip yivli, tek tip yivli, Rezonans Frekans Analizi.

SUMMARY

PRIMARY STABILITY EVALUATION OF MONO AND DUAL-THREAD MINISCREWS IN DIFFERENT INSERTION ANGLES

The aim of this *in-vitro* study is, to evaluate the primary stability of tapered mono and dual-thread miniscrews inserted with different angles.

In this study 60 self-drilling miniscrews with a diameter of 1,6 mm and a length of 8,0 mm were used. Of these 60 miniscrews, 30 were mono-thread and the remaining 30 were dual-thread miniscrews. These miniscrews were applied to bone blocks prepared from ilium of bovine. There are four groups of miniscrews according to thread designs and insertion angles. The first group consists of 15 mono-thread miniscrews which were inserted with an angle of 90° to the bone surface, the second group consists of 15 mono-thread miniscrews which were inserted with an angle of 60° to the bone surface, the third group consists of 15 dual-thread miniscrews which were inserted with an angle of 90° to the bone surface and finally the fourth group consists of 15 dual-thread miniscrews were inserted with an angle of 60° to the bone surface. All implant stability quotient (ISQ) values of miniscrews were measured with resonance frequency analysis (RFA) and statistically evaluated.

When groups were compared, it has been revealed that there is no statistically significant difference between 90° and 60° insertion angles of mono-thread miniscrews ($p < 0.01$). Furthermore, it was also revealed that the ISQ values of dual-thread miniscrews inserted with an angle of 90° were statistically significantly higher when compared to those of mono-thread miniscrews inserted with an angle of 90° and mono and dual-thread miniscrews inserted with an angle of 60° ($p < 0.01$). Finally, results also indicated that dual-thread miniscrews inserted with an angle of 60° has the same stability values with those of mono-thread miniscrews inserted with different angles.

In conclusion, as the number of threads of perpendicularly inserted dual-thread miniscrews attached to the cortical bone increases, the stability also increases compared to perpendicularly inserted mono-thread miniscrews. Besides, the change in insertion

angle of dual-thread miniscrews from 90° to 60° causes a reduction in primary stability values.

Key words: Miniscrew, stability, dual-thread, mono-thread, Resonance Frequency Analysis,

TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimim sırasında sağlamış olduğu olanaklar ve desteği için Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı ve Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof.Dr.Türker Sandallı'ya,**

Ortodonti eğitimim boyunca ve tezimin hazırlanmasında benden hiçbir fedakarlığı esirgemeyen, deneyimlerini ve bilgisini benimle sınırsız paylaşan, bilgim ve donanımlarım üzerinde çok fazla emekleri olan sayın hocalarım **Doç.Dr.Fulya Özdemir ve Doç.Dr.Derya Çakan'a,**

Doktora eğitimim sırasında, yardımlarını esirgemeyen **Doç.Dr.Didem Nalbantgil, Yrd.Doç.Dr.Oğuz Öztoprak, Yrd.Doç.Dr.Murat Tozlu, Dr.Feyza Ülkür, Dr.Burcu Nur'a**

Kürsümüzden ayrılan, ancak ortodonti eğitimimin bir döneminde birikimlerinden çokça faydalandığım sayın hocalarım **Prof.Dr.Tülin Arun ve Doç.Dr.Korkmaz Sayınsu'ya,**

Bu tezin hazırlık sürecinde, ortak bazı çalışmalar yaptığım dönem arkadaşlarım **Dt.Volkan Uyar, Dt.Hande Biçeroğlu Demir, Dt.Burak Aydın, Dt.Abidin Acar ve Dt.Bertan Güzel'e,**

Tezimin yazılması sürecinde çeviri konusunda desteğini aldığım **Levent Uslu'ya,**

Birlikte çalışmaktan çok şey öğrendiğim tüm klinik personeline,

Araştırmamda yardımlarını esirgemeyen **Kutay Eryılmaz ve ekibine,** ayrıca kullanılan minividaların üretimindeki katkılarından dolayı **Trimed** firmasına,

Çalışmalarım sırasında, benden desteğini esirgemeyen eşim **Sevcan Lostuvalı'ya**, ve bende çok fazla emeği olan annem **Y.Nurgan Lostuvalı** ve babam **Nuri Lostuvalı'ya**,

Ortodonti eğitimimin başından itibaren desteğini hiç esirgemeyen sayın **Bedrettin DALAN'a**,

Bu tez çalışması 112S382 no'lu proje kapsamında Tübitak tarafından desteklenmiştir. Bu desteğinden dolayı **Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu'na**,

Teşekkür ederim.

Kağın Lostuvalı

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|-----|
| ÖZET | II |
| SUMMARY | III |
| TEŞEKKÜR | V |
| İÇİNDEKİLER | VII |
| KISALTMALAR VE SİMGELER | XII |
| TABLO LİSTESİ | XIV |
| ŞEKİL LİSTESİ | XV |
| RESİM LİSTESİ | XVI |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ..... | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 4 |
| 2.1. İskeletsel Ankraj | 4 |
| 2.1.1. İskeletsel Ankrajın Tarihsel Gelişimi | 4 |
| 2.1.2. İskeletsel Ankraj Aygıtları | 6 |
| 2.1.2.1. İmplantlar | 6 |
| 2.1.2.2. Miniplaklar | 6 |
| 2.1.2.3. Onplantlar | 7 |

| | |
|--|----|
| 2.1.2.4. Minividalar | 7 |
| 2.2. Minivida Başarısı..... | 7 |
| 2.3. Minivida Başarısını Etkileyen Faktörler | 8 |
| 2.3.1. Hasta İle İlgili Faktörler | 8 |
| 2.3.1.1. Sistemik Hastalıklar..... | 8 |
| 2.3.1.2. Cinsiyet..... | 8 |
| 2.3.1.3. Yaş | 8 |
| 2.3.2. Cerrahi Yöntemle ilgili Faktörler | 9 |
| 2.3.2.1. Uygulayan Hekimin Tecrübesi | 9 |
| 2.3.2.2. Rehber Delik Uygulaması | 9 |
| 2.3.2.3. Flep Açılması..... | 11 |
| 2.3.2.4. Uygulama Açısı | 11 |
| 2.3.2.5. Yerleştirme Torku | 12 |
| 2.3.2.6. Bikortikal Uygulama | 12 |
| 2.3.3. Minivida ile İlgili Faktörler | 13 |
| 2.3.3.1. Minividanın Uzunluğu..... | 13 |
| 2.3.3.2. Minividanın Çapı..... | 13 |
| 2.3.3.3. Minividanın Şekli | 14 |

| | |
|---|-----------|
| 2.3.3.4. Minividanın Yiv Şekli | 15 |
| 2.3.3.5. Minividanın Yüzey Özelliği | 16 |
| 2.3.3.6. Minividanın Üretildiği Materyal | 17 |
| 2.3.4. Anatomik Yapılarla İlgili Lokal Faktörler | 18 |
| 2.3.4.1. Kortikal Kemik Kalınlığı..... | 18 |
| 2.3.4.2. Kemik Yoğunluğu | 19 |
| 2.3.4.3. Süngerimsi Kemik Özellikleri..... | 19 |
| 2.3.4.4. Uygulama Bölgesi | 19 |
| 2.3.4.5. Kök Hasarı ve Komşu Anatomik Yapılara Yakınlık..... | 20 |
| 2.3.5. Minividaya Kuvvet Yükleme ile İlgili Faktörler | 21 |
| 2.3.5.1. Yükleme Zamanlaması..... | 21 |
| 2.3.5.2. Uygulanan Kuvvet Miktarı..... | 22 |
| 2.3.5.3. Uygulanan Kuvvetin Süresi..... | 22 |
| 2.3.5.4. Uygulanan Kuvvetin Tipi ve Yönü | 23 |
| 2.3.6. Minivida Başarısını Etkilediği Düşünülen Başka Faktörler..... | 23 |
| 2.3.6.1. Oral Hijyen | 23 |
| 2.3.6.2. Mobilite | 24 |
| 2.3.6.3. Minivida ve Osseointegrasyon | 24 |

| | |
|--|-----------|
| 2.3.6.4. Primer Stabilitenin Değerlendirilmesi | 25 |
| 2.3.6.5. Maksimum Uygulama Torku ve Çıkarma Torku | 26 |
| 2.3.6.6. Kuvvet Direnci | 27 |
| 2.3.6.7. Rezonans Frekans Analizi Değerlendirmesi | 27 |
| 3. GEREÇ ve YÖNTEM | 32 |
| 3.1. Gereç | 32 |
| 3.1.1. Minividalar | 32 |
| 3.1.1.1. Tek Tip Yivli Minividaların Özellikleri | 32 |
| 3.1.1.2. Çift Tip Yivli Minividaların Özellikleri | 33 |
| 3.1.2. Kemik Blokları | 33 |
| 3.1.3. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme Cihazı..... | 34 |
| 3.1.4. Tornavida..... | 35 |
| 3.1.5. Uygulama Sehpa ve Açılı Aparat | 35 |
| 3.1.6. Rezonans Frekans Analizi Aygıtı..... | 37 |
| 3.2. Yöntem | 38 |
| 3.2.1. Kemik Bloklarının Seçilmesi | 38 |
| 3.2.2. Kemiklerin İşaretlenmesi..... | 38 |
| 3.2.2.1. Kesi İle İşaretleme | 39 |

| | |
|---|-----------|
| 3.2.2.2 Gütaperka İşaretlemesi | 41 |
| 3.2.2.3. Akrilik Rakam İşaretlemesi | 42 |
| 3.2.3. Bilgisayarlı Tomografi Çekimi..... | 42 |
| 3.2.4. Uygulama Noktalarının Tespit Edilmesi | 43 |
| 3.2.5. Uygulama Noktalarının Görsel Olarak İşaretlenmesi | 46 |
| 3.2.6. Minividaların Uygulanması..... | 46 |
| 3.2.7. RFA ile İmplant Stabilite Katsayısının Ölçülmesi | 50 |
| 3.3. İstatistiksel Değerlendirme | 55 |
| 4. BULGULAR | 56 |
| 4.1. Grupların Kortikal Kemik Kalınlıklarının Karşılaştırılması | 56 |
| 4.2. Grupların Rezonans Frekans Ölçümleri | 56 |
| 4.3. RFA Ölçümleri ile İlgili Bulgular | 57 |
| 5. TARTIŞMA | 62 |
| 5.1. Amacın, Gereç ve Yöntemin Tartışılması | 62 |
| 5.2. Bulguların Tartışılması | 69 |
| 6.SONUÇLAR..... | 76 |
| 7.KAYNAKLAR | 77 |
| 8.ÖZGEÇMİŞ | 92 |

KISALTMALAR VE SİMGELER

1. MUT : Maksimum Uygulama Torku
2. MÇT : Maksimum Çıkarma Torku
3. gr : Gram
4. ° : Derece
5. SLA : Sinterlenmiş, iri grenli, asitlenmiş (Sintered, large-grid, acid etched)
6. SS : Standart Sapma
7. cm : Santimetre
8. N : Newton
9. Ncm : Newton Santimetre
10. mm : Milimetre
11. P : Olasılık
12. % : Yüzde
13. CT : Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography)
14. RFA : Rezonans Frekansı Analizi (Resonance Frequency Analysis)

15. ISK : İmplant Stabilite Katsayısı

16. KKK : Kortikal Kemik Kalınlığı

17.Ort.: Ortalama

18. Uyg.: Uygulama

19. YŞF: Yiv Şekli Faktörü

21. Hz: Hertz

22. kHz: Kilo Hertz

TABLO LİSTESİ

| | |
|--|----|
| Tablo 3.2.4: Kortikal kemik kalınlıklarının kemik bloklarındaki dağılımları..... | 45 |
| Tablo 4.1: Grupların KKK'nın karşılaştırılması..... | 56 |
| Tablo 4.2.1: I. Grubun rezonans frekans ölçümleri ölçümleri..... | 56 |
| Tablo 4.2.2: II. Grubun rezonans frekans ölçümleri ölçümleri ölçümleri..... | 57 |
| Tablo 4.2.3: III. Grubun rezonans frekans ölçümleri ölçümleri ölçümleri..... | 57 |
| Tablo 4.2.4: IV. Grubun rezonans frekans ölçümleri ölçümleri ölçümleri..... | 57 |
| Tablo 4.3.1: Grupların RFA ölçümlerinin Friedman Testi karşılaştırılması..... | 58 |
| Tablo 4.3.2: I. Grup ve II. Grup minividaların RFA ölçümlerinin Wilcoxon Testi ile karşılaştırılması..... | 58 |
| Tablo 4.3.3: I. Grup ve III. Grup minividaların RFA ölçümlerinin Wilcoxon Testi ile karşılaştırılması..... | 59 |
| Tablo 4.3.4: I. Grup ve IV. Grup minividaların RFA ölçümlerinin Wilcoxon Testi ile karşılaştırılması..... | 59 |
| Tablo 4.3.5: III. Grup ve II. Grup minividaların RFA ölçümlerinin Wilcoxon Testi ile karşılaştırılması..... | 60 |
| Tablo 4.3.6: III. Grup ve IV. Grup minividaların RFA ölçümlerinin Wilcoxon Testi ile karşılaştırılması..... | 60 |
| Tablo 4.3.7: II. Grup ve IV. Grup minividaların RFA ölçümlerinin Wilcoxon Testi ile karşılaştırılması..... | 61 |

ŞEKİL LİSTESİ

| | |
|--|----|
| Şekil 3.2.6: Çalışma Grupları..... | 47 |
| Şekil 5.1.1: 90° açıyla uygulanan çift tip yivli minividanın kemik içinde kalan sıklaştırılmış yiv yapısı..... | 64 |
| Şekil 5.1.2: 60° açıyla uygulanan çift tip yivli minividanın kemik yüzeyi dışında kalan sıklaştırılmış yiv yapısı..... | 64 |
| Şekil 5.2.1: 60° açıyla uygulanmış çift tip yivli minividanın boyun bölgesi yivlerinin katkısı..... | 71 |
| Şekil 5.2.2: 90° ve 60° açıyla uygulanmış çift tip yivli minividaların boyun bölgesi mikro yivlerinin kemik içinde kalan görünüşleri..... | 71 |
| Şekil 5.2.3: Çift tip yivli minividanın boyun bölgesi yivlerinin 2 boyutlu görselleştirilmesi..... | 72 |

RESİM LİSTESİ

| | |
|---|----|
| Resim 3.1.1.1: Tek Tip Yivli Konik Minivida..... | 32 |
| Resim 3.1.1.2: Çift Tip Yivli Konik Minivida..... | 33 |
| Resim 3.1.2 : Kesilmiş Kemik Bloğu..... | 34 |
| Resim 3.1.3: Iluma (Bilgisayarlı Tomografi Cihazı)..... | 34 |
| Resim 3.1.5.1: Uygulama sehpası..... | 36 |
| Resim 3.1.5.2: Ahşap taşıyıcı iskele..... | 36 |
| Resim 3.1.5.3: Açılı aparat ve tornavida taşıyıcı parça..... | 36 |
| Resim 3.1.5.4: Kemik sabitlemek için kullanılan 2 adet ahşap blok ve 4 adet sabitleme vidası..... | 37 |
| Resim 3.1.6.1: RFA Cihazı..... | 37 |
| Resim 3.1.6.2: Smartpeg™..... | 37 |
| Resim 3.2.2.1.1: Kemik üzerinde uygulama mesafesinin sınırlarının ölçülmesi | 39 |
| Resim 3.2.2.1.2: Ölçülen mesafenin testere ile işaretlenmesi..... | 40 |
| Resim 3.2.2.1.3: Ön bölgenin iki kesi ile işaretlenmesi..... | 40 |
| Resim 3.2.2.2.1: Aralarında 65 mm mesafe olan paralel güta-perkalar..... | 41 |
| Resim 3.2.2.2.2: Çekim sehpasında serbest konan kemik blokları..... | 41 |
| Resim 3.2.2.2.3: Çekim tablasında serbest duran kemik bloklarının tomografi..... | 42 |

| | |
|---|----|
| Resim 3.2.2.3: Uygulama sehpasına sabitlenmiş akrilik rakamlar..... | 42 |
| Resim 3.2.4.1: Kemik bloklarının tomografide renklendirilmiş görüntüsü..... | 43 |
| Resim 3.2.4.2: Gütaperkaların sagittal, vertikal ve transversal rotasyon ile karşılaştırılması... | 43 |
| Resim 3.2.4.3: 1'er mm'lik kesitlerin aksiyel görüntüsü..... | 44 |
| Resim 3.2.4.4: KKK ölçümü yapılabilecek kesitlerin ayrılmış görünümü..... | 44 |
| Resim 3.2.4.5: 1 mm'lik kesitin uygulama yapılacak noktasındaki kortikal kemik kalınlığının ölçülmesi..... | 45 |
| Resim 3.2.6.1: Kemik bloklarının sabitlenmesi..... | 47 |
| Resim 3.2.6.2: Açılı apar atın 90°'ye ayarlanması... .. | 48 |
| Resim 3.2.6.3: Açılı aparatın vida ile kemik yüzeyi arasında 60° açı yapacak şekilde ayarlanıp, minividanın uygulanması..... | 48 |
| Resim 3.2.6.4: 90° açıyla uygulanan minividanın yaka kısmı ile kemik yüzeyi arasındaki 1mm'lik mesafenin ayarlanması..... | 49 |
| Resim 3.2.6.5: 60° açıyla uygulanan minividanın yaka kısmı ile kemik yüzeyi arasındaki 1mm'lik mesafenin ayarlanması..... | 49 |
| Resim 3.2.6.6: 1 mm'lik mesafeyi ayarlamak için kullanılan parça..... | 49 |
| Resim 3.2.6.7: 1 mm'lik mesafenin dijital kaliper ile kontrol edilmesi..... | 50 |
| Resim 3.2.7.1: Işıkla sertleştirme aşaması..... | 51 |
| Resim 3.2.7.2: Minivida ile <i>Smartpeg</i> 'in uzun eksenleri birbirine paralel olacak şekilde bağlanması..... | 51 |
| Resim 3.2.7.3: Minivida ile <i>Smartpeg</i> bağlanmasının yukarıdan görünümü..... | 52 |

| | |
|--|-----------|
| Resim 3.2.7.4: ISK Ölçümü (önden)..... | 52 |
| Resim 3.2.7.5: ISK Ölçümü (arkadan)..... | 53 |
| Resim 3.2.7.6: : ISK Ölçümü (sağdan)..... | 53 |
| Resim 3.2.7.7: : ISK Ölçümü (soldan)..... | 54 |

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Ortodontik tedavilerin başarısında ankraj kontrolünün önemli bir yeri vardır. Ankraj kontrolünün istenilen düzeyde yapılamadığı durumlarda, ortodontik tedavi sürecinde oklüzal ilişkiler anlamında varılmak istenen hedefe ulaşılamayabilir. Son yıllarda yetişkin ortodontisinin de popüler olmasıyla beraber, klinisyenler, ağızdışı aygıtlar gibi geleneksel ankraj yöntemlerine göre daha pratik ve kabul edilebilir olan, hasta kooperasyonu gerektirmeyen ve mutlak ankraj sağlayan kemik yapı destekli aygıtların geliştirilmesine yönelmişlerdir.

Erken dönem uygulamalarda iskeletsel ankraj amacıyla cerrahi minividalar, protetik dental implantlar, mini plaklar ve benzer aygıtlar kullanılmaya başlanmıştır. Bu dönemde uygulanan bu aygıtların cerrahi prosedür gerektirmesi (1), iri hacimli olması (2) , yüksek maliyetli olması, ortodontik malzemelerle, örneğin elastikler ve *coil spring*'lerle uyumlu başlıklarının olmaması, başlangıçta mikro-implant denilen ve günümüzde minivida ismiyle benimsenmiş aygıtların dizayn edilmesine yol açmıştır.

Minividaların başarısını değerlendirmek üzerine yapılan çalışmalar sonucunda başarıdan sorumlu pek çok faktör tanımlanmıştır (3-11). Bu faktörlerden biri olan primer stabilite, uygulamanın hemen ardından elde edilen tutuculuğu tanımlamaktadır. Stabilitesi büyük ölçüde osseointegrasyona bağlı olan protetik implantların aksine, minividaların primer stabiliteleri, kortikal kemik ile temas eden minivida yüzey alanının miktarına ve mekanik bağlanma kalitesine bağlıdır.

Minividaların uygulandıkları bölgedeki kemik yoğunluğu, kortikal kemik kalitesi ve kalınlığı, cerrahi teknik, minividanın çapı ve uzunluğu, uygulama açısı ve dizaynı, primer stabiliteyi etkileyebilmektedir (3, 4, 12-16). Bu çalışmalardan elde edilen veriler

ışığında, temas eden kortikal kemik yüzeyi ve minivida yüzeyinin mekanik tutunma kalitesini arttırmada, minividavida tasarımının önem kazandığı görülmektedir.

En iyi primer stabilite sonuçları elde etmek adına farklı minivida tasarımları ankraj amaçlı denenmiştir. Vida tasarımında, mekanik bağlanabilirliği arttıracak şekil ve yiv yapısıyla birlikte, kemik ile temas yüzeyini arttıracak tasarımlar birlikte düşünülmüştür. Ortodontik ankraj amaçlı uygulamalar, kullanım amacı ve bölgesine göre, anatomik yapıların özellikleri, bölgedeki diş kök varlığı ve minividanın kök hasarı oluşturmaması, bölgedeki yumuşak doku ve kortikal kemik kalınlığı gibi verilerin değerlendirildiği çalışmalarda, minivida ölçülerinde ideal boyutların hemen hemen tanımlanması sağlanmıştır (14, 17-20). Minivida çapının ve boyunun yanı sıra, primer stabilitedeki üstünlük değerlendirmelerine olan ilgi zamanla minividanın şekil ve yiv tasarımlarına kaymıştır.

Mekanik bağlanma becerisini arttırmak için, aynı zamanda farklı yiv tasarımları denenmiştir.

Yivler asimetrik veya simetrik olmak üzere iki farklı varyasyon sahip olabilir. Simetrik yivler minivida boyunca paralel seyrederken, asimetrik yivli minividalarda yivler, uca doğru artan açıda seyrederek, ancak bu minividalarda çıkarmayı zorlaştırıcı etki yaratmaktadır (6). Yivlerin derinliğinin artması da primer stabiliteyi olumlu olarak etkilemektedir (7). Primer stabiliteyi olumlu yönde etkilemek amacıyla yapılan değişikliklere, dental implantlarda hibrit çift dişli vida tanımlamasıyla kullanılan dental implant tasarımının, ortodontik amaçlı kullanılan minividalardaki tasarıma yansmasıyla, kortikal kemik temasını arttırmak amacıyla çift yiv uygulaması ortodonti literatüründeki yerini almıştır (21). Çift tip yiv yapısı dental implantlarda, spongioz ve kortikal kemikle temas eden yüzeyde daha uygun yük dağılımı sağlamak amacıyla tasarlanmıştır. Bu tasarımdan esinlenerek dizayn edilmiş çift tip yivli minividada, sayısı artırılmış boyun bölgesi yivleri sayesinde, kortikal kemik temas yüzeyi artmaktadır. Stabilitelerini mekanik tutunmadan alan minividaların özellikle kortikal kemikle temas eden bölgede yiv sayısının sıklaştırılması kemik ile implant arasındaki kenetlenmeyi, dolayısıyla da primer stabiliteyi arttırabilmektedir. Ortodontik minividaların boyun

bölgesinde kortikal kemik içinde kalan yiv aralığının daralmasının vidanın direncini arttırdığı da gösterilmiştir (22).

Yiv şekli faktörünün (YŞF) geçici ankraj aygıtlarının stabilitesine etkisinin incelendiği bir diğer çalışmada ise, yiv aralığının azalmasının minividanın mekanik yetkinliğini arttırdığı bulunmuştur (23).

Kim ve ark. (21), tek tip yivli silindirik ve konik vidalarla karşılaştırıldığında kemiğe dik yerleştirilen çift yivli vidaların daha iyi mekanik stabilite gösterdiklerini ortaya koymuşlardır. Dolayısıyla stabilitenin artırılması gereken anatomik bölgelerde, çift yivli minivida kullanımı önerilebilir. Ancak, gerek diş köklerinin korunması gerekse kortikal kemik temasının artırılması amacıyla klinikte açılı uygulamalar yapılmaktadır (24-28). Yerleştirme açısı göz önünde bulundurulduğunda en ideal primer stabilite değerlerinin 60° - 70° 'lik uygulamalarda elde edildiği bildirilmiştir (3). Diğer yandan literatürde, klinikte açılı yerleştirilen çift yivli minividaların boyun bölgesindeki yivlerinin ne oranda kortikal kemik içinde kaldıkları ve retansiyona katkıda bulduklarına dair bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu bilgilerin ışığında literatürdeki bu eksikliği doldurmayı hedefleyen bir çalışma planladık.

Çalışmamızın amacı, farklı açılar ile yerleştirilmiş, farklı yiv yapısındaki minividaların primer stabiliteilerinin rezonans frekans analizi (RFA) ile değerlendirilmesidir. Sıfır hipotezimiz dik ve açılı yerleştirilen tek ve çift yivli minividaların stabiliteilerinin arasında fark olmadığıdır.

2. GENEL BİLGİLER

Ankraj, bir yapı elemanını, başka bir elemana sabitleme yöntemiyle, birlikte çalışır hale getirmektir. Ortodontistler için ankraj kontrolü zor ve önemli bir konudur.

Ağız ortamında uygulanan mekanikler, klinik ortam ve biyolojik farklılıklar göz önünde bulundurulduğunda, ankraj hesaplamaları açısından çok ciddi mühendislik donanımı ve birikimi gerektirebilir. Klinik çalışma süresi ve hasta kooperasyonu da göz önünde bulundurulduğunda, diş destekli uygulamaların aksine, sonucun daha kolay tahmin edilebilir ve hekim tarafından kontrol edilebilir olması açısından, kemik destekli implantlar daha çok tercih edilebilir. Bu bölümde, iskeletsel ankraj ve iskeletsel ankrajın tarihsel gelişimi, iskeletsel ankraj amacıyla kullanılan aygıtlar ve minivida başarısını etkileyen faktörlere yönelik literatür bilgisi verilmektedir.

2.1. İskeletsel Ankraj

Cerrahi minividalar, protetik dental implantlar, mini plaklar, teller, minividalar ve benzeri iskeletsel üniteler kullanarak, kemikten destek alınarak elde edilen ankraj sistemlerine iskeletsel ankraj denilmektedir.

2.1.1. İskeletsel Ankrajın Tarihsel Gelişimi

İskeletsel ankrajın tarihsel gelişimine bakmadan önce, implant tarihine kısaca değinmek gerekir. Allen'in (29) 1687 yılında yayımlanan araştırma sonuçlarına göre, tarihte ilk implant uygulamalarına, M.Ö. 3000'de antik Mısır Uygarlığı'nın gelişmekte olduğu dönemlerde rastlanmaktadır. Bu araştırmayla birlikte dental implantlardan, replantasyon ve transplantasyon olarak ilk kez söz edildiği görülmektedir. M.S. 1500-1800 yılları arasında, kadavra hırsızları olarak adlandırılan kişilerin fakir kimselerden ve kadavralardan aldıkları dişleri allotransplantasyon amacıyla pazarladıkları bilinmektedir (30). Avrupada uzun yıllar alışlagelmiş bu yöntem, sifiliz ve tüberküloz gibi bulaşıcı hastalıkların farkındalığıyla birlikte zaman içerisinde terk edilmiştir (31).

Ring'in (32) 1995 yılındaki yayınına göre, modern dental implant tekniğini uygulayan ilk kişi Maggiolo'dur. Fransız kökenli bir dişhekimi olan Maggiolo, 1809 yılında 3 ayaklı, 18 ayar altın implantı çene kemiğine uygulamış ve üzerine porselen kron yapmıştır. Bu uygulamayı takip eden bazı çalışmalardan sonra Dahle (31) ,1990 yılındaki araştırmasında, 1905 yılında Scholl'un kıvrımlı yapıda ve kök formuna benzer porselen implant yaptığını, buna ilave olarak üst yapıyı bağlamak için kullanılan bağlantı teli tasarladığını yazmıştır (31).

Başarılı olarak kabul edilebilecek, ilk implant uygulamaları, 1937'de Harvard Üniversitesi'nde, Stock tarafından yapılmıştır (31).

Ortodontik ankraj amaçlı ilk kullanım ise Gainsforth ve ark. (33) tarafından 1945 yılında Iowa Üniversitesi'nde gerçekleştirilmiştir. Mandibulaya uygulanan bir çelik pin ile, diş hareketinin yanı sıra iskeletsel sınıf II ilişkisinin düzeltilmesine de çalışılmıştır. 1970 yılında Linkow (34) ilk kez *blade implant* ile sınıf II tedavisini olgu raporu olarak sunmuştur. Linkow maloklüzyonu düzeltmek için, *blade* ile maksilla arasında elastik kullanmıştır. Bu çalışmaların ardından 1983 yılında, Creekmore ve Eklund (35) anterior nazal spina'nın altına, maksiller kesicileri kemik içine gömmek için vida yerleştirmiştir. Kullanılan tüm bu dental implantlar, iri cüsseli ve maliyetli implantlardır. Üretim aşamasında ortodontik uygulamaya yönelik tasarım düşünülmemiştir. Ayrıca bu implantlar osseointegrasyon beklentisi yüksek olarak tasarlanmışlardır. İlk kez 1977 yılında Branemark ve ark. (36) titanyum implantların osseointegre olabildiklerini ispatlamışlardır. Ayrıca, dental implantlar, ortodontik uygulamalar düşünülmeden tasarlandıklarından, *coil spring* gibi ortodontik materyallerle uyumlu başlıkları da bulunmamaktadır. Tüm bu deneyimler ve ortodontik gereksinimler, günümüzde kullanımı gün geçtikçe yaygınlaşan ve minivida olarak adlandırılan mini-implantların tasarlanmasını sağlamıştır.

Minivida, ilk defa Kanomi (37) tarafından 1997'de bir vaka raporu ile sunulmuştur. Costa ve ark. (38), braket başlı ilk minivida uygulamasını bir olgu raporu ile 1998'de bildirmişlerdir. Yakın geçmişte, minivida uygulamaları vaka raporları olarak sunulmaya

devam ederken, konuyla ilgili pek çok *in vitro* ve *in vivo* çalışma da yapılmıştır (26, 39-47).

2.1.2. İskeletsel Ankraj Aygıtları

2.1.2.1. İmplantlar

İmplantların, protetik dişhekimliğindeki başarılı uygulamaları, ortodontik amaçlı kullanımlarını da beraberinde getirmiştir (48-50). Bu aygıtların cerrahi prosedür gerektirmesi (1), iri cüsseli olması (2), yüksek maliyetli olması (51), geleneksel dişhekimliği uygulamalarında yükleme zamanıyla ilgili olarak, genellikle protetik yüklemeye yönelik çalışma verilerinin değerlendirilmiş olması (52-54), elastikler ve *coil spring* gibi ortodontik malzemelerle uyumlu başlıklarının olmaması (34), başlangıçta mikro-implant denilen ve günümüzde minivida ismiyle benimsenmiş aygıtların dizayn edilmesine yol açmıştır.

2.1.2.2. Miniplaklar

Ortopedi ve travmatoloji, çene cerrahisi, el cerrahisi, KBB ve plastik cerrahi alanlarının rekonstrüksiyon ve fiksasyon amacıyla ortak olarak kullandığı mini-plaklar, ortodonti pratiğinde de kullanılmaktadır. Umemori ve ark. (55), Jenner ve Fitzpatrick (56), miniplakları ortodonti pratiğinde ilk kullanan araştırmacılarıdır. Ortodontik miniplağın bir ucu kortikal kemiğe vidalanarak sabitlenir. Çoğunlukla kemik yüzeyine göre şekillendirilerek kullanılırlar. *C-tube* Miniplak (57), *Bollard* Miniplak (58), *Surgitec Zygoma Anchor* Miniplak (59) ve *multi purpose implant (MPI)* (60) gibi farklı tasarımlara sahip miniplaklar, zaman içerisinde geliştirilmiştir. Miniplak kullanılarak, molar distalizasyonu yapılmış, şiddetli açık kapanış ve Sınıf II maolokluzyonlar gibi kapanış bozuklukları tedavi edilebilmiştir (61, 62). Miniplaklar, yüzey anatomik formuna ve olgudaki ihtiyaca göre, kolay şekillendirilebilme özelliğine sahiptirler (63).

2.1.2.3. Onplantlar

Block ve Hoffman tarafından dizayn edilen onplantlar, geleneksel implantlardan farklı olarak 8 – 10 mm genişliğinde 2 mm uzunluğunda ve yassı bir yapıya sahiptirler (64). Palatal mukozaya cerrahi bir prosedür sonrasında yerleştirilmektedir ve osseointegrasyon sağlanması için 4 ay beklenmesi gerekmektedir (65). Klinik uygulamalarda, ortodontik ankraj için kullanılabilir oldukları görülmüştür (66).

2.1.2.4. Minividalar

Minivida uygulaması, ilk kez Kanomi (37) tarafından 1997'de tanıtılmıştır. Ortodontik malzemelerle uyumlu braket başlı ilk uygulama Costa ve ark. (38) tarafından 1998'de sunulmuştur.

Değişik şekil, boy ve çapta minividalar mevcuttur ve kullanılan bölge ve amaca yönelik seçim yapılabilmektedir (14, 17-20). Minividalarda osseointegrasyon beklentisi yoktur. Stabilitelelerini mekanik tutunmadan almaktadırlar. Böylelikle yükleme, uygulama sonrasında hemen yapılabilmektedir ve osseointegrasyon beklenmediğinden çıkarılması da kolay olmaktadır (14).

2.2. Minivida Başarısı

Minivida başarısını etkileyen kriterler tam olarak standardize edilememiştir. Başarı değerlendirmesi değişkenlik göstermektedir. Mobilite, süre, uygulama yöntemleri, değişkenlerin kontrolündeki eksikliklerdir (67). Bu değişkenlikler şu faktörlerle açıklanabilmektedir.

2.3. Minivida başarısını etkileyen faktörler

2.3.1. Hasta ile İlgili Faktörler

2.3.1.1. Sistemik Hastalıklar

Sistemik hastalıklar ve minivida başarısı, kemik yıkımına ve/veya kemik nekrozuna neden olabilen hastalık ve ilaç kullanımından etkilenmektedir. Bu etkilenme daha çok klasik dental implantlar için risk faktörüdür. Periodontal hastalık, diyabet, osteoporöz, paget hastalığı, multiple myeloma, kemik yayılımı gösteren bazı kanser türleri ve başka bazı metabolik kemik hastalığı bulunan kişiler, ayrıca bifosfonat kullanan hastalar, geleneksel implant uygulamalarında risk grubu hastalardır (24, 68). Bu hastalara daha uzun iyileşme dönemi öngörülmesi, olguya özel yükleme protokolleri oluşturulmalıdır (68).

2.3.1.2. Cinsiyet

Minivida çalışmalarının çoğunda cinsiyetin başarı üzerindeki etkileri göz ardı edilmiştir (13, 20, 24, 69, 70). Lee ve ark. (71), 141 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada cinsiyetin başarı üzerinde bir etken olmadığı sonucuna ulaşmışlardır. Bilgisayarlı tomografi kullanılan bir çalışmada, üst birinci büyük azı dişinin mezyalinde atake dişinin olduğu bölgedeki kortikal kemik kalınlığının kızlarda daha ince olduğuyula ilgili bir farklılık gösterilmiştir (72). Şu ana kadar bu farklılığın başarı üzerindeki etkisini gösteren bir çalışma yoktur.

2.3.1.3. Yaş

Minivida başarısı ile yaş arasındaki ilişkinin değerlendirildiği bir çalışmada, istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tanımlanamamakla beraber (71), genç bireylerde erken dönem kayıpları olduğu vurgulanmış ve bu hastalarda daha hassas çalışılmasını tavsiye edilmiştir. Bu durum, genç erişkinlerde kemik yoğunluğunun erken yüklemeye

yetersiz direnç gösterebilmesiyle açıklanmıştır. Motoyoshi ve ark. (25) yapmış oldukları bir çalışmada, genç erişkinlerde, erişkinlere göre erken dönem yükleme yapılan minividalarda başarı oranının düştüğünü göstermişlerdir. Bu durumu, genç erişkinlerdeki kemik yoğunluğunun erişkinlere göre daha düşük olmasına bağlamışlardır.

2.3.2. Cerrahi Yöntemle ilgili Faktörler

2.3.2.1. Uygulayan Hekimin Tecrübesi

Yapılan dental implant uygulamalarında, işlemin minimal travmayla gerçekleştirilmesi implant başarısı açısından önemlidir (73). Benzer şekilde, ortodontik ankraj amaçlı minividalar için de klinik pratikte el hassasiyetinin önemi çok fazladır. Minividayı hiç salınım yapmadan uygulamak, primer stabiliteyi ve minivida başarısını etkilemektedir. Uygulama sırasında oluşan travmalar ve termal hasarlar, implantın fibröz yapıyla çevrelenmesine neden olacaktır (74). Bu uygulamalarda deneyimin artması, başarı oranını da arttırmaktadır (20, 24, 75, 76).

2.3.2.2. Rehber Delik Uygulaması

Pilot delik ya da diğer bir deyişle rehber delik, daha az travmatik uygulama yapılabilmesi açısından tercih edilebilir. Bu uygulamanın primer stabilite kalitesini arttıracığı düşünülmektedir. Bu rehber delik minivida boyu kadar (70), ya da sadece kortikal kemiği delemek kadar olabilir (19, 77). Vidanın “*self-tapping*” ya da “*self-drilling*” olması açılacak olan rehber deliğin nasıl olacağına karar verilmesini etkiler. “*Self-drilling*” minividalar sadece kortikal kemik delinerek uygulandığı gibi, rehber delik açmadan da uygulanabilir. “*Self-tapping*” minividalar ise rehber deliğin tüm minivida boyu kadar hazırlanmasıyla uygulanır (15).

Sadece kortikal kemik delinerek açılacak rehber delik 3 mm derinliğinde olmalıdır. En kalın kortikal kemik en kalın angulus bölgesindedir ve 3 mm olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikten sonraki süngerimsi kemikteki delik derinliği minivida stabilitesini etkilememektedir (78, 79). Bununla birlikte süngerimsi kemikte rehber delik açılmamasının minivida yivleri ile kemik arasında daha sıkı bir mekanik tutunma sağlayacağını söyleyen çalışmalar da vardır (80, 81). Yine rehber delik açılmadan uygulanan bazı minivida çalışmalarında, daha sıkı kemik-minivida bağlanması gösterilmiş, bunun da, daha az kemik talaşı oluşmasından ve daha az termal hasarın olmasından kaynaklandığı açıklanmıştır (79,82). Benzer şekilde Eriksson ve ark. (74) yapmış oldukları bir hayvan çalışmasında rehber delik açıldığında, hazırlık sırasında açığa çıkan ısının kemik dokusu hasarına yol açtığını açıklamışlardır.

Minivida uygulama öncesinde açılacak rehber delik minivida çapından 0,7 mm (49), 0,5 mm (19, 38, 83, 84), 0,3 mm (24, 69, 85,86) daha dar ya da aynı çapta (81) olabilmektedir. Ancak klinik pratiğinde rehber deliğin minivida çapından daha dar olması önemlidir (4). Klinik ortamda el hassasiyetinin de hesaba katılması unutulmamalıdır. Minividayı hiç salınım yapmadan uygulamak oldukça zordur. Bununla birlikte minivida çapının rehber delikten çok daha dar olduğu durumlarda minivida ile kemik temas bölgesinde oluşacak stres oranı yükselir, bu da lokal iskemi ve nekroz oluşmasına neden olabilir (70, 87).

Rehber delik açılarak ve açılmadan uygulanan minivida hayvan deneylerinde iki farklı çalışmada Kim ve Chang (88) bir haftalık iyileşme periyodu sonrası kuvvet uygularken, Chen ve ark. (89) hemen yükleme yapmışlardır. Her iki deneysel çalışmada da rehber delik açılmayan gruplar daha başarılı bulunmuştur. Rehber delik açılmadan uygulanan minividalarda, kemik yüzeyi ile vida arasında daha fazla temas olduğunu gösteren histolojik çalışmalar vardır (78, 79, 89). Rehber delik açılmadığında daha az travma yaratıldığı ve daha iyi doku uyumu olduğu bildirilmektedir (78).

Minivida başarısında rol oynayan kortikal kemik kalınlığı, rehber delik uygulaması kararını belirleyen önemli bir faktördür. Alt ve üst çene minivida uygulamalarında alt çenede daha fazla başarısızlık görülmektedir. Bunun nedeni alt çenedeki kortikal kemik kalınlığının, özellikle arka bölgelere doğru daha da fazla olmak üzere, daha kalın olmasıdır. Kortikal kemik kalınlaştıkça da, minivida kırılma riski artmakta (89, 90),

ayrıca uygulama sırasında açığa çıkan aşırı ısı, enflamasyona sebep olup erken dönem iyileşmeyi geciktirmektedir (90).

2.3.2.3. Flep açılması

Literatürde minividaların flep açılarak veya açılmaksızın uygulandığı görülmektedir (14, 20). Kuroda ve ark. (69) 2007'de, flepsiz tekniğin daha başarılı olduğunu, hastaların postoperatif dönemde daha az ağrı ve rahatsızlık duyduklarını bildirmişlerdir. Minividalar genelde flep açılması gerekmeksizin uygulanabilmektedir (26, 39, 40).

2.3.2.4. Uygulama Açısı

En sağlıklı primer stabiliteye ulaşmak, maksimum kortikal kemik yüzeyinden yararlanmaktan geçer. Minivida açılı yerleştirildiğinde kortikal kemik ile temas eden yüzeyi, dolayısıyla stabilitesi artar. Kortikal kemik desteğini arttırmanın yanı sıra, hasar vermek istemediğimiz anatomik yapılardan kaçınmak için de minivida değişik açılarda yerleştirilmektedir (24, 25). 2009 yılında Kim ve ark. (27), minividaların üst çenede posterior bölgede mine–sement sınırından 2-4 mm uzakta ve 45° daha az açıda uygulanmasını önermişler. Park ve ark. (28) 2010 yılında yayınlanan çalışmalarında, meziyodistal açılındırmayı irdelemiş ve uygulama sırasında minividanın 10° - 20° distale açılındırılmasını ve dişlerin kontak noktasının 0,5 – 2,7 mm distalinden uygulanmasını tavsiye etmişlerdir.

Wilmes ve ark. (3), domuz kalça eklemine yapmış oldukları *in vitro* çalışmalarında, primer stabilite değeri açısından en ideal uygulama açısının sınırlarını incelemek istemişlerdir. Uygulama açısına ek olarak, artan minivida çapının da primer stabilite değerini olumlu oranda etkilediğini gösterdikleri bu çalışmada, MUT verilerine göre değerlendirme yapmışlar. Çalışmalarında, 1,6 x 8 mm ve 2,0 mm x 10 mm ölçülerinde 28 adet minividayı 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° ve 90°'lik açılarda uygulamışlar. Uygulamalarını 0,5 – 1,0 mm arası kortikal kemik kalınlığına sahip

kesitlere yapmışlar. Çalışma sonucunda, 1,6 x 8 mm ve 2 x 10 mm minividalar sırasıyla, en oblik uygulama olan 30°'lik uygulamada en düşük (78 ± 33 , 167 ± 62 Nmm ortalama MUT değeri) primer stabilite değeri verirken, 70°'lik uygulamada en yüksek (101 ± 31 , 109 ± 46 Nmm ortalama MUT değeri) primer stabilite değeri vermiştir. Bu ebatlardaki minividalar için en ideal primer stabilitenin elde edildiği açı aralığının, 60° ile 70° ($63,8^\circ$, $66,7^\circ$) arasında olduğunu kaydetmişlerdir. Bunun nedeni olarak da, bu açı aralığındaki uygulama sayesinde, kortikal kemik temas yüzeyinden en yüksek oranda yararlanılmasını göstermişlerdir. Çalışma sonuçlarını klinik olarak değerlendirdiklerinde, açılı uygulama sonrasında, minividanın kemik dışında kalan ve kuvvetin bağlandığı kaldıraç kolu olarak tabir edebileceğimiz kısmının daha fazla olduğunu, kuvvet uygulandığında da, bu sonucun başarısızlık oranını arttırabileceğinin de göz ardı edilmemesi gerektiğini bildirmişlerdir.

2.3.2.5. Yerleştirme Torku

Minivida ile yapılan klinik çalışmalarda yerleştirme torkunun minivida başarısı üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir. Yerleştirme tork değerleri 3,5 – 10 Ncm arasında olduğunda en sağlıklı sonuçlara ulaşıldığı (8, 13, 25, 70, 87), 23 Ncm'den daha yüksek olduğunda minivida kırılmaları görüldüğü bildirilmiştir (15). Bu yüzden yerleştirme torkunun 20 Ncm'nin üzerine çıkmamasına özen gösterilmelidir (15).

2.3.2.6. Bikortikal Uygulama

Bikortikal uygulamada minivida hem bukkal hem de lingual kortikal kemikten destek almaktadır. Çeşitli çalışmalar bikortikal uygulamanın minividanın kuvvetlere karşı direncini arttırdığını göstermişlerdir (91, 92). Ayrıca uygulanan kuvvetin, hareket ettirilecek diş veya diş grubunun direnç merkezinden geçecek şekilde ayarlanabilmesi bu uygulamanın avantajı olarak gösterilmiştir (93). Ayrıca bazı çalışmalar bikortikal uygulamada, minividanın kuvvetlere karşı daha dirençli olduğu gösterilmiştir. Ancak, minividalar klinik pratiği ve uygulama kolaylığı açısından çoğunlukla monokortikal olarak uygulanabilmektedir.

2.3.3. Minivida İle İlgili Faktörler

2.3.3.1. Minividanın uzunluğu

Wilmes ve Drescher (4) *in vitro* ortamda yaptıkları çalışmada minivida uzunluğunun artmasıyla, primer stabilitenin anlamlı derecede arttığını göstermişlerdir. Ancak yapılan klinik minivida çalışmalarının çoğunda vida uzunluğunun başarı oranını etkilemediği gösterilmiştir (14, 83). Seçilen minivida uzunluğu başta mukoza kalınlığı olmak üzere, komşu anatomik yapıların mesafesine, uygulama açısına ayrıca kemik kalitesine göre karar verilerek belirlenmelidir (19, 69, 77,94). Minividanın boyu 5 mm'den daha uzun ise, uzunluğunun ne kadar olduğu primer stabiliteyi etkilememektedir (14). Minivida uzunluğunun 5 mm'den fazla olması kortikal kemik yüzeyinden maksimum faydalanmak adına belirleyici bir seçim kriteri olabilmektedir (19, 38, 95). Örneğin kalın bir mukozaya sahip palatal bölgeye daha uzun minivida seçilmelidir (20, 96).

2.3.3.2. Minividanın Çapı

Minivida ile kemik temas yüzey alanındaki artış, minivida stabilitesini olumlu olarak etkilemektedir. Çap artışı da bu yüzey alanının miktarını arttıracığından stabiliteyi de olumlu olarak etkileyecektir (5, 15, 16, 39, 70). 1 mm, 1,5 mm, 2,3 mm çapındaki minividaların stabilitelelerini inceleyen Miyawaki ve ark. (14), 1,5 mm ve 2,3 mm çaplı minividaların başarı oranlarının aynı olduğu, her iki minividanın 1,0 mm çaplı minividalardan anlamlı derecede daha başarılı olduğunu göstermişlerdir.

Wilmes ve ark. (5) yapmış oldukları bir *in vitro* çalışmada 7 farklı firmanın ürettiği 13 farklı minividanın, farklı rehber delik çaplarında primer stabilite değerlendirmesini yapmışlardır. Yaptıkları bu çalışmada, 1,6 mm ve daha dar çaplı minividalar için 1,1 mm çaplı rehber delik, 1,6 mm'den daha geniş çaplı minividalar için 1,3 mm çaplı rehber delikleri, 3 mm derinlikte olacak şekilde hazırlanmışlar. Çalışmada Aarhus (1.5 x 9.6 mm ve 2.0 x 9.6 mm), AbsoAnchor SH 14-08 (silindirik) ve SH 1413-08 (konik),

Lomas (1,5 x 9 mm ve 2.0 x 11 mm), Micro-Anchorage-System (MAS) (1.5 x 11 mm), Orlus (1,8 x 8 mm), Spider (1.5 x 8 mm ve 2 x 11 mm), Spider K1 (1.5 x 8 mm ve 10 mm), Dual Top (1.6 x 8 mm) marka minividaları kullanmışlar. Ölçümleri de, çok hassas gerilim ölçerin, açu sensörünün ve kullanımı kolaylaştıran sürücü şaftının monte edildiği bir robot ile gerçekleştirmişler. Sonuçta, minividanın çapının primer stabilite üzerinde etkili olduğunu açıklamışlardır.

Minivida çapının küçüldüğü durumlarda minividanın kırılma riski göz ardı edilmemelidir (24, 97-99). Minivida çapının 0,2 mm azalması, direncini yarı yarıya azaltmaktadır. Bu nedenle 1,3 mm'den daha küçük çaplı minividaların kullanımı tavsiye edilmemektedir (6).

2.3.3.3. Minividanın Şekli

Vidaların silindirik ve konik olmak üzere iki şekilleri vardır. Silindirik vidanın çapı vida ucu dışında vida boyunca aynıdır. Konik vidanın çapı vida ucundan vida boynuna kadar artarak devam eder ve en ince-en kalın çap arasındaki fark 0,3 - 0,4 mm kadardır. Konik vidanın daralarak sonlanması, temas yüzeyinin azalmasına yol açar. Bu durumun, vidanın stabilitesinin azalmasına neden olması beklenir. Ancak pratikte bu şekilde değildir. Uygulama sırasında vidanın kortikal kemik yüzeyinden boylu boyunca geçerken kortikal kemik yüzeyinde, uygulamadan uygulamaya ve uygulayıcıdan uygulayıcıya bağlı olarak değişen ve farklı miktarlarda oluşan bollaşmalar, genişleyen vida şekli sayesinde tolere edilir. Bu yüzden ki yapılan çalışmalarda konik vidalar daha başarılı sonuçlar vermiştir (5, 10, 11). Ayrıca, kök hasarı riskini en aza indirmek için, kökler arasına doğru ilerledikçe uca doğru incelen minivida kullanmak, muhtemel kök hasarını da minimuma indirmektedir (6, 100).

Cha ve ark. (11), yaptıkları bir hayvan çalışmasında, 6 erkek köpek mandibulası bukkal bölgesine 48 adet 1,5 x 7,0 mm'lik konik ve silindirik minivida uygulamışlar. 3. ve 12. haftada stabilite değerlendirmesi yaptıkları çalışmalarında, minividaların başlangıç ve ikincil stabilite ölçümlerini değerlendirmişlerdir. 3. haftada kaydedilen değerlerde, konik minividaların stabilite değerlerinin anlamlı derecede yüksek olduğunu

bildirmişlerdir. Ancak 12. haftada yapılan ölçümlerde silindirik minivida stabilite değerlerinin, istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte fazla olduğunu bildirmişlerdir. Araştırma sonucunda başlangıç stabilite değerlendirmesinde konik vidaların üstünlüğü vurgulanırken, ikincil stabilite açısından konik ve silindirik minividalar arasında bir fark olmadığı açıklanmıştır.

2.3.3.4. Minividanın Yiv Şekli

Minivida yiv yapıları, gerek yiv açıları, gerek yivler arası mesafe, gerekse ilave varyasyonlarla farklılıklar göstermektedirler. Minividanın uzun eksenine göre vida ucuna doğru artan açıyla sıralanan yivlere sahip minividalar, asimetrik yivli olarak değerlendirilirken, yivlerin vida uzun eksenine göre, vida ucuna kadar paralel seyrettiği vida tipine simetrik vida denilmektedir. Ayrıca üzerinde iki farklı tipte yiv olan, çift tip yivli minividalar bulunmaktadır.

Asimetrik minividalarda yivlerin açıları, vidanın uzun eksenine göre artan açıda seyreder. Örnek olarak vida boynunda yiv açısı 90° olarak başlayıp, vida ucunda 45° olarak sonlanır. Asimetrik yivli minivida tipindeki yiv yapısının, uygulamada kolaylık sağladığı ve çıkarma yönündeki zorlamalara karşı da engelleyici rol oynadığı gösterilmiştir (6). Bunun nedeni olarak, temas yüzeyinde artmış olan sürtünme gösterilmiştir (101).

Uygulama sırasında çıkan talaşın tahliyesini kolaylaştırmak amacıyla vida boyunca oluklar açılmıştır. Oluk sayısı ve uzunluğu arttıkça kemik hasarında ve uygulama torkunda azalma olduğu gösterilmiştir (102). Ancak; yapılan başka bir çalışmada, oluk sayısı ve uzunluğu arttığında, uygulama torkununun ve sıyırıp çıkarma direncinin arttığı görülmüştür (22). Bu durum, vidaladıkça artan ve sıkışan kemik talaşlarının sürtünmeyi arttırmasıyla açıklanmıştır (22, 102).

Minivida üzerindeki yivler arası mesafeler değişkenlik gösterebilmektedir. Yivler arası bu mesafe, her vidalama turunda, vidanın kemik içerisindeki ilerleme miktarını belirlemektedir (103). Bazı çalışmalar, yivler arası mesafe azaldıkça, minividanın

çekme kuvvetine karşı olan direncinin arttığını göstermişlerdir (7, 104). Yiv şekli faktörünün (YŞF) geçici ankraj aygıtlarının stabilitesine etkisinin incelendiği bir diğer çalışmada ise, yiv aralığının azalmasının minividanın mekanik yetkinliğini arttırdığı bulunmuştur (23).

Minividanın yivleri arasındaki mesafelerin değişkenlik gösterdiği gibi, yivlerin derinlikleri de farklılıklar göstermektedir. Yivlerin derinliği arttıkça, minividanın primer stabilitesinin de arttığı gösterilmiştir (7).

Ayrıca minividanın kortikal kemiğe büyük oranda temas ettiği düşünülen vida boynuna yakın bölgedeki yiv sayısının artırılmasıyla çift tip yivli minividalar geliştirilmiş ve bu minividaların daha avantajlı olduğu gösterilmiştir (21). Çift tip yivli minividalarda yivler birbirine paralel seyrederek. Sadece iki farklı yivler arası mesafe tasarlanmıştır. Boyun bölgesine yakın yivler arası mesafe azalmıştır.

2.3.3.5. Minividanın Yüzey Özelliği

Ortodontik amaçlı kullanılan minividalar, kullanım sonrası travmatik ve pratik bir şekilde kolayca çıkarılmaları istendiğinden, osseointegrasyon beklentisi yoktur. Bu durum, osseointegrasyon düzeyini arttırmak için yüzeyi asitlendirilmiş ve bu yüzeylere ısı ve basınçla maden parçaları yapıştırılmış minividaların (SLA- *Sintered, large-grid, acid etched*) ortodontik ankraj amaçlı uygulamalarda yaygın olarak kullanımını engellemiştir. SLA yüzeyli minividaların daha yüksek çıkarma torkuna sahip oldukları ve etrafında kemik oluşumunu sağladıkları gösterilmiştir (105). Lee ve ark. (71) SLA yüzeyli minividaların hem erken dönemde, hem de osseointegrasyon sonrası artmış stabilite gösterdiklerini açıklamışlar. Bununla birlikte, bazı çalışmalarda, vida yüzey özelliğinin erken yüklemde minivida primer stabilitesini etkilemediği de gösterilmiştir (8) (9).

Chaddad ve ark. (8) iki farklı yüzey özelliğine sahip minivida sistemlerinin, klinik performansını değerlendirmişlerdir. 10 hastaya uyguladıkları normal ve SLA yüzeyli minividalara erken yüklem yapmışlardır. Hastalar 7, 14, 30, 60 ve 150 gün sonra

görülmüşlerdir. Uygulama sırasında anatomik lokasyon, yumuşak doku özellikleri, minivida tipi, minivida çap ve uzunluğu gibi parametreleri de değerlendirmişlerdir. Başarı oranı % 87,5 olarak tesbit ettikleri çalışmalarında MUT değerinin minivida başarısını etkilediğini, diğer parametrelerin minivida başarısını anlamlı derecede etkilemediğini kaydetmişlerdir. Başarı oranının, 15 Ncm ve altındaki MUT değerlerinde yükseldiğini açıklamışlardır.

Mo ve ark. (9), 44 adet tavşan kullandıkları hayvan çalışmasında, 1,8 x 9,5 mm ölçülerinde yüzeyi pürüzlendirilmiş ve normal yüzeyli olan minividalara 150 gr kuvvet uygulamışlardır. 0 gün, 3 gün, 1 hafta, 6 hafta, 10 haftalık zaman dilimlerinde erken yüklemenin minivida başarısını MÇT ölçümlerine bakarak değerlendirmişlerdir. 10 haftalık süre boyunca yükleme zamanının başarıyı etkilemediği, yüzey pürüzlendirilmesi yapılmış minividaların daha yüksek çıkarma torku değeri gösterdiğini açıklamışlardır.

2.3.3.6. Minividanın Üretildiği Materyal

Minividalar paslanmaz çelikten ve titanyumdan üretilmekle beraber, büyük oranda titanyum tercih edilmektedir. Paslanmaz çelik minividalar kırılmaya karşı çok daha dirençlidirler; ancak canlı dokular ile daha iyi bütünleşmesi, özellikle daha elastik olması, titanyum alaşımli minividaları daha kabul edilebilir yapmıştır (6, 106). Titanyum implantların elastik özellikleri kemiğe çok yakındır. Ancak titanyumun dişhekimliği uygulamalarında tercih edilmesinin başlıca sebebi biyolojik uyumluluğunun ve kemikle osseointegrasyonun bilinen diğer materyallere göre çok daha iyi olmasıdır (107-109).

2.3.4. Anatomik Yapılarla İlgili Lokal Faktörler

2.3.4.1. Kortikal Kemik Kalınlığı

Kortikal kemiğin daha kalın ve daha sağlıklı olduğu bölgelerde minivida stabilitesindeki başarının yüksek olduğu çalışmalarla gösterilmiştir (15) (110). Bununla birlikte, yoğunluğun ve/veya kalınlığın arttığı bir kortikal kemikte minivida uygulamasında açığa çıkabilecek ısı ve beraberinde getireceği biyolojik hasarlar da göz ardı edilmemelidir. Motoyoshi ve ark. (13) yaptıkları klinik bir çalışmada minividanın stabilitesi açısından MUT ve kortikal kemik kalınlığının (KKK) etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında 1,6 mm çap ve 8 mm uzunluğundaki minividaları arka kemik bölgesine uygulamışlardır. Başarı kriteri olarak, 6 ay boyunca klinik mobilite ve ağrı olmamasını esas almışlardır. Yüzde 87,4'lük başarı oranı kaydettikleri çalışmalarında, başarılı gruptaki ortalama 1,42 mm'lik kortikal kemik kalınlığının, başarısız gruptaki ortalama 0,97 mm'lik kortikal kemik kalınlığından anlamlı derecede fazla olduğunu göstermişlerdir. Uygulama torku değerlerine göre karşılaştırdıklarında 8 -10 Ncm aralığındaki tork değeri, başarıyı anlamlı derecede olumlu yönde etkilemiştir. Çalışma sonucunda, 10 Ncm'yi geçmeyen tork değeri ve 1 mm'den ince olmayan KKK'nın başarıda etkili olduğunu açıklamışlardır.

Miyawaki ve ark. (14) horizontal büyüme gösteren bireylerde görülen başarı oranının, vertikal büyüme gösteren bireylerden daha fazla olmasını, kortikal kemik kalınlığının daha fazla olmasına bağlamıştır.

Song ve ark. (111), *in vitro* bir çalışmada 3 farklı şekle sahip minividayı, farklı kortikal kemik kalınlıklarına sahip yapay kemiklere uygulamışlar. 0 mm, 1 mm, 2 mm ve 3 mm KKK kalınlığına sahip yapay kemiklere, 1,6 x 8,0 mm ölçülerinde silindirik, 2,0 x 7,0 mm ve 1,5 x 7,0 mm ölçülerinde konik minivida uygulamışlardır. Özel zaman hesaplayıcı bir tork ölçer, dakikada 3 tur vidalama hızına ayarlanmış ve her 0,1 saniyede bir tork değeri bilgisayar desteğiyle kaydedilmiş. Kaydettikleri değerler ışığında, silindirik minividaların MUT ve MÇT değerleri, KKK'ndan etkilenmemiştir. Ancak;

konik minividaların gerek MUT, gerekse MÇT değerlerinin KKK'ndan anlamlı derecede etkilendiğini açıklamışlardır.

2.3.4.2. Kemik Yoğunluğu

Minivida stabilitesinde kemik yoğunluğu önemli bir faktördür. O'Sullivan ve ark. (112), yapmış oldukları çalışma sonunda, primer stabilite ve dolayısıyla minivida başarısında, kemik kalitesi, minivida tasarımı ve cerrahi tekniğinin önem sıralamasında arka arkaya geldiğini açıklamışlardır. Cha ve ark. (10) hayvan çalışmalarında minivida stabilitesinde kortikal kemik yoğunluğunun, vida şeklinin ve uygulama yerinin önemini açıklamışlardır. Bu çalışmaya göre, alt çenede kortikal kemik yoğunluğunun fazla olmasına bağlı olarak, minividanın daha stabil olduğu görülmüştür. Yapılan başka bir çalışmada düşük kemik yoğunluğu ve 0,5 mm'den daha ince KKK'nda yapılan uygulamalarda, minivida başarısında azalma olduğu gösterilmiştir (113). Bu konuyu inceleyen diğer bir çalışmada osteoporotik kemik ile normal yapıdaki kemik karşılaştırıldığında normal kemiklerde yüksek koparma direnci olduğu açıklanmıştır (12).

2.3.4.3. Süngerimsi Kemik Özellikleri

Lim ve ark. (16) yapmış oldukları bir çalışmada, uygulanan kuvvet sonucu oluşan stresin büyük çoğunluğunun kortikal kemik tarafından absorbe edildiğini göstermişlerdir. Total kemik yoğunluğunun kortikal kemik kalınlığına göre minividanın primer stabilitesine etkisinin oldukça az olduğu gösterilmiştir (10).

2.3.4.4. Uygulama Bölgesi

Öncelikle minividanın mümkün olduğu ölçüde keratinize dişetine uygulanması tercih edilmelidir. Bu bölge gerek hipertrofik doku oluşumu ve gerekse enflamasyon oluşmasının daha ender olması açısından tercih edilmelidir (94,114). Doğru alanın seçilmesi başarı oranını da olumlu etkileyecektir. Yapılan çalışmalarda üst çene

minivida uygulamalarında başarı oranının yüksek olduğu gösterilmiştir. Bu durum, alt çenede kortikal kemik yoğunluğu ve kalınlığı üst çeneye göre fazla olmasına; ancak uygulama sırasında oluşan ısı ve yapışık dişeti bandının üst çeneye oranla daha yetersiz olmasına bağlanmıştır (69,83).

Alt çenede küçük azı bölgesinde, büyük azı bölgesine göre daha fazla başarı şansı olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (20). Minivida uygulanan bölgeler içerisinde ve çevresinde, mandibulada, angulus bölgesinde en kalın kortikal kemik kalınlığı 3mm olarak kaydedilmiştir (115). Tüm bu bilgilere ilave olarak, minividanın komşu diş köklerine yakınlığının da başarısızlıkta etkili olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (116) (18). Uygulama sahası seçerken, sürmekte veya gelişmekte olan dişler, periodontal hastalıklar ve çekim bölgelerinin, seçilen bölgedeki kemik kalitesini etkilediği düşünülerek karar verilmelidir (114, 117, 118).

2.3.4.5. Kök Hasarı ve Komşu Anatomik Yapılara Yakınlık

Kök rezorpsiyonu riskini en aza indirmek için minivida ile diş kökü arasındaki mesafenin 0,6 mm' den fazla olması gerekmektedir (17). Minividayı yerleştirirken karşılaşılabilecek ani tork artışı kök teması konusunda fikir verir (18). Kök teması olan uygulamalarda başarısızlığın nedenleri, minividanın çevrelendiği kemik miktarının azalması ve minividaların kullanımı sırasında dişlerin az da olsa hareket etmeleri olarak sıralanabilir (116). Temas sonrası kök yüzeyinde sement ve/veya dentin yüzeyinde rezorpsiyon gözlenmektedir (119, 120). Klinik yan etkiler az görülebilir; çünkü çevre dokuların iyileştirme potansiyeli klinik zararları maskeleyebilmektedir (119). Rezorpsiyonun dişin devitalize olmasına neden olacağı (121), ayrıca ankiloz geliştirebileceği unutulmamalıdır (119). Çeneler arası fiksasyon ve miniplak fiksasyonu yapılan bazı çalışmalarda % 27, 1 oranında kök teması (121), ve % 54,1 oranında sinüs perforasyonu (122) görülen olgularda, vida kaybına, ağrı, şişlik, sinüzit, enflamasyon gibi postoperatif komplikasyonlara rastlanılmamıştır.

2.3.5. Minividaya Kuvvet Yüklemesi İle İlgili Faktörler

2.3.5.1. Yükleme Zamanlaması

Ortodontik amaçlı kullanılan minividalar, minividanın uygulanması ve kuvvet yüklemenin yapılması arasında geçen süre bakımından iki şekilde değerlendirilmektedir. Bunlardan birincisi, uygulamadan hemen sonra veya dört hafta içerisinde yüklemeyle anlaşılan yükleme, ikincisi ise dört haftadan daha sonra yüklemeyle anlaşılan geç yüklemedir. Bir çok farklı araştırmacıya göre erken yükleme önerilirken, 2 hafta ila 6 ay arasında birçok farklı zamanda yükleme yapılmasını öneren çalışmalar vardır (14, 38, 39, 68, 83, 85, 123-127). Uygulama sonrası ilk 2 hafta kritik dönem olarak değerlendirilebilir; çünkü bu süreç aktif rezorpsiyonun olduğu süreçtir (127). Bu dönemde yükleme yapılacaksa hafif kuvvetlerle başlamak tercih edilebilir. Kemik kalitesinin çok iyi olmadığı bölgelerde uygulanan minividalara yapılan erken yüklemelerde elde edilen başarı kabul edilebilir düzeydedir (94). Anında yapılan yüklemelerde uygulanan kuvvet 50 N’u geçmemelidir (77). Mtoyoshi ve ark. (25), erken yükleme yapılan uygulamalarda başarı oranının daha fazla olduğunu açıklamışlar. Genç erişkinlerde erken ve geç dönem yükleme arasında bir fark görülmemiştir.

Minivida uygulaması sonrasında erken yükleme yapıldığında, minivida etrafında oluşabilecek fibröz dokunun önlenemediği bildirilmiştir (89, 128, 129).Yapılan başka bir çalışmada Serra ve ark. (130), erken yükleme yapılmış grubun histolojik incelemesinde, daha fazla kemik iyileşmesi ve daha fazla kemik depozisyonu olduğunu açıklamışlardır. Dokuların daha organize olduğu görülmüştür. Bu çalışmalar uygulama sonrası erken yükleme yapılmasının klinik olarak uygun olduğunu ve tedavi süresini kısaltarak hasta memnuniyetini de daha üst bir seviyeye çıkardığını göstermiştir.

2.3.5.2. Uygulanan Kuvvet Miktarı

Minividaya uygulanan kuvvet miktarının çoğu çalışmada 200 gr ve altında olduğu görülmektedir. Bununla birlikte 50 – 400 gr arasında kuvvet uygulanan klinik çalışmalar da bulunmaktadır. Wehrbein ve ark. (131) farklı kuvvet uyguladıkları minivida hayvan çalışmalarında, 1 N ve 2 N'luk kuvvet uygulamasını kontrol grubuna göre karşılaştırdıklarında, 2 N kuvvet uygulamasıyla kemiğin basınç yüzeyinde daha fazla ilave kemik yapımını kaydetmişlerdir. Yine Melsen ve Lang (132) kuvvet uygulanan grupta kontrol grubuna oranla daha fazla yeni kemik yapılanması olduğunu bulmuşlardır.

Erken dönemde fazla kuvvetle yükleme yapıldığında, minividanın yer değiştirdiği veya minividanın kaybedildiği görülmüştür (84). Kemik kalitesi düşük olduğunda, uygulanan normal değerler arası kuvvetlerle dahi minivida etrafındaki kemikte oluşabilecek zorlanmalar sonrasında vidalar kaybedilebilmektedir (114) (133). Uygulama sonrasında 50 gr kuvvetle yükleme yapıp, ilk iyileşme sonrasında kuvvetin artırılması tavsiye edilmiştir (8) (114) (133). Bu bulguların tersine bazı çalışmalarda düşük kuvvetlerde de minividaların yer değiştirmesinin mümkün olduğu açıklanmıştır (118, 134). Wang ve Liou (135) kuvvetin büyüklük ve yönünün değil, uygulama süresinin önemini vurgulamışlardır. Birçok araştırmacı fazla kuvvet kullanılmamasını ve fazla kuvvet uygulamalarının sonuçlarını daha iyi açıklayabilecek yeni çalışmaların yapılmasını önermektedirler (114, 131-133).

2.3.5.3. Kuvvetin Uygulama Süresi

Ortodontik amaçlı kullanılan minividaların uzun dönem stabilitesiyle ilgili çok fazla şey bilinmemektedir. Bu durum, ortodontik amaçlı minividaların zaten kısa dönem kullanılması beklenen geçici ankraj aygıtı olmalarından kaynaklanmaktadır. Çalışmaların çoğu 3 ay ila 1 yıllık uygulamalardan ibarettir. Minividaların yer değiştirmeleri incelendiğinde uygulamadan 5,4 ay, 6,5 ay, 9 ay gibi farklı zamanlarda yer değiştirme bildiren çalışmalar mevcuttur (84, 118, 134). Wang ve Liou (135) kuvvet

uygulama süresi ile minividanın yer değiştirme miktarı arasında korelasyon bulmuşlar, kuvvet uygulama süresi arttıkça yer değiştirmenin artacağını bildirmişlerdir.

2.3.5.4. Uygulanan Kuvvetin Tip ve Yönü

Kuvvetin uygulama tipi ve yönü ile minividanın başarısı arasındaki ilişkiyi değerlendiren birçok çalışma yapılmıştır. Yapılan bir çalışmada (38) minividaya, minividayı çıkarma yönünde etki eden kuvvet uygulandığında vidanın kaybedilebileceği belirtilmiştir. Cheng ve ark. (83) ekstrüviz, lateral ve torsiyonel kuvvetlerden kaçınılmasını önermişlerdir. Kim ve ark. (136), SLA yüzeyle minividaların saat yönünün tersine olan rotasyonel kuvvetlere karşı direnç gösterdiğini açıklamışlardır. Freudenthaler ve ark. (137), minividanın uygulanacağı yerin dişin direnç merkeziyle aynı olmasını önermişlerdir. Uygulanan kuvvet minividanın uzun eksenine paralel olduğunda minividanın direncinin en fazla olduğu görülmüştür. Bunu da uygulanan kuvvetin vida yivlerine dik açı ile geldiği için uygulanan kuvvete direncin en üst seviyeye çıkmasıyla açıklamışlardır (138). Park ve ark. (24), uygulanan kuvvetin tipiyle minivida başarısı arasında bir ilişki olmadığını açıklamışlardır.

2.3.6. Minivida Başarısını Etkilediği Düşünölen Başka Faktörler

2.3.6.1. Oral Hijyen

Minividanın kullanım süresi boyunca, ağızda sorunsuz bir şekilde korunmasında, ağız hijyeninin kontrol altında tutulması önemlidir. Peri-implantitis, tüm diş hekimliği implant uygulamalarında başarıyı engelleyen sebeplerden biridir. Peri-implantitisin engellenmesi, başarılı bir oral hijyen motivasyonundan geçer. Bunun için, hastanın oral hijyen eğitimi tam olarak verilmeli ve tekrarlanmalıdır. Gerek profilaktik amaçlı antibiyotikler, gerekse klorheksidin gargaralar, minividanın korunmasında önemli faktörler olmakla birlikte (13, 25, 69, 77, 94, 114), bu uygulamaların minivida başarısı ile ilişkisini gösteren bir çalışma yoktur. Peri-implantitis kontrolü ile minivida

başarısının ilişkili olduğunu söyleyen Park ve ark. (24), oral hijyen ile ilgili değerlendirmeleriyle, minivida başarısı arasında anlamlı bir ilişki bulamamışlardır.

Ağzın sol tarafındaki minivida uygulamalarında başarı oranının yüksek olduğu görülmüştür (24). Bu değerlendirme, sağ elini kullanan hastaların ağzı sol yarısını daha etkin temizleyebildiğini göstermektedir (139).

2.3.6.2. Mobilite

Szmukler ve ark. (140) ve Brunski ve ark. (141) yaptığı iki ayrı çalışmada, 100 mikrondan daha fazla mobilite aralığının, fibröz kapsülleşmeye ve başarısızlığa neden olabileceğini göstermişlerdir.

Park ve ark. (24), uygulanan ortodontik kuvvetin 200 gramdan daha az olduğu durumlarda, mobil minividanın başarılı olabileceğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte uygulama kuvvetinin izlenmesini tavsiye etmişlerdir.

2.3.6.3. Minivida ve Osseointegrasyon

Yapılmış implant çalışmalarında, ortodontik kuvvet baskısına maruz kalan implantlar etrafında kemik yapımının hızlanıp, yoğunluğunun arttığına rastlanmıştır (60, 131, 132, 142). Ortodontik ankraj amaçlı minividalar, geçici ankraj aygıtları olduğundan, çıkarılmalarının da fazla prosedür gerektirmemesi istenmektedir. Bu beklentiler doğrultusunda, ortodontik amaçlı ortodontik minividaların mekanik tutunma kabiliyetinin fazla olması ve osseintegre olmaması tercih edilmektedir. Yapılan bir hayvan çalışmasında, uygulamanın ilk haftasına oranla, 1 ay ve 3 ay sonraki değerlendirmelerde minivida etrafındaki kemik miktarının arttığı görülmüştür (143). Yüzeyi pürüzlendirilmiş ve yüzeyi pürüzlendirme işleminden geçmemiş minividaların rotasyonel kuvvetlere olan direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında Kim ve ark. (136), yüzeyi pürüzlendirilmiş (SLA) minividaların, daha düşük uygulama torkuna sahip olduklarını, ancak çıkarılmaları sırasında daha fazla çıkarma enerjisi gerektirdiğini

belirtmişlerdir. Bunu da, uygulamanın hemen sonrasında süregelen osseointegrasyon ile açıklamışlardır. Ayrıca SLA minividaların saat yönünün tersine uygulanan kuvvetlere karşı direncinin daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. 96 adet 1,8 x 8,5 mm ölçülerinde minividanın, 3 hafta sonra 150 gr'la yüklendiği çalışmalarının sonucunda, iyileşme süresi yeterli olduğunda, yüzey özelliği ne olursa olsun, osseointegrasyon gerçekleşeceğini bildirmişlerdir.

2.4. Primer Stabilitenin Değerlendirilmesi

Gerek ortodontik minivida, gerekse diğer dişhekimliği uygulamalarında primer stabilite implant başarısı için çok önemlidir. Primer stabilite, implantlarda uygulamanın hemen sonrasında elde edilen stabiledir ve ortodontik uygulamalarda ankraj kontrolü ya da klinik çalışma süresince, başarıda en önemli kriterlerden biridir (13, 70, 90, 144). Başarısızlık çoğunlukla erken dönemde meydana gelmektedir (71). Bu durumda, minividanın primer stabilitesinin artırılması, tedavi sürecinde minivida kayıplarının minimuma indirilmesini sağlayacaktır.

Primer stabilitenin değerlendirilmesinde gerek histolojik, gerekse klinik farklı yöntemler denenmiştir. Bu amaçla uygulama ve çıkarma torku değerlendirilmesi, yükleme testleri ve rezonans frekans analizinin (RFA) güvenilir yöntemler olduğu düşünülmektedir (4, 14, 25, 69, 145-148).

Daha önceki bölümlerde de belirtildiği üzere, ortodontik ankraj amaçlı minividaların, klinik kullanım avantajlarından biri olan, kolayca çıkarılabilmeleri osseointegre olma beklentisinin olmamasıyla ilişkilidir. Minividaların primer stabiliteilerinin değerlendirilmesi için, son yıllarda yapılan çalışmaların çoğunda minividanın uygulama ve çıkarma sırasındaki tork değerleri olan MUT ve MÇT ve kuvvet direnci ölçülmüştür (3-5, 8, 9, 13, 22, 39, 70, 92, 149-153).

2.4.1. Maksimum Uygulama Torku ve Çıkarma Torku

MUT ve MÇT değerlerinin ölçülmesi, minivida stabilitesinin değerlendirilmesinde genelde kullanılan yöntemlerdir (21, 154, 155).Yapılan araştırmalar, minividaların klinik kullanım sürecindeki başarısının MUT değerinden etkilendiğini göstermiştir (8, 13, 21, 70). Minividaların çapı ve uzunluğu, uygulama açısı, yiv yapısı ve uygulama derinliği, rehber delik açılması ve bu deliğin çap ve derinliği, gibi dizayn farklılıklarının MUT değerini etkilediği çalışmalarda ortaya konmuştur (3-5, 15, 21, 22, 39). Minivida çapı ve boyunun artması MUT değerlerinin de artmasına neden olmaktadır; ancak MUT değeri arttığında oluşabilecek doku hasarı ve minividanın kırılma riski de göz ardı edilmemelidir (21, 116).

MÇT minividaların mekanik tutunabilirliklerinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (21, 154, 155). Uygulama torku değerlendirmesi, implant stabilitesini değerlendirmek için geliştirilmiş bir yöntem olsa da (148), MÇT, minividaların primer stabiliteilerinin değerlendirilmesinde daha anlamlı bir değerlendirme yöntemidir (21, 92, 156).

Yapılan çalışmalar, MÇT değerlerinin, MUT değerlerinden daha düşük olduğunu göstermektedir (21, 116, 154, 155). Bu durum da MÇT ölçümlerinin, minivida stabilitesini değerlendirmeye daha fazla ilişkilendirilebileceğini göstermektedir (21).

Kim ve ark. (21) yapmış oldukları *in vitro* bir çalışmada, tek ve çift tip yivli minividaların primer stabilite değerlerini sorgulamışlar. Minividaların mekanik stabiliteilerini MUT ve MÇT ölçümleri üzerinden değerlendirdikleri çalışmalarında, kemiğe dik yerleştirilen çift tip yivli minividaların daha iyi primer stabilite gösterdiklerini ortaya koymuşlardır. Tek tip yivli minividaların en yüksek ortalama MUT değeri verdiğini, çift tip yivli minividaların en yüksek ortalama MÇT değeri verdiğini bildirmişlerdir. Tek tip yivli minividalar için $5,38 \pm 0,67$ Ncm MUT ve $5,16 \pm 0,85$ Ncm MÇT, çift tip yivli minividalar için $7,61 \pm 0,98$ Ncm MUT ve $5,78 \pm 1,03$ Ncm MÇT ortalama değerleri kaydetmişlerdir. Yapay kemik kullandıkları çalışmalarında, minividaları 90° lik açıyla uygulamışlardır. Çalışmalarında vidalama

işlemini el tornavidasıyla değil, saniyedeki devir sayısını ayarlayabildikleri ve ölçebildikleri elektronik bir vidalama ünitesiyle gerçekleştirmişlerdir. Vidalama seyri sonlarına doğru, boyun bölgesindeki ilave yivlerin bağlanmaya geçtiği sırada, yeni yiv yuvaları açıldığı için daha fazla kemik temas yüzey alanı oluştuğu, ancak uygulama zamanının arttığını ve bunun da çevre dokuya daha fazla stres yükleyebileceği açısından değerlendirilebileceğini açıklamışlardır.

Motoyoshi ve ark.'nın (70), en ideal uygulama torku değerini saptamak amacıyla yaptıkları bir klinik çalışmada, yaş ortalaması 24,9 olan 41 hastanın, maksiller ve mandibular posterior bukkal bölgesine 124 adet minivida uygulamışlardır. Yapmış oldukları ölçümlerde, uygulama bölgesine göre değişen 7,2 – 13,5 Ncm arasında değişen değerleri kaydetmişlerdir. 6 ay sonrasında ağrı problemi olmayan ve mobilite görülmeyen uygulamaları başarılı uygulama olarak değerlendirmişler ve başarı oranlarının %85,5 olduğunu bildirmişlerdir. Maksilla ve mandibula arasında anlamlı derecede farklılık olduğunu, mandibuladaki başarısız olunan uygulamalarda MUT değerinin anlamlı derecede yüksek olduğunu belirtmişlerdir. 1,6 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki minivida uygulamalarında, başarı oranının yüksek olduğu MUT değeri ölçüm aralığının 5 -10 Ncm arasında olduğunu bildirmişlerdir. Başarısız olarak kaydettikleri minivida uygulamalarının, 10 Ncm üzeri MUT değeri ölçülen uygulamalar olduğunu belirtmişlerdir. Sonuç olarak, MUT değerinin aşırı artmasının başarısızlık nedeni olduğunu açıklamışlardır

2.4.2. Kuvvet Direnci

Minividaların başlangıç stabilitelerinin değerlendirilmesinde kuvvet direnci ölçümü bazı çalışmalarda kullanılan yöntemlerden biridir (92, 138, 157). Bu çalışmalarda kuvvet yüklemesi ve çekme-koparma testleri yapılarak kuvvet direnci değerlendirilmiştir.

2.4.3. Rezonans Frekans Analizi değerlendirmesi

RFA, dental implantların, hemen uygulama sonrasındaki primer stabilitelelerini ve ilerleyen zamanlardaki stabilite değerlerini ölçmek amacıyla dizayn edilmiştir. Bu klinik yöntem sayesinde, erken ve geç dönem osseointegrasyon düzeyi hakkında fikir sahibi olunabilmektedir. Periodontoloji, cerrahi ve protez uzmanlık alanlarının çok daha fazla ilgilendiği RFA, implant uygulayan profesyoneller için, implant stabilitelelerinin ölçülmesinde küresel bir standart sağlamak amacıyla imal edilmiştir. Primer stabilitenin kalitesini bilmek, yükleme zamanının değerlendirilmesinde çok önemlidir. Ayrıca, erken yükleme yapılıp yapılmamasına karar vermede, risk faktörlerini değerlendirmede, klinisyene değerli bir rehber oluşturmaktadır. Yine, primer stabilite değerini bilmek, biyolojik sürecin nasıl işlediği konusunda hekimi bilgilendirir. RFA yardımı ile implant stabilite katsayısı (ISK) değerlendirmesiyle ilgili olarak pek çok çalışma vardır. Bu çalışmaların çoğu klasik dental implantların kullanıldığı çalışmalardır (101, 145, 146, 158-160). Ancak son zamanlarda, ortodontik ankraj amaçlı kullanılan minividaların primer stabilitelelerinin değerlendirilmesi çalışmalarında da RFA aygıtı kullanılmaya başlanmıştır (80, 147, 154, 161, 162).

Meredith ve ark. (146), tamamen dişsiz ve parsiyel dişsiz hastalara uyguladıkları protetik implantları rezonans frekans analiziyle değerlendirmişlerdir. 9 hastadan oluşan birinci gruba toplam 56 implant vidası yerleştirmişlerdir. Uygulama sırasındaki ve 8 ay sonraki ISK (implant stabilite katsayısı) değerlerini kaydetmişlerdir. İkinci grup hasta yine 9 hastadan oluşmaktadır ve toplamda 52 implant uygulanmıştır. Bu grubun ölçümleri yine başlangıçta ve 5 yıl sonrasında yapılmıştır. Bu uzun süre, implant çevresi dokuların vertikal değişikliğinin de değerlendirilmesini gerektirmiştir. Sonuç olarak daha çok protetik dişhekimliği ve implant cerrahisini ilgilendiren bulgular, implantların ISK değerlendirmesinin, implant çevresini saran dokulardan değil, implant yüksekliğinden (kemik yüzeyinden taşan kısım) etkilendiğini belirtmişlerdir. Ayrıca bu ölçümlerin ancak implant mobilitesinin olmadığı durumlarda değerlendirilebileceğini açıklamışlardır.

Da Cunha ve ark. (101). implantların uygulama torqu ile ISK değerlerini karşılaştırmak amacıyla, iki farklı implant markası üzerinde, bir klinik çalışma planlamışlar ve maksiller tam dişsiz 9 hastayı klinik olarak çalışmada değerlendirmişler. Hastaların kemik yoğunluklarını radyolojik yöntemlerle inceledikleri çalışmalarında toplam 61 adet implant kullanmışlar. Başlangıç torqu değerleri ve ISK değerleri kaydedilmiş ve uygulamadan 1 yıl sonra ISK değerleri tekrar ölçülmüştür. alışmalarının sonucunda, başlangıç ve 1 yıl sonraki değerlendirmeler arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca kemik yoğunluğu düşük olan kemiklerde daha fazla kemik yoğunlaşması gözlendiğini kaydetmişler.

Oh ve Kim (163), kemik kalitesi ve implant stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarında periotest ve rezonans frekans analizi ölçümleri yapmışlardır. 211 adet dental implant kullandıkları çalışmalarında, kemik kalitesi ile implant stabilitesi arasında anlamlı derecede korelasyon olduğunu göstermiş ve her iki yöntemin de klinik açıdan güvenilir olduğunu açıklamışlardır.

Gabay ve ark. (164) tek parça dental implantların, yükleme zamanı açısından güvenilir bir şekilde, stabilitesini ölçebilen bir yöntemin olmadığından yola çıkarak planladıkları *in vitro* alışmalarının sonucunda, RFA yönteminin, primer stabilite değerlendirmesinde en güvenilir uygulama olduğunu açıklamışlardır.

Kim ve ark. (154), konik ve paralel minividaların stabilitelerini karşılaştırdığı çalışmalarında, konik minividalarda yüksek MUT ve MT değerleri elde etmiştir. Konik minividaların artan MUT değerinin azaltılması için, yiv yapısının modifiye edilmesini tavsiye etmiştir. Ayrıca RFA değerlendirmesi de yaptıkları bu çalışmalarında, RFA değerlerinin MUT ve MT ölçümleriyle gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Su ve ark. (147), ortodontik minividaların primer stabilitelerini kablosuz rezonans frekans analiziyle değerlendirmek amacıyla bir *in vitro* alışma planlamışlar. alışmalarında, iftlik domuzu kalça kemiği kullanmışlardır. Perküsyon testi ve rezonans frekans analizi değerlerini ölçmüşlerdir. Perküsyon testi (165), 8'den 50'ye

kadar değer veren, dūřuk değerlerin daha az mobiliteyi temsil ettiği, elektronik bir perküsyon aletiyle geręekleřtirilmiř ve ISK ölçümleri rezonans frekans analizi ile yapılmıştır. İletici ya da dönüştürücü dediğimiz başlığı modifiye ederek boyunu kısaltmışlar, minivida başına bağlanmayı ışıkla sertleşen akışkan kompozit ile sağlamışlardır. Çalışmanın sonucunda, ISK değerlerinin, kemik yoğunluğu ve KKK'ndan etkilendiğini, perküsyon değerleriyle RFA değerlerinin paralellik gösterdiğini açıklamışlardır. 71 – 89 arasında değişen (ort. $79 \pm 5,8$) ISK değerleri kaydettiklerini açıklamışlardır. Ayrıca ortodontik minividalarla uyumlu iletici bir başlığının şimdilik olmamasından, RFA'nın ortodontik minividaların primer stabilitelerinin klinik olarak değerlendirilmesinde kullanılmasının, tam anlamıyla güvenilir olmadığını, ancak ileride yapılan çalışmalar için kullanılabilir yararlı veriler elde ettiklerini belirtmişlerdir.

Uysal ve ark. (161) yapmış oldukları bir hayvan çalışmasında, doku iyileşmesine önemli yararları olduğu çalışmalarla gösterilen lazer terapilerinden (166, 167), LED (*light-emitting diode*)'in, erken dönem yükleme yapılmış minividaların sekonder stabilitelerine etkilerini, rezonans frekans analizi yöntemiyle değerlendirmişler. Araştırmacılar, başlangıç ve 21. gündeki ISK değerini kaydetmişler, çalışmalarının sonucunda LED fotobiomodülasyon terapisi uygulanan minividaların başlangıç stabilitelerinin anlamlı bir şekilde, terapi uygulanmamış olanlardan fazla arttığını belirtmişler. Araştırmacılar, uyguladıkları minivida başını erkek yivli parça şeklinde modifiye etmişler, iletici başlığı dişi yivli parça şeklinde modifiye ederek, primer ve sekonder rezonans frekans analizi değerlerini kaydetmişler. Başlangıçta 49,25 – 55,00 ISK değerleri kaydetmişler. Farklı kuvvet yüklemesi yaptıkları ve lazer terapisi yaptıkları gruplarda sekonder olarak sonrasında ortalama +11,63, +10,50 ve +7,00 ISK değer artışı kaydetmişlerdir.

Veltri ve ark. (80), 3 farklı ortodontik minividanın spongiyöz kemik ile bağlanma kalitesini rezonans frekans analizi ile değerlendirmişler. İki grup minividayı rehber delik hazırlayarak, bir grup minividayı "*self drilling*" tekniğiyle uygulamışlar. Ortodontik minividaların rezonans frekans analizi ile stabilitelerinin değerlendirilmesinde, uygun bir dönüştürücünün olmaması sorununu, her bir

minividaaya ayrı bir dönüştürücü lehimlemek aracılığıyla gidermişler. Rezonans frekans analizi değerinin minivida primer stabilitesi ile doğru orantılı olduğunu, ancak; dönüştürücü ve minivida ilk kontak arasındaki mesafe ile ters orantılı olduğunu açıklamışlardır. Üretilen dönüştürücü parça, belirli bir implant vidasının özelliğine göre kalibre edilmiş olduğunda, elde edilen ölçüm değerlerinin veriler olabileceğini belirtmişlerdir. Bu *in vitro* çalışma verilerine dayanarak, uygulayıcıya bağlı ve dönüştürücünün oryante edilmesine bağlı değişkenlerin, ölçüm sonuçlarını etkilediğini, bununla birlikte hassas RFA ölçüm değerlerinin elde edilip ve tekrarlanabilir olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, üç farklı sistem rezonans frekans analizi değerlerini $6236,1 \pm 192,1$ Hz, $6270,1 \pm 99,7$. $6193,1 \pm 142,4$ olarak açıklamışlar, istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Nienkemper ve ark. (162), yapmış oldukları *in vitro* çalışmada, RFA'nın ortodontik minividaların primer stabilitelerinin değerlendirilmesinde ne derece uygulanabilir olabileceğini incelemişlerdir. Çalışmalarında 110 adet 2 x 9 mm ebatlarında minivida kullanmışlar. Minivida başına yivli dişi kısım, iletici başlığın erkek yivli bağlanma kısmına uyumlu olacak şekilde özel olarak üretici firmaya hazırlanmış. Vidalama işleminden sonra iletici başlık minividaaya 6-10 Ncm tork değerleri arasında vidalanmış. ISK değerlerini ve periotest ölçümlerini yaptıkları çalışmanın sonucunda, RFA ölçümlerinin, ortodontik minivida primer stabilite değerlendirilmesi için uygulanabilir bir yöntem olduğunu açıklamışlardır, ortalama ISK değeri olarak $36,36 \pm 2,67$ ISK değerlerini ölçtüklerini belirtmişlerdir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Gereç

3.1.1. Minividalar

Çalışmamızda 30 adet tek tip yivli ve 30 adet çift tip yivli (TM Trimed, Ankara, Türkiye) minivida kullanıldı.

3.1.1.1. Tek Tip Yivli Minividaların Özellikleri

Çalışmamızda kullanılan tek tip yivli minividalar, konik şekilli ve ‘*self-drilling*’ özelliğindedir (Resim 3.1.1.1.). Minividaların uzunluğu 8,0 mm, çapı 1,6 mm, yiv yapısı paralel, yivler arası mesafesi 0,8 mm’dir.



Resim 3.1.1.1. : Tek tip yivli konik minivida

3.1.1.2. Çift Tip Yivli Minividaların Özellikleri

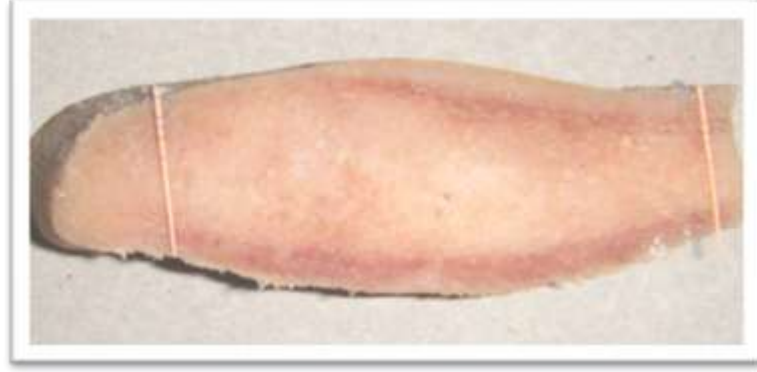
Çalışmamızda kullanılan çift tip yivli minividalar, konik şekilli ve ‘*self-drilling*’ özelliğindedir (Resim 3.1.1.2.). Minividaların uzunluğu 8,0 mm, çapı 1,6 mm’dir. Yivler arası mesafe, minivida boyunca 0,8 mm’dir. Çift tip yivli minividada sıklaştırılmış yiv bölgesi, yaka kısmından 1mm sonra başlar ve 1,5 mm boyunca devam eder; devamında yivler 0,8 mm aralıklarla devam eder. Sıklaşmış yivler bölgesinde yivler arası mesafe 0,4 mm’dir.



Resim 3.1.1.2: Çift tip yivli konik minivida

3.1.2. Kemik Blokları

Çalışmamızda, sertifikalı ürünler sunan et ürünleri firmalarından elde edilen, sığır kalça kemikleri kullanıldı. Kemik blokları, herhangi bir hastalık hikayesi olmayan hayvanlardan tedarik edilip, değerlendirilecek kısımları ana kemikten bloklar halinde kesilerek ayrıldı (Resim 3.1.2). Çalışmamızda, kortikal kalınlığı 1,3 – 1,7 mm arasında değişen kemik blokları kullanıldı.



Resim 3.1.2 : Kesilmiş kemik bloğu

3.1.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme Cihazı

Bilgisayarlı tomografi, çekim yaptığımız nesneyi kesitlere ayırarak incelememize olanak veren bir 3 boyutlu görüntüleme yöntemidir. Çalışmamızda, konik ışın teknolojisi ile çalışan (Iluma, Imtec Imaging, 3M Company, Belçika) bilgisayarlı tomografi cihazı kullanıldı (Resim 3.1.3). 12 adet kemik bloğundan, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi çekildi. Cihaz, kemik bloklarının etrafında 360° dönerek, 14,2 cm x 21,1 cm'lik alanın çekimini 40 saniyede tamamlamaktadır. Kullandığımız bu bilgisayarlı tomografi cihazının voksel boyutu 0,4 mm, piksel boyutu 0,290 mm, kesit aralığı 0,299 mm, gücü 120 kv ve çalışabilir elektrik akım değeri 1,0 mA'dir.

Bilgisayarlı tomografi Park ve ark.'larına (168) göre birçok nedenle, dış hekimliğinde kullanılabilir. Bu nedenler arasında, mesafeler arasında ölçüm yapabilme, çekim yapılan bölgenin uzaydaki görüntüsünün elde edilebilmesi, elde edilen görüntünün farklı rotasyon akslarında döndürülebilmesi, farklı yoğunluktaki yapıların uzaklaştırılabilmesi ve organların tek tek incelenebilmesini vurgulamışlardır.



Resim 3.1.3 : Iluma (Bilgisayarlı Tomografi Cihazı)

3.1.4. Torna vida

Çalışmamızda, uygulama aşamasında, firmanın kendi minivida başlarına uyumlu imal etmiş olduğu torna vida (Trimed, Ankara, Türkiye) kullanıldı.

3.1.5. Uygulama Sehpa ve Açılı Aparat

Çalışmamız sırasında, kemik bloklarına minivida uygularken, gerek kemiği sabitlemek ve gerekse torna vida açıldırmasını sağlıklı olarak yapabilmek amacıyla bir düzenek planlandı. Ahşap bir iskele üzerine yerleştirdiğimiz açılölçer, torna vida taşıyıcı sistem ile birleştirildi. Bu sayede her türlü açıda minivida uygulamasını, elle yapılabileceğinden daha hassas bir düzeneğe dönüştürüldü. Ayrıca ahşap iskelenin orta bölgesine iki taraflı yerleştirilen 4 adet uzun vida sayesinde, kemiklerin istenilen pozisyonda sabitlenebilme imkanı elde edildi. Kemiği sabitlerken kemiklere zarar gelmemesi için iki adet ahşap blok kemiğin iki tarafına yerleştirildi.

Planlanan düzeneğin parçaları şunlardır (Resim 3.1.5.1).

1. Ahşap taşıyıcı iskele (Resim 3.1.5.2)
2. Açılı aparat ve torna vida taşıyıcı parça (Resim 3.1.5.3)
3. Kemik sabitleme için yerleştirilmiş 4 adet vida arasına giren, 2 adet ahşap blok (Resim 3.1.5.4)
4. 4 adet sabitleme vidası (Resim 3.1.5.4)



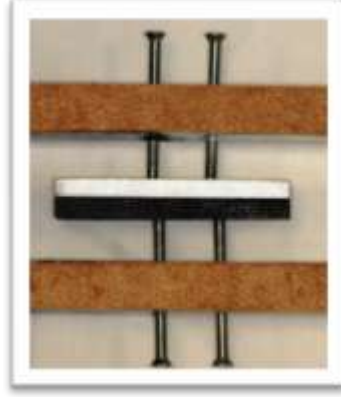
Resim 3.1.5.1: Uygulama sehpası



Resim 3.1.5.2: Ahşap taşıyıcı iskele



Resim 3.1.5.3: Açılı aparat ve tornavida taşıyıcı parça



Resim 3.1.5.4: Kemik sabitleme için kullanılan 2 adet ahşap blok ve 4 adet sabitleme vidası

3.1.6. Rezonans Frekans Analizi Aygıtı

Çalışmada, minivida primer stabilitesini değerlendirmek amacıyla RFA (Osstel ® ISQ, Stampgatan 14 SE 411 01 Gothenburg İsveç) kullanıldı (Resim 3.1.6.1).



Resim 3.1.6.1 : RFA Cihazı

Kullanılan RFA cihazının gücü 5 VA, ölçüleri 195 x 120 x 45 mm, ağırlığı 0,4 kg ve kullanılması tavsiye edilen çevre ısısı aralığı 10 - 40 °C'dir. Çalışmamız sırasında ortam ısısı 23 – 26 °C olarak belirlenmiştir, ki bu firmanın tavsiye ettiği çevre ısısı sınırları arasındadır. Bu cihazın hata payı ± 2 ISK değeridir.

RFA cihazı, taşınabilir, rezonans frekans analizi yaparak implant stabilitesini ölçen ve klinikte rahatlıkla kullanılabilen bir cihazdır. Sistem, implant ile uyumlu erkek – dişi vidalama ile bağlanabilen bir araparça olan *Smartpeg*TM içermektedir (Resim 3.1.6.2.). RFA aygıtının manyetik titreşim gönderen elle yönlendirilen kontrol çubuğu saniyede 5–15 kHz'lik manyetik titreşimi, implantın kemik yüzeyinde kalan kısmına bağlanan bir

dönüştürücüye gönderir. Dönüştürücü titremeye başlar ve cevap sinyalleri titreşimi göderen kontrol çubuğu ile algılanır. Bu cevap sinyalleri hesaplanarak, sonuçlar cihazın dijital ekranında, 1 den 100'e kadar bir ISK değeri olarak gösterilir. Çıkan değeri ne kadar yüksek olursa, implant stabilitesi de o kadar yüksek olmaktadır.



Resim 3.1.6.2: *Smartpeg™*

RFA aygıtının, ortodontik ankraj amacıyla üretilen minividalarının, primer stabilitelelerinin ölçülmesinde kullanılacak kiti bulunmamaktadır. Ancak, adaptör başlığında yapılan modifikasyon ve/veya minivida başı - *transducer* (adaptör) ile yapılan rijid bağlanma yöntemleriyle değerlendirme yapıldığında değeri ölçülebilmektedir.

3.2. Yöntem

3.2.1. Kemik Bloklarının Seçilmesi

Kırk adet kemik bloğu hazırlandı. Tüm blokların gruplar halinde bilgisayarlı tomografileri çekildi. Uygulama noktalarındaki KKK kalınlığı 1,3 – 1,7 mm olan 10 adet kemik bloğu uygulama için seçildi.

3.2.2. Kemiklerin İşaretlenmesi

Kemik blokları, bilgisayarlı tomografi öncesinde, kesitlerde yön belirlemek amacıyla işaretlendi. Minivida uygulanacak noktaları belirlemek amacıyla yapılan ikinci bir işaretleme aşaması, ilgili bölümde anlatılacaktır.

Tarama öncesinde, kemiklerin iki tarafında da uygulama yapılacak kortikal kemik olduğundan, görsel bir değerlendirme yapılarak, uygulama yapılacak yüzey seçildi. Her bir kemik bloğuna, en fazla 6 adet minivida uygulanmasının yapılabileceği hesaplanmıştır.

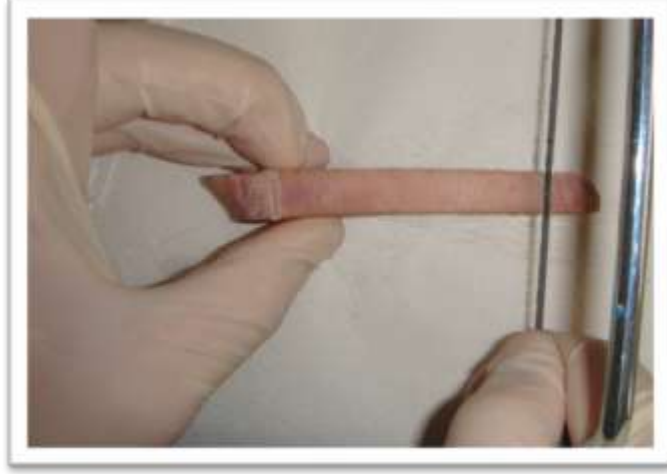
3 boyutlu görüntülemeye, kemik bloklarını uzay boşluğunda istediğimiz kesitlerde hareket ettirmeyi planladığımızdan, kemik üzerinde yön seçebilmek ve birden fazla kemik bloğunu aynı görüntülemeye karışıklık olmadan inceleyebilmek için, 3 adet işaretleme kullanıldı. Bu işaretler, kemik üzerinde oluşturulan kesikler, güta-perka ve bilgisayarlı tomografide izlenebilen, tozu % 10 oranında baryum sulfatla karıştırılmış akrilik rakamlardır.

3.2.2.1. Kesi ile İşaretleme

İlk olarak uygulama yüzeyinde, aralarında $65 \pm 0,3$ mm mesafe olacak şekilde iki kesi oluşturuldu (Resim 3.2.2.1.1). Kesi, sanayi tipi demir testeresi ile yapıldı (Resim 3.2.2.1.2). Mesafe, dijital kaliper ile hesaplandı. Ayrıca, uygulama yapılmayan alt yüzey olarak değerlendirdiğimiz taban kısmında bir uca, yan yana iki adet kesi oluşturuldu (Resim 3.2.2.1.3). Bu iki yan yana kesinin olduğu uç, kemik bloğunun ön tarafı olarak kabul edildi.



Resim 3.2.2.1.1: Kemik üzerinde uygulama mesafesinin sınırlarının ölçülmesi



Resim 3.2.2.1.2: Ölçülen mesafenin testere ile işaretlenmesi



Resim 3.2.2.1.3: Ön bölgenin iki kesi ile işaretlenmesi

3.2.2.2. Gütaperka İşaretlemesi

Yirmibeş numara iki adet gütaperka, kemik bloklarının yan yüzeylerine birbirine paralel, uygulama yüzeyine dik olacak şekilde yerleştirildi. Gütaperkalar arasında $65 \pm 0,3$ mm mesafe olması sağlandı (Resim 3.2.2.2.1).

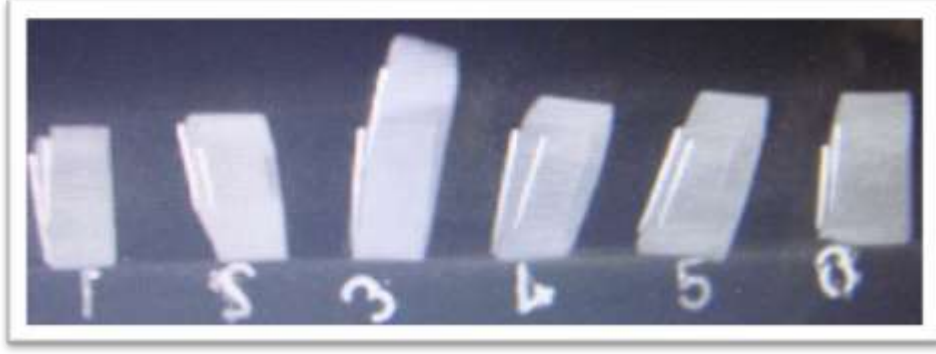
Kemik blokları 1 mm'lik kesitler halinde inceleneceğinden, bu kesitlerin yan yüzeylere dik gelecek şekilde olmasına kararlaştırıldı. Kemik blokları çok düzgün şekilli olmadığı gibi, her bir blok da, diğer bloklardan farklı şekle sahip olduğundan, yan yüzeyi boyunca paralel uzanan bu gütaperkalar, kemik bloklarını istenilen şekilde dik konumlandırılabilmesini sağlandı (Resim 3.2.2.2.2, 3.2.2.2.3).



Resim 3.2.2.2.1: Aralarında 65 mm mesafe olan paralel gütaperkalar



Resim 3.2.2.2.2: Çekim sehpasında serbest konan kemik blokları



Resim 3.2.2.3: Çekim tablasında serbest duran kemik bloklarının tomografi görüntüsü

3.2.2.3. Akrilik Rakam İşaretlemesi

Sağdan-sola karışmayı engellemek için, akriliğe baryum sulfat tozu eklenerek oluşturulan radyoopak özellikli rakamlar ile numaralandırma yapıldı (Resim 3.2.2.3.).



Resim 3.2.2.3: Uygulama sehпасına sabitlenmiş akrilik rakamlar

3.2.3. Bilgisayarlı Tomografi Çekimi

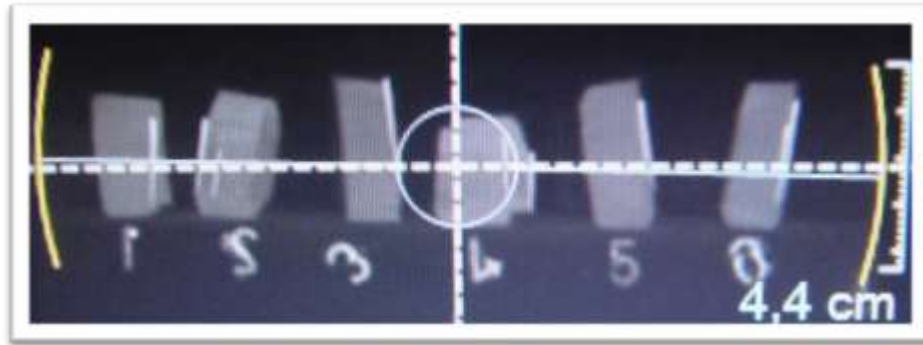
Toplam 8 adet BT çekimi yapıldı. Strafordan oluşan, ve çekim sonrasında görüntü vermeyen kaset üzerine kemik blokları gruplar halinde sıralandı. İşaretleme rakamları, strafor taşıyıcı kasetin ön kısmına 3'er cm aralıklarla 1'den 6'ya kadar olacak şekilde bant ile sabitlendi. Her bir kemik bloğu bir rakamın hizasına gelecek şekilde yerleştirildi. Kemik bloklarının yan yana çift kesi yapılan taban kısmı uzayda altta, önde ve rakama yakın olacak şekilde ayarlandı (Resim 3.2.2.3).

3.2.4. Uygulama Noktalarının Tespit Edilmesi

Kemik bloklarının bilgisayarlı tomografi verileri DICOM formatında kaydedildi. Bu veriler 3 boyutlu olarak uzayda her yöne hareket ettirilebildiğinden, kemik blokları önce tek tek ayrıldı. Ayrılan kemik blokları, güta-perkalar çakıştırılarak düzlem ayarlaması yapıldı. Bu sayede kemik bloklarının yan yüzlerine dik, 1 mm'lik aksiyel kesitler alındı (Resim 3.2.4.1 - 3.2.4.4)



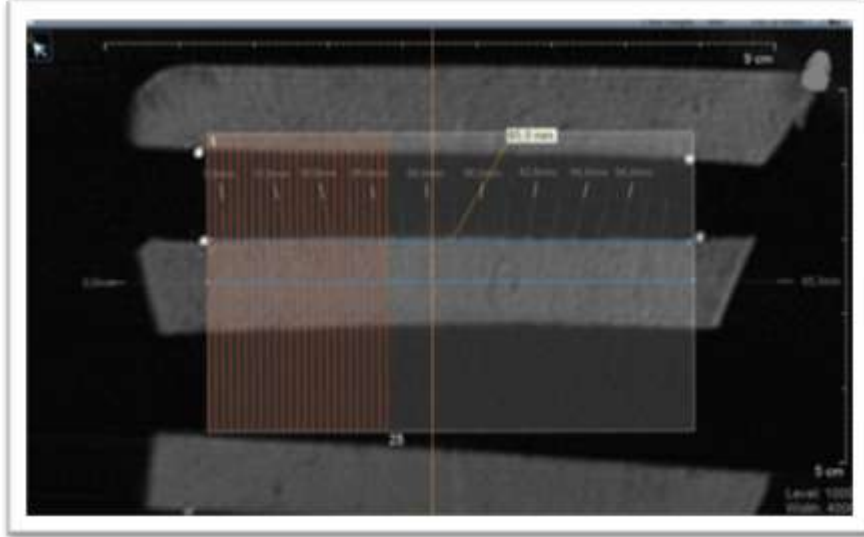
Resim 3.2.4.1: Kemik bloklarının tomografide renklendirilmiş görüntüsü



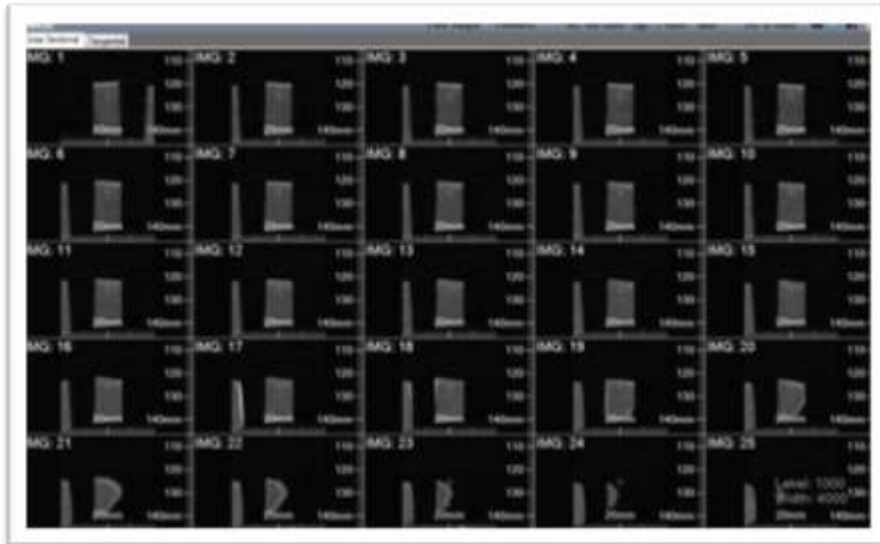
Resim 3.2.4.2: Güta-perkaların sagittal, vertikal ve transversal rotasyon ile çakıştırılması

Bu 1 mm kalınlığındaki kesitlerin tam orta noktasına minivida uygulaması planlandığından, bu noktaların kortikal kemik kalınlıkları hesaplandı. Kesitler alınırken, ön taraftaki güta-perka 0. mm olarak tespit edildi, sırasıyla 5., 15., 25., 35., 45. ve 55.

mm'lere denk gelen kesitler minividaların uygulanacağı kesitler olarak seçildi ve kemik yüzeyinin orta noktasındaki kortikal kemik kalınlıkları tek tek ölçüldü. Böylece uygulama noktaları tespit edildi.



Resim 3.2.4.3 : 1'er mm'lik kesitlerin aksiyel görüntüsü



Resim 3.2.4.4: KKK ölçümü yapılabilecek kesitlerin ayrılmış görüntüsü

Yapılan ölçümler sonunda istediğimiz kortikal kemik kalınlığına sahip (1,3 – 1,7 mm arası) 10 adet kemik bloğu ayrılmıştır. Ölçümler aşağıda tablo şeklinde görülmektedir.

Tablo 3.2.4: Kortikal kemik kalınlıklarının kemik bloklarındaki dağılımları

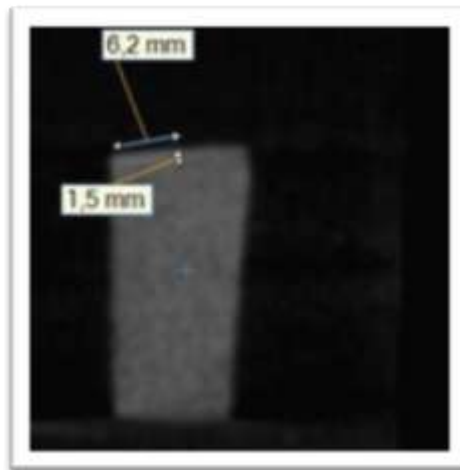
| Kemik Blokları | 1.Uyg.Nok. KKK (mm) | 2.Uyg.Nok. KKK (mm) | 3.Uyg.Nok. KKK (mm) | 4.Uyg.Nok. KKK (mm) | 5.Uyg.Nok. KKK (mm) | 6.Uyg.Nok. KKK (mm) |
|----------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| Kemik 1 | 1,6 | 1,3 | 1,5 | 1,4 | 1,3 | 1,5 |
| Kemik 2 | 1,3 | 1,3 | 1,4 | 1,3 | 1,6 | 1,6 |
| Kemik 3 | 1,7 | 1,7 | 1,7 | 1,7 | 1,7 | 1,7 |
| Kemik 4 | 1,4 | 1,4 | 1,4 | 1,3 | 1,3 | 1,3 |
| Kemik 5 | 1,4 | 1,6 | 1,3 | 1,3 | 1,4 | 1,5 |
| Kemik 6 | 1,3 | 1,4 | 1,3 | 1,3 | 1,3 | 1,5 |
| Kemik 7 | 1,7 | 1,7 | 1,7 | 1,3 | 1,3 | 1,5 |
| Kemik 8 | 1,6 | 1,3 | 1,5 | 1,7 | 1,6 | 1,5 |
| Kemik 9 | 1,6 | 1,7 | 1,4 | 1,3 | 1,3 | 1,4 |
| Kemik 10 | 1,3 | 1,4 | 1,4 | 1,3 | 1,3 | 1,3 |

KKK (mm): Kortikal kemik kalınlığının milimetre cinsinden değeri

Uyg.: Uygulama

Nok.: Noktası

Çalışmamızda kullanılan kemik örneklerinin tüm KKK ölçümleri, Iluma BT cihazı ile elde edilen BT görüntüleri üzerinde programın önceden tanımlanmış olan *level: 1000*, *width: 4000* değerlerinde gerçekleştirildi.



Resim 3.2.4.5: 1 mm'lik kesitin uygulama yapılacak noktasındaki kortikal kemik kalınlığının ölçülmesi

Bilgisayar ortamında kortikal kemik kalınlığı ölçümünden sonra uygulama yapılmasına karar verilen noktalar, uygulamayı kolaylaştırmak üzere işaretlendi ve kemik bloklar gruplar arasında kortikal kemik kalınlıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmayacak şekilde gruplara dağıtıldı.

3.2.5. Uygulama Noktalarının Görsel Olarak İşaretlenmesi

Uygulama yapılacak kortikal kemik yüzeyi düz olmadığından, önce kemik yan yüzündeki gütaferkalar arasında, gütaferkalara siyah kopya kalem (PENSAN 28100) ile dik bir çizgi çizildi.

Bu çizgi üzerinde 5., 15., 25., 35., 45. ve 55. mm'leri işaretlendi. Bu işaretlenen noktalardan, uygulama yapılacak kortikal kemik yüzeyine dik çizgiler çizildi.

Dik çizgilerin sonlandığı noktadan, karşı kenara bu çizgi devam ettirildi. Bu çizgilerin orta noktası da cetvelle tespit edilip, uygulama noktasına son işareti yine aynı kalemle çizildi.

3.2.6. Minividaların Uygulanması

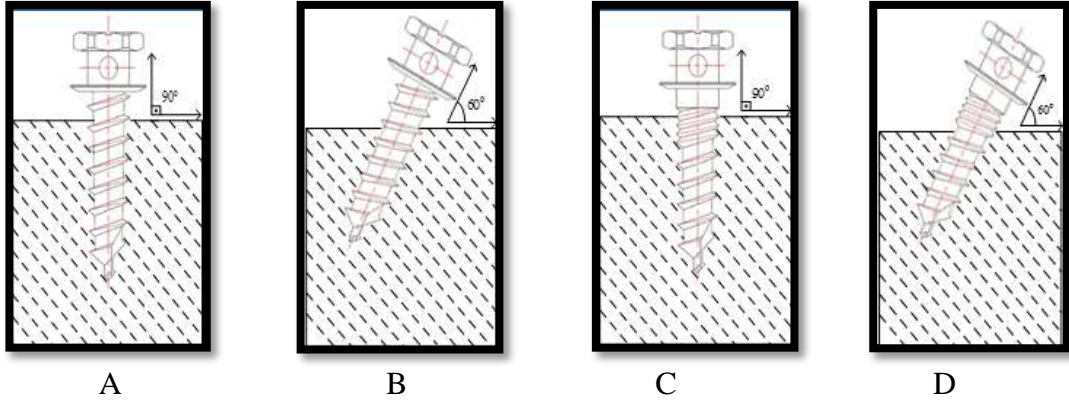
Araştırmamızın çalışma grupları şu şekilde oluşturuldu: (Şekil 3.2.6)

I. Grup 90°'lik açıyla uygulanan tek tip yivli minividalar grubu

II. Grup 60°'lik açıyla uygulanan tek tip yivli minividalar grubu

III. Grup 90°'lik açıyla uygulanan çift tip yivli minividalar grubu

IV. Grup 60°'lik açıyla uygulanan çift tip yivli minividalar grubu



Şekil 3.2.6: Çalışma grupları. A: I. Grup, B: II. Grup, C: III. Grup, D: IV. Grup

Uygulama yapılacak olan kemik blokları, uygulama sehpasına, 4 adet somunlu vida yardımıyla istenilen konumda sabitlendi (Resim 3.2.6.1). Yine bu düzenek üzerine monte edilen tornavida yönlendirici kaide ile birlikte, açılı aparat sayesinde 90° açı ile uygulanacak gruplar için 90° 'de, 60° açı ile uygulanacak gruplar için 60° 'de olacak şekilde, ayarlama yapıldı (Resim 3.2.6.2, 3.2.6.3). Vidalama son turlara kadar, tornavida (Trimed) ile yapılmıştır (Resim 3.2.6.3). Kemik yüzeyi ile tornavida yönlendirici kaidenin birbirine paralel olması, her bir vidalama için, kemik bloğu tekrar tekrar ayarlanarak sağlandı.



Resim 3.2.6.1: Kemik bloklarının sabitlenmesi



Resim 3.2.6.2: Açılı aparatın 90°'ye ayarlanması



Resim 3.2.6.3: Açılı aparatın vida ile kemik yüzeyi arasında 60° açı yapacak şekilde ayarlanıp, minividanın uygulanması

Vidalama, minividanın boyun alt kısmı (yaka) ile kemik yüzeyi arasında 1 mm mesafe bırakılacak şekilde torna vida ile yapıldı (Resim 3.2.6.4, 3.2.6.5). Bu mesafede durabilmek için cerrahi operasyonlarında kullanılan, 1 mm kalınlığındaki titanyum bir miniplak parçası kullanılmıştır (Resim 3.2.6.6). Parçanın kalınlığı, dijital kaliper ile ölçülerek doğrulandı (Resim 3.2.6.7).



Resim 3.2.6.4: 90° açıyla uygulanmış minividanın yaka kısmı ile kemik yüzeyi arasındaki 1 mm'lik mesafenin ayarlanması



Resim 3.2.6.5: 60° açıyla uygulanmış minividanın yaka kısmı ile kemik yüzeyi arasındaki 1 mm'lik mesafenin ayarlanması



Resim 3.2.6.6: 1 mm'lik mesafeyi ayarlamak için kullanılan parça



Resim 3.2.6.7: 1 mm'lik mesafenin dijital kaliper ile kontrol edilmesi

3.2.7. RFA ile İmplant Stabilite Katsayısının Ölçülmesi

Ölçüm yapmadan önceki ilk aşama, ahşap sehpa vasıtasıyla kemik bloklarının sabitlenmesi olmuştur. Bu sabitleme işleminden sonra *smartpeg*'in minivida ile sabitlenme aşamasına geçilmiştir.

Manyetik titreşim ile uyarılan ve uyarıyı minividaya ileten *smartpeg* parçası, ortodontik minivida başları ile uyumlu bağlanma yapısına sahip değildir. Bu nedenle, minivida ile ara parçanın sıkı bir biçimde sabitlenmesi için Su ve ark.'nın (147) uyguladıkları yönteme benzer şekilde akışkan kompozit (Bisco Dental Products, A1 Elite Flow, Richmond, Canada) ile yapıştırma yöntemi tercih edildi (Resim 3.2.7.1).

Bu bağlanmanın en önemli ve azami dikkat gösterilmesi gereken kısmı, sabitleme sırasında dönüştürücünün minivida uzun eksenine paralel olmasıdır (Resim 3.2.7.2, 3.2.7.3).

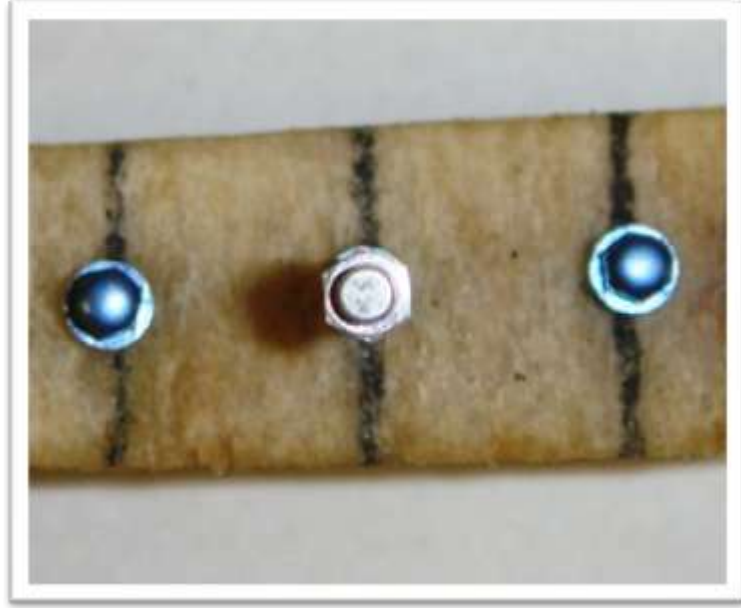
ISK ölçümleri, üretici firma tarafından önerilen klinik uygulamayı taklit edecek şekilde, minivida başının 4 tarafından yapılarak, elde edilen değerlerin matematiksel ortalaması tek bir ISK değeri olarak kaydedildi (Resim 3.2.7.4, 3.2.7.5, 3.2.7.6, 3.2.7.7).



Resim 3.2.7.1: Işıkla sertleştirme aşaması



Resim 3.2.7.2: Minivida ile *Smartpeg*'in uzun eksenleri birbirine paralel olacak şekilde bağlanması.



Resim 3.2.7.3: Minivida ile *Smartpeg* bağlanmasının yukarıdan görünümü



Resim 3.2.7.4: ISK ölçümü (önden)



Resim 3.2.7.5: ISK ölçümü (arkadan)



Resim 3.2.7.6: ISK ölçümü (sağdan)



Resim 3.2.7.7: ISK ölçümü (soldan)

3.3. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmaya başlamadan önce, örnek sayısının saptanmasında, power analiz F testi ile çalışmanın gücü % 92 olacak şekilde grupta 15 örnek bulunmasına karar verilmiştir.

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences for Windows, 2007) 15.0 programı kullanılmıştır. Grupların karşılaştırılmasında Friedman testi, farkın hangi gruptan kaynaklandığının saptanmasında Wilcoxon testi kullanılmıştır. Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak belirlenmiştir.

4.BULGULAR

4.1. Grupların Kortikal Kemik Kalınlıklarının Karşılaştırılması

Çalışmamızda, kemik bloklarına ait kortikal kemik kalınlıkları belirlenip, gruplardaki minividaların kemik örneklerine homojen dağılımı gerçekleştirilmiştir. Grupların kortikal kemik kalınlıkları, ortalama ve standart sapmaları Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Grupların kortikal kemik kalınlıklarının karşılaştırılması sonucunda, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$)(Tablo 4.1).

Tablo 4.1 : Grupların KKK’nın karşılaştırılması

| Gruplar | I. Grup Tek tip yiv 90° Ort ± SS | II.Grup Tek tip yiv 60° Ort ± SS | III.Grup Çift tip yiv 90° Ort ± SS | IV.Grup Çift tip yiv 60° Ort ± SS | P |
|----------|---|---|---|--|-------|
| KKK (mm) | 1,39±0,11 | 1,47±0,16 | 1,42±0,12 | 1,4±0,11 | 0,561 |

$p>0,05$

4.2. Grupların rezonans frekans ölçümleri

I. Grubun (90° açıyla uygulanmış tek tip yivli minivida grubu) rezonans frekans ölçümleri Tablo 4.2.1’ de verilmiştir.

Tablo 4.2.1: I. Grubun rezonans frekans ölçümleri

| Örn.No | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | Ort. |
|--------|---|----|---|------|----|---|-----|---|---|----|-----|----|----|-----|----|------|
| ISK | 6 | 10 | 3 | 10,5 | 11 | 7 | 9,5 | 9 | 8 | 7 | 7,5 | 11 | 8 | 7,5 | 10 | 8,3 |

ISK: Implant Stabilite Katsayısı

Örn.: Örnek

Ort.:Ortalama

II. Grubun (60° açıyla uygulanmış tek tip yivli minivida grubu) rezonans frekans ölçümleri Tablo 4.2.2’ de verilmiştir.

Tablo 4.2.2: II. Grubun rezonans frekans ölçümleri

| Örn.No | 16 | 17 | 18 | 19 | 20 | 21 | 22 | 23 | 24 | 25 | 26 | 27 | 28 | 29 | 30 | Ort. |
|--------|----|----|----|-----|----|-----|----|----|----|----|----|----|-----|----|----|------|
| ISK | 9 | 7 | 9 | 8,5 | 6 | 9,5 | 10 | 12 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9,5 | 9 | 9 | 8,27 |

ISK: Implant Stabilite Katsayısı

Örn.: Örnek

Ort.:Ortalama

III. Grubun (90° açıyla uygulanmış çift tip yivli minivida grubu) rezonans frekans ölçümleri Tablo 4.2.3' de verilmiştir.

Tablo 4.2.3: III. Grubun rezonans frekans ölçümleri

| Örn.No | 31 | 32 | 33 | 34 | 35 | 36 | 37 | 38 | 39 | 40 | 41 | 42 | 43 | 44 | 45 | Ort. |
|--------|----|----|------|------|----|----|------|------|----|----|----|----|----|------|----|-------|
| ISK | 14 | 17 | 10,5 | 15,5 | 12 | 7 | 11,5 | 13,5 | 16 | 13 | 10 | 10 | 14 | 13,5 | 9 | 12,43 |

ISK: Implant Stabilite Katsayısı

Örn.: Örnek

Ort.:Ortalama

IV. Grubun (60° açıyla uygulanmış çift tip yivli minivida grubu) rezonans frekans ölçümleri Tablo 4.2.4' de verilmiştir.

Tablo 4.2.4: IV. Grubun rezonans frekans ölçümleri

| Örn.No | 46 | 47 | 48 | 49 | 50 | 51 | 52 | 53 | 54 | 55 | 56 | 57 | 58 | 59 | 60 | Ort. |
|--------|-----|------|----|----|-----|----|----|-----|----|----|----|----|----|-----|----|------|
| ISK | 8,5 | 10,5 | 10 | 7 | 7,5 | 7 | 9 | 9,5 | 7 | 7 | 10 | 9 | 7 | 8,5 | 10 | 8,47 |

ISK: Implant Stabilite Katsayısı

Örn.: Örnek

Ort.:Ortalama

4.3. RFA ölçümleri ile ilgili bulgular

Grupların RFA ölçümleri karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğu bulundu ($p=0,001$) (Tablo 4.3.1).

Tablo 4.3.1.: Grupların RFA ölçümlerinin Friedman Testi ile karşılaştırılması

| Gruplar | I. Grup Tek tip yiv 90° | II. Grup Tek tip yiv 60° | III. Grup Çift tip yiv 90° | IV. Grup Çift tip yiv 60° | P |
|--------------|-------------------------------|--------------------------------|----------------------------------|---------------------------------|---------|
| Ort ISK ± SS | 8,3 ± 2,17 | 8,27±1,89 | 12,43 ± 2,78 | 8,47 ± 1,37 | 0,001** |

ISK: Implant Stabilite Katsayısı,

SS: Standart Sapma

Uyg.: Uygulama

P: Olasılık değeri

**p<0,01

Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığı incelendiğinde, tek tip yivli minividaların 90° ve 60° açıyla uygulanmaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir (p>0,05) (Tablo 4.3.2).

Tablo 4.3.2: I. Grup ve II. Grup minividaların RFA ölçümlerinin Wilcoxon Testi ile karşılaştırılması

| Gruplar | I. Grup Tek tip yivli 90° | II. Grup Tek tip yivli 60° | P |
|--------------|---------------------------------|----------------------------------|-------|
| Ort ISK ± SS | 8,3 ± 2,17 | 8,27 ± 1,89 | 0,093 |

ISK: Implant Stabilite Katsayısı

SS: Standart Sapma

P: Olasılık değeri

p>0,05

I. ve III. Grubun RFA ölçümleri karşılaştırıldığında. 90° uygulamada çift tip yivli minividaların ISK ölçümlerinin tek tip yivli minividalara oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görüldü (p=0,002) (Tablo 4.3.3)

Tablo 4.3.3: I. Grup ve III. Grup minividaların RFA ölçümlerinin Wilcoxon Testi ile karşılaştırılması

| Gruplar | I. Grup Tek tip yivli 90° | III. Grup Çift tip yivli 90° | P |
|--------------|---------------------------------|------------------------------------|---------|
| Ort ISK ± SS | 8,3 ± 2,17 | 12,43 ± 2,78 | 0,002** |

ISK: Implant Stabilite Katsayısı,

SS: Standart Sapma

P: Olasılık değeri

p<0,05

I. Grup ve IV. Grup minividaların ISK değerlerini karşılaştırdığımızda, istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür (p>0,05) (Tablo 4.3.4)

Tablo 4.3.4: I. Grup ve IV. Grup minividaların RFA ölçümlerinin Wilcoxon Testi ile karşılaştırılması

| Gruplar | I. Grup Tek tip yivli 90° | IV. Grup Çift tip yivli 60° | P |
|--------------|---------------------------------|-----------------------------------|-------|
| Ort ISK ± SS | 8,3 ± 2,17 | 8,47 ± 1,37 | 0,937 |

ISK: Implant Stabilite Katsayısı,

SS: Standart Sapma

P: Olasılık değeri

p>0,05

III. Grup ve II. Grup minividalar arasındaki ISK değerleri karşılaştırıldığında, çift tip yivli 90° açıyla uygulanan minividaların ISK değerlerinin, tek tip yivli 60° açıyla uygulanan minividalardan, anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür. (p=0,003)(Tablo 4.3.5)

Tablo 4.3.5: III. Grup ve II. Grup minividaların RFA ölçümlerinin Wilcoxon Testi ile karşılaştırılması

| Gruplar | III. Grup Çift tip yivli 90° | II. Grup Tek tip yivli 60° | P |
|--------------|------------------------------------|----------------------------------|---------|
| Ort ISK ± SS | 12,43 ± 2,78 | 8,27 ± 1,89 | 0,003** |

ISK: Implant Stabilite Katsayısı,

SS: Standart Sapma

P: Olasılık değeri

p<0,05

III. Grup ve IV. Grup minividalar arasındaki ISK değerleri karşılaştırıldığında, çift tip yivli 90° açıyla uygulanan minividaların ISK değerlerinin, çift tip yivli 60° açıyla uygulanan minividalardan, anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür. (p=0,003)(Tablo 4.3.6)

Tablo 4.3.6: III. Grup ve IV. Grup minividaların RFA ölçümlerinin Wilcoxon Testi ile karşılaştırılması

| Gruplar | III. Grup Çift tip yivli 90° | IV. Grup Çift tip yivli 60° | P |
|--------------|------------------------------------|-----------------------------------|---------|
| Ort ISK ± SS | 12,43 ± 2,78 | 8,47 ± 1,37 | 0,003** |

ISK: Implant Stabilite Katsayısı,

SS: Standart Sapma

P: Olasılık değeri

p<0,05

II. Grup ve IV. Grup minividaların ISK değerlerini karşılaştırdığımızda, istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. ($p>0,05$) (Tablo 4.3.7)

Tablo 4.3.7: II. Grup ve IV. Grup minividaların RFA lmlerinin Wilcoxon Testi ile karşılaştırılması

| Gruplar | II. Grup Tek tip yivli 60° | IV. Grup ift tip yivli 60° | P |
|------------------|----------------------------------|-----------------------------------|-------|
| Ort ISK \pm SS | 8,3 \pm 2,17 | 8,47 \pm 1,37 | 0,668 |

ISK: Implant Stabilite Katsayısı,

SS: Standart Sapma

P: Olasılık değeri

$p>0,05$

5.TARTIŞMA

5.1. Amacın, Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Ankraj mekanikleri ve bu mekaniklerin kontrolü, tedavi sürecinde ortodontistler için önemlidir. Ankraj kontrolü, gerek geleneksel ortodontide, gerekse güncel ortodontide, çoğunlukla hasta kooperasyonu gerektiren mekaniklerle yapılmaktadır. Bu mekanikler, hasta uyumu olmadığı zaman, istenmeyen tedavi sonuçları doğurabilmektedir. Ankraj kontrolünün istenilen seviyelerde yapılamadığı durumlarda bile başarılı oklüzal ilişkiler elde edilebilir, ancak profil değerlendirmesinin de çok önemli olduğu güncel ortodontide, klinisyenleri ve/veya hastayı tatmin etmeyen sonuçlarla da karşılaşılabilir.

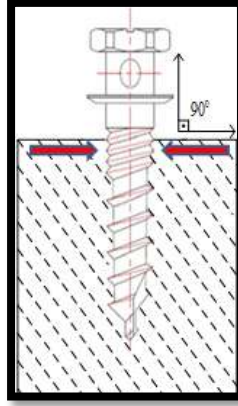
Günümüzde, yetişkin ortodonti hastası sayısındaki artış, daha pratik ve hasta kooperasyonu gerektirmeyecek ankraj mekaniklerinin geliştirilmesine olan ihtiyacı arttırmıştır. Bu süreçte, başlangıçta cerrahi vida ve miniplaklar, ankraj amacıyla kullanılmıştır. Bu aygıtların, ortodonti pratiğindeki bazı uygulamalara cevap verememesi, cerrahi prosedür gerektirmeyen, küçük hacimli, düşük maliyetli, cerrahi iyileşme süreci gerektirmeyen, erken dönem yükleme yapılabilen ve ortodontik malzemelerle uyumlu başlıkları olan, minivida olarak adlandırılan aygıtların dizayn edilmesine yol açmıştır. Minividalar, günümüz ortodontisinde, hemen hemen tüm ilgili bölgelerde ankraj gereksinimini karşılayabilmektedir.

Ortodontik gereksinimleri karşılayan tasarımlarının sağlamış olduğu avantajlarının yanında, çoğunlukla erken dönemde yükleme yapılmasının tercih edilmesi, minividanın klinik başarısının da değerlendirilmesini zorunlu kılmıştır. Minivida başarısını tanımlayabilecek tam bir değerlendirme kriteri yoktur. Minividaların başarısında, uygulama yapıldığı ilk andaki stabilite çok önemlidir; ki bu primer stabilite olarak değerlendirilmektedir. Başarısızlıkların çoğu, erken dönemde meydana gelmektedir (71). Bundan dolayıdır ki, minivida primer stabilitesinin artırılması, minivida kayıplarının en aza indirilmesini sağlayacaktır.

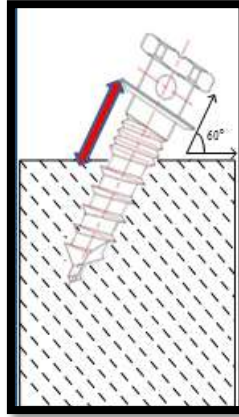
En başarılı primer stabilite değerlerine sahip minivida tasarımları merak konusu oldukça, minivida ile kemik yüzeyindeki mekanik bağlanmanın kalitesinin iyileştirilmeye çalışılması, zaman içerisinde, minividaların farklı şekil, boy ve çaplarda olacak şekilde tasarlanmasına neden olmuştur.

Minivida tasarımının yanı sıra başarıyı etkileyen diğer bir faktörün anatomik faktörler olduğu bilinmektedir (14, 116). Minivida uygulanan bölgelerin anatomik ve yapısal özelliklerinin incelendiği çalışmalar (169), farklı bölgelerde kortikal kemik kalınlığının ve diş köklerinin yakınlığının değişkenlik gösterdiğini ortaya koymuştur (14, 72, 170-172). Bu anatomik ve yapısal farklılıkların başarı üzerindeki etkilerinin saptanması, farklı tasarımların yanında, farklı uygulama ve açılendirme tekniklerinin de değerlendirilmesine neden olmuştur (3, 24, 25, 28).

Minividanın boyun kısmında yiv sıklığının artırılmasıyla stabilitenin artırılabilirliğini gösteren sınırlı sayıda çalışma vardır (21). Boyun bölgesi yiv sayısı artırılmış bu çift tip yivli minividaların, kemik yüzeyine dik açı ile uygulandığında , boyun bölgesine yakın sıklaşmış yiv yapısının bağlanmaya katılmasıyla, daha fazla kemik yüzey alanından faydalandığı (Şekil 5.1.1) ve daha iyi bir mekanik stabilite elde edildiği ortaya konmuştur (21). Ancak, gerek diş köklerinin korunması, gerekse kortikal kemik temasının artırılması amacıyla klinikte çoğunlukla açılı uygulamalar yapılmaktadır ve tavsiye edilmektedir (3, 24, 25). Minividalar açılı yerleştirildiklerinde kemik yüzeyi dışında kalan ve kuvvet yüklemesi yapılan kısımlarının daha uzun olması (3), açılı uygulandıklarında çift tip yivli minividaların boyun bölgelerindeki sıklaştırılmış yiv özelliğinden ne oranda yararlanılabildiğinin (Şekil 5.1.2) ve çift tip yivli minividaların mekanik stabilite üstünlüklerini hangi ölçüde koruyabildiklerinin sorgulanmasına neden olmuştur. Literatürde, açılı yerleştirilen çift yivli minividaların boyun bölgesindeki yivlerinin ne oranda kortikal kemik içinde kaldıkları ve retansiyona katkıda bulduklarına dair bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu bilgilerin ışığında, çalışmamızın amacı literatürdeki bu eksikliği doldurmaktır.



Şekil 5.1.1: 90° açıyla uygulanan çift tip yivli minividanın kemik içinde kalan sıklaştırılmış yiv yapısı



Şekil 5.1.2: 60° açıyla uygulanan çift tip yivli minividanın kemik yüzeyi dışında kalan sıklaştırılmış yiv yapısı

Bu çalışmada 1,6 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda minivida kullanılması tercih edilmiştir. Minivida uzunluğunun primer stabilite değerini olumlu etkilediğini gösteren çalışmalar olduğu gibi (4), bunun tersini açıklayan araştırmalar da vardır (14, 83). Minivida uzunluğunun 5 mm'den fazla olması, başarılı primer stabilite elde edilmesi açısından belirleyici bir seçim kriteri olabilmektedir (19, 38, 95). Beş mm'den daha uzun, geniş çaplı minividaların tercih edilmesi, sakındığımız diş köklerine daha fazla yaklaştığımız ihtimalini düşündürmelidir (20, 96). Ancak, kalın bir mukozaya sahip palatal bölge de düşünüldüğünde, 5 mm'den daha uzun minividanın tercih edilmesi söz konusu olmaktadır (20, 96). Minivida çapının artması, kemik ile temas yüzeyinin artması anlamına geldiğinden primer stabiliteyi olumlu olarak etkiler (5, 15, 16, 39, 70). Ancak, kök hasarı ve anatomik yapılardan kaçınma gereksinimi çap tercihinin sınırlamaktadır. Miyawaki ve ark. (14), 1,5 mm ve 2,3 mm çaplı minividaların başarı

oranlarının aynı olduğunu ve bu minividaların 1,0 mm çaplı minividalardan anlamlı derecede daha başarılı olduğunu göstermişlerdir. Minivida yarıçapı 0,2 mm azaldığında, direncin de yarı yarıya azaldığını gösterdikleri çalışmalarında, Carano ve ark. (6), 1,5 mm'den daha ince minividaların kırılma risklerinden dolayı kullanılmamalarını tavsiye etmişlerdir. Benzer şekilde minivida çapının küçüldüğü durumlarda minividanın kırılma riski olduğunu belirten birçok çalışma vardır (24, 97-99). Alt çenenin arka bölgelerinde olduğu gibi, kortikal kemik kalınlaştığında minivida kırılma riski artmakta ve bu bölgelerde çap artışı yerine rehber delik uygulaması tavsiye edilmektedir (89,90).

Çalışmamızda konik tasarıma sahip minivida kullandık. Konik minividalar, uca doğru daraldığından, kemikle olan temas yüzeyi azalmaktadır. Bunun primer stabiliteyi olumsuz etkileyebileceği düşünülebilir. Ancak uygulama sırasında, değişkenlik gösteren, el becerisi ve tecrübe benzeri faktörler sonucu oluşan bollaşmalar, genişleyen vida tasarımı sayesinde tolere edildiğinden, konik tasarım başarıyı da birlikte getirmiştir (5,10). Kim ve ark. (154), konik ve silindirik minividaların stabiliteilerini karşılaştırdığı çalışmalarında, konik minividaların yüksek MUT ve MÇT değerleri gösterdiğini açıklamışlardır. Konik tasarımı sayesinde, uca doğru incelen minivida, uygulama bölgesindeki diş köklerine yaklaşırken temas ihtimalini ve kök hasarı riskini azaltmaktadır (6,100).

Çalışmamızda sadece *self-drilling* özelliğe sahip minivida kullandık. Primer stabiliteyi etkileyebilecek diğer bir faktörün de rehber delik uygulaması olduğu bilinmektedir. Minivida uygulaması öncesinde, sadece kortikal kemiği veya kortikal ve spongios kemiği içine alan, minivida çapından daha dar ya da aynı yarıçapta rehber delik uygulaması sırasında açığa çıkan ısı ve bu ısının yarattığı sert ve yumuşak doku termal hasarının stabiliteyi olumsuz etkilediği bildirilmektedir (74). Rehber delik açılmadan, *self-drilling* özelliğe sahip minividalarla yapılan çalışmalar, daha az kemik talaşı ortaya çıkması sayesinde, kemik ve minivida yüzey temasının daha sıkı olduğunu açıklamışlardır (79,82). Biz de özellikle kortikal kemikle temas edecek boyun bölgesindeki sıklaştırılmış yiv yapısının etkinliğini incelediğimizden ve rehber delik uygulamasının hassasiyeti bozabilecek bir faktör olmasından dolayı *self-drilling* özelliğe sahip minivida kullanmayı tercih ettik.

Bu çalışmada açılı uygulamanın 60°'lik açıyla yapılmasına karar verdik. Literatürde kök hasarının engellenmesi ve kortikal kemik yüzeyinden daha fazla yararlanabilmek amacıyla 10° ile 90° arasında farklı uygulamalar önerilmiştir (24, 25, 27, 28). Wilmes ve ark. (3), domuz kalça eklem bölgesi kemiği kullandıkları *in vitro* çalışmalarında, primer stabilite değeri açısından en ideal uygulama açısının hangi sınırlar içerisinde olduğunu göstermek istemişlerdir. MUT verilerine göre değerlendirme yaptıkları araştırmalarının sonucunda en ideal primer stabilitenin elde edildiği açı aralığının, 60° ile 70° arasında olduğunu kaydetmişlerdir. Bu durumu, kortikal kemik ile minivida temas yüzey alanının artmasıyla açıklamışlardır. Biz de Wilmes ve ark.'nın (3), bu bulgularına dayanarak çalışmamızda 60°'lik açıyla uygulama yapmayı tercih ettik.

Çalışmamızda, sığır kalça kemikleri kullandık. Sığır iliosakral ve kalça eklemindeki kortikal kemik kalınlığı insan alt ve üst çene kortikal kemik kalınlığına yakın değerlerdedir (72, 170-172). Minivida primer stabilite değerlendirmesi için diğer bir alternatif homojen bir kemik yapısına sahip yapay kemik kullanmaktır. Yapay kemik tercih edilme sebebi, kortikal kemik kalınlığına bağlı faktörün elimine edilmesidir. Ancak yapay kemik kullanımı maliyetlidir. Biz de sadece minivida dizaynını değerlendirmeyi hedeflediğimizden, bu limitasyonu sığır kalça kemiklerinden elde edilen örneklerde kortikal kemik kalınlığını standardize ederek aşmaya çalıştık. Bu standardizasyonu sağlamak amacıyla sığır kalça kemiklerinin kortikal kemik kalınlıkları alınan bilgisayarlı tomografik görüntüler üzerinden ölçülmüştür. Yapılan ölçümler KKK'nın 0,9 mm ile 3,2 mm arasında değiştiğini göstermiştir. Çalışmaya dahil edilecek kesitlerin seçimi yapılırken; minivida stabilitesini olumsuz yönde etkileyebilecek aşırı ince (13) ve rehber delik oluşturmayı gerektirecek aşırı kalın kortikal kemik bölgeleri (89, 90) çıkartılmış ve geriye kalan KKK 1,3 mm – 1,7 mm arasındaki kesitler tercih edilmiştir. Örneklem kortikal kemik kalınlığı ortalamamız incelendiğinde yaklaşık 1,4 mm'lik kalınlığın literatürde bildirildiği üzere özellikle insanlarda maksiller bukkal bölgedeki minivida uygulama alanlarındaki kalınlıkları yansıttığı görülmektedir (169, 171).

Grupların KKK'nın karşılaştırılması, kortikal kemik kalınlıklarının benzer olduğunu ortaya koymaktadır. Bu durum da, grupların oluşturulması sırasında kemik

örneklerin homojen dağıtıldığını göstermektedir. Böylelikle yapılan ölçümlerin KKK kalınlıklarından bağımsız kılınması sağlanmıştır.

Kemik blokları çalışmalar tamamlanana kadar nemli bezler ile sarılarak, kilitli poşetlerde, -5 °C'de dondurularak saklanmıştır. Bu işlemin kemiğin elastisitesini olumsuz olarak etkilemediği bildirilmiştir (173).

Çalışmamızda KKK ölçümleri konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazı (Iluma, Imtec Imaging, 3M Company, Belçika) ile elde edilen görüntüler üzerinde *ILUMA View v1.0.2.5 Software* programı ile yapılmıştır. Mesafeler arasında ölçüm yapabilme, çekim yapılan bölgenin uzaydaki görüntüsünün elde edilebilmesi, elde edilen görüntünün farklı rotasyon akslarında döndürülebilmesi, farklı yoğunluktaki yapıların uzaklaştırılabilmesi ve organların tek tek incelenebilmesi bilgisayarlı tomografi yönteminin avantajlarıdır (168). Ölçümlerin güvenilirliğinin test edilmesi için yaptığımız bir pilot çalışmada, farklı *level* ve *width* değerlerinde ölçülen KKK ile aynı noktadan, kemikler üzerinde kaliper ile yapılan ölçümler karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak, bu yöntemle güvenilir veriler elde edilebilmesi için ölçümlerin *level*: 1000 ve *width*: 4000 değerlerinde yapılması gerektiği ortaya konmuştur. Bu sonuca bağlı olarak da, çalışmadaki bütün bilgisayarlı tomografi görüntülerinin değerlendirilmesi *level*: 1000, *width*: 4000 değerleri ile gerçekleştirilmiştir.

Biz çalışmamızda minivida uygulamasını elle yaptık. Böylece klinikte bollaşmaya sebep olabilecek salınım gerçeğini doğala yakın uygulamış olduk. Vidalama işlemini el tornavidası yerine, saniyedeki devir sayısının ayarlanabildiği elektronik vidalama ünitesiyle gerçekleştirilebilmektedir (21). Bu yöntemin özellikle uygulama ve çıkarma torku değerleri ölçüldüğünde kullanıldığı görülmektedir (21).

Çalışmamızda minivida primer stabilitesini değerlendirmek için RFA yöntemini kullanmayı tercih ettik. Bu RFA aygıtını kullanmamızdaki amaç, güvenilir ölçüm değerleri kaydedilebilmesidir. (80). Çeşitli çalışmalarda primer stabilite kalitesine, histolojik değerlendirme, perküsyon testi, radyolojik değerlendirme ve aslında diş mobilitesini değerlendiren periotest cihazı kullanılarak bakılmak istenmiştir (11, 78).

Son dönem çalışmalarda, maksimum uygulama ve çıkarma torku (21, 154, 155) değerleri ile, rezonans frekans analizi değerlendirmelerinin (147, 161, 162) kullanıldığı görülmektedir. Bazı araştırmacılar maksimum uygulama torkunun vida stabilitesiyle zayıf bir ilişkisinin olduğunu bildirmektedirler (156). Bazıları da, MÇT'nun çıkarıcı momentlere karşı gelişen dirençle daha yakından ilişkili olması nedeniyle, MUT yerine kullanılmasını önermektedirler (174). Kim ve ark. (154), çalışmalarında, konik ve silindirik minividaları MUT, MÇT ve RFA ölçümleri ile karşılaştırmışlardır. Yapmış oldukları değerlendirmenin sonucunda MUT ve MÇT ölçümleri ile minivida başarı oranı ve RFA değerleri arasında paralellik olmadığı görülmektedir. Bu sonuçlar bize minivida stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılan farklı yöntemlerin örtüşmeyebileceğini ve altın bir standardın olmadığını göstermektedir. RFA, tamamen uzun süreli ve/veya ömürlük implant uygulamalarının primer stabilitesini değerlendirmek amacıyla dizayn edilmiştir. Periodontoloji, cerrahi ve protez uzmanlık alanlarının çok daha fazla ilgilendiği RFA, implant uygulayan profesyoneller için, implant stabilitesinin ölçülmesinde küresel bir standart sağlamak amacıyla imal edilmiştir. Primer stabilitenin kalitesini bilmek, yükleme zamanının değerlendirilmesinde çok önemlidir. Ayrıca, erken yükleme yapılıp yapılmamasına karar vermede, risk faktörlerini değerlendirmede, klinisyene değerli bir rehber oluşturmaktadır. Ortodontik minividaların primer stabilitesinin değerlendirilmesinde, kabul edilebilir standart bir uygulama yöntemi arayışları sürmektedir. Bu ihtiyaca en yakın cevap verebilecek uygulama, rezonans frekans analizi değerlendirmesi ile olacaktır. MÇT değeri, RFA değerlendirmesi gibi uygulama sonrasında ölçülen bir değerdir ve *in vitro* ölçümlerde güvenilir bir değerlendirme yapmamızı sağlar. *In vitro* çalışmalarda, devir ve hızı ayarlanabilen ve salınım yapmayan robot ünitelerle MUT ve MÇT daha güvenilir bir şekilde ölçülebilir; ancak bu ünitenin klinik ortama uyarlanması çok güçtür. Ayrıca klinikte minividayı çıkartarak MÇT değeri ile primer stabilite değerlendirmesini yapmamız anlamlı değildir. Klasik dental implantlarda RFA aygıtı ile klinik olarak güvenilir değerlendirmeler yapıldığını gösteren pek çok çalışma vardır (101, 145, 146, 158-160).

Bununla birlikte, RFA cihazı az sayıda ortodontik minivida çalışmasında kullanılmıştır (80, 147, 154, 161, 162). Nienkemper ve ark. (162), RFA'nın ortodontik

mini-implant stabilitesini ölçmek için uygun bir yöntem olduğunu ileri sürmüşlerdir. Diğer yandan cihazın, ortodontik minivida başına uyumlu dönüştürücüsünün olmaması, klinik değerlendirme yapmamızı engellemektedir. Yapılan çalışmalarda, farklı yöntemlerle, minivida başı ile dönüştürücü sabitlenmiş ve stabilite ölçümleri yapılabilmektedir. Veltri ve ark.'ları (80) ortodontik minividaların primer stabilitelelerinin karşılaştırmalı olarak ölçülmesinde rezonans frekans analizinin kullanılabilmesini ifade etmişlerdir. Bu, elde edilen verilerin, sadece o çalışma için bağlayıcı olacağı ve aynı çalışma içindeki karşılaştırmalar için kullanılabilmesi anlamına gelmektedir.

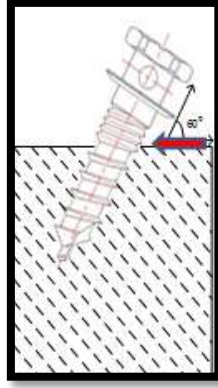
Çalışmamızda minivida başı ile dönüştürücüyü akışkan kompozit ile birbirine sabitledik. Su ve ark. (147), dönüştürücü başlığı modifiye ederek boyunu kısaltmışlar ve bağlanmayı ışıkla sertleşen akışkan kompozit ile sağlamışlardır. Uysal ve ark. (161), uyguladıkları minivida başını erkek yivli parça şeklinde modifiye etmişler, iletici başlığı dişi yivli parça şeklinde modifiye ederek rezonans frekans analizi değerlerini kaydetmişler. Nienkemper ve ark. (162), minividaların başına yivli dişi modifikasyon, iletici başlığın bağlanma kısmına erkek yivli modifikasyon yaparak bağlanmayı sağlamışlardır. Veltri ve ark. (80), her bir ortodontik minividaya ayrı bir dönüştürücüyü lehimleyerek bağlanmayı sağlamışlardır.

5.2. Bulguların Tartışılması

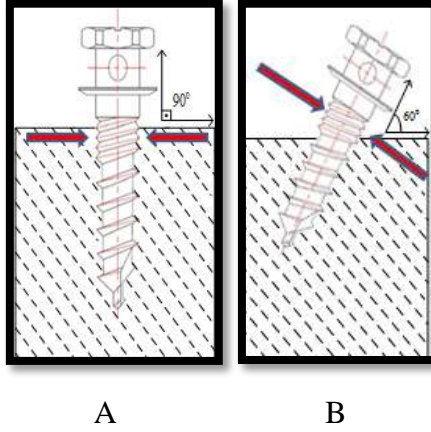
Çalışmamızın bulgularına göre sıfır hipotezi reddedilmiştir. Grupların ortalama ISK değerleri incelendiğinde, 90° açıyla uygulanmış çift tip yivli minividaların primer stabilitesinin ($12,43 \pm 2,78$ ISK) diğer grupların (I. Grup: $8,3 \pm 2,17$ ISK, II. Grup: $8,27 \pm 1,89$ ISK, IV. Grup: $8,47 \pm 1,37$ ISK) minivida primer stabilitesinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur. Bu durum, vidalamanın sonlarında, boyun bölgesine yakın sıklaşmış yiv yapısının mekanik bağlanmaya katılmasının sonucunda bu yivlerin kemik temas yüzey alanından faydalanılmasıyla açıklanabilir (Şekil 5.1.1). Dik açıyla uygulandığında çift tip yiv yapısı, minividanın mekanik bağlanma kalitesini arttırmaktadır. Bu sonuç, kemiğe dik açı ile uygulanan tek ve çift yivli minividaların RFA ile ölçülen primer stabilite değerlerini esas alarak karşılaştırdığımızda, Kim ve ark.'larının (21), MUT, MÇT ve tork oranı ölçümleri

üzerinden yaptıkları değerlendirme ile de paralellik göstermektedir. Araştırmacılar, çift tip yivli minividaların tek tip yivlilere göre daha yüksek çıkarma torklarına sahip olduklarını, bazı zaman aralıklarında bu farkın 1.5 kata ulaşabildiğini bildirmişlerdir. Bunu çift yivli minividaların mikro yivlerinin çıkarma rotasyonuna dirençleriyle stabiliteyi arttırdıkları şeklinde yorumlamışlardır. Bu avantajına rağmen, çift tip yiv yapısının uygulama süresini arttırması nedeniyle kemikte daha fazla stres birikimine neden olabileceği de bir dezavantaj olarak bildirilmiştir. Ancak bizim çalışmamızda, minivida otomatik bir aygıt kullanmadan yerleştirildiğinden uygulama süresi değerlendirilememiştir.

Tek tip yivli 90° açıyla ($8,3 \pm 2,17$ ISK), tek tip yivli 60° açıyla ($8,27 \pm 1,89$ ISK) ve çift tip yivli 60° açıyla ($8,47 \pm 1,37$ ISK) uygulanan minividaların rezonans frekans analiz değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmamakla birlikte, 60° açılı uygulamada çift tip yivli minivida grubunun ISK değerinin hafifçe arttığı görülmektedir. Bu durum, açılı uygulamada boyun bölgesi yivlerinin az da olsa bir kısmının katkısının olduğunu düşündürebilir (Şekil 5.2.1). Diğer yandan, dik açılı çift tip yivli grupla ($12,43 \pm 2,78$ ISK) karşılaştırıldığında, anlamlı derecede düşük rezonans frekans değerlerinin ölçülmesi, bu grubun boyun kısmındaki mikro yivlerinin açılı uygulamaya bağlı olarak kısmen kortikal kemiğin dışında kalmasından kaynaklanıyor olabilir (Şekil 5.2.2). Dolayısıyla açılı uygulandıklarında çift tip yivli minividaların bu mekanik özelliklerinden tam olarak faydalanılmıyor gibi gözükmektedir. Literatürde çift tip yivli minividaların açılı uygulamalarına yönelik başka bir primer stabilite çalışması olmadığından, bu bulgumuzla ilgili bir karşılaştırma yapılamamaktadır. Bu konuda daha fazla sayıda çalışmaya ihtiyaç vardır.

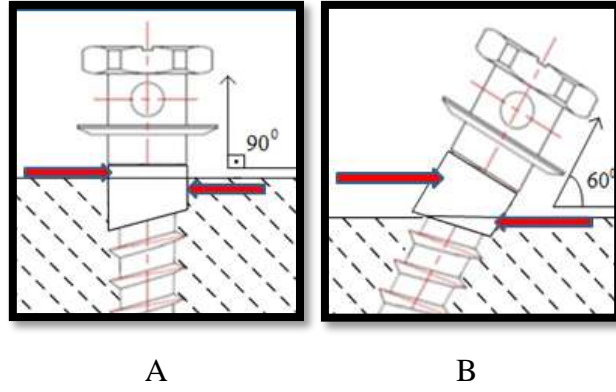


Şekil 5.2.1: 60° açıyla uygulanmış çift tip yivli minividanın boyun bölgesi yivlerinin katkısı



Şekil 5.2.2: 90° ve 60° açıyla uygulanmış çift tip yivli minividaların boyun bölgesi mikro yivlerinin kemik içinde kalan görünüşleri

Çift tip yivli minividanın sıklaştırılmış boyun bölgesi yivlerinin ne oranda kemik içerisinde kaldığı, Microsoft Office Vision 2007 programıyla 2 boyutlu olarak olarak görselleştirildiğinde, mikro yivli yapının 90° açıyla uygulandığında %77,5, 60° açıyla uygulandığında %15,3'lük alanının kemik içerisinde kaldığı görülmektedir (Şekil 5.2.3). Gerçeğe en yakın değerlendirme, 3 boyutlu ölçüm ya da sonlu eleman analizi yöntemiyle yapılabilir. Bu değerlendirmemiz az da olsa fikir vermesi açısından yapılmış bir ölçümdür.



Şekil 5.2.3: Çift tip yivli minividanın boyun bölgesi yivlerinin 2 boyutlu görselleştirilmesi.
A: (90° açıyla uygulanmış çift tip yivli), B (60° açıyla uygulanmış çift tip yivli)

Çalışmamızda tek tip yivli minividaların dik açıyla uygulamalarıyla 60° açıyla uygulamaları arasında primer stabilite değerleri açısından bir fark bulunmamıştır. Literatürde açıyla uygulamaların primer stabilite üzerine etkisiyle ilgili karşıt görüşler mevcuttur. Bir grup araştırmacı açıyla uygulamalarda kortikal kemik yüzeyi ile temas eden alanın artmasına bağlı olarak primer stabilitenin arttığını bildirirken (3, 175), bazıları da açıyla uygulamanın stabilite açısından bir fark yaratmadığını belirtmişlerdir (157, 176). Bulgularımızın aksine Wilmes ve ark. (3), domuz iliak kemiğine rehber delik açıları 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°'lik açılarla yerleştirilen minividaların en yüksek uygulama tork değerini 60° - 70° uygulama açısında kaydetmişlerdir. Inaba (175) ise, tavşan nazal kemiği yüzeyine 60°, 90°, 120°'lik açılarla yerleştirilen minividalara yaklaşık 2 N kuvvet uyguladığı çalışmasında, Periotest sonuçlarına göre açıyla uygulamalarda 90°'lik uygulamaya göre daha az mobilite saptamış ve daha iyi primer stabilite elde edileceğini ifade etmiştir. Bu araştırmaların bulguları ile bizim çalışmamızın bulguları arasındaki fark minivida uygulama metodundan veya ölçme yöntemlerinin farklılığından kaynaklanıyor olabilir. Bizim çalışmamızla güvenilir bir karşılaştırmanın, oblik uygulama değerlendirmesinin, minivida stabilitesinin ölçüm yöntemleri için altın standart olarak nitelendirilebilen bir uygulama olmadığından, MÇT, MÇT/MUT oranı, RFA, yükleme testleri gibi birçok yöntemi içeren bir çalışmayla yapılabileceğini düşünmekteyiz.

Diğer yandan, bulgularımızla paralel olarak, Woodall ve ark. (157) kadavra üzerine 90°, 60° ve 30° uygulama açılarıyla yerleştirdikleri minividaları yükleme testine tabi tutmuşlar ve grupların ankraj direnci arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Ayrıca sonlu eleman analizi yöntemiyle incelendiğinde, alveolar kemiğe 90° ile yerleştirilen minividaların direncinin, açılı yerleştirilenlere göre belirgin şekilde daha fazla olduğunu ve yükleme yapıldığında kortikal kemikte çok daha az stres oluştuğunu saptamışlardır. Araştırmacılar, sonuçlarının minivida angulasyonunun başarı veya başarısızlıkta bir etken olmadığını bildiren Miyawaki ve ark.'nın (14) klinik bulgularını destekler nitelikte olduğunu da eklemiştir.

Açılı minivida yerleşiminin bir avantaj sağlamadığını vurgulayan bu araştırmalara benzer olarak, kuvvet yüklemesiyle minividaların stabilite ve sürüklenme miktarının hayvan deneyiyle incelendiği bir çalışmada da, minivida yerleştirme açısının stabilite üzerinde önemsiz denebilecek bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir (176). Ayrıca mikro BT incelemesi de, Inaba'nın (175) çalışmasının aksine yerleştirme açıları arasında kemik-minivida temas miktarı açısından fark bulunmadığını ortaya koymuştur.

Çalışmamızın sonuçları açılı uygulamanın tek tip yivli minividalarda primer stabilite açısından bir avantaj sağlamadığını, çift tip yivli minividalarda ise bir dezavantaj oluşturduğunu ortaya koymaktadır. Ancak bu bulgularımızın kuvvete maruz bırakılmamış minividaların RFA ile ölçülen primer stabilite değerlerine dayandırıldığı göz önünde bulundurularak, laboratuarda veya klinik ortamda ortodontik kuvvetler karşısındaki stabilitenin değerlendirilmesi de önem taşımaktadır ve ileri araştırmayı gerektiren bir konudur. Yine de, açılı uygulamanın stabiliteyi olumlu yönde arttırdığını bildiren araştırmacılar da, klinikte açılı uygulama sonrasında minividanın kemik dışında kalan ve kuvvetin bağlandığı kaldıraç kolunun uzaması nedeniyle, kuvvet uygulandığında başarısızlık oranını arttırabileceğinin de göz ardı edilmemesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda ve diğer RFA aygıtı ile primer stabilite değerlendirilmesi yapılan ortodontik minivida çalışmalarında ISK değerlerinin, matematiksel olarak birbirlerinden

çok farklı olduğunu gördük (147, 161, 162). Bu farklı değerler dönüştürücü ve minivida bağlantısında standart bir yöntemin olmamasından kaynaklanmaktadır. Su ve ark. (147), dönüştürücü başlığı modifiye ederek boyunu kısaltmışlar, böylece impulsları alan dönüştürücü seviyesini kemik yüzeyine yaklaştırmışlardır. Minivida başına bağlanmayı ışıqla sertleşen akışkan kompozit ile sağlamışlardır. 71 – 89 arasında değişen (ort. $79 \pm 5,8$) ISK değerleri kaydettiklerini açıklamışlardır. Ortalama 8 – 12 arasında ISK değerleri kaydettiğimiz çalışmamızla kıyaslandığında, ölçümler arasındaki matematiksel fark, dönüştürücüye gönderilen impulsların, kemik yüzeyi ile uygulama seviyesi arasındaki mesafeyle açıklanabilir. Bizim çalışmamızda dönüştürücü başlık boyu kısaltılmadan minivida başına kompozit dolgu ile sabitlenmiştir. İmpulslar, kemik seviyesinden daha uzak bir mesafeden iletilmiştir.

Uysal ve ark. (161), primer ve sekonder stabilite değerlerini RFA ile ölçtükleri çalışmalarında, primer olarak 49,25 – 55,00 ISK değerleri kaydetmişler. Farklı kuvvet yüklemesi yaptıkları ve lazer terapisi yaptıkları gruplarda sekonder olarak sonrasında ortalama +11,63, +10,50 ve +7,00 ISK değer artışı kaydetmişlerdir. Araştırmacılar, uyguladıkları minivida başını erkek yivli parça şeklinde modifiye etmişler, iletici başlığı dişi yivli parça şeklinde modifiye ederek, primer ve sekonder rezonans frekans analizi değerlerini kaydetmişler. Bu bağlanma tekniğindeki farklılık ve iletilen impulsların dönüştürücü ile kemik seviyesi arasındaki mesafenin farklılığı yine ölçüm değerlerinde gerek bizim çalışmamızın değerleri ile, gerekse diğer ortodontik minivida RFA değerleriyle fark göstermektedir.

Nienkemper ve ark. (162), 2 x 9 mm ebatlarında minividalarla yapmış oldukları çalışmalarında, RFA'nın ortodontik minividaların primer stabilite değerlendirmesinde ne derece uygulanabilir olabileceğini incelemişlerdir. Çalışmalarında, minividaların başına yivli dişi modifikasyon, iletici başlığın bağlanma kısmına erkek yivli modifikasyon, birbirleriyle uyumlu olacak şekilde, üretici firmaya hazırlanmıştır. Vidalama işleminden sonra iletici başlık minividaya 6-10 Ncm tork değerleri arasında vidalanmıştır. ISK değerlerini ve periotest ölçümlerini yaptıkları çalışmanın sonucunda, RFA ölçümlerinin, ortodontik minivida primer stabilite değerlendirilmesi için uygulanabilir bir yöntem olduğunu açıklamışlar, ortalama $36,36 \pm$

2,67 ISK değerlerini kaydetmişlerdir. Bu farklı bağlanma tekniği, önceki çalışmalardaki gibi farklı bir ISK ortalamasının kaydedilmesine neden olmuştur.

Çalışmamızın limitasyonları da göz önünde bulundurularak bulgularımızın klinik uygulamalarımıza şu şekillerde yansıyabileceğini düşünmekteyiz:

Anatomik yetersizlikler nedeniyle ince minivida kullanımı gerektiren olgularda çift tip yivli minivida tasarımlarının dik açısı ile uygulaması tercih edilerek primer stabilite artırılabilir.

Anatomik yapıların korunması amacıyla açılı yerleşimin zorunlu olduğu ve stabilite konusunda endişelerin bulunduğu olgularda minivida yiv tasarımındaki değişikliklerdense, miniimplant ring aparatı gibi stabiliteyi artırıcı ek aygıtlardan faydalanılması daha yararlı olabilir (181).

6. SONUÇLAR

1- RFA sonuçları, 90°'lik uygulama açısında çift tip yivli minividaların stabiliteilerinin tek tip yivli minividalara göre arttığını, 60°'lik uygulamada ise her iki minividanın benzer stabiliteye sahip olduğunu göstermektedir.

2- Çift tip yivli minividaların primer stabiliteileri, uygulama açısı 90°'den 60°'ye değiştiğinde, azalmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Laney WR, Tolman DE, Keller EE, Desjardins RP, Van Roekel NB, Brånemark PI. Dental implants: tissue-integrated prosthesis utilizing the osseointegration concept. *Mayo Clin Proc*, 61(2):91-7, 1986.
2. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 91(1):20-5, 2004.
3. Wilmes B, Su Y-Y, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 78:1065-1070, 2008.
4. Wilmes B, Drescher D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 79:609-614, 2009.
5. 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.
6. 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.
7. DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W. Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma*, 4:169-174, 1990.
8. Chaddad K, Ferreira AF, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod*, 78:107-113, 2008.
9. Mo SS, Kim SH, Kook YA, Jeong DM, Chung KR, Nelson G. Resistance to Immediate Orthodontic Loading of Surface-Treated Mini-Implants. *Angle Orthod*, 80:123-129, 2010.
10. Cha J, Kil J, Yoon T, Hwang C. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 137:73-79, 2010.
11. Cha JY, Yoon TM, Hwang CJ. Insertion and removal torques according to orthodontic mini-screw design. *Korean J Orthod*, 38(1):5-12, 2008.
12. Battula S, Schoenfeld A, Vrabec G, Njus GO. Experimental evaluation of the holding power/stiffness of the self-tapping bone screws in normal and osteoporotic bone material. *Clin Biomech*, 21:533-537, 2006.

13. 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.
14. 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.
15. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*, 67:162-174, 2006.
16. 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.
17. 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.
18. 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.
19. 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.
20. 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.
21. 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.
22. 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.
23. Migliorati M, Benedicenti S, Signori A, Drago S, Cirillo P, Barberis F, Silvestrini Biavati A. Thread shape factor: evaluation of three different orthodontic miniscrews stability. *Eur J Orthod*, (Epub ahead of print), 2012.
24. 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.

25. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 36:695-699, 2007.
26. Park HS. The use of microimplant as orthodontic anchorage. (1 st ed.) Seoul, Korea: Nare Pub Co, 5-192, 2001
27. 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.
28. Park HS, HwangBo ES, Kwon TG. Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010;137:200-206, 2010.
29. Allen C, Curious observations on the teeth. London. John Bale, Sons & Danielsson, LTD, 12:13, 1687.
30. Asbell M.B. Dentistry: A historical perspective. (1st ed.) Bryn Mawr, Penn. Dorrance & Co, Inc, 45, 1988.
31. Dahle E. Transplantation to osseointegration a chronology of dental implants. *Bulletin of History of Dentistry*, 38:19-24, 1990.
32. Ring M.E. Pause for a moment in dental history: A thousand years of dental implants: A definitive history - Part 1. *Compendium*, 16:1060-1069, 1995.
33. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg*, 31:106-117, 1945.
34. Linkow L. Implant Orthodontics. *J Clin Orthod*, 4:685-90, 1970.
35. Creekmore TD. The Possibility of Skeletal Anchorage. *J Clin Orthod*, 17:201-09, 1983.
36. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 16:1-132, 1977.
37. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*, 31:763-767, 1997.
38. Costa A, Raffani M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath*, 13:201-209, 1998.

39. Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod*, 74:558-567, 2004.
40. Neal D Kravitz, Budi Kusnoto, Peter T Tsay, William F Hohlt. Intrusion of overerupted upper first molar using two orthodontic miniscrews. A case report. *The Angle Orthod*, 10;77(5):915-22, 2007.
41. Greco M, Meddis V, Giancotti A. The G-chain and miniscrew anchorage: simple mechanics for molar uprighting. *J Clin Orthod*, 46(1):24-5; 55-6, 2012.
42. Lim JK, Jeon HJ, Kim JH. Molar distalization with a miniscrew-anchored sliding jig. *J Clin Orthod*, 45(7):368-77, 2011.
43. Mimura H, Treatment of severe bimaxillary protrusion with miniscrew anchorage: treatment and complications. *Aust Orthod J*, 24(2):156-63, 2008.
44. Kaku M, Kawai A, Koseki H, Abedini S, Kawazoe A, Sasamoto T, Sunagawa H, Yamamoto R, Tsuka N, Motokawa M, Ohtani J, Fujita T, Kawata T, Tanne K. Correction of severe open bite using miniscrew anchorage. *Aust Dent J*, 54(4):374-80, 2009.
45. Polat-Özsoy Ö, Arman-Özçırpıcı A, Veziroğlu F, Çetinşahin A. Comparison of the intrusive effects of miniscrews and utility arches. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139(4):526-32, 2011.
46. Zhang N, Bai Y, Li S. Treatment of a Class II Division 1 malocclusion with miniscrew anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 141(6):e85-93, 2012.
47. Jamilian A, Haraji A, Showkatbakhsh R, Valaee N. The effects of miniscrew with Class III traction in growing patients with maxillary deficiency. *Int J Orthod*, 22(2):25-30, 2011.
48. Roberts WE, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. *Angle Orthod*, 60:135-152, 1990.
49. Odman J, Lekholm U, Jemt T, Branemark PI, Thilander B. Osseointegrated titanium implants: a new approach in orthodontic treatment. *Eur J Orthod*, 10:98-105, 1998.
50. Kokich VG, Managing complex orthodontic problems: the use of implants for anchorage. *Semin Orthod*, 2:153-160, 1996.
51. Hertz P. Making implant dentistry easier and less costly. *Dent Today*, 31(5):114:116, 2012.

52. Piattelli A, Paolantonio M, Corigliano M, Scarano A. Immediate loading of titanium plasma-sprayed screw-shaped implants in man: a clinical and histological report of two cases. *J Periodontol*, 68(6):591-7, 1997.
53. Linkow LI, Rinaldi AW, Weiss WW Jr, Smith GH. Factors influencing long-term implant success. *J Prosthet Dent*, 63(1):64-73, 1990.
54. Olivé J, Aparicio C. Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5(4):390-400, 1990.
55. 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.
56. Jenner JD, Fitzpatrick BN. Skeletal anchorage utilizing bone plates. *Aust Orthod J*, 9:231-233, 1985.
57. Chung K, Kim Y, Linto JL, Lee Y. The miniplate with tube for skeletal anchorage. *J Clin Orthod*, 36:407-412, 2002.
58. 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.
59. De Clerk H, Geerinckx V, Scilliano S. The zygoma anchorage system. *J Clin Orthod*, 36:455-459, 2002.
60. 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.
61. Sherwood KH, Burch JG, Thompson WJ. Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122(6):593-600, 2002.
62. Kilkis D, Bayram M, Celikoglu M, Nur M. Unilateral maxillary molar distalization with zygoma-gear appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 142(2):e1-7, 2012.
63. Trandem KC, Korach CS, Schindel RH. Comparison of deformation of 3 orthodontic miniplate lever arms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 140(4):531-6, 2011.
64. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 107(3):251-8, 1995.

65. Celenza F, Hochman MN. Absolute anchorage in orthodontics: direct and indirect implant-assisted modalities. *J Clin Orthod*, 34(7):397-402, 2000.
66. Janssens F, Swennen G, Dujardin T, Glineur R, Malevez C. Use of an onplant as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122(5):566-70, 2002.
67. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 135:564 e1-564. e19, 2009.
68. Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-orthodontic micro-implant. *J Clin Orthod*, 38:478-486, 2004.
69. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131:9-15, 2007.
70. 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.
71. Lee SJ, Ahn SJ, Lee JW, Kim TW. Survival analysis of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 64:1209-1213, 2010.
72. 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.
73. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res*, 14:515-527, 2003.
74. Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*, 50:101-107, 1983.
75. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium miniscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop*, 65:410-418, 2004.
76. 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.
77. Melsen B. Mini-implants: where are we? *J Clin Orthod*, 39:539-547, 2005.
78. Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128:190-194, 2005.

79. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J Craniomaxillofac Surg*, 29:69-74, 2001.
80. Veltri M, Balleri B, Goracci C, Giorgetti R, Balleri P, Ferrari M. Soft bone primary stability of 3 different miniscrews for orthodontic anchorage: A resonance frequency investigation. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 135:642-648, 2009.
81. Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont*, 19:77-83, 2006.
82. Heidemann W, Gerlach KL, Grobel KH, Kollner HG. Drill free screws: a new form of osteosynthesis screw. *J Craniomaxillofac Surg*, 26:163-168, 1998.
83. 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.
84. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 126:42-47, 2004.
85. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic mini implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod*, 37:321-328, 2003.
86. Park HS. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korean J Orthod*, 33:151-156, 2003.
87. 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.
88. Kim JW, Chang YL. Effects of drilling process in stability of micro-implants used for the orthodontic anchorage. *Korea J Orthod*, 32:107-115, 2002.
89. Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-tapping and self-drilling microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133:44-50, 2008.
90. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res*, 3:23-28, 2000.
91. 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.

92. 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.
93. 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.
94. Maino BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew implants: the spider screw anchorage system. *Semin Orthod*, 11:40-46, 2005.
95. Lin JC, Liou EJ, Yeh CL, Evans CA. A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. *World J Orthod*, 8:136-144, 2007.
96. Berens A, Wiechmann D, Dempf R. Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop*, 67:450-458, 2006.
97. 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.
98. Carano A, Melsen B. Implants in orthodontics. Interview. *Prog Orthod*, 6:62-69, 2005.
99. 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.
100. 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.
101. Da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, et al. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth im-plants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 19:578-585, 2004.
102. 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.
103. 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.

104. 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.
105. Oh NH, Kim SH, Kook YA, Mo SS. Study on removal torque of SLA (sandblasted, large grit and acid etched) treated microimplant. *Korean J Orthod*, 36:324-330, 2006.
106. 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, 2009.
107. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*, 43:245-253, 1993.
108. Mark JJ, Waqar A. *Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices*. US: Springer Science & Business Media, 533-576, 2007.
109. Ninomi M,. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater Sci Eng A*, 243: 231-236, 1998.
110. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 127:307-313, 2005.
111. 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.
112. O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res*, 6:48-57, 2004.
113. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P. Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: A microcomputed tomographic analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 137:100-107, 2010.
114. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Semin Orthod*, 11:24-31, 2005.
115. Heibel H, Alt KW, Wachter R. Cortical thickness of the mandible with special reference to miniplate osteosynthesis. Morphometric analyses of autopsy material. *Mund Kiefer Gesichtschir*, 5:180-185, 2001.

116. 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):68-73, 2007.
117. Costa A, Pasta G, Bergamaschi G. Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. *Semin Orthod*, 11:10-15, 2005.
118. 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.
119. 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.
120. 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.
121. 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.
122. Kim GT, Kim SH, Choi YS, Park YJ, Chung KR, Suk KE, Choo H, Huang JC. Cone-beam computed tomography evaluation of orthodontic miniplate anchoring screws in the posterior maxilla. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135(5):628.e1-10, 2009.
123. Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod*, 74:703-710, 2004.
124. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res*, 82:337-381, 2003.
125. Mah J, Bergstrand F. Temporary anchorage devices: a status report. *J Clin Orthod*, 39:132-136, 2005.
126. Kawakami M, Miyawaki S, Nogushi H, Kirita T. Screw-type implants used as anchorage for lingual orthodontic mechanics: a case of bimaxillary protrusion with second premolar extraction. *Angle Orthod*, 74:715-719, 2004.
127. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Bone physiology and metabolism. *J Calif Dent Assoc*, 15:54-61, 1987.

128. Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D, Ong AH, Donath K, et al. Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants (an experimental study in monkeys). *J Periodontol*, 13:501-511, 2001.
129. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Troger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res*, 14:601-609, 2003.
130. Serra G, Morais LS, Elias CN, Meyers MA, Andrade L, Müller CA, Müller M. Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants: histomorphometric and fluorescence analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137:80-90, 2010.
131. 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.
132. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Impl Res*, 12:144-152, 2001.
133. Dalstra M, Cattaneo PM, Melsen B. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics*, 1:53-62, 2004.
134. 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.
135. 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.
136. Kim SH, Lee JS, Cho S, Kim SK, Kim TK. Rotational Resistance of Surface-Treated Mini-Implants. *Angle Orthod*, 79:899-907, 2009.
137. 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.
138. 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.
139. Tezel A, Orbak R, Canakci V. 109:1–9. The effect of right or left-handedness on oral hygiene. *Int J Neurosci*, 109:1-9, 2001.

140. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res*, 43:192-203, 1998.
141. Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update*, 4:77-81, 1993.
142. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod*, 86:95-111, 1984.
143. Büchter A, Wiechmann D, Koerdts S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Cl. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Oral Implants Res*, 16: 473-479, 2005.
144. 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: 284-291, 2009.
145. 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.
146. 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.
147. Su Y, Wilmes B, Honsched R, Drescher D. Application of a wireless Resonance Frequency Transducer to Assess Primary Stability of Orthodontic Mini-Implants: An in vitro study in Pig Ilia. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24:647-654, 2009.
148. Yu W, Kyung HM. Torque and mechanical failure of orthodontic micro-implant influenced by implant design parameters. *Korean J Orthod*, 37:171-181, 2007.
149. 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.
150. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*, 67:162-174, 2006.
151. Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, Souza LT, Maruo H. Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133:790.e15-790.e22, 2008.

152. 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*, 134:36-43, 2008.
153. Wu J, Bai Y, Wang B. Biomechanical and Histomorphometric Characterizations of Osseointegration during Mini-Screw Healing in Rabbit Tibia. *Angle Orthod*, 79:558-563, 2009.
154. Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. *Angle Orthod*, 78:692-698, 2008.
155. Branemark R, Ohnert LO, Nilsson P, Thomsen P. Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat. *Biomaterials*, 18:969-978, 1997.
156. Ozawa T, Takahashi K, Yamagata M, et al. Insertional torque of the lumbar pedicle screw during surgery. *J Orthop Sci*, 10:133-136, 2005.
157. Woodall N, Tadepalli SC, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *Am J of Orthods & Dentofacial Orthop*, 139:147-52, 2011.
158. L Sennerby, Meredith N. Implant stability measurements using resonance Frequency Analysis: Biological and Biomechanical Aspects and Clinical Implications. *Periodontology* 2000, 47:51-66, 2008.
159. Valderrama P, Oates T, Jones A, Simpson J, Schoolfield J, Cochran D. Evaluation of Two Different Resonance Frequency Devices to Detect Implant Stability: A Clinical Trial. *J Periodontol*, 78:262-272, 2007.
160. Lopez A, Martinez J, Pelayo, Garcia, Diago M. Resonance Frequency Analysis of Dental Implant Stability During The Healing Period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 13;(4):E244-7, 2008.
161. Uysal T, Ekizer A, Akçay H, Etoz O, Güray E. Resonance frequency analysis of orthodontic miniscrews subjected to light-emitting diode photobiomodulation therapy. *European J of Orth*, 34:44-51, 2012.
162. Nienkemper M, Wilmes B, Panayotidis A, Pauls A, Golubovic V, Schwarz F, Drescher D. Measurement of mini-implant stability using resonance frequency analysis. *Angle Orthod*. (Epub ahead of print), 2012.
163. Oh JS, Kim SG. Clinical study of the relationship between implant stability measurements using Periotest and Osstell mentor and bone quality assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 113(3):e35-40, 2012.

164. Gabay E, Cohen O, Machtei EE. A novel device for resonance frequency assessment of one-piece implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 27(3):523-7, 2012.
165. Kaeko T, Dynamic of the Periotest method of diagnosing the dental implant-bone interface. *J Master Sci Mater Med*, 4:256-259, 1993.
166. Almeida-Lopes L, Rigau J, Zngaro R, Guidugli-Neto J, Jaeger M M. Comparison of the low level laser therapy effects on cultured human gingival fibroblasts proliferation using different irradiance and same fluence. *Lasers in Surgery and Medicine*, 29:179-184, 2001.
167. Anders J J, Geuna S, Rochkind S. Phototherapy promotes regeneration and functional recovery of injured peripheral nerve. *Neurological Research*, 26: 233–239, 2004.
168. Park SH, Yu HS, Kim KD, Lee KJ, Baik HS. A proposal for a new anaalysis of craniofacial morphology by 3- dimensional computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 129:600.e23-600.e34, 2006.
169. Özdemir F, Tozlu M, Germeç-Çakan D. Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, (Epub ahead of print), 2012.
170. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129:721.e7-12, 2006.
171. Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136:230-235, 2009.
172. 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.
173. Evans FG. Preservation effects. In: *Mechanical Properties of Bone*. (1st ed.) Springfield, IL: Charles C. Thomas, 56–60, 1973.
174. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue response to surface-modified zirconia implants: a histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res*, 7:13-20, 2005.
175. Inaba M. Evaluation of primary stability of inclined orthodontic miniimplants. *J Oral Sci*, 51(3): 347-53, 2009.

176. O'Toole MP. Impact of Orthodontic Mini-Screw Angulation Relative to Direction of Force Application on Stability, Movement, and the Peri-implant Interface. Toronto Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Ana Bilim Dalı, Doktora Tezi, Toronto, Kanada, 2011.
177. Drago CJ, Del Castillo RA. A retrospective analysis of osseointegrated implants in clinical practice: 1-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 26:337-345, 2006.
178. Bike W. S. Clinical implant dentistry to be added to DDS program. UIC College of Dentistry, 22-24, 2005.
179. Higuchi K W, Slack J M,. The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int J of Orthod & Dentofacial Orthop*, 6:338-344, 1991.
180. Lin J C, Liou E J. A new bone screw for orthodontic anchorage. *J of Clin Orthod*, 37: 676-681, 2003.
181. 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.

8. ÖZGEÇMİŞ

16 Temmuz 1975’de İzmir’de doğdu. İlköğrenimini İzmir’de Vali Rahmi Bey İlkokulu’nda tamamladı. Orta öğrenimini İzmir Özel Çamlaraltı Koleji’nde 1991’de tamamladıktan sonra, Lise eğitimini İzmir Atatürk Lisesi’nde 1993 yılında tamamladı. Yüksek öğrenimini 1999 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde tamamladı. 2008 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’nda doktora öğrenimine başladı.