



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İNFAZİGOMATİK KRESTE UYGULANAN İKİ FARKLI
MİNİVİDANIN KARŞILAŞTIRILMASI**

Hazırlayan

DİLAN BAYRAM

Ortodonti Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğretim Üyesi Melike DURAN

Prof. Dr. Ali Altuğ BIÇAKÇI

TOKAT – 2025



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İNFAZİGOMATİK KRESTE UYGULANAN İKİ FARKLI
MİNİVİDANIN STABİLİTELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Hazırlayan

Dilan Bayram

Ortodonti Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğretim Üyesi Melike DURAN

Prof. Dr. Ali Altuğ BIÇAKÇI

TOKAT – 2025

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANLIĞI ORTODONTİ ANABİLİM DALI

ADI SOYADI : DİLÂN BAYRAM

TEZ SAVUNMA TARİHİ : 21.04.2025

TEZ KONUSU : İnfrazigomatik Kreste Uygulanan İki Farklı Minividanın Stabilitelerinin
Karşılaştırılması

Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı Soyadı)

İmzası

Başkan : Prof. Dr. Ali Altuğ BIÇAKÇI

Üye : Dr.Öğr.Üyesi Melike Altınışık

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Sibel AKBULUT

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun
..... tarih ve sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

Dekan V. Prof. Dr. Hatice BALCI YÜCE

ETİK SÖZLEŞME

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

(26/05/2025)

Dilan BAYRAM

İMZASI

.....

TEŞEKKÜR

Öncelikle, mesleki birikimi ve engin deneyimiyle ortodonti yolculuğuma rehberlik eden, hem bilimsel hem de hayata bakış açısıyla her adımda ilham kaynağım olan, sabrı ve hoşgörüsüyle desteğini esirgemeyen kıymetli hocam Prof. Dr. Ali Altuğ Bıçakçı'ya en içten şükranlarımı sunarım.

Asistanlık sürecimden bu çalışmanın son aşamasına dek gösterdiği özen, yol gösterici eleştirileri ve yol arkadaşlığı için tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Melike Altınışık'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Hayatım boyunca varlığıyla güç veren, kararlarımda beni cesaretlendiren, hedeflerime ulaşmam için her koşulda yanımda olan canım anneme, babama ve sevgili kardeşime minnettarım.

Beni uzmanlık yoluna yönlendiren ve bu zorlu süreçte inancını ve sevgisini hiç kaybetmeyen eşime; vizyonumu genişleten fikirleri ve bitmek bilmeyen desteği için sonsuz teşekkürler.

Dört yıllık klinik serüvenimde birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma ve klinik personelimize, her an işbirliği ve dostluklarıyla bu süreci mümkün kıldıkları için teşekkür ederim.

Ve özellikle, tezimin her aşamasına samimiyetle katkıda bulunan, yaşamıma geç girmiş ama değeri tarifsiz arkadaşım Nursena Ünlü Kuzu'ya; varlığıyla güç veren sohbetleri ve yapıcı önerileri için kalpten teşekkürlerimi iletirim.

Bu çalışma; her biri farklı bir öğrenme ve dayanışma öyküsü barındıran sizlerin emekleriyle hayat buldu. Hepinize en derin saygı ve şükranlarımla...

ÖZET

Amaç: Boyun uzunlukları farklı iki infrazigomatik krest vidasının stabilite değerlerini karşılaştırmak ve diş eti sağlığı, vidayı uygulama açısı, sinüse penetrasyon derinliğinin stabilite değerlerine etkisini değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmaya premolar çekimli en masse retraksiyon ihtiyacı olan, kronolojik yaş ortalaması $15,97 \pm 1,53$ yıl olan 38 hasta (35 kadın, 3 erkek) dahil edilmiştir. Bu çalışmada bir tarafta uzun boyunlu vidalar kullanılırken diğer tarafta kısa boyunlu vidalar kullanılmıştır. Stabilite değerleri tedavi başlangıcında (T0) ve 2 ay sonra (T1) ölçülmüştür. Tekrarlı ölçümler için iki eş arasındaki farkın önemlilik testi kullanılmıştır.

Bulgular: 2 ay sonra alınan stabilite değerlerinde anlamlı fark bulunurken, diğer parametrelerde istatistiksel olarak anlamlı fark izlenmemiştir. Gingival indeks, kanama indeksi, penetrasyon derinliği ve uygulama açısı vidanın stabilitesi üzerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığa yol açmamıştır.

Sonuçlar: Boyun kısmı kısa vidaların stabilite değerleri ve stabilite artış miktarları, kısa boyunlu vidalardan daha fazladır. Uzun vidalarda gelen kuvvetler sebebiyle oluşan momentler stabiliteyi düşürmektedir. Gingival indeks, kanama indeksi, penetrasyon derinliği ve uygulama açısı vidanın stabilitesi üzerinde anlamlı farklılığa yol açmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Minivida, Retraksiyon, Stabilite, Infrazigomatik krest, Distalizasyon,

ABSTRACT

COMPARISON OF STABILITIES OF TWO DIFFERENT MINISCREWS APPLIED TO INFRAZYGOMATIC CREST

Purpose: The purpose of this study is to compare the stability values of two infrazygomatic crest screws; to evaluate the effects of gingival health, screw application angle, and sinus penetration depth on stability values.

Material and Method: 38 patients (35 females, 3 males) with a chronological average age of 16 years who needed bilateral distalization with or without extraction were included in this study. In this study a long-necked screws were used on one side and short-necked screws were used on the other side. Stability values were measured at the beginning of treatment (T0) and 2 months later (T1). Two-way analysis of variance was applied in repeated measurements to compare the differences between the groups.

Findings: While there was a significant difference in the stability values obtained after 2 months, no statistically significant difference was observed in other parameters. Gingival index, bleeding index, penetration depth and application angle did not cause a statistically significant difference on the stability of the screw.

Conclusions: The stability values and stability increase amounts of long-necked screws are lower than short-necked screws. Gingival index, bleeding index, penetration depth and application angle did not cause a significant difference on the stability of the screw.

Keywords: Miniscrew, Retraction, Stability

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ETİK SÖZLEŞME.....	i
TEŞEKKÜR	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	v
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
TABLolar LİSTESİ.....	xii
KISALTMALAR VE SİMGELER	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. ANKRAJIN TANIMI VE ORTODONTİK TEDAVİDEKİ ÖNEMİ	3
2.2.İSKELETSEL ANKRAJ NEDİR?.....	4
2.3.MİNİVİDA İLE İSKELETSEL ANKRAJ	4
2.4.MİNİVİDA BAŞARISI NEDİR?	4
2.5.MİNİVİDA BAŞARISINI ETKİLEYEN FAKTÖRLER	5
2.5.1.Minivida Çapı ile İlgili Faktörler	5
2.5.1.1.Minivida Çapı	5

2.5.1.2.Minivida Yiv Yapısı	6
2.5.1.3.Minivida Uzunluğu	6
2.5.1.4.Minivida Yüzey Özellikleri	7
2.5.1.5.Minividanın Üretildiği Materyal.....	8
2.5.1.6.Minividanın Şekli	8
2.5.2.Hasta ile İlgili Faktörler.....	9
2.5.2.1.Yaş	9
2.5.2.2.Cinsiyet	9
2.5.2.3.Sistemik Hastalıklar	10
2.5.3.Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler	10
2.5.3.1.Hekimin Tecrübesi.....	10
2.5.3.2.Flep Açılması.....	10
2.5.3.3.Yerleştirme Torku.....	11
2.5.3.4.Yerleştirme Açısı	11
2.5.3.5.Monokortikal-Bikortikal Uygulama	12
2.5.4. Anatomik Lokal Faktörler	12
2.5.4.1.Kortikal Kemik Kalınlığı.....	12
2.5.4.2.Süngerimsi Kemik Yapısı.....	13
2.5.4.3.Yumuşak Dokunun Yapısı.....	13

2.5.4.4.Kemik Yoğunluğu	14
2.5.4.5.Komşu Doku ve Organlara Yakınlık ve Kök Hasarı	16
2.5.4.6.Yerleştirilen Bölge	17
2.5.4.6.1.İnfrazigomatik vidalar	18
2.5.5.Minivida Yüklenmesi ile İlgili Faktörler.....	19
2.5.5.1.Minivida Yükleme Zamanı.....	19
2.5.5.2.Uygulanan Ortodontik Kuvvet Miktarı.....	21
2.5.5.3 Uygulanan Ortodontik Kuvvet Tipi.....	22
2.5.5.4 Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi	22
2.5.5.5. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü	22
2.5.5.6.Minivida Başarısını Etkileyen Diğer Faktörler.....	23
2.5.5.6.1.Ortodontik Endikasyon	23
2.5.5.6.1.1.En Masse Retraksiyon.....	23
2.5.5.6.2.Minivida Bakımı	24
2.6.MİNİVİDA MOBİLİTESİ	25
2.7.PRİMER STABİLİTE.....	25
2.8.SEKONDER STABİLİTE	27
2.9.STABİLİTEYİ ÖLÇMEK İÇİN KULLANILAN TEKNİKLER.....	27
2.9.1.Rezonans Sıklığı Analizi	28

2.10.AĞRI.....	29
3.BİREYLER VE YÖNTEM	33
3.1. BİREYLER	33
3.2. YÖNTEM.....	34
3.2.1. İnfracomatik krest vidasının uygulanması	34
3.2.2. Distalizasyon yöntemi	39
3.2.3. Minivida Stabilitesinin Değerlendirilmesi	41
3.2.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (BT) Görüntülerinin Değerlendirilmesi	43
3.2.5. Periodontal Değerlendirme.....	44
3.2.6.Ağrı.....	45
4.BULGULAR.....	48
5.TARTIŞMA	53
5.1 AMACIN TARTIŞMASI	53
5.2. BİREY VE YÖNTEMİN TARTIŞMASI	55
5.2.1.Rezonans Sıklığı Analizi Yöntemi	62
5.3 BULGULARIN TARTIŞMASI.....	63
6.SONUÇ ve ÖNERİLER	67
7.KAYNAKÇA	69

8. EKLER	87
----------------	----



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.İnfrazigomatik krest

Şekil 2.2.Sayısal değerlendirme skalası

Şekil 3.1.American ortodontics 0.18 slot braket seti

Şekil 3.2. Morelli driver ve vida başına uyumlandırılmış smartpeg

Şekil 3.3. İnfrazigomatik krest vidası

Şekil 3.4. İnfrazigomatik krest

Şekil.3.5. İnfrazigomatik krest vidasının uygulanması

Şekil.3.6. İnfrazigomatik krest palpe edildikten sonra giriş yerinin sondla işaretlenmesi

Şekil.3.7. Vidanın palatal düzlemle 45-55° açı yapacak şekilde ilerlenmesi

Şekil.3.8. Vidanın açısının palatal düzlemle 60-70 ° yapacak şekilde açlandırılması

Şekil.3.9. Vidanın boyun kısmı mukoza dışında kalacak şekilde drillenmesi

Şekil.3.10. Vidanın final açılanması

Şekil.3.11. Nitinol close coil ve power arm görüntüsü

Şekil.3.12. Rabbit marka klinik dinamometre 0-500 gr.

Şekil.3.13. Vida uygulanmış distalizasyona başlanmış hastanın ağız içi fotoğrafları

Şekil.3.14. Smartpeg aparatı

Şekil.3.15. Driverın kısaltılıp smartpege yapıştırılmasıyla elde edilen yeni ara parça

Şekil.3.16. Vida başlığına yerleştirilmiş smartpege yaklaştırılan prob

Şekil.3.17. Ostell cihazı

Şekil.3.18. ANS-PNS noktalarının birleştirilmesiyle palatal düzlemin oluşturulması

Şekil.3.19.Penetrasyon derinliğinin ve açısının ölçülmesi

Şekil.3.20.Görsel VAS Skalası

Şekil.3.21.Hasta Takip Formu



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 4.1. İstatistiksel veri tablosu

Tablo 4.2. Uzun vidaların T0 İSK değerleri

Tablo 4.3. Kısa vidaların T0 İSK değerleri

Tablo 4.4. Uzun vidaların T1 İSK değerleri

Tablo 4.5. Kısa vidaların T1 İSK değerler

Tablo 4.6. Uzun vidaların T0-T1 İSK değerleri

Tablo 4.7. Uzun vidaların T0-T1 İSK fark değerleri

Tablo 4.8. Kısa vidaların T0-T1 İSK değerleri

Tablo 4.9. Kısa vidaların T1-T0 İSK fark değerleri

Tablo 4.10. Ortalama değerlerin karşılaştırması

Tablo 4.11. Gingival indeks karşılaştırması

Tablo 4.12. Kanama zamanı indeksi karşılaştırması

KISALTMALAR VE SİMGELER

İSK: İmplant Stabilite Katsayısı

RFA: Rezonans Frekans Analizi

BT: Bilgisayarlı Tomografi

RSA: Rezonans Sıklığı Analizi

TAD:Geçici Ankraj Apareyi

N :Newton

SLA:Aliminyum ile kumlanmış yüzey

SS:Paslanmaz Çelik

VAS: Vizuel Analog Skala

mm: Milimetre

° : Derece

p: İstatiksel anlamlılık

1. GİRİŞ

Ankraj, ortodontik tedavi sürecinde istenmeyen diş hareketlerini kontrol altına almak amacıyla uygulanan direnç kuvvetidir. İyi ankraj kontrolü ortodontik tedavilerde çok önemlidir. Ağız dışı ankraj yöntemleri ile ilgili en sık rastlanan sorun kooperasyon problemleridir. Bu sebeple son yıllarda ortodontik tedavide ankraj amacıyla minividalar sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (Egolf ve ark.,1990).

Minividalar, anatomik sınırlamalarının minimal olması, flep kaldırılmaksızın yerleştirilebilmeleri nedeniyle daha az invaziv bir yöntem sunmaları, yerleştirme ve çıkarma işlemlerinin kolaylığı, uygulama sonrasında hemen kuvvet uygulanabilmesi, konvansiyonel implantlara kıyasla daha düşük maliyetli olmaları ve 16 yaş altı bireylerde de kullanılabilmeleri gibi avantajları nedeniyle ortodontik uygulamalarda daha fazla tercih edilmektedir. (J. S. Lee ve ark., 2007).

Distalizasyon için kullanılan ekstraoral ankraj sistemleri hasta kooperasyonuna ihtiyaç duymaktadır ve hasta açısından konforsuz ve estetik olmayan bir görüntüye sahiptir. Bu sebeple bunların yerine ekstra alveolar vidalara yönelim artmıştır. Ekstra alveolar vidaların anatomik limitasyonları daha azdır. Bunun sonucu olarak kök hasarı riski düşüktür, daha güvenli çalışma imkanı sağlar. Ekstra alveolar vidalar intra alveolar vidalara göre daha büyük çapta ve uzunlukta kullanılabilmektedirler. Ayrıca cerrahi işlem gerektirmedikleri için ortodontist klinikte lokal anestezi ile uygulayabilir. Çalışmamızda bu avantajlar göz önünde bulundurularak infrazigomatik krete uygulanan minividalar tercih edilmiştir.

Bizim çalışmamızın amacı; miniplaklardan mukozaya uzanan düz kolun daha az retantif alan oluşturacağı düşüncesinden yola çıkarak miniplak dizaynına benzer boyun kısmı uzun infrazigomatik vidalar ile rutinde kullanılan boyun kısmı daha kısa infrazigomatik minividaların stabilitelerinin karşılaştırılmasıdır. Kullandığımız 17 mm uzunluğundaki boyun kısmı 9 mm olan vidanın, 14 mm uzunluğundaki boyun kısmı 4 mm olan vidaya göre mukozaya uzanan boyun kısmının daha uzun olmasından ötürü daha az retantif alan oluşturacağı düşünülmüştür. Literatürde farklı uzunluklarda

infrazigomatik minividaları karşılaştıran herhangi bir yayına rastlanmamıştır. Standart kullanılan infrazigomatik vidalar ile ilgili yayınlarda çoğunlukla vidaların dental etkileri değerlendirilmiştir. Biz bu çalışmada vidaların stabilite karşılaştırması ile hekime tedavide mutlak ankrajı sağlayacak ve kolaylıkla uygulanabilecek; hasta için ise düşük maliyetli ve estetik kaygı oluşturmayacak en uygun ankraj kaynağını bulmayı amaçladık.

Çalışmanın sıfır hipotezi, uzun vidanın kısa vidadan daha stabil olacağı yönündedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. ANKRAJIN TANIMI VE ORTODONTİK TEDAVİDEKİ ÖNEMİ

Webster'ın Uluslararası Sözlüğü'nde ankraj, “çekme kuvvetine karşı direnç gösteren güvenli ve sağlam bölge” olarak tanımlanmaktadır. Bu tanım, ortodontide kullanılacak ankraj sistemlerinin stabilite ve rijitlik açısından yeterli olması gerektiğini ortaya koymaktadır. Ancak, ağız içi koşullar göz önüne alındığında, ortodontik uygulamalar için mutlak bir ankrajdan söz etmek mümkün değildir. Zira ankraj ünitesini oluşturan dişler, çevrelerindeki sert ve yumuşak dokularla sınırlıdır ve mutlak rijit bir fiksasyon sağlamazlar. (Robert ve Strang, 1941).

Ortodontide ankraj; “İstenmeyen reaktif diş hareketlerine karşı direnme yeteneği” olarak tanımlanmaktadır. (Block ve Hoffman, 1995).

Ankraj bölgesi ise; “Ortodontik kuvvetin destek aldığı ve harekete karşı direnci yüksek olan bölge ” olarak tanımlanır (Ülgen, 2015).

Başarılı bir ankraj kontrolü, birçok klinisyen tarafından etkili ve başarılı bir ortodontik tedavinin temel belirleyicisi olarak kabul edilmektedir (Papadopoulos ve Tarawneh, 2007).

“Newton'un etki-tepki prensibine göre, ankraj bölgesi ile hareket ettirilmek istenen bölgeye uygulanan kuvvetler büyüklük olarak eşit, ancak yön olarak zıttır. Bu nedenle, ankraj bölgesinin hareketine izin verilip verilmeyeceği ya da hangi ölçüde izin verileceği, ankraj ünitesi ile hareket ettirilecek bölgenin dirençlerinin birbirine göre optimize edilmesini gerektirir.” (Ülgen, 2015).

Ankrajın kuvvetlendirilmesine yönelik için çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Headgear ve elastik kullanımı en yaygın kullanılan yöntemlerdir ancak bu yöntemlerin olumsuz tarafı hastanın işbirliğine bağlı olmasıdır. İşbirliği açısından göstermeyen hastalarda istenmeyen ve kontrolsüz diş hareketleri meydana gelebilir bu da tedavi sonuçlarını olumsuz etkiler.

Son yıllarda ortodontik ankraj amacıyla minividaların kullanımı artmış ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Papadopoulos ve Tarawneh, 2007).

2.2.İSKELETSEL ANKRAJ NEDİR?

Ortodontik ankraj amacıyla kemik içi implantların ilk kullanımı, 1945 yılında Iowa Üniversitesi'nde gerçekleştirilmiştir (Gainsforth ve Higley, 1945). Bu tarihten itibaren, tel, plak ve vida gibi iskeletsel yapılardan destek alan aygıtlar, hasta kooperasyonuna ihtiyaç duymamaları nedeniyle büyük ilgi görmüştür. Bu aygıtlar aracılığıyla sağlanan ankraj, literatürde 'iskeletsel ankraj' olarak tanımlanmıştır.”

2.3.MİNİVİDA İLE İSKELETSEL ANKRAJ

Minivida ilk defa Kanomi ve ark., (1997) tarafından bir olgu raporu ile tanıtılmıştır. Yakın geçmişte, minivida uygulamaları olgu raporu olarak sunulmaya devam edilmiştir (Kuroda ve ark, 2004; H.-S. Park ve Kwon, 2004)

“Minividalar, oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan vidaların farklı boyut ve çaplardaki varyasyonlarıdır. Dental implantlarla karşılaştırıldığında; daha geniş uygulama alanına sahip olmaları, kolaylıkla yerleştirilebilmeleri, tedavi sonunda rahatlıkla çıkarılabilmeleri ve daha düşük maliyetli olmaları önemli avantajlar olarak öne çıkmaktadır. Osseointegrasyon beklenmemekte olup, stabiliteelerini mekanik kilitlenme yoluyla sağlarlar (Miyawaki ve ark, 2003).

2.4.MİNİVİDA BAŞARISI NEDİR?

Günümüze kadar yapılan çalışmalarda minivida başarısının değerlendirilmesinde çok sayıda farklı kriter kullanılmış, ancak bu konuda ortak bir standardizasyon sağlanamamıştır. Minividaların başarısı çoğu çalışmada %80'den fazla bulunmuştur (Y. Chen ve ark, 2009; Reynders ve ark, 2009). Ancak bu oran %0 ile %100 arasında değişkenlik gösterebilmektedir. Bu farklılık şu faktörlerle açıklanabilir:

1. Minividanın mobilitesi ya da yer değiştirmesi: Minivida ağızda kalmasına rağmen hareketliyse, bazı çalışmalarda bu durum başarı olarak değerlendirilmişken, bazı çalışmalarda ise başarısızlık olarak kabul edilmiştir.

2. Sre: Örneğin, bir minivida dördüncü ayda yerinden çıkmışsa, yalnızca 3 aylık süreyi değerlendiren bir çalışmada başarıyla sayılabilirken, 4 ay veya daha uzun süreyi esas alan bir çalışmada başarısız olarak değerlendirilebilir.

3. Değişkenlerin kontrolündeki eksiklikler (Gapski ve ark, 2003).

4. Çalışma dizaynı ve yöntem farklılıkları.

2.5.MİNİVİDA BAşARISINI ETKİLEYEN FAKTÖRLER

2.5.1.Minivida apı ile İlgili Faktörler

2.5.1.1.Minivida apı

Minivida stabilitesi ile kortikal kemikle temasta olan minivida yüzey alanı doğrudan ilişkilidir. Kortikal kemik temas alanı, minividanın çapının artmasıyla artacağından stabilite doğrudan etkilenecektir (Motoyoshi ve ark, 2006; Lim ve ark, 2003). Minivida çalışmalarında kullanılan vida çapı genellikle 1-2,3 mm arasındadır. 1,5 ve 2,3 mm çaplı minividaların başarı oranlarının aynı olduğu ve 1,0 mm çapındaki minividalardan anlamlı şekilde daha başarılı olduğu tespit edilmiştir (Miyawaki ve ark, 2003). Domuz iliak kemiğinde yapılan başka bir in vitro çalışmada minivida çapı ve minivida stabilitesi arasında sıkı bir bağlantı olduğu gösterilmiştir (Wilmes ve ark, 2006; Wilmes, Ottenstreuer, ve ark, 2008). Ayrıca, küçük çaplı minividaların uygulanması sırasında kırılma riskinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir. (Carano ve ark, 2004; Carano ve Melsen, 2005). “Mandibular bölgede kortikal kemiğin kalın olduğu için, 1.3 mm'den küçük çapa sahip minividaların uygulanmaması gerektiği bildirilmiştir (Carano ve ark., 2004). Bu çaptaki minividaların kırıldığına dair raporlar mevcuttur (C.-H. Chen ve ark., 2006; H.-S. Park ve ark., 2006). Bu nedenle, 1.5 mm'den daha küçük çapta minivida

kullanımı önerilmemektedir (Carano ve ark., 2005). Uygulama sırasında aşırı dirençle karşılaşılması durumunda, rehber deliğin açılması daha uygun bir yaklaşımdır.”

2.5.1.2.Minivida Yiv Yapısı

Minividanın yivleri arasındaki mesafe, yiv sayısı, vida boyunca paralel seyreden oluk açılması gibi faktörler stabiliteyi etkileyebilmektedir (Brinley ve ark, 2009). Minivida yiv yapısının bir özelliği de derinliğidir. Daha derin yiv yapısına sahip vida tipi implantlar daha iyi primer stabilite gösterirler (DeCoster ve ark, 1990)

Minividalarda kullanılan bir yiv yapısı da çift yivli yapıdır. Çift yivli yapıya sahip minividalar, kendi içlerinde simetrik iki farklı yiv yapısına sahiptir. Çift yivli minividaların, normal yiv yapısında olanlardan daha yüksek çıkarma torku gerektirdiği ve daha iyi mekanik stabilite gösterdiği tespit edilmiştir (Y.-K. Kim ve ark, 2009)

2.5.1.3.Minivida Uzunluğu

Klinik çalışmalar (Cheng ve ark., 2004a; Miyawaki ve ark., 2003), minivida uzunluğunun başarı oranı üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmadığını ortaya koymuştur. Minividanın uzunluğu esasen mukoza kalınlığı, uygulama açısı, komşu anatomik yapıların yakınlığı ve kemiğin kalitesi gibi faktörlere bağlı olarak belirlenmektedir.” (Kuroda, Sugawara, ve ark, 2007). Kısa vidaların, mukozal kalınlığın fazla olduğu palatal bölgelerde uygulanması durumunda başarısızlık oranlarının arttığı bildirilmiştir (Tseng ve ark., 2006b). Bu nedenle, söz konusu bölgelerde daha uzun minividaların kullanılması önerilmektedir (Berens ve ark., 2006; Miyawaki ve ark., 2003). Kalın mukozaya sahip alanlarda, minividanın kortikal kemik içinde kalan kısmının yetersiz kalması nedeniyle uzun vidaların tercih edilmesi önerilmektedir. Minividalar, primer tutuculuğunu esas olarak kortikal kemikten sağladıkları için, açılı yerleştirme durumlarında kortikal kemiğin tamamıyla temasın sağlanabilmesi adına, kemik içerisindeki minimum yerleştirme derinliğinin 5–6 mm olması gerekmektedir. (Costa ve ark, 1998; Tseng ve ark, 2006b).

Minividaların uzunluğu 5 mm'nin üzerinde olması durumunda, stabilitenin vida uzunluğundan anlamlı bir şekilde etkilenmediği bildirilmiştir (Miyawaki ve ark., 2003). Ancak, düşük kemik kalitesi söz konusu olduğunda, daha derin yerleştirme önerilmektedir (Berens ve ark., 2006). Wilmes ve Drescher (2006) tarafından gerçekleştirilen bir in vitro çalışmada ise, uygulama derinliğinin tek başına minividanın primer stabilitesini anlamlı ölçüde artırdığı sonucuna varılmıştır.

2.5.1.4.Minivida Yüzey Özellikleri

Piyasada bulunan minividaların büyük çoğunluğu, yüzeylerine herhangi bir pürüzlendirme işlemi uygulanmaksızın üretilmektedir. Bununla birlikte, daha yüksek maliyetlerine rağmen, asitlenmiş ve kumlanmış yüzeye sahip (SLA – sandblasted, large grit, acid-etched) mini implantlar da klinik uygulamalarda tercih edilebilmektedir. SLA yüzeyli mini implantlarla, pürüzsüz yüzeyli minividalar karşılaştırıldığında; SLA yüzeyli implantların çıkarma torklarının daha yüksek olduğu ve vida çevresinde yeni kemik oluşumunu teşvik ettikleri bildirilmiştir (Oh ve ark., 2006). Lee ve ark. (2010), SLA yüzeyli minividaların hem erken dönemde hem de osseointegrasyon sonrasında artmış stabilite sağladığını ve bu vidalarla çeşitli ortodontik kuvvetlerin güvenle uygulanabileceğini ifade etmişlerdir. Öte yandan bazı çalışmalarda, vida yüzey özelliklerinin erken yükleme altındaki minivida başarısını anlamlı şekilde etkilemediği gösterilmiştir (Chaddad ve ark., 2008; Mo ve ark., 2010).

Ortodontik kuvvetler altında, yüzey modifikasyonuna tabi tutulmuş implantların, yalnızca yivli olan implantlara kıyasla daha etkin bir kemik yeniden şekillenmesi (remodelling) gösterdiği bildirilmiştir (Oyonarte ve ark., 2005). İşlenmiş yüzeye sahip implantların bu özel yüzey özellikleri, implant etrafında üç boyutlu kemik teması sağlanmasına olanak tanımakta; böylece düz yüzeyli ya da yalnızca yivli implantlara kıyasla, daha kısa boyda olan SLA implantların ortodontik kuvvetler altında osseointegrasyon sağlayarak başarılı bir şekilde kullanılabilmelerine olanak tanımaktadır (Oyonarte ve ark., 2005).

2.5.1.5.Minividanın Üretildiği Materyal

Yiv çapı ve derinliği yanında elastikiyet katsayısı ve esneklik sınırı vidaların mekanik başarısında belirleyici değişkenlerdir (Brown ve ark, 2000). Minividalar çoğunlukla titanyum alaşımlarından üretilmektedir. Kırılmaya karşı direnç, paslanmaz çelikten üretilen minividalarda, titanyumdan üretilenlere göre daha fazladır (Carano ve ark, 2005). Ancak genel özellikleri değerlendirildiğinde titanyum, paslanmaz çelikten daha elastik olması (düşük elastisite katsayısı) ve canlı dokular ile biyolojik uyumunun daha iyi olması sayesinde daha üstün mekanik kilitlenme imkanı sağlamaktadır (Christensen ve ark, 2000).

2.5.1.6.Minividanın Şekli

Minividalar şekil itibarıyla konik veya silindirik formda tasarlanabilmektedir. Silindirik vidalarda, vida ucundaki küçük bir alan hariç olmak üzere tüm gövde boyunca çap sabittir. Konik vidalarda ise en geniş ve en dar noktalar arasında ortalama 0.3–0.4 mm’lik bir çap farkı bulunur. Bu morfolojik farklılık nedeniyle, konik implantların yüzey alanı, silindirik olanlara kıyasla yaklaşık %20–30 oranında daha küçüktür (Drago ve Del Castillo, 2006). Bu da total kemik-implant temas yüzeyinde azalmaya yol açmakta ve dental implantların stabilitesini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (J.-W. Kim ve ark., 2008). Ancak söz konusu minividalar olduğunda, konik tasarım sayesinde kortikal kemikle daha sıkı bir temas sağlanmakta ve bu durum primer stabiliteyi artırmaktadır (Wilmes, Ottenstreuer ve ark., 2008a). Ayrıca, kökler arası mesafenin 2.5–3.5 mm arasında olduğu durumlarda, kök hasarı riskini azaltmak amacıyla uç kısmına doğru incelen konik vidaların tercih edilmesi önerilmektedir (Carano ve ark., 2005).

Vida formu ve primer stabilite arasındaki ilişkiye ek olarak, 2008 yılında gerçekleştirilen bir hayvan çalışmasında minividaların primer ve sekonder stabilite düzeyleri karşılaştırılmıştır (J.-Y. Cha ve ark., 2008). Çalışma bulgularına göre, konik minividalar silindirik olanlara kıyasla daha yüksek primer stabilite sağlamış olsa da, sekonder stabilite açısından iki vida tipi arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. Yükleme sonrası 3. haftada konik vidaların maksimum çıkarma torku daha yüksek bulunmuşken, 12. haftada bu fark ortadan kalkmıştır. Klinik uygulamalarda, diş ya da diş

grubu hareketleri için gerekli olan ortodontik kuvvet uygulama süresi göz önünde bulundurulduğunda, silindirik vidaların da herhangi bir dezavantaj oluşturmadığı sonucuna varılmaktadır.

2.5.2.Hasta ile İlgili Faktörler

2.5.2.1.Yaş

Minividalar üzerine gerçekleştirilen çalışmaların büyük bir kısmı geniş yaş aralıklarını kapsamaktadır. Motoyoshi ve ark. (2007) tarafından yapılan bir çalışmada, erken yükleme uygulanan minividaların erişkin bireylerde, genç erişkinlere kıyasla daha başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Bu bulgu, genç erişkin bireylerdeki kemik yoğunluğunun erken dönemde uygulanan ortodontik kuvvetlere karşı yetersiz kalabileceğini göstermektedir. Lee ve ark. (2010), 20 yaş altı bireylerde uygulanan minividaların özellikle erken dönemde başarısızlık oranlarının yüksek olduğuna dikkat çekmiş ve bu hasta grubunda daha dikkatli bir klinik yaklaşım benimsenmesi gerektiğini önermişlerdir. Crismani ve ark. (2010) ise minividalar ile ilgili kaleme aldıkları bir derlemede, yalnızca 30 yaş üzeri bireylerde yaş grupları arasında anlamlı farklılık bulunduğunu bildiren bir çalışmayı rapor etmişlerdir.

2.5.2.2.Cinsiyet

Literatür incelendiğinde, mini vida uygulamalarını içeren çalışmalarda örneklem grubunu çoğunlukla kadın hastaların oluşturduğu dikkati çekmektedir. Bununla birlikte, cinsiyet ile mini vida başarısı arasındaki ilişki, birçok çalışmada detaylı biçimde ele alınmamıştır (Kuroda, Sugawara ve ark., 2007; Motoyoshi ve ark., 2006; Park ve ark., 2006). Bu eksikliği gidermek amacıyla Lee ve ark. (2010) tarafından yürütülen ve 141 hastayı kapsayan çalışmada, cinsiyetin mini vida başarısı üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmadığı rapor edilmiştir. Öte yandan, bilgisayarlı tomografi (BT) kullanılarak yapılan başka bir çalışmada, üst birinci büyük azı dişinin mezialinde yer alan kortikal kemik kalınlığının kadın bireylerde daha ince olduğu belirlenmiştir (Ono ve ark., 2008). Kortikal kemik kalınlığının minividaların primer stabilitesi üzerinde etkili olduğu

bilinmekle birlikte, söz konusu anatomik farklılığın klinik başarı oranlarına yansıdığına dair henüz doğrudan bir kanıt literatürde sunulmamıştır.

2.5.2.3.Sistemik Hastalıklar

Osteoporoz, kontrol altına alınamayan diyabet, periodontal hastalıklar, sigara kullanımı ve bifosfonat grubu ilaçların kullanımı gibi durumlar, geleneksel dental implant uygulamaları açısından önemli risk faktörleri olarak kabul edilmektedir (Chen ve ark., 2006; Park ve ark., 2006). Bu tür sistemik veya lokal risk faktörlerine sahip hastalarda mini vida uygulamalarının ardından daha uzun süreli iyileşme dönemleri gözlenebilir. Ayrıca, bu bireyler için özel olarak planlanmış yükleme protokollerinin oluşturulması gerekebilir (Park ve ark., 2006).

2.5.3.Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler

2.5.3.1.Hekimin Deneyimi

Dental implantlarla ilgili yapılan çalışmalar, implantın atraumatik bir şekilde yerleştirilmesinin uzun dönem başarısı açısından kritik öneme sahip olduğunu göstermektedir (Gapski ve ark., 2003). Aşırı cerrahi travma ve termal hasar, çevre kemik dokuda osteonekroza neden olabilir ve bu durum implantın fibröz kapsül ile çevrelenmesine yol açarak osseointegrasyonu olumsuz etkileyebilir (Eriksson ve Albrektsson, 1983). Ayrıca, klinik deneyimin artması ile mini vida uygulamalarındaki başarı oranının anlamlı düzeyde yükseldiği çeşitli çalışmalarla ortaya konmuştur (Fritz ve ark., 2004; Moon ve ark., 2008a).

2.5.3.2.Flep Açılması

Flepli ve flepsiz mini vida yerleştirme prosedürlerini karşılaştıran çalışmalar, literatürde farklı sonuçlar ortaya koymaktadır. Bazı araştırmalarda her iki tekniğin başarı oranları arasında anlamlı bir fark bulunmamış ve benzer klinik sonuçlar elde edilmiştir (Miyawaki ve ark., 2003; Moon ve ark., 2008b). Ancak Kuroda ve ark. (2007) tarafından yürütülen ve toplamda 116 mini vida uygulamasını içeren çalışmada, flepsiz tekniğin hem

daha yüksek başarı oranı sağladığı hem de uygulama sonrası hastalar tarafından daha az ağrı ve rahatsızlık hissi bildirildiği rapor edilmiştir.

2.5.3.3. Yerleştirme Torku

Minividalarla ilgili gerçekleştirilen klinik çalışmalar, yerleştirme torkunun uygulamanın başarısını doğrudan etkileyen önemli bir parametre olduğunu ortaya koymuştur (Chaddad ve ark., 2008; Motoyoshi ve ark., 2006; Motoyoshi ve ark., 2007). Motoyoshi ve ark. (2006), 1,6 mm çapındaki minividalar için optimal yerleştirme torkunun 5–10 Ncm aralığında olması gerektiğini belirtmiş; bu değerlerin üzerine çıkıldığında minivida başarısının olumsuz yönde etkilendiğini ifade etmişlerdir. Motoyoshi, Matsuoka ve arkadaşlarının (2007) gerçekleştirdiği, yerleştirme torku ile yaş faktörünü birlikte ele alan bir başka çalışmada ise, genç erişkin bireylerin üst çenesine 5–10 Ncm torkla minivida yerleştirilip erken yükleme uygulandığında, diğer yaş gruplarına göre daha yüksek başarı oranları elde edilmiştir. Chen ve ark. (2009) ise yaptıkları çalışmada, ideal uygulama torkunun 8–10 Ncm aralığında olduğunu ve bu aralığın dışındaki daha düşük ya da yüksek tork değerlerinin başarı oranlarını düşürdüğünü ileri sürmüşlerdir. Ayrıca, Wilmes, Ottenstreuer ve ark. (2008a) tarafından bildirildiğine göre, 23 Ncm ve üzerindeki torklarda minivida kırılma riski önemli ölçüde artmakta olup, bu nedenle uygulama torkunun 20 Ncm’yi geçmemesi önerilmektedir.

2.5.3.4. Yerleştirme Açısı

Minividaların değişik açılarla yerleştirilmesi, hem kortikal kemikten alınan desteği artırmak hem de diş kökleri, sinirler ve vasküler yapılar gibi anatomik oluşumların zarar görmesini önlemek açısından önem arz etmektedir (Motoyoshi, Matsuoka ve ark., 2007; Park ve ark., 2006). Özellikle kök teması riskini en aza indirmek amacıyla, üst çenenin posterior bölgelerinde minividaların dişin uzun eksenile 30°–40° açıyla, alt çenenin posterior bölgelerinde ise 10°–20° açıyla yerleştirilmesi önerilmektedir (Chen ve ark., 2006). Kim ve arkadaşları (2009), üst çenenin arka bölgesinde güvenli bir yerleşim sağlanabilmesi için minividaların mine-sement sınırından 2–4 mm apikalde ve dişin uzun eksenile 45°’den daha küçük bir açı yapacak şekilde konumlandırılmasını önermiştir. Buna ek olarak, Park ve ark. (2010) minividaların meziodistal açılardırmasını incelemiş

ve distale doğru 0° – 20° arasında bir açıyla yerleştirilmesini, ayrıca vidasının kontakt noktasının 0,5–2,7 mm distalinden uygulanmasını tavsiye etmişlerdir.

2.5.3.5.Monokortikal-Bikortikal Uygulama

Minividalar, uygulama kolaylığı nedeniyle sıklıkla monokortikal olarak yerleştirilmektedir. Ancak, bazı çalışmalar bikortikal yerleşimin, minividaların uygulanan ortodontik kuvvetlere karşı gösterdiği direnç düzeyini artırabileceğini ortaya koymuştur (Brettin ve ark., 2008). Bu nedenle, anatomik koşulların elverişli olduğu durumlarda bikortikal yerleşim, mekanik stabilite açısından avantaj sağlayabilir.

2.5.4. Anatomik Lokal Faktörler

Minivida uygulamalarının başarısı üzerinde etkili olan lokal faktörler; kortikal kemik kalınlığı, süngerimsi kemik yapısının yoğunluğu, yerleştirildiği anatomik bölge, yumuşak doku özellikleri ve minividanın komşu doku ve yapılara olan mesafesi şeklinde sıralanabilir. Yerleştirme bölgesindeki kortikal kemik kalınlığı ve diş kökleri arasındaki mesafe, çeşitli yöntemlerle değerlendirilmiştir. Bu değerlendirmeler; kadavra örneklerinde doğrudan kesi yapılarak (Kim ve ark., 2006), hastalardan elde edilen üç boyutlu görüntüleme teknikleriyle (S.-H. Kim, Yoon ve ark., 2009; Ono ve ark., 2008) ve kadavra üst ve alt çenelerinden elde edilen üç boyutlu görüntüler aracılığıyla (Kim ve ark., 2006) gerçekleştirilmiştir. Öte yandan, yumuşak doku kalınlıkları ise ultrasonik cihazlar kullanılarak ölçülmüştür (Cha ve ark., 2008).

2.5.4.1.Kortikal Kemik Kalınlığı

Minividaların stabilitesi, yerleştirildikleri bölgedeki kemik kalitesi ve kantitesi ile doğrudan ilişkilidir (Wilmes ve ark., 2006; Wilmes, Ottenstreuer ve ark., 2008b). Özellikle daha kalın kortikal kemik yapısının, minividalar için daha iyi bir primer stabilite sağladığı gösterilmiştir (Wilmes ve ark., 2006). Motoyoshi ve ark. (2007), kortikal kemik kalınlığının 1 mm'den fazla olduğu olgularda minivida başarı oranlarının anlamlı şekilde daha yüksek olduğunu bildirmiştir.

Miyawaki ve arkadaşları (2003), minivida başarısı ile alt çene düzlem açısı arasında bir ilişki olduğunu ifade etmiş; horizontal büyüme modeline sahip bireylerde görülen artmış başarı oranlarını, bu bireylerde kortikal kemik kalınlığının vertikal büyüme modeline sahip bireylere kıyasla daha fazla olmasıyla açıklamışlardır. Ayrıca, kortikal kemiğin yoğunluğunun (firmness), minivida stabilitesini belirleyen temel faktörlerden biri olduğu düşünülmektedir (Motoyoshi ve ark., 2006).

Minividaların yerleştirilmesi için çeşitli bölgeler önerilmiştir. Maksiller ikinci premolar ile birinci molar arasındaki alveolar kemik, sıklıkla tercih edilen bölgeler arasında yer almaktadır (Park ve ark., 2004; Park & Kwon, 2004). Minivida yerleşimi sırasında klinisyenlerin göz önünde bulundurması gereken iki temel unsur güvenlik ve stabilitedir. Güvenlik, yeterli kökler arası mesafenin sağlanması ile kök hasarının önlenmesini ifade ederken; stabilite, minividanın yeterli kalınlıkta (kantite) ve yeterli mineral yoğunluğa sahip (kalite) alveolar kemik içerisine yerleştirilmesiyle sağlanmaktadır (Mortensen ve ark., 2009)

2.5.4.2.Süngerimsi Kemik Yapısı

Minividalarda stabilite, esas olarak kortikal kemikle sağlanan mekanik kilitlenmeye bağlıdır. Bu bağlamda, süngerimsi kemiğin stabiliteye katkısı oldukça sınırlıdır. Lim ve ark. (2003) tarafından yapılan sonlu elemanlar analizine dayanan bir çalışmada, minividaya uygulanan kuvvet sonucunda ortaya çıkan stresin büyük oranda kortikal kemik tarafından absorbe edildiği, süngerimsi kemiğe ise çok daha az oranda stresin yansıdığı bildirilmiştir. Cha ve ark. (2010) ise total kemik yoğunluğunun minividanın primer stabilitesi üzerindeki etkisinin, kortikal kemik kalınlığının etkisine kıyasla daha düşük düzeyde olduğunu ifade etmişlerdir. Bu bulgular, kortikal kemiğin kalınlığı ve bütünlüğünün minivida stabilitesinin sağlanmasında belirleyici bir unsur olduğunu ortaya koymaktadır.

2.5.4.3.Yumuşak Dokunun Yapısı

Yapılan çalışmalar, minivida uygulamalarının başarısında yumuşak doku özelliklerinin önemli bir rol oynadığını ortaya koymuştur (Chaddad ve ark., 2008; Cheng

ve ark., 2004b; Park ve ark., 2006). Bu nedenle, minividaların keratinize diş eti bölgelerine yerleştirilmesi önerilmektedir (Cheng ve ark., 2004b; Melsen, 2005). Keratinize diş etine yerleştirilen minividalarda, hipertrofik doku oluşumu ve inflamasyon riskinin anlamlı düzeyde azaldığı bildirilmiştir (Melsen ve Verna, 2005).

Bununla birlikte, minivida hareketli mukozaya yerleştirilmek zorunda kalındığında, mukozal irritasyonu önlemek ve inflamasyonu azaltmak amacıyla minivida başlarının mukoza ile doğrudan temasını engelleyecek şekilde kapatılması önerilmektedir (Park ve ark., 2006; Melsen ve Verna, 2005). Bu yaklaşım, doku uyumunu iyileştirerek başarısızlık oranlarını azaltmada etkili olabilir.

2.5.4.4. Kemik Yoğunluğu

Kemik yoğunluğunu doğru şekilde değerlendirme yöntemlerinden biri bilgisayarlı tomografi (BT) tekniğidir. BT ile elde edilen üç boyutlu görüntüler, 512×512 piksel çözünürlükte ve belirli bir kesit kalınlığına sahip hacimsel verilerden oluşmaktadır. Her görüntü noktasına karşılık gelen hacimsel birim "voxel" olarak adlandırılır ve bu noktalar, Hounsfield Unit (HU) cinsinden tanımlanabilen 12-bit'lik veriler içermektedir. HU, suyun zayıflatma katsayısına göre standardize edilmiştir: su 0 HU, hava -1000 HU, mine +3000 HU olarak tanımlanır. Bu değerler, dokuların kantitatif olarak tanımlanmasına olanak sağlamaktadır. Maksilla bölgesinde ortalama kemik yoğunluğu BT ile 467–1103 HU arasında ölçülmüştür (Choi ve ark., 2009).

Son yıllarda yapılan çalışmalarda, kemik yoğunluğu ile ortodontik minivida stabilitesi arasındaki ilişki detaylı şekilde incelenmiştir (Cha ve ark., 2010; Wang ve ark., 2010). Cha ve ark. (2010), hayvan modelleri üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmada; kortikal kemik yoğunluğunun, vida formunun (konik vidaların daha stabil olduğu) ve yerleşim bölgesinin (alt çenenin daha stabil olduğu) minivida stabilitesi üzerinde anlamlı etkileri olduğunu ortaya koymuştur. Aynı çalışmada, kortikal kemik yoğunluğu ve yerleştirme torku arasındaki korelasyonun, total kemik yoğunluğu ile tork arasındaki korelasyona kıyasla daha güçlü olduğu bildirilmiştir.

Wang ve ark. (2010), düşük kemik kalitesine sahip olgularda yani kortikal kalınlığın 0,5 mm'nin altında olduğu ve kemik yoğunluğunun düşük olduğu durumlarda minivida başarısının olumsuz yönde etkilendiğini belirtmişlerdir. Ek olarak, kortikal kemiğin ince olduğu ve trabeküler yoğunluğun da azaldığı durumlarda, kemikte mikro çatlakların gelişebileceği (Bagi ve ark., 2006) ve bunun minivida kaybına yol açabileceği bildirilmiştir (Dinç ve ark., 1995). Battula ve ark. (2006), osteoporotik kemikler ile karşılaştırıldığında normal kemiklerde minividaların daha yüksek kopma direnci gösterdiğini ortaya koymuştur. Benzer şekilde, Okuyama ve ark. (2000) tarafından yürütülen çalışmada, kemik yoğunluğu ile yerleştirme torku arasında yüksek korelasyon olduğu; kemik yoğunluğu arttıkça minividanın yerleştirme torkunun da arttığı rapor edilmiştir. Yapılan çalışmalarda sağ ve sol taraflar arasında kemik yoğunluğu açısından anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir (Moon ve ark., 2010). Ancak, palatinal kemiğin değerlendirildiği bir çalışmada cinsiyete bağlı farklılık gözlenmiş; kadın bireylerde palatinal kemiğin birçok alanında daha yüksek yoğunluk değerlerine ulaşıldığı rapor edilmiştir (Moon ve ark., 2010).

Bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülemeleri, minividaların en uygun yerleştirilebileceği bölgelerin belirlenmesi açısından oldukça değerli bilgiler sağlamaktadır (Cavalcanti ve Vannier, 2000; Kim ve ark., 2005). Özellikle konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT), geleneksel BT'ye kıyasla daha düşük radyasyon dozuna sahip olması ve ekonomik avantajlar sunması nedeniyle klinikte tercih edilmektedir. Yapılan çalışmalarda, bukkal posterior bölgede alveolar kretten uzaklaştıkça kortikal kemik kalınlığının arttığı, ayrıca mandibular kortikal kemiğin maksiller bölgeden daha kalın olduğu gösterilmiştir (Ono ve ark., 2008; Baumgaertel & Hans, 2009; Park & Cho, 2009). Ono ve ark. (2008), birinci moların mezial ve distal bölgelerinde bukkal kortikal kemik kalınlıklarını BT ile değerlendirerek maksillada ortalama 1,9–2,2 mm, mandibulada ise 1,59–3,03 mm kalınlık ölçmüştür. Baumgaertel ve Hans (2009), konik ışınlı BT ile 30 kuru kafatası üzerinde tüm interdental bölgelerde, alveolar kretten 2, 4 ve 6 mm uzaklıklardaki kortikal kemik kalınlıklarını ölçmüş; en az kalınlığın maksillada, 4 mm uzaklıkta bulunduğunu tespit etmiştir. Elde edilen verilere göre, kortikal kemik kalınlıkları mandibular anterior bölgede ortalama 1 mm, maksiller anterior bölgede 0,97 mm, maksiller bukkal bölgelerde 1 mm'den biraz fazla ve mandibular posterior bölgede

1,5–2,0 mm aralığında ölçülmüştür. Araştırmacılar, bu ölçümlerin implant yerleşiminde rehber olarak kullanılabileceğini vurgulamışlardır. Park ve Cho (2009) ise 60 hastadan elde ettikleri üç boyutlu volumetrik CBCT görüntüleri üzerinden; kökler arası mesafe, kortikal kemik kalınlığı ve kanin-molar arası farklı yüksekliklerde alveol genişliklerini değerlendirmiştir. Çalışma bulgularına göre, maksillada bukkal kortikal kemik kalınlığı 1,12–1,33 mm, mandibulada ise 1,25–2,98 mm olarak bulunmuştur. Ayrıca kortikal kemik kalınlığının, mine-sement sınırından apeks yönüne ilerledikçe arttığı belirtilmiştir. Alveoler proses genişliği ise maksillada 3,74–5,78 mm, mandibulada ise 3,11–7,84 mm arasında ölçülmüştür.

DİCOM formatındaki bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri, kemik densitesi ile ilişkili verileri içerdiğinden, uygun yazılımlar aracılığıyla bu verilerden kemik yoğunluğu ölçümleri gerçekleştirilebilmektedir. Maki ve ark. (1997), BT görüntülerindeki ortalama yoğunluk değerleri ile hidroksiapatit konsantrasyon düzeyleri arasında anlamlı ve doğrudan bir korelasyon bulunduğunu ortaya koymuştur. Bununla birlikte, mini ve mikro implantların başarısını etkileyebilecek başlıca faktörler olan kortikal kemik kalınlığı, kemik yoğunluğu ve üzerini örten yumuşak dokuların karakteristiğine ilişkin verilerin literatürde yetersiz olduğu dikkat çekmektedir. Bu nedenle, söz konusu çalışmada da konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) yöntemi ile hastalardan elde edilen görüntüler değerlendirilmiş; minivida yerleştirilmesi planlanan bölgelerdeki kortikal kemik kalınlığı ve kortikal kemik yoğunluğu göreceli olarak analiz edilmiştir.

2.5.4.5. Komşu Doku ve Organlara Yakınlık ve Kök Hasarı

Ortodontik minividaların komşu diş köklerine yakın ya da temas halinde yerleştirilmesi, uygulamanın başarısını olumsuz etkileyebilmektedir (Chen ve ark., 2008; Kadioglu ve ark., 2008; Kang ve ark., 2009; Kuroda, Yamada ve ark., 2007). Vida ile diş kökü arasındaki temas, ilgili bölgede kortikal kemik miktarının azalmasına neden olmakta ve dişin oklüzal kuvvetler altında hareket etmesiyle minivida stabilitesinin bozulmasına yol açabilmektedir (Kuroda, Yamada ve ark., 2007). Minividanın kök ile teması, sement ve dentin tabakasında rezorpsiyona sebep olmakta; bu durum sekonder sement oluşumu ile kısmen tamir edilebilmektedir (Kadioglu ve ark., 2008; Kang ve ark.,

2009). Klinik açıdan değerlendirildiğinde, eğer hasar ciddi boyutta değilse, çevre dokuların rejeneratif kapasitesi sayesinde belirgin bir yan etkinin gelişmesi beklenmemektedir. Bununla birlikte, bazı durumlarda kök temasına bağlı olarak dişin devitalize olabileceği (Fabbroni ve ark., 2004) ya da rezorbe olmuş köklerde ankiloz gelişebileceği göz önünde bulundurulmalıdır (Kang ve ark., 2009). Bu tür riskleri en aza indirmek amacıyla, minividaların diş köklerinden en az 0,6 mm uzaklığa yerleştirilmesi önerilmektedir (Lee ve ark., 2010). Ayrıca, uygulama esnasında yerleştirme torkunda ani artış gözlemlenmesi, kök teması olasılığına işaret edebilir. Literatürde yer alan çeşitli çalışmalar, minividaların komşu anatomik yapılarla temas oranlarının kayda değer düzeyde olduğunu bildirmektedir. Örneğin, çeneler arası fiksasyon amacıyla yerleştirilen 236 minivida üzerinde yapılan prospektif bir çalışmada %27,1 oranında kök teması saptanmıştır (Fabbroni ve ark., 2004). Benzer şekilde, Kim ve ark. (2009) tarafından yürütülen konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) çalışmasında, üst çeneye yerleştirilen 72 vidadan 39'unun maksiller sinüs içine perforasyon yaptığı, ortalama sinüs penetrasyon derinliğinin 1,31 mm olduğu ve en fazla perforasyon derinliğinin 3,41 mm olarak ölçüldüğü bildirilmiştir. Buna rağmen, bu vidaların hiçbirinde kayıp ya da sinüzit, ağrı, şişlik, inflamasyon gibi postoperatif komplikasyonlara rastlanmamıştır.

2.5.4.6. Yerleştirilen Bölge

Minividaların başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri, yerleştirilecek bölgenin doğru şekilde belirlenmesidir (Berens ve ark., 2006; Cheng ve ark., 2004b; Costa ve ark., 1998). Literatürde yer alan çalışmalar, üst çeneye yerleştirilen minividaların başarı oranlarının, alt çeneye yerleştirilenlere kıyasla daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur (Kuroda, Sugawara ve ark., 2007; Cheng ve ark., 2004b). Alt çenede kortikal kemiğin kalite ve kantitesi daha yüksek olmasına rağmen, başarısızlık oranlarının daha fazla olması; vida yerleştirilirken oluşan aşırı stres, rehber delik açma sırasında meydana gelen termal hasar, yapışık diş eti bandının kısa olması ve ağız hijyeniyle ilgili yetersizlikler gibi faktörlere bağlanmıştır (Cheng ve ark., 2004a; Kuroda, Sugawara ve ark., 2007). Alt çenede minivida yerleşimi açısından bölgesel farklılıklar da klinik başarıyı etkileyebilmektedir. Moon ve ark. (2008a) tarafından yapılan bir çalışmada, erişkin hastalarda alt çene küçük azı bölgesine yerleştirilen minividaların,

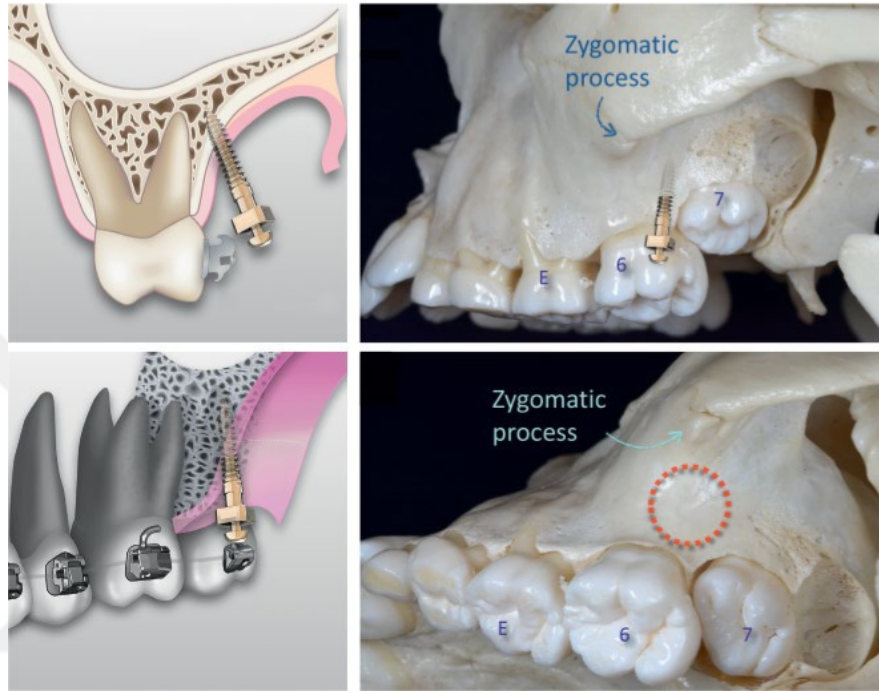
büyük azı bölgesine yerleştirilenlere oranla daha yüksek başarı sağladığı bildirilmiştir. Bununla birlikte, bazı araştırmalar, minividanın komşu diş köklerine olan yakınlığını başarısızlık açısından yüksek riskli bir faktör olarak tanımlamaktadır (Chen ve ark., 2008; Kuroda, Yamada ve ark., 2007). Ayrıca, gelişmekte olan üçüncü molar dişler, sürmekte olan dişler, periodontal hastalıkların varlığı ve dişsiz bölgeler gibi faktörler de kemik kalitesini etkileyerek minivida stabilitesini dolaylı olarak etkileyebilir (Costa, 2005; Lee ve ark., 2010). Sağ ve sol taraflardaki başarı oranları da çeşitli çalışmalarda değerlendirilmiştir (Lee ve ark., 2010b; Park ve ark., 2006). Üst çenede ikinci küçük azı ile birinci büyük azı arasına yerleştirilen minividaların başarı oranlarının sağ ve sol bölgeler arasında anlamlı bir farklılık göstermediği bildirilmiştir. Ancak, sağ elini kullanan bireylerin sol tarafında daha etkin ağız hijyeni sağlayabildiği, bu nedenle sağ tarafta yerleştirilen minividalarda inflamasyon ve başarısızlık oranlarının daha yüksek olabileceği ifade edilmiştir (Park ve ark., 2006b).

2.5.4.6.1.İnfrazigomatik vidalar

İnfrazigomatik krest bölgesi, maksillada minivida uygulamak için en uygun alanlardan biridir. Bu bölge; en-masse retraksiyon, kanin retraksiyonu, molar intrüzyonu gibi uygulamalar için başarı ile kullanılmaktadır. İnfrazigomatik krest, anatomik olarak maksiller kemiğin zigomatik uzantısı üzerinde oluşan kortikal kemik bölgesidir. Yetişkinlerde ikinci molar dişin mesiobukkal kökü hizasında görülse de genç bireylerde birinci molar dişin mesiobukkal köküne daha yakın denk gelmektedir (X. Wu ve ark, 2018).

2008 yılında ilk kez Lin (Wu ve ark.,2018) tarafından tanıtılan bu vidalar birinci ve ikinci maksiller molar dişleri arasında yapışık dişeti ve hareketli mukoza sınırına self drilling yöntemiyle uygulanmaktadır. Liou ve arkadaşları (2007) infrazigomatik krest anatomisi ve kemik kalınlığı ile ilgili yaptıkları çalışmada, infrazigomatik krest bölgesinin kalınlığını birinci molar bölgesinde 5-9 mm olarak bulmuşlardır. Bu ölçüm değeri okluzal düzlemde 13-17 mm yukarıdan 40 -70 derece arasındaki açıyla ölçülmüş değerdir. Vidanın stabilitesi için ortalama 6 mm kemik teması gerekmektedir. Hem bu tutuculuğu sağlamak hem de kök yaralanmasını önlemek için vida okluzal düzlemde 14-

17 mm yukarıda ve 55-70 arasında bir açıyla yerleştirilmelidir. Resim 2.1’te Liou ve Lin’in infrazigomatik krest vidası uyguladığı alan gösterilmektedir.



Şekil 2.1. İnfrazigomatik krest

2.5.5.Minivida Yüklenmesi ile İlgili Faktörler

2.5.5.1.Minivida Yükleme Zamanı

Ortodontide kullanılan minivida lar, uygulama sonrası yükleme zamanına göre iki farklı grupta değerlendirilmektedir: (1) erken yükleme ve (2) geç yükleme. Farklı çalışmalarda “erken yükleme” kavramı, implant uygulamasından hemen sonra ya da genellikle ilk dört hafta içerisinde yükleme yapılması şeklinde tanımlanmıştır. Birçok araştırmacı minivida ların anında yüklenmesini önermekteyken, bazı çalışmalarda 2 hafta ila 6 ay arasında değişen iyileşme sürecinin beklenmesi gerektiği bildirilmiştir (Costa ve ark., 1998; Kim ve ark., 2009; Miyawaki ve ark., 2003). Roberts ve ark. (1987) tarafından

tanımlanan kemik iyileşmesi fazlarına göre bu süreç dört ana safhadan oluşmakta ve yaklaşık 17 hafta sürmektedir. Bu fazlar; birkaç saat ila günler süren “hızlanma safhası”, yaklaşık 2 hafta süren “aktif rezorpsiyon safhası”, 1–2 hafta devam eden “bekleme safhası” ve son olarak 13 haftaya kadar süren “formasyon safhası” olarak sıralanmaktadır. Bu bağlamda, özellikle ilk iki haftalık rezorpsiyon evresi kritik bir dönem olup, bu süre zarfında uygulanacak yüklemelerde hafif kuvvetlerin tercih edilmesi önerilmektedir. Her ne kadar erken yüklemeye dair karşıt görüşler de bulunsa (Chung ve ark., 2004), özellikle düşük kemik kalitesine sahip bölgelerde erken yüklemeye elde edilen mekanik stabilitenin yeterli düzeyde olduğu çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir. Bununla birlikte, anında yükleme yapılacaksa uygulanacak kuvvetin 50 N’i aşmaması gerektiği belirtilmektedir (Melsen, 2005).

Tecrübeli klinik ekiplerin yürüttüğü çalışmalarda erken yükleme protokollerinin %90’a varan başarı oranlarına ulaştığı bildirilmiştir (Kim ve ark., 2008; Kyung ve ark., 2003; Motoyoshi ve ark., 2006). Motoyoshi ve ark. (2007) erişkin bireylerde erken yükleme yapılan minividalarda, geç yükleme yapılanlara göre daha yüksek başarı oranı elde edildiğini bildirmiştir. Öte yandan, genç erişkin bireylerde yapılan bazı çalışmalarda erken ve geç yükleme grupları arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Costa ve ark., 1998; Kyung ve ark., 2003; Miyawaki ve ark., 2003). Wu ve ark. (2009) tarafından gerçekleştirilen hayvan modeline dayalı bir çalışmada, minivida iyileşmesinin uygulamadan itibaren kesintisiz ilerlediği ve ilk 4 haftalık periyodun kritik olduğu vurgulanmış; bu süreden önce yükleme yapılmaması gerektiği ifade edilmiştir. Serra ve ark. (2010) ise erken yükleme grubunda histolojik olarak daha fazla kemik iyileşmesi ve kemik depozisyonu gözlendiğini, 12. hafta sonunda daha organize dokulara rastlandığını bildirmiştir.

Sonuç olarak, mevcut literatür verileri erken yüklemenin klinik dezavantaj oluşturmadığını, aksine uygun koşullarda uygulandığında başarılı sonuçlar verdiğini ortaya koymaktadır. Ayrıca, erken yükleme ortodontik tedavi süresini kısaltarak hasta memnuniyetini artırma potansiyeline sahiptir.

2.5.5.2.Uygulanan Ortodontik Kuvvet Miktarı

Klinik çalışmalarda ortodontik minividalar üzerine uygulanan kuvvet miktarı genellikle 50 gr ile 400 gr arasında değişmekte olup, çoğunlukla 200 gr veya daha düşük kuvvetler tercih edilmiştir. Kemik yapısının morfolojik özellikleri kadar, uygulanan kuvvetin büyüklüğü de kemikteki yeniden şekillenme sürecini etkilemektedir. Wehrbein ve ark. (1997), köpeklerde palatal kemik üzerine uyguladıkları 1 N kuvvetin, kontrol grubuna kıyasla anlamlı bir kemik artışı oluşturmadığını; ancak kuvvetin 2 N'ye çıkarılması durumunda, baskı uygulanan bölgede belirgin bir subperiostal kemik yapımı gözlemlendiğini rapor etmişlerdir. Benzer şekilde, Melsen ve Lang (2001), kuvvet uygulanan gruplarda kontrol grubuna göre daha fazla kemik remodelizasyonu meydana geldiğini belirtmiştir. Bu çalışmalarda, implantların kemik üzerine yaptığı basının etkisiyle subperiostal bölgede sınırlı kemik formasyonu oluştuğu gösterilmiştir (Chaddad ve ark., 2008; Wehrbein ve ark., 1997).

Özellikle ince kortikal kemik yapısının ve düşük yoğunlukta trabeküler kemik varlığının olduğu durumlarda, uygulanan kuvvetin optimal sınırların üzerine çıkması halinde, minivida çevresinde aşırı gerilme meydana gelebilmekte ve bu durum vida kaybıyla sonuçlanabilmektedir (Melsen ve Verna, 2005). Ayrıca, erken yükleme altında fazla kuvvet uygulanmış minividalarda hareketlilik oranlarının arttığı, bu nedenle yüklemenin başlangıçta 50 gr gibi düşük kuvvetlerle yapılmasının ve iyileşme sürecinden sonra kuvvetin kademeli olarak artırılmasının daha uygun olacağı önerilmiştir (Chaddad ve ark., 2008; Melsen ve Verna, 2005). Buna karşılık, Wang ve Liou (2008), minividaların yer değiştirmesini 200–425 gr aralığındaki kuvvetin büyüklüğüne ve bu kuvvetin uygulanma süresine bağlamışlardır. Ancak aynı çalışmada, araştırmacılar yüksek kuvvet kullanımını önermemiş ve mevcut çalışma aralığının üzerindeki yüklemelerin potansiyel olarak öngörülemeyen sonuçlara yol açabileceğini vurgulamışlardır. Tüm bu bulgulara ek olarak, bazı çalışmalar daha düşük kuvvet seviyelerinde dahi minividaların yer değiştirebildiğini bildirmiştir (Hedayati ve ark., 2007; Kinzinger ve ark., 2008). Bu durum, minividaların stabilitesinde yalnızca kuvvet büyüklüğünün değil, aynı zamanda kemik kalitesi, vida tasarımı, uygulama tekniği ve hastaya özgü biyomekanik faktörlerin de dikkate alınması gerektiğini göstermektedir.

2.5.5.3 Uygulanan Ortodontik Kuvvet Tipi

Ortodontik diş hareketini sağlamak amacıyla, genellikle hafif ve sürekli ya da şiddetli ve aralıklı kuvvetler tercih edilmektedir. Ancak, uygulanan kuvvetin tipi ile ortodontik minividaların stabilitesi arasındaki ilişki, literatürde sınırlı düzeyde incelenmiştir. Bu konuyu ele alan tek klinik çalışmada, uygulanan ortodontik kuvvet tipinin minivida başarısı üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmadığı, dolayısıyla aralarında belirgin bir korelasyon olmadığı rapor edilmiştir (Park ve ark., 2006).

2.5.5.4 Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi

Klinik çalışmalarda, ortodontik minividalar üzerine uygulanan kuvvetin süresi oldukça değişkenlik göstermekte olup, bu süre 3 aydan 37 aya kadar uzanabilmektedir. Bununla birlikte, mevcut çalışmaların büyük çoğunluğu bir yıla kadar olan uygulama sürelerine odaklandığı için, minividaların uzun dönem stabilitesi hakkında literatürde sınırlı veri bulunmaktadır. Wang ve Liou (2008), uygulanan kuvvetin süresi ile minividanın yer değiştirme miktarı arasında anlamlı bir korelasyon olduğunu ortaya koymuş; ayrıca, uygulanan kuvvetin büyüklüğünün bu etkiyi daha da artırabileceğini ifade etmişlerdir. Bu bulgular, kuvvetin hem süresinin hem de şiddetinin minivida stabilitesi üzerinde belirleyici rol oynayabileceğini göstermektedir.

2.5.5.5. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü

Ortodontik minividaların başarısı ile uygulanan kuvvetin yönü arasındaki ilişkiyi değerlendiren çeşitli çalışmalar literatürde yer almaktadır (Cheng ve ark., 2004b; Costa ve ark., 1998; Melsen, 2005). Costa ve ark. (1998), minividalara vida eksenine yönünde zıt yönde (ekstruziv) etki eden torsiyonel kuvvetlerin, vida kaybına neden olabileceğini ifade etmişlerdir. Benzer şekilde Cheng ve ark. (2004a), lateral, torsiyonel ve ekstrüzyon kuvvetlerinden kaçınılması gerektiğini belirtmiştir. Kim ve ark. (2009), SLA yüzey işlemine sahip minividaların saat yönünün tersine uygulanan rotasyonel kuvvetlere karşı daha yüksek direnç gösterdiğini bildirmiştir. Pickard ve ark. (2010) tarafından kadavra

alt çeneleri üzerinde yapılan çekme-koparma testlerinde, uygulanan kuvvetin minivida uzun eksenine ne kadar yakın yönlendirilirse, vida kaybına karşı direncin o oranda arttığı gösterilmiştir. Bu bulgu, vidanın uzun eksenine paralel gelen kuvvetlerin, vida yivlerine dik açıyla etki ederek daha fazla mekanik tutuculuk sağladığı şeklinde açıklanmıştır.

2.5.5.6.Minivida Başarısını Etkileyen Diğer Faktörler

2.5.5.6.1.Ortodontik Endikasyon

Ortodontik minividalar çeşitli endikasyonlarda yaygın olarak kullanılmakla birlikte, ortodontik diş hareketinin tipi ile minivida başarısı arasındaki ilişki yalnızca sınırlı düzeyde araştırılmıştır. Bu konuda yapılan az sayıdaki çalışmalardan biri olan Kuroda ve ark. (2007) tarafından gerçekleştirilen çalışmada, retraksiyon ve protraksiyon hareketleriyle karşılaştırıldığında, intrüzyon hareketlerinde minivida başarısızlık oranının daha yüksek olduğu rapor edilmiştir. Bu bulgu, hareket tipine bağlı olarak oluşan kuvvet yönleri ve büyüklüklerinin, minividaların stabilitesini etkileyebileceğini düşündürmektedir.

2.5.5.6.1.1.En Masse Retraksiyon

Premolar çekimine dayalı ortodontik tedavi planlamasında, anterior dişlerin retraksiyonu iki farklı yöntemle gerçekleştirilebilmektedir. Bu yöntemlerden en yaygın olanı, kanin ve keser dişlerin ayrı aşamalarda geriye alınmasını içeren iki aşamalı retraksiyon tekniğidir. Bu yöntemin ilk aşamasında, kanin dişi çekim boşluğunun distalindeki diş ile tam temas sağlanana kadar retrakte edilir. İkinci aşamada ise, kanin dişi posterior segmente dahil edilerek bir ankraj ünitesi oluşturulur ve bu ünite keserlerin retraksiyonunda kullanılır (RH, 1985; Kuhlberg, 2001). Bu yaklaşımın temel avantajı, ilk aşamada kaninlerin izole olarak geriye alınması sayesinde posterior dişler üzerindeki yükün azaltılması ve maksiller molarların mezialize olma eğiliminin düşürülmesidir. İkinci aşamada ise posterior ankraj ünitesinin güçlenmesi, keserlerin azalan direncine karşı koyarak daha dengeli bir retraksiyon sağlar (Proffit, 2013). Bununla birlikte, iki aşamalı retraksiyonun bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Boşluğun iki ayrı aşamada kapatılması, tedavi süresini uzatabilir. Ayrıca, kaninlerin izole olarak retrakte edilmesi

sırasında, tüm anterior segmentin birlikte hareket ettirilmesine kıyasla daha fazla tipping (devrilme) ve rotasyon meydana gelebilir. Bu durum, tedavinin ilerleyen evrelerinde yeniden seviyelenme ihtiyacını artırmakta ve ek klinik zaman gerektirmektedir (Xu ve ark., 2010). Aynı zamanda, çekim boşluğunun ön bölgeye taşınması, özellikle erişkin bireylerde estetik kaygılara neden olabilir. Bu nedenle, son yıllarda kanin ve keserlerin aynı anda retrakte edildiği ve "en masse retraksiyon" olarak adlandırılan yöntem daha fazla tercih edilmeye başlanmıştır. Bu yöntemin yaygın örneklerinden biri, Bennett ve McLaughlin (1990) tarafından geliştirilen MBT sistemidir. En masse retraksiyon, mekanik açıdan daha basit bir uygulama sunması nedeniyle popülerite kazanmış olsa da, teorik olarak iki aşamalı yöntemle kıyasla posterior ankraj üzerinde daha fazla yük oluşturabileceği ifade edilmektedir.

İki aşamalı ve en masse retraksiyon tekniklerinin posterior ankraj kaybı üzerindeki etkileri birçok çalışmada karşılaştırılmıştır (Staggers ve Germane, 1991; Kuhlberg, 2001; Heo ve ark., 2007; Xu ve ark., 2010). Staggers ve Germane (1991), iki aşamalı teknikte posterior ankraj ünitesine binen yükün daha fazla olduğunu bildirmiştir. Buna karşın, Kuhlberg (2001), iki aşamalı yaklaşımın ankraj ünitesi üzerindeki yükü azalttığını ve bu nedenle ankraj kaybının daha az olduğunu savunmuştur. Xu ve ark. (2010) ise yaptıkları çalışmada, iki aşamalı retraksiyon grubunda en masse grubuna kıyasla daha fazla ankraj kaybı gözlemlemiş ancak bu farkı istatistiksel olarak anlamlı bulmamıştır. Huang ve ark. (2010), en masse retraksiyon grubunda tedavi süresinin daha kısa olması nedeniyle kök rezorpsiyonu miktarının daha az olduğunu bildirmiştir. Ancak tüm avantajlarına rağmen, en masse retraksiyon yöntemi; bölümlü ark uygulamalarının gerektiği olgularda, ağızda gömülü kanin varlığında, kesici dişlerde ciddi çapraşıklık mevcutsa ya da kesici dişler öne eğimli konumdaysa tercih edilmemelidir (Staggers ve Germane, 1991).

2.5.5.6.2. Minivida Bakımı

Ortodontik minividaların başarısını etkileyen bakım faktörleri, büyük ölçüde peri-implantitisin kontrolünü kapsamaktadır. Proflaktik antibiyotik kullanımı, klorheksidin içeren ağız gargaraları ve bireysel oral hijyen eğitimi, minividaların uzun dönem

stabilitesinin korunmasında önemli rol oynamaktadır (Kuroda, Sugawara ve ark., 2007; Melsen, 2005; Melsen ve Verna, 2005; Motoyoshi, Matsuoka ve ark., 2007; Motoyoshi, Yoshida ve ark., 2007). Bununla birlikte, antibiyotik veya klorheksidin kullanımının doğrudan minivida başarısı ile ilişkisini değerlendiren herhangi bir klinik çalışma bulunmamaktadır. Park ve ark. (2006), peri-implantitisin kontrolü ile minivida başarısı arasında bir ilişki olabileceğini öne sürmüştür; ancak, objektif oral hijyen ölçümleri ile minivida başarısı arasında anlamlı bir korelasyon tespit edememişlerdir. Aynı çalışmada, ağızın sol tarafında daha yüksek minivida başarı oranları rapor edilmiştir. Bu durum, sağ elini kullanan bireylerde sol tarafın daha etkin şekilde temizlenebildiğini ve bu nedenle oral hijyenin bu bölgede daha iyi sağlandığını göstermektedir (Tezel ve ark., 2001). Dolayısıyla, hasta eğitimi ve hijyenin kişiye özel değerlendirilmesi, minivida uygulamalarında başarıyı artırabilecek önemli bir klinik strateji olabilir.

2.6.MINİVIDA MOBİLİTESİ

Literatürdeki bulgular, 100 mikrondan daha büyük mikro hareketlerin iyileşme sürecini olumsuz etkileyebileceğini ve bu durumun minivida çevresinde fibroz kapsül oluşumuna yol açabileceğini göstermektedir (Brunski, 1993; Szmukler-Moncler ve ark., 1998). Bu nedenle, minividaların stabilitesini koruyabilmesi için uygulanan kuvvetlerin belirli sınırlar içinde tutulması klinik açıdan önem arz etmektedir. Park ve ark. (2006), uygulanan ortodontik kuvvetin 200 gramın altında olması durumunda minividaların yüksek başarı oranı gösterebileceğini rapor etmiştir. Ancak, sadece kuvvet miktarı değil; aynı zamanda oklüzal temaslar, dil hareketleri gibi intraoral kuvvet değişkenlerinin de minivida mobilitesi ve başarısı üzerinde etkili olabileceği çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir (Cattaneo ve ark., 2007; Cheng ve ark., 2004b; Mah ve Bergstrand, 2005). Bu bulgular doğrultusunda, klinik uygulamalarda sadece doğrudan ortodontik kuvvetlerin değil, aynı zamanda oral kavitedeki dinamik kuvvetlerin de göz önünde bulundurulması; minividaların fonksiyonel stabilitesinin korunması açısından kritik öneme sahiptir.

2.7.PRİMER STABİLİTE

Bir implantın stabilitesi, üzerine uygulanan kuvvetlere karşı direnç gösterme kapasitesi olarak tanımlanabilir. Biyolojik olarak implant stabilitesi iki ana başlıkta

incelenmektedir: primer stabilite ve sekonder stabilite. Primer stabilite, implant yerleştirildikten hemen sonra mekanik olarak elde edilen stabiliteyi ifade ederken; sekonder stabilite, iyileşme sürecinde kemik dokusunun yeniden yapılanması ve osseointegrasyon sonucu gelişen biyolojik stabiliteyi tanımlar.

Primer stabiliteyi etkileyen başlıca faktörler arasında minividanın dizaynı (Wilmes, Ottenstreuer ve ark., 2008b; Kim ve ark., 2008), yerleştirildiği bölgedeki kemik yoğunluğu (Motoyoshi, Yoshida ve ark., 2007), implant yatağının hazırlanma yöntemi (örneğin rehber deliğin açılıp açılmaması, açıldıysa derinliği ve çapı) (Wilmes, Ottenstreuer ve ark., 2008b) ve uygulama açısı (Wilmes, Su ve ark., 2008) sayılabilir. Primer stabiliteyi değerlendirmek amacıyla histolojik analizlere ek olarak perküsyon testi, radyolojik görüntüleme yöntemleri ve periotest cihazı ile ölçümler yapılmaktadır (Cha ve ark., 2008; Tokuyama-Toda ve ark., 2023; Kim ve ark., 2005). Bununla birlikte, implant stabilitesinin değerlendirilmesinde rezonans frekans analizine dayanan Ostell cihazının daha güvenilir sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Meredith ve ark., 1996).

Minividaların primer stabilitesi büyük ölçüde kortikal kemiğin yoğunluğu ile ilişkilidir. Kortikal kemik, vida etrafındaki kuvvetlerin dağılımını düzenler. Yüksek yoğunluklu kortikal kemik, uygulanan kuvveti daha lokalize biçimde absorbe ederken; düşük yoğunluklu kortikal kemik, stresin implant boyunca daha geniş bir alana yayılmasına neden olur (Dalstra ve ark., 2004). İyileşmenin erken dönemlerinde, implant gövdesi ile çevreleyen kemik arasındaki mikro hareketler osseointegrasyonu olumsuz etkileyebilir ve bu durum implant kaybı için ciddi bir risk faktörü oluşturur (Kohn ve Rose, 1994; Piattelli ve ark., 1993). Özellikle primer stabilitenin yetersiz olduğu durumlarda, bu mikro hareketler fibröz doku oluşumunu tetikleyebilir (Brunski, 1993). Nitekim, pluripotent kemik hücrelerinin fibröz dokuya, kıkırdak ya da kemik dokusuna farklılaşabildiği bilinmekle birlikte, oluşmuş bir fibröz dokunun tekrar kemik dokusuna dönüşmesi mümkün değildir (Brown ve ark., 2000). Bu nedenle, implant yüzeyi ile kemik arasında fibröz doku gelişimi, osseointegrasyonun engellenmesine ve dolayısıyla implant kaybına neden olur (Lioubavina-Hack ve ark., 2006).

2.8.SEKONDER STABİLİTE

Endoosseöz vidaların yerleştirilmesini takiben, başlangıçta sağlanan primer stabilite zamanla azalmakta; buna karşılık biyolojik süreçlerle gelişen sekonder stabilite giderek artmaktadır. Primer stabiliteden sekonder stabiliteye geçiş, implant yüzeyinde yeni oluşan osseointegre kemik dokusu aracılığıyla sağlanmakta ve bu dönüşüm iyileşmenin erken dönemlerinde gerçekleşmektedir (Morinaga ve ark., 2009).

Morinaga ve arkadaşları (2009), titanyum kaplamalı plastik implantlar kullanarak gerçekleştirdikleri deneysel çalışmada, 28 günlük takip süresi boyunca ışık mikroskobu, transmisyon elektron mikroskobu ve bilgisayarlı tomografi (BT) kullanarak implant çevresindeki iyileşme sürecini değerlendirmiştir. Elde edilen veriler, kemik formasyonunun implant yüzeyinden çok az uzaklıkta başladığını ve 28. gün sonunda implantın çevresini sardığını ortaya koymuştur. Bu geçiş sürecinde, osteoklastik aktivitenin artması nedeniyle stabilitede geçici bir azalma söz konusudur; zira yeni kemik formasyonu henüz yeterli düzeyde oluşmamıştır. Luzi ve ark. (2009), kuvvet uygulanan minivida implantlar ile yaptıkları çalışmalarında, 1 haftalık ve 1 aylık takiplerde implant-kemik temas oranında azalma gözlemlemişlerdir. Bu bulgu, erken dönemde uygulanan yüklerin, henüz tamamlanmamış olan osseointegrasyon süreci üzerinde olumsuz etkiler oluşturabileceğine işaret etmektedir. Benzer şekilde, Präger ve ark. (2008), kemik yeniden yapılanması (remodelling) sürecinde, implant çevresindeki mevcut kemik dokusunun zamanla yerini yeni oluşan kemik dokusuna bıraktığını ve bu sürecin özellikle implant yüzeyine yakın bölgelerde belirgin şekilde gerçekleştiğini bildirmiştir.

2.9.STABİLİTEYİ ÖLÇMEK İÇİN KULLANILAN TEKNİKLER

Stabilite, bir implantın uygulanan kuvvetlere karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanmaktadır (Meredith, 1998). İmplant stabilitesinin farklı zaman dilimlerinde nicel olarak ölçülebilmesi, bireysel iyileşme süreleri ve osseointegrasyonun değerlendirilmesi açısından önemli bilgiler sunmaktadır (Atsumi ve ark., 2007). Stabilitenin değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler genel olarak iki ana başlık altında sınıflandırılabilir: invaziv yöntemler ve non-invaziv (invaziv olmayan) yöntemler.

İnvaziv yöntemler, histolojik ve histomorfometrik analizler, yerleştirme tork değeri ölçümü ve kesme tork direnci analizi gibi uygulamaları kapsamaktadır. Histolojik ve histomorfometrik değerlendirmeler, osseointegrasyonu doğrudan inceleme olanağı sağlayarak sekonder stabilitenin değerlendirilmesinde altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak bu yöntemlerin güvenilirliği henüz literatürde tam olarak kanıtlanmamıştır.

Non-invaziv yöntemler ise daha az riskli ve klinik uygulamalarda daha yaygın olarak tercih edilen tekniklerdir. Bu yöntemler arasında radyografik değerlendirme, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi, perküsyon testleri (Tokuyama-Toda ve ark., 2023) ve rezonans frekansı analizi yer almaktadır. Bu teknikler, özellikle implant çevresi kemik yoğunluğunu ve stabilizeyi dinamik olarak izlemeye olanak sağlar.

Rezonans frekansı analizi, dental implantların stabilitesinin değerlendirilmesinde en güvenilir yöntemlerden biri olarak tanımlanmakta ve klinik uygulamalarda yaygın şekilde kullanılmaktadır (Cavalcanti ve Vannier, 2000).

2.9.1.Rezonans Sıklığı Analizi ile İmplant Stabilite Değerlendirmesi

Meredith (1998), başlangıçta inşaat mühendisliğinde kullanılan dinamik rezonans frekansı analiz yöntemini diş hekimliği alanına uyarlayarak, implant stabilitesinin objektif biçimde değerlendirilmesine öncülük etmiştir. Rezonans frekansı analizi (RFA), implanta bağlı bir transdüser aracılığıyla belirli frekans aralıklarında titreşimsel uyarıların uygulanması ve implantın rezonans yanıtlarının ölçülmesi esasına dayanır. Bu titreşim hareketleri doğrultusunda, implantın stabilitesi 1 ile 100 arasında değişen “İmplant Stabilite Katsayısı” (İSK, ISQ: Implant Stability Quotient) ile sayısal olarak ifade edilir. İSK değeri, fiziksel bir parametreyle doğrudan ilişkili olmasa da klinik stabilitenin değerlendirilmesinde etkili ve yaygın şekilde kullanılmaktadır (Meredith ve ark., 1997).

RFA, esasen implanta yerleştirilen bir transdüserle eğilme etkisi yaratan bir uyarı verilmesiyle gerçekleştirilen bir bükme testidir. Bu yöntemle lateral mikromobilité ölçülerek kemik-implant arayüzeyinin durumu hakkında objektif ve güvenilir veriler elde edilir. Başlangıçta bu transdüserler, implant veya protetik üst yapıya vidalanarak

sabitlenmekteydi; günümüzde ise çok yönlü ölçümler yapılmasına olanak tanıyan, farklı açılardan ölçüm yapabilen kablosuz transdüserler (SmartPeg sistemleri) yaygın olarak kullanılmaktadır. Modern RFA cihazlarında (örneğin Osstell Mentor), manyetik uyarı veren bir prob yardımıyla implanta vidalanan metal çubuğun üst kısmındaki mıknatıs titreştirilir. Bu çubuk iki farklı yönde rezonans frekansı üretir: biri implantın en stabil olduğu yönde, diğeri ise en az stabil olduğu yönde. Örneğin, bukkal kemik desteği zayıf olan bir implant bukkolingual yönde düşük İSK değeri verirken, meziodistal yönde daha yüksek değer gösterebilir. Bu nedenle, her ölçümde en az iki yönlü İSK değeri alınması önerilmektedir. Farklı implant sistemlerine özgü transdüserler sayesinde, farklı markalardaki implantlar arasında karşılaştırmalı stabilite değerlendirmeleri yapılabilmektedir. RFA ile elde edilen İSK değerleri invaziv olmayan şekilde osseointegrasyon sürecinin herhangi bir aşamasında değerlendirilebilir ve tedavi başarısını tahmin etmede önemli bir göstergedir. Klinik olarak kabul edilen güvenli İSK aralığı genellikle 55–85 arasında kabul edilmekte olup, bu aralığın üzerindeki değerler yüksek primer stabiliteyi işaret etmektedir (Glauser ve ark., 2003; Sennerby ve Meredith, 2008). Her ne kadar tek seferlik rezonans frekansı ölçümleri sınırlı bilgi sunsa da, ardışık ölçümlerle osseointegrasyon sürecinin dinamik takibi mümkün hale gelmektedir (Aparicio ve ark., 2006). RFA cihazlarının klinik (Zix ve ark., 2008) ve laboratuvar (Lachmann ve ark., 2006) koşullarında yüksek güvenilirliğe sahip olduğu da yapılan çalışmalarla gösterilmiştir.

Veltri ve ark. (2009), düşük yoğunluklu kemik dokusuna yerleştirilen üç farklı ortodontik mini-vida modelini tavşan femurunda test ederek, RFA'nın ortodontik minividaaların primer stabilitesini değerlendirmede etkin şekilde kullanılabileceğini ortaya koymuştur. Bu çalışmada, transdüser bağlantısı için implantların üzerine özel bir protetik dayanak lehimlenerek sistem modifiye edilmiştir.

2.10.AĞRI

Latince kökenli “poena” ya da “paine” kelimesinden türeyen “ağrı” terimi, tarihsel bağlamda ceza, eziyet ve işkence anlamlarını taşımaktadır. Modern fizyoloji biliminde kaydedilen ilerlemeler ile birlikte, ağrının doğasını tanımlama yönündeki çabalar artmış

ve çeşitli tanım önerileri ortaya atılmıştır. Stearnbeach, 1968 yılında ağrıyı; bireye özgü bir acı algısı, olası doku hasarını bildiren zararlı bir uyarı ve organizmayı bu zarardan korumaya yönelik refleksif bir yanıt örüntüsü olarak tanımlamıştır (Erdine, t.y.). Yücel (2004) ise ağrıyı, vücudun belirli bir bölgesinden kaynaklanan, hoş olmayan ve genellikle doku hasarıyla ilişkili olan, potansiyel olarak doku hasarına da bağlı olabilecek bir his olarak tanımlamıştır. Ağrıya ilişkin tanımlar arasında en dikkat çekici olanlardan biri ise, McCaffery'e ait olan "ağrı, hastanın söylediği şeydir; hasta ağrısı olduğunu ifade ediyorsa, ağrı vardır" şeklindeki tanımdır. Bu tanım, ağrının doğasını betimlemekten ziyade, klinik uygulamada hekimin ağrıyı nasıl değerlendirmesi gerektiğine odaklanmakta ve ağrının öznelliğine dikkat çekmektedir.

Ağrının ölçülmesi ve değerlendirilmesi, ağrının karakteristik özelliklerinin belirlenebilmesi açısından klinik anlamda büyük önem taşımaktadır. Ağrı değerlendirmesinde yalnızca şiddet değil; süresi, lokalizasyonu, somatosensöryel özellikleri ve beraberinde gelişen duygusal durumlar da göz önünde bulundurulmalıdır (Bloodworth ve ark., 2000). 1979 yılında Uluslararası Ağrı Araştırmaları Teşkilatı (IASP) tarafından yapılan tanımda da vurgulandığı üzere, ağrı subjektif bir deneyimdir. Dolayısıyla bu öznel durumun nesnel araçlarla ölçülmesi oldukça güçtür (Esen ve ark., 2010). Bu nedenle mevcut ağrı değerlendirme yöntemlerinin büyük çoğunluğu, hastanın kişisel ifadesine dayanan subjektif ölçeklerden oluşmaktadır (Ong ve Seymour, 2004).

Etkili bir ağrı ölçüm yönteminin taşıması gereken temel özellikler şunlardır (Wall ve Melzack, 2006):

- Geçerli ve güvenilir olmalıdır.
- Uygulaması basit ve kolay anlaşılır olmalıdır.
- Hasta ve sağlık çalışanı açısından ek maliyet oluşturmamalıdır.
- Tedavinin etkinliğini izleyebilecek kapasitede olmalıdır.

Ağrı değerlendirme ölçekleri genel olarak iki gruba ayrılmaktadır:

1. Tek boyutlu ölçekler
2. Çok boyutlu ölçekler

Bu sınıflandırma, ağrının yalnızca şiddetine odaklanan yöntemler ile ağrının farklı yönlerini (duygusal, davranışsal, duyusal) birlikte ele alan ölçeklerin ayrımını ifade etmektedir.

Tek Boyutlu Ölçekler Görsel Analog Skala (Visual Analogue Scale, VAS)

Ağrı ile ilgili çalışmalarda en sık kullanılan ölçüm yöntemi olan görsel analog skala, çoğunlukla 10 cm-100 mm uzunluğunda düz bir çizgiden oluşmaktadır. Çizgi yatay olabileceği gibi, dikey de olabilir. Çizginin bir ucu ağrının olmamasını, diğer ucu ise hayatta hissedilebilecek en ızdırap verici ağrıyı temsil etmektedir. Hasta çizgi üzerinde bu aralıkta istediği herhangi bir noktayı işaretlemekte özgürdür. Sıfır noktasından hastanın işaretlediği noktaya kadar olan mesafe ölçülür. Bu mesafe hastanın hissetmiş olduğu ağrının sayısal şiddetini gösterir.



Şekil 2.1.Görsel analog skala

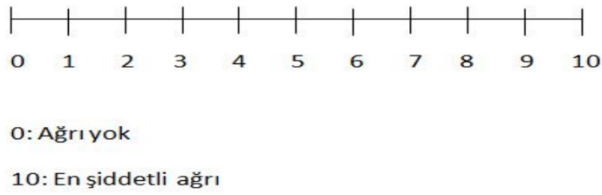
Ağrının değerlendirilmesinde en sık başvurulanan yöntemlerden biri olan Görsel Analog Skala (Visual Analog Scale - VAS), hem basitliği hem de uygulanabilirliği sayesinde klinik ve araştırma alanlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. VAS genellikle 10 cm (100 mm) uzunluğunda düz bir çizgi şeklinde tasarlanmakta olup, çizgi yatay ya da dikey pozisyonda olabilir. Skalanın bir ucu “hiç ağrı yok” durumunu ifade ederken, diğer ucu “şimdiye dek hissedilebilecek en şiddetli ağrı” durumunu temsil eder. Hastadan bu çizgi üzerinde, mevcut ağrı algısına en uygun noktayı işaretlemesi istenir. Daha sonra, çizginin başlangıç noktası ile hastanın işaretlediği nokta arasındaki mesafe milimetre cinsinden ölçülerek, sayısal bir ağrı şiddeti değeri elde edilir. Bu yöntem sayesinde subjektif bir his olan ağrı, kantitatif (sayısal) bir veriye dönüştürülerek, tedavi öncesi ve sonrası değerlendirmelere olanak sağlar. Aynı zamanda tedavi etkinliğinin izlenmesi,

hasta takibi ve araştırma çalışmalarında karşılaştırmalı veri analizi yapılması açısından önemli bir araçtır.

Sayısal Değerlendirme Skalası (Numerical Rating Scale, NRS)

Sayısal Değerleme Skalası (NRS), Görsel Analog Skala (VAS) yöntemine benzerlik göstermekte olup, kullanım kolaylığı ve uygulama pratikliği açısından klinik ortamlarda sıklıkla tercih edilen bir ağrı değerlendirme yöntemidir. Bu yöntemde hastadan, hissettiği ağrıya 0 ile 10 veya 0 ile 100 arasında bir sayı vermesi istenir. “0” değeri ağrının hiç olmadığını, “10” veya “100” değeri ise şimdiye kadar hissedilebilecek en şiddetli, ızdırap verici ağrıyı temsil etmektedir (Ong ve Seymour, 2004). Hastanın bu şekilde ağrısını sayısal bir değerle ifade etmesi, hem tanısal hem de tedavi sürecinde klinik karar verme süreçlerini destekleyen objektif veriler sunmaktadır. 0-100 arası skala, hastaya daha geniş bir değerlendirme aralığı sunduğundan, daha hassas ve duyarlı sonuçlar elde edilmesine olanak sağlar (Esen ve ark., 2010; Özkan, 2004).

Sayısal Değerleme Skalası, ağrının şiddetinin zamana bağlı olarak karşılaştırılmasında, tedavi etkinliğinin izlenmesinde ve hasta memnuniyetinin değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.



Şekil 2.2.Sayısal değerlendirme skalası

3.BİREYLER VE YÖNTEM

3.1. BİREYLER

Araştırmamız retrospektif bir çalışma olup Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır. Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda tedavi görmüş, infrazigomatik krest minividaları ile tedavi edilmiş 35'si kadın 3'si erkek toplam 38 hastanın tedavi öncesi ve sonrasında alınmış olan kayıtları incelenmiştir.

Dahil olma kriterleri:

- Üst premolar çekimli en-masse retraksiyon ihtiyacı olan hastalar
- Maksiller arkta 20 yaş dışı haricinde çekilmiş dişin bulunmaması.
- Üst ikinci molar dişlerin sürmüş olması.
- Aktif büyüme atılımının tamamlanmış olması.
- Sabit veya hareketli fonksiyonel tedavi endikasyonunun bulunmaması.
- Dudak damak yarığına sahip olmaması.
- Non-sendromik bireyler.
- Daha önce ortodontik tedavi görmemiş olması.

Dahil edilmeme kriterleri:

- Dudak damak yarığı veya herhangi bir sendroma sahip olması.
- Aktif büyüme dönemi devam eden ve fonksiyonel tedavi endikasyonu bulunması.
- 20 yaş dışı haricinde herhangi bir diş eksikliğine sahip olması.
- Yetersiz oral hijyen ve peridontal hastalık varlığı
- Sigara kullanan hastalar

3.2. YÖNTEM

Çalışmaya dahil edilen hastaların tümünde 0.018 slot genişliğine ve Roth sisteme sahip AO (American Orthodontics Mini Master USA) firmasının üretmiş olduğu braketler kullanılmıştır.



Şekil 3.1.American Orthodontics 0.018 slot Roth braket seti

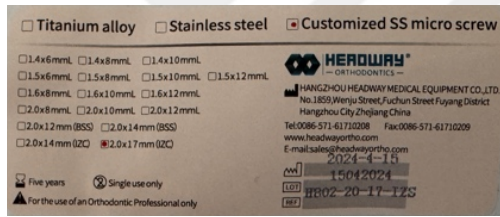
Tüm bireylerde sabit tedavinin seviyeleme aşamasına üst 1. Premolar çekiminin ardından 0.012-0.014 Ni-Ti yuvarlak teller ile başlanmıştır. Hastalar 6-8 hafta arayla çağırılarak 0.018 Ni-Ti veya 18x18 termal teller, ardından 0.016x0.022 veya 0.017x0.025 inç Nitinol teller uygulanmıştır. Seviyeleme aşaması tamamlandıktan sonra distalizasyon arkı olarak kullanılacak 0.016x0.022 inç çelik ark uygulanmıştır. Kanin diş braketleri mezialine power arm yerleştirilmiş sonrasında anterior dişler 0.010 inç'lik çelik uzun tel ile sekiz ligatür şeklinde bağlanarak blok haline getirilmiştir. Böylece keserler sağ ve sol bukkal segmentten ayrılmıştır.

3.2.1. İnfrazigomatik krest vidasının uygulanması

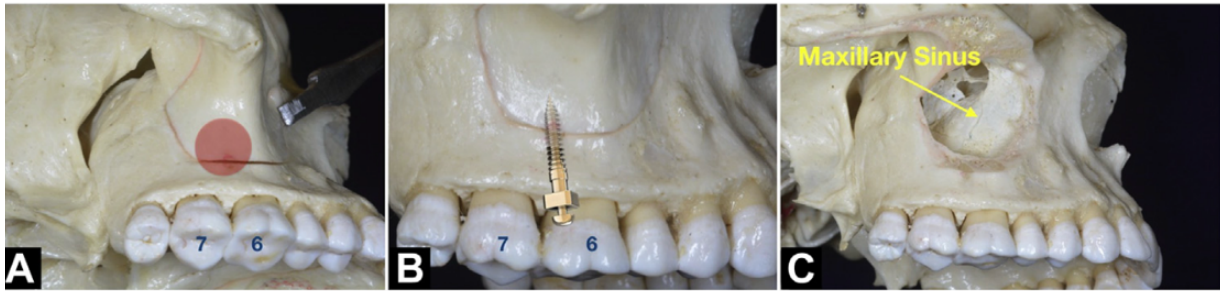
Seviyeleme aşaması tamamlandıktan sonra retraksiyon yapılacak ark teli olan 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik arklara geçildiğinde minivida uygulaması yapılmıştır. Çalışmada kullanılmak üzere HEROWAY (ÇİN) markalı 2 mm çapında ve 17 mm uzunluğunda çelik vida, yine 2 mm genişliğinde 14 mm uzunluğunda çelikten üretilmiş MORELLİ (İSPANYA) markasına ait silindirik vidalar kullanılmıştır. (Resim 3.5). Minividanın kemik içine yerleşen kısmı 17 mm olan vidanın 8 mm, 14 mm olan vidanın 10 mm'dir.



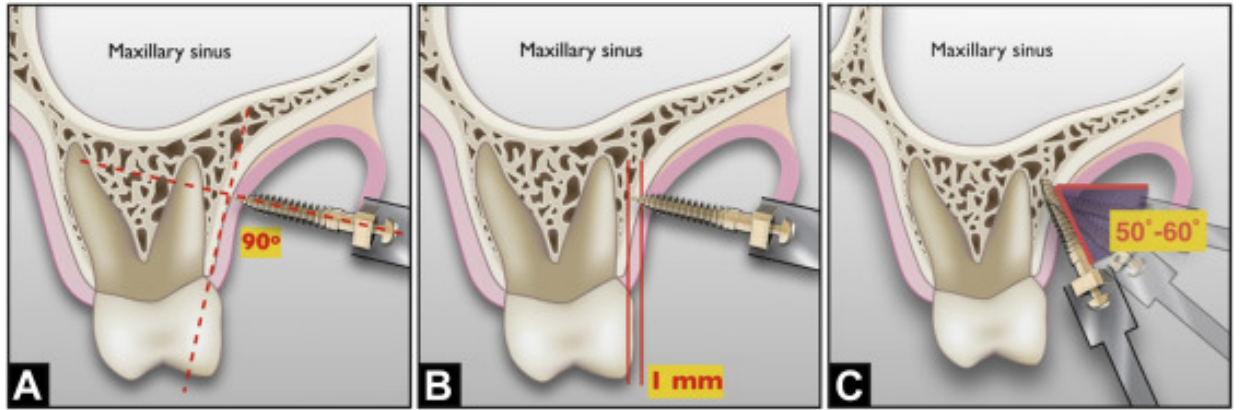
Şekil 3.2. Morelli driver ve vida başına uyumlandırılmış smartpeg



Şekil 3.3. İnfrazigomatik krest vidaları



Şekil 3.4. İnfrazigomatik krest (Chang ve ark., 2022)



Şekil 3.5. İnfrazigomatik krest vidasının uygulanması (Chang ve ark., 2022)

Vidaların uygulanacağı 2.premolar ve 1.molar dişler arasındaki bölgeye infiltratif anestezi (Maxicain Ampul 2 ml) uygulanmıştır. Anestezi uygulandıktan sonra infrazigomatik krest palpe edilerek krest kurvatürünün en derin kısmının 2-3 mm apikali sond yardımıyla işaretlenmiştir. Vida giriş yuvası belirlendikten sonra self drilling yöntemi ile kemiğe 45-55° açı ile uygulanmaya başlanmıştır. Kortikal kemik tabakası 1-2 mm geçildikten sonra vidanın oklüzal düzlem ile final açısı azaltılarak kemik içinde ilerlenmiştir. Bitiş açısı mümkün olduğunca alveol kemiğin bukkal yüzeyine paralel hale getirilmiştir. Hastalar ağız hijyenlerini nasıl sağlayacakları ve özellikle vidaların çevresinin nasıl temizleneceği konusunda bilgilendirilmiştir. Hastalara herhangi bir ilaç reçete edilmemiş, günde iki kez %0.12'lik klorheksidin gargara ile ağızlarını çalkalamaları önerilmiştir. İki hafta sonra kliniğe çağırılan hastalarda vida stabilitesi ve çevre dokularda enflamasyon olup olmadığı değerlendirilmiştir. Vidalarda mobilite görülen tarafa aynı uzunluktaki aynı marka vida 12 hafta beklenerek tekrar uygulanmıştır.



Şekil 3.6. İnfracigomatik krest palpe edildikten sonra giriş yerinin sondla işaretlenmesi



Şekil 3.7. Vidanın palatal düzlemle 45-55° açı yapacak şekilde ilerlenmesi



Şekil 3.8. Vidanın açısının palatal düzlemle 60-70 ° yapacak şekilde açlandırılması



Şekil 3.9. Vidanın boyun kısmı mukoza dışında kalacak şekilde drilllenmesi



Şekil 3.10. Vidanın final açılanması

3.2.2. Distalizasyon yöntemi

Dişler birbirine blok haline gelecek şekilde 8 figürasyonla bağlanmıştır. Kanin diş braketinin mezialine yerleştirilen hooklardan vidalara 250 gr'lık nitinol close coiller asılarak en masse retraksiyona başlanmıştır. Kuvvet miktarı klinik dinamometre ile ölçülerek verilmiştir. Vidalar yerleştirildikten 2 hafta sonra Ostell cihazı ile vidaların ilk stabilite ölçümü yapılmıştır. 2 ay sonra 2.ölçümleri yapıp İSK ölçümü tamamlanmıştır.



Şekil 3.11. Nitinol close coil ve power arm görüntüsü



Şekil 3.12. Rabbit marka klinik dinamometre 0-500 gr.



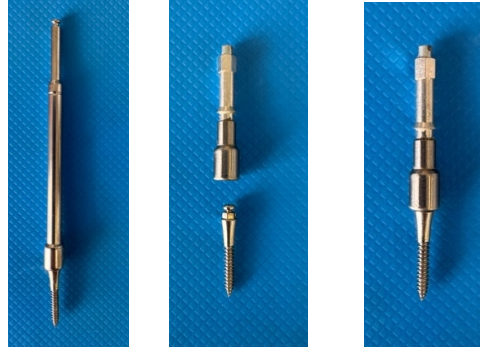
Şekil 3.13. Vida uygulanmış distalizasyona başlanmış hastanın ağız içi fotoğrafları

3.2.3. Minivida Stabilitésinin Değerlendirilmesi

Çalışmada kullanılan minividaların primer stabiliteleri presel aracılığıyla “primer stabilite var” ya da “primer stabilite yok” şeklinde değerlendirilmiştir. Primer stabilite sağlanamayan durumlarda 12 hafta beklenerek aynı yere aynı uzunlukta yeni bir vida yerleştirilmiştir. 2 hafta sonra klinik muayenede mobil olduğu belirlenen 10’u uzun olmak üzere, 11 vida çıkartılarak 12 hafta sonrasında yeniden yerleştirilmiştir. Minividaların stabilitelerini ağız ortamında ölçmek için dental implantların stabilitesini ölçmede kullanılan Osstell Mentor (Osstell; Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden) cihazı ile implant stabilite katsayıları (İSK) belirlenmiştir. Ölçüm yapılabilmesi için smartpeg adı verilen aktarıcılarının kullanılması gereklidir. Smartpegin ucu ortodontik minividalar ile uyumlu değildir. Smartpegin içeriğindeki metaller,vidanın uygulanmasında kullanılan driver ile lehimlenmesine müsaade etmemektedir. Bu çalışmada vida başlığına uyumlu driver kısaltılıp smartpegin mıknatıs içeren baş kısmına yapıştırılmasıyla minivida ile uyumlu yeni bir smartpeg elde edilmiştir. Üretilen bu parça çalışmamızda kullanılan 2 farklı minividanın başlığıyla uyumludur. Primer stabilitesi iyi olan vidaların ilk ölçümleri yerleştirmeden 2 hafta sonra, ikinci İSK ölçümleri 2 ay sonra alınmıştır. Minividalara yerleştirilen smartpeglerin 5 ayrı bölgesinden (mesial,distal,bukkal,palatinal,okluzal) ölçüm yapılmış ve bu ölçümlerin ortalaması alınarak tek bir değer elde edilmiştir.



şekil.3.14. Smartpeg aparatı



Şekil.3.15. Driverın kısaltılıp smartpege yapıştırılmasıyla elde edilen yeni ara parça



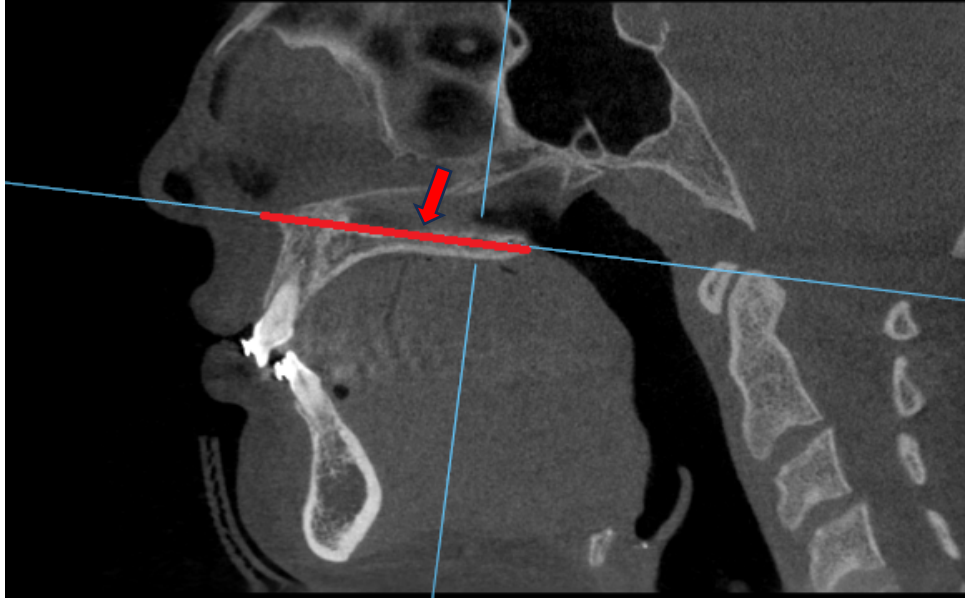
Şekil 3.16. Vida başlığına yerleştirilmiş smartpege yaklaştırılan prob



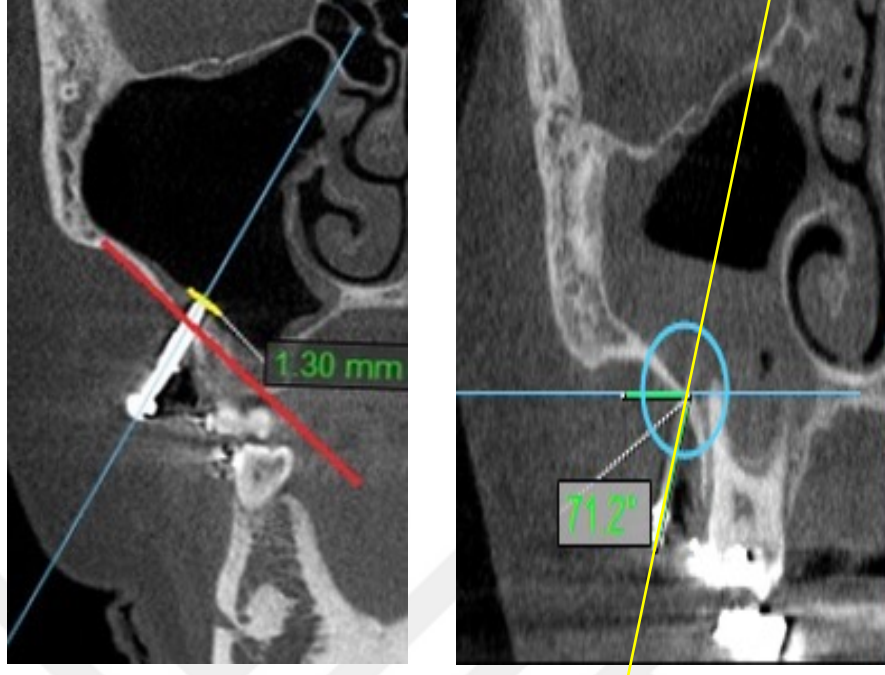
Şekil.3.17. Ostell cihazı

3.2.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (BT) Görüntülerinin Değerlendirilmesi

Minividaların uygulandığı bölge Kavo OP 3D Vision (Imaging sciences International LLC,USA) KIBT ünitesi kullanılarak taranmıştır. KIBT parametreleri 90 kVp ,3-8 mA ve 200-400 μ m voksel boyutu olan görüntülerden elde edilmiştir. Her vaka için aksiyel,koronal ve kesitsel rekonstrüksiyonlar,voksel boyutuna bağlı olarak otomatik olarak ayarlanan 0,17-0,25 mm kesit aralığı ile tespit edilmiştir. Görüntüleme süreleri 8,9-17,8 sn aralığındadır. Ölçümler OnDemand3D yazılımı (CyberMed,Seul,Kore) kullanılarak yapılmıştır. KIBT görüntüleri, 27 inçlik Dell prescision T3620 medikal monitörde (Dell,Round Rock,TX,USA) 1920×12000 ekran çözünürlüğünde ve 64 bit renk derinliğinde değerlendirilmiştir. Vidaların penetrasyon açısı için tomografi görüntüsünde sagittal kesitte ANS-PNS noktaları arasında çizgi birleştirilip palatal düzlem oluşturulmuştur. Koronel kesitte vidanın uzun eksenini ile palatal düzlem arasındaki açı ölçülmüştür. Vidanın penetrasyon miktarı ise koronal kesitte sinüsün iç kortikal sınırı ile vidanın uç kısmı arasında milimetrik olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.18.ANS-PNS noktalarının birleştirilmesiyle palatal düzlemin oluşturulması



Şekil.3.19.Penetrasyon derinliğinin ve açısının ölçülmesi

3.2.5. Periodontal Değerlendirme

Hastaların periodontal dokuları aşağıdaki parametreler kullanılarak değerlendirilmiştir.

1. Gingival indeks (GI)
2. Kanama zamanı

Ölçümler Williams tipi periodontal sond (Hu-Friedy, ABD) yardımıyla tek bir çalışmacı tarafından yapılmıştır. Gingival indeks 13, 15,16 ve 23, 25, 26 nolu dişlerin mezial, midbukkal ve distal olmak üzere 3 ayrı noktasından ölçüm yapılarak her diş için ortalama bir değer belirlenmiştir. Daha sonra sağ bölgedeki 3 dişin ortalama değerlerinin ortalaması alınarak sağ ve sol bölgeler için ayrı ayrı, tek bir PI değeri elde edilmiştir. Diş eti kanama zamanı indeksi ise aynı dişlerin mesial ve distal alanlarına yapılan sondlama ile elde edilmiştir. Dişeti sağlığı ise Loe ve Silness'in (1963) gingival indeksi ile değerlendirilmiştir.

Buna göre GI için kullanılan skorlama şöyledir:

0- Sağlıklı dişeti

1- Hafif iltihap, renk değişikliği ve ödem varlığı, ancak sondlamada kanama yok

2- Orta derecede iltihap, kırmızılık, ödem ve sondlamada kanama varlığı

3- Şiddetli iltihap, belirgin kırmızılık, ödem ve sondlamada kanama varlığı

Kanama zamanı için skorlama:

0-İkinci gingival stimülasyondan 15 saniye sonra kanama yok

1- İkinci gingival stimülasyondan sonra 6-15 saniye sonra kanama izlenir

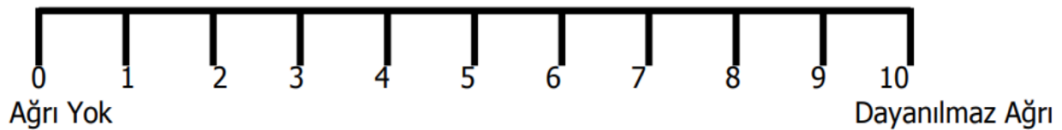
2- Birinci gingival stimülasyondan 11-15 saniye, veya ikinci gingival stimülasyondan sonraki ilk 5 saniye içinde kanama izlenir.

3- Birinci gingival stimülasyondan sonra ilk 10 saniye içinde kanama izlenir.

4-Spontane gingival kanama vardır.

3.2.6.Ağrı

Ağrıyı değerlendirmek için Visual Analog Scale (VAS) kullanılmıştır. Minivida uygulaması sonrası 6. saat ile 7. gün arasında (6. Saat, 1.gün, 2.gün,3. gün, 4.gün, 5.gün, 6.gün, 7.gün) hastalardan ağrı düzeylerini VAS'a göre ağrının olmadığını gösteren 0 ile şiddetli ağrıyı belirten 10 arasında VAS skalası üzerinde işaretleme yapmaları istenmiştir. Daha sonra belirlenen zaman aralıklarındaki VAS ortalama ağrı değerleri 2 farklı minivida arasında karşılaştırılmıştır.



Şekil.3.20.Görsel VAS Skalası

<i>Hasta Adı Soyadı</i>	

Ağrı ölçümü: Belirtilen zamanlarda ağrınızın şiddetini ölçekte işaretleyiniz.

0: Hiç ağrı yok

10: Çok şiddetli ağrı var

Operasyondan sonraki 6. Saat	0 — 1 — 2 — 3 — 4 — 5 — 6 — 7 — 8 — 9 — 10
Operasyondan sonraki 1. Gün	0 — 1 — 2 — 3 — 4 — 5 — 6 — 7 — 8 — 9 — 10
Operasyondan sonraki 2. Gün	0 — 1 — 2 — 3 — 4 — 5 — 6 — 7 — 8 — 9 — 10
Operasyondan sonraki 3. Gün	0 — 1 — 2 — 3 — 4 — 5 — 6 — 7 — 8 — 9 — 10
Operasyondan sonraki 4. Gün	0 — 1 — 2 — 3 — 4 — 5 — 6 — 7 — 8 — 9 — 10
Operasyondan sonraki 5. Gün	0 — 1 — 2 — 3 — 4 — 5 — 6 — 7 — 8 — 9 — 10
Operasyondan sonraki 6. Gün	0 — 1 — 2 — 3 — 4 — 5 — 6 — 7 — 8 — 9 — 10
Operasyondan sonraki 7. Gün	0 — 1 — 2 — 3 — 4 — 5 — 6 — 7 — 8 — 9 — 10

Şekil.3.21.Hasta Takip Formu

3.3. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı analizler yapılmıştır. Sürekli değişkenlere ait veriler ortalama $\pm$ standart sapma şeklinde; kategorik değişkenlere ilişkin veriler ise n (%) şeklinde verilmiştir. Nicel değişkenlerin gruplar arasındaki ortalamalarını karşılaştırırken İki Ortalama Arasındaki Farkın Önemlilik testinden yararlanılmıştır. Tekrarlı ölçümler için iki eş arasındaki farkın önemlilik testi kullanılmıştır. p değerleri 0.05'den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edilecektir. Hesaplamalarda hazır istatistik yazılımı kullanılmıştır (SPSS 22.0 Chicago, IL, USA).

4.BULGULAR

Çalışmamıza 14-20 yaş aralığında, ortalama yaş ise $15,97 \pm 1,53$ olan 38 birey (35 kadın, 3 erkek) alınmıştır.

Değişkenler	Vida							
	Uzun		t	p ₁	Kısa		t	p ₁
	Sağ (n=19)	Sol (n=19)			Sağ (n=19)	Sol (n=19)		
T0 İSK	67,04±4,46	68,58±3,62	1,069	0,292	67,99±2,73	69,84±3,65	1,599	0,119
T1 İSK	70,7±4,52	72,64±3,75	1,316	0,197	75,77±4,11	76,29±3,77	0,390	0,699
T1 İSK-T0 İSK	3,66±6,51	4,05±6,07	0,179	0,859	7,78±5,41	6,45±4,96	0,754	0,456
GI T0	1,16±0,29	1,08±0,19	0,949	0,349	1,17±0,38	1,01±0,19	1,726	0,093
GI T1	1,88±0,43	2,06±0,59	1,052	0,300	2,17±0,39	2±0,65	0,875	0,387
GI T1-GI T0	0,72±0,48	0,98±0,65	1,405	0,169	1±0,54	0,99±0,72	0,054	0,957
KZ T0	1,25±0,4	1,31±0,37	0,429	0,670	1,22±0,44	1,38±0,36	1,216	0,232
KZ T1	2,17±0,5	2,32±0,59	0,824	0,415	2,16±0,5	2,23±0,55	0,367	0,716
KZ T1- KZ T0	0,92±0,44	1,02±0,68	0,513	0,611	0,95±0,55	0,85±0,69	0,430	0,670
AÇI	62,64±8,89	67,2±12,65	1,281	0,208	65,68±7,14	65,13±9,34	0,185	0,855
PENETRASYON DERİNLİĞİ	3,62±1,69	3,07±1,48	0,996	0,326	3,75±1,3	3,17±1,61	1,104	0,277
AĞRI	4,52±1,05	4,44±1,03	0,241	0,811	4,14±1,01	4,44±1,1	0,823	0,416

Tablo 4.1. İstatiksel veri tablosu

Değişkenler	UZUN		t	p
	SAĞ N=19	SOL N=19		
T0 İSK	67,04±4,46	68,58±3,62	1,069	0,292

Tablo 4.2. Uzun vidaların T0 İSK değerleri

Uzun vidaların T0 döneminde ölçülen İSK değeri sağ tarafta $67,04 \pm 4,46$, sol tarafta $68,58 \pm 3,62$ 'dir. Uzun vidaların sağ ve sol tarafta T0 döneminde İSK değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,05$).

Değişkenler	KISA		t	p
	SAĞ N=19	SOL N=19		
T0 İSK	67,99±2,73	69,84±3,65	1,599	0,119

Tablo 4.3. Kısa vidaların T0 İSK değerleri

Kısa vidaların T0 döneminde ölçülen İSK değeri sağ tarafta 67,99±2,73, sol tarafta 69,84±3,65'tir. Kısa vidaların sağ ve sol tarafta T0 döneminde İSK değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

Değişkenler	UZUN		t	p
	SAĞ N=19	SOL N=19		
T1 İSK	70,7±4,52	72,64±3,75	1,316	0,197

Tablo 4.4. Uzun vidaların T1 İSK değerleri

Uzun vidaların T1 döneminde ölçülen İSK değeri sağ tarafta 70,7±4,52, sol tarafta 72,64±3,75'dir. Uzun vidaların sağ ve sol tarafta T1 döneminde İSK değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

Değişkenler	KISA		t	p
	SAĞ N=19	SOL N=19		
T1 İSK	75,77±4,11	76,29±3,77	0,390	0,699

Tablo 4.5. Kısa vidaların T1 İSK değerler

Kısa vidaların T1 döneminde ölçülen İSK değeri sağ tarafta 75,77±4,11, sol tarafta 76,29±3,77'dir. Kısa vidaların sağ ve sol tarafta T1 döneminde İSK değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

Değişkenler	UZUN		t	p
	SAĞ N=19	SOL N=19		
T0 İSK	67,04±4,46	68,58±3,62	1,069	0,292
T1 İSK	70,7±4,52	72,64±3,75	1,316	0,197

Tablo 4.6. Uzun vidaların T0-T1 İSK değerleri

Değişkenler	UZUN		t	p
	SAĞ N=19	SOL N=19		
T1-T0 İSK	3,66,99±6,51	4,05±6,07	0,179	0,859

Tablo 4.7. Uzun vidaların T0-T1 İSK fark değerleri

Uzun vidaların T1-T0 aralığındaki İSK değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$). Her iki tarafta yer alan uzun vidaların T1-T0 değerlerindeki artış miktarları benzer bulundu.

Değişkenler	KISA		t	p
	SAĞ N=19	SOL N=19		
T0 İSK	67,99±2,73	69,84±3,65	1,599	0,119
T1 İSK	75,77±4,11	76,294±3,77	0,390	0,699

Tablo 4.8. Kısa vidaların T0-T1 İSK değerleri

Değişkenler	KISA		t	p
	SAĞ N=19	SOL N=19		
T1-T0 İSK	7,78±5,41	6,45±4,96	0,754	0,456

Tablo 4.9. Kısa vidaların T1-T0 İSK fark değerleri

Kısa vidaların T1-T0 aralığındaki ölçümleri arasındaki fark her iki tarafta da istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$). Her iki tarafta yer alan kısa vidaların T1-T0 değerlerindeki artış miktarları benzer bulundu.

Sağ ve sol taraftaki kısa vidalar ile uzun vidalar, İSK değerlerindeki benzer artış oranları nedeniyle tek bir kısa ve uzun minivida grubu olarak birleştirildi. İzleyen değerlendirmeler, söz konusu iki grup esas alınarak yürütülmüştür.

Değişkenler	Toplam (n=76)	Vida		t	p ₁
		Uzun	Kısa		
		(n=38)	(n=38)		
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS		
T0 İSK	68,39±3,89	67,58±4,2	69,19±3,43	1,798	0,076
T1 İSK	73,75±4,7	71,38±4,31	76,11±3,85	4,974	<0,001
<i>T1 İSK-T0 İSK</i>		3,8±6,28	6,92±5,09	2,350	0,022
GI T0	1,1±0,27	1,13±0,26	1,06±0,28	1,077	0,285
GI T1	2±0,53	1,95±0,49	2,06±0,57	0,892	0,375
<i>GI T1-GI T0</i>		0,81±0,55	0,99±0,66	1,263	0,211
KZ T0	1,3±0,39	1,27±0,39	1,32±0,39	0,567	0,573
KZ T1	2,21±0,53	2,22±0,53	2,21±0,53	0,153	0,879
<i>KZ T1- KZ T0</i>		0,95±0,53	0,88±0,64	0,514	0,609
AÇI	64,78±9,48	64,24±10,43	65,32±8,53	0,489	0,626
PENETRASYON DERİNLİĞİ	3,4±1,56	3,43±1,62	3,38±1,51	0,143	0,886
AĞRI	4,41±1,04	4,49±1,03	4,34±1,07	0,654	0,515
Yaş	15,97±1,53	15,63±0,97	16,57±2,1	1,899	0,066

Tablo 4.10. Ortalama değerlerin karşılaştırması

Uzun ve kısa vidaların T1-T0 dönemindeki İSK değeri artışı istatistiksel olarak anlamlı değilken, uzun vidaların T1-T0 değerlerindeki artışı kısa vidaların T1-T0 dönemindeki İSK değerleri artışından daha az olduğu bulunmuştur. Her iki tarafta T1-T0 arasında İSK değerlerindeki artış uzun vidada 3,8±6,28, kısa vidada 6,92±5,09'dur. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. ($p=0,022$)

DEĞİŞKENLER	VİDA							
	UZUN				KISA			
	SAĞ (n=19)	SOL (n=19)	t	p	SAĞ (n=19)	SOL (n=19)	t	p
Gingival İndeks T0	1,16±0,29	1,08±0,19	0,949	0,346	1,17±0,38	1,01±0,19	1,726	0,093
Gingival İndeks T1	1,88±0,43	2,06±0,59	1,052	0,3	2,17±0,39	2±0,65	0,875	0,387

Tablo 4.11.Gingival indeks karşılaştırması

DEĞİŞKENLER	VİDA							
	UZUN				KISA			
	SAĞ (n=19)	SOL (n=19)	t	p	SAĞ (n=19)	SOL (n=19)	t	p
Kanama zamanı indeksi T0	1,25±0,4	1,31±0,37	0,429	0,670	1,22±0,44	1,38±0,36	1,216	0,232
Kanama zamanı indeksi T1	2,17±0,5	2,32±0,59	0,824	0,415	2,16±0,5	2,23±0,55	0,367	0,716

Tablo 4.12.Kanama zamanı indeksi karşılaştırması

Sağ ve sol tarafta uzun ve kısa vidaların T0 ve T1 döneminde ölçülen gingival indeks, kanama zamanı indeksi, yerleştirme açısı, sinüs penetrasyonu ve ağrı parametreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

5.TARTIŞMA

5.1 AMACIN TARTIŞMASI

Ankraj; istenmeyen diş hareketine karşı koyma yeteneği olarak tanımlanmaktadır .Ankraj yöntemleri temel olarak ağız içi ve ağız dışı olmak üzere ikiye ayrılır. Ağız dışı ankraj yöntemlerinin başında headgearlar gelmektedir. Headgearlar uzun yıllar ortodonti pratiğinde kullanılmış ve tatmin edici sonuçlar elde edilmiştir. Fakat hastalarda sıklıkla kooperasyon problemleri yaşanmaktadır. Bu durumun en önemli nedeni estetik kaygılardır. Hasta hangi yaşta olursa olsun ağız dışından uygulanan apareyleri kullanmayı reddetmekte, bu da ağız dışı apareyle yapılan ankraj kontrolünü başarısız kılmaktadır. Ayrıca deride tahrişler, boyun kaslarında anormal gerginlik, yüz ve gözde yaralanmalar hekimleri yeni ankraj yöntemleri aramaya yönlendirmiştir (Samuels ve Jones, 1994).

Headgearların kullanımını kısıtlayan bu sebeplerden dolayı hekimler molar distalizasyonu için ağız içi ankraj yöntemlerine yönelmişlerdir. Ağız içi ankraj yöntemlerinin temel farkı ağız dışı bir desteğe ihtiyaç duymamasıdır. Bu apareyler distalizasyon için devamlı kuvvet uygularken çevre diş ve dokulardan destek almaktadır. Ancak bu sebepten dolayı premolar ve keser dişlerde ankraj kaybı oluşmaktadır. Sonrasında mesiale hareket etmiş dişleri tekrar distalize ederken ankraj ve zaman kaybı gibi dezavantajlar oluşmaktadır.

Ortodontik tedavilerde sıkça kullanılan mini vidalar; anatomik limitasyonun sınırlı olması, cerrahi flep gerektirmeden yerleştirilebilmeleri ve böylelikle daha az invaziv bir seçenek sunmaları, uygulanma ve çıkarılma işlemlerinin pratik olması, yerleştirildikten hemen sonra kuvvet uygulanmasına olanak sağlamaları, dental implantlardan daha düşük maliyetli olmaları ve ergen yaş grubuna da uygunluk göstermeleri gibi nedenlerle tercih edilmektedir. (J. S. Lee ve ark., 2007).

Ortodontik minividaların yaygın şekilde kullanılmaya başlanmasıyla, ankraj kaybını minimuma indirmek amaçlanmıştır (Egolf ve ark., 1990). Minivida destekli molar distalizasyon yöntemlerinin en önemli avantajı distalizasyon için diğer dental dokuların ankraj ünitesi olarak kullanılmamasıdır. Bunun sonucunda resiprokal kuvvetler

oluşmaz. Premolar ve keser bölgesinde istenmeyen hareket oluşmaması hem tedavi süresini kısaltır hem de hekime öngörülebilir tedavi imkânı sunar (Kurt ve Sakin, 2010).

Minivida destekli molar distalizasyon sistemlerinin yaygınlaşmasıyla beraber, bu sistemler geleneksel distalizasyon apareyleriyle modifiye bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır (Y. Chen, Shin, ve ark., 2008; Ellis Jr ve Laskin, 1994). Ancak bu apareyler yine laboratuvar işlemleri gerektirmekte, ağız içinde oluşturduğu hacim hastayı rahatsız edebilmekte, ayrıca klinisyen için ilave maliyet oluşturmaktadır. Bu modifiye apareylerin dezavantajlarından dolayı bazı araştırmacılar zigomatik buttress bölgesine miniplak uygulamış ve bu plakların ağız içine uzanan kollarından destek alarak distalizasyon ve/veya intrüzyon gibi hareketler elde etmişlerdir. Bu plaklar etkili bir ankraj ünitesi oluştururlar. Ancak zigoma plaklarının uygulama ve çıkarma esnasında cerrahi işlem gerektirmesi ve maliyetli bir sistem olması hem hasta hem de hekim için kullanımı zorlaştıran durumlardır (Ellis Jr ve Laskin, 1994; Gedrange ve ark., 2005; Heidemann ve Gerlach, 1999; Umemori ve., 1999). Bu sebeple miniplaklar yerine ekstra alveolar vidalara yönelim artmıştır. Ekstra alveolar vidaların anatomik limitasyonları daha azdır. Bunun sonucu olarak kök hasarı riski düşüktür, daha güvenli çalışma imkanı sağlar (Gainsforth ve Higley, 1945b). Ekstra alveolar vidalar intra alveolar vidalara göre daha büyük çapta ve uzunlukta kullanılabilirler. İnfracigomatik krest vidası kullanılarak sagittal, vertikal, horizontal düzlemde birçok malokluzyon düzeltilebilir. Uygulanabilecek kuvvet miktarı da total ark distalizasyonu yapmak için yeterlidir. Ayrıca cerrahi işlem gerektirmedikleri için ortodontist klinikte kolaylıkla uygulayabilir. Çalışmamızda bu avantajlar göz önünde bulundurularak infracigomatik kreste uygulanan minividalar tercih edilmiştir.

Minividaların ortodontik tedavi süresince yeterli ankrajı sağlayabilmesi, yerleştirildikleri süre boyunca stabilitelerini korumalarına bağlıdır. Hastanın yaşı, kullanılan vidanın çapı ve uzunluğu, geometrik yapısı, yerleştirildiği anatomik bölge, uygulama tekniği ve açısı, kemik dokusuyla olan teması, vidaya uygulanan kuvvetin büyüklüğü, kuvvetin yüklenme zamanı ve çevre dokularda meydana gelebilecek inflamatuvar reaksiyonlar bu faktörler arasında sayılmaktadır. (Carano ve ark., 2005; Cheng ve ark., 2004a; Heidemann ve ark., 2001; Heidemann ve Gerlach, 1999; Lim ve ark., 2003; Melsen, 2005; Miyawaki ve ark., 2003a; Ohmae ve ark., 2001; H.-S. Park,

2001; Pickard ve ark., 2010; Wilmes, Su, ve ark., 2008; Yano ve ark., 2006). Bazı vakalarda görülen minivida başarısızlıkları, minivida stabilitesinin niceliksel olarak ölçümünü gerekli kılmaktadır. Bu ölçümler vidanın başarısı ve prognozu açısından önemlidir.

Literatür incelendiğinde çalışmaların çoğunda infrazigomatik kreste uygulanan vidaların diş hareketine etkisi, çevre dokularla ilişkisi incelenmiştir (Jia vd., 2018; Tatli vd., 2019). Bu vidaların stabilitesine bakan çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Chang ve ark.,(2022b) yaptıkları bir çalışmada İZC vidalarının sinüs penetrasyonunun yerleştirme ve çıkarma torkuna etkisini ölçmüşlerdir.

Bizim çalışmamızın amacı; miniplaklardan mukozaya uzanan ve ağız içine açılan düz kolun daha az retantif alan oluşturacağı düşüncesinden yola çıkarak miniplak dizaynına benzer, boyun kısmı uzun infrazigomatik vidalar ile rutin zigomatik ankraj amacıyla kullanılan boyun kısmı daha kısa zigomatik minividaların stabilitelerinin karşılaştırılmasıdır. Kullandığımız 17 mm uzunluğundaki boyun kısmı 9 mm olan vidanın, 14 mm uzunluğundaki boyun kısmı 4 mm olan vidaya göre mukozaya uzanan boyun kısmının daha uzun olmasından ötürü daha az retantif alan oluşturacağı; dolayısıyla daha iyi temizlenebileceğinden; daha stabil olarak ağızda kalacağı düşünülmüştür.

5.2. BİREY VE YÖNTEMİN TARTIŞMASI

Çalışmamızda Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na başvurmuş, maksillada premolar çekimli en-masse reraksiyon ihtiyacı olan, üst 2. molar dişleri sürmüş, maksillada eksik dişi ve herhangi bir anomaliye sahip olmayan bireyler dahil edilmiştir. Distalizasyon amacıyla her iki tarafa İZC vidası uygulanmış; uygulama esnasında ve 2 ay sonrasındaki stabilite değerlerine bakılmıştır. Tez çalışmamıza 14,08-20,04 yaş aralığında yaş ortalaması $15,97 \pm 1,53$ olan, cinsiyet farkı gözetmeksizin 38 hasta (35 kadın, 3 erkek) dahil edilmiştir.

Literatürde cinsiyetin minivida stabilitesini etkilemediğini gösteren çalışmalar mevcuttur. (Y. Chen, Chang, vd., 2008; Gill vd., 2023; Konermann vd., 2015; C.-H.

Moon vd., 2008b; H.-S. Park vd., 2006b). Konerman ve ark., (2015) tarafından gerçekleştirilen çalışmada 31 hastadan kortikal kemiği incelemek amacıyla biyopsi alınmıştır. Araştırmacılar kadın ve erkek hastalar arasında trabekül büyüklüğü, yapısı ve morfolojisi açısından farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Sonuç olarak cinsiyetin kemik densitesine etki etmediği ve buna bağlı olarak minivida stabilitesini etkilemeyeceği belirtilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda cinsiyet dağılımına dikkat edilmemiştir.

Retraksiyon aşamasına gelmeden, seviyeleme ve hizalama (dişlerin vertikal ve horizontal yöndeki ilişkilerinin düzeltilmesi) aşamasının tamamlanması gerekmektedir. Amaç, retraksiyon sırasında dişlere uygulanan distal yöndeki kuvvet sonucu oluşacak devrilmeye karşı, dikleştirme momenti yüksek olan kalın tellere geçilebilmesidir. Devrilme hareketinde uygulanan kuvvet, aynı yöndeki servikal alveoler kret bölgesinde ve karşı taraftaki apikal alanda yoğunlaşmaktadır. Buna karşın translasyon hareketinde kuvvet, kemik ve kök yüzeyinde daha homojen bir şekilde yayıldığı için, translasyon hareketi ortodontide daha çok tercih edilir. Gerçek bir translasyon hareketi elde edebilmek için kuvvetin, dişin kemik içerisindeki direnç merkezine yakın bir noktadan uygulanması gereklidir. Direnç merkezi, diş kökünün ortalama bir noktasında, kemik içerisinde yer alan teorik bir konum olarak tanımlanır. Çalışmamızda, retraksiyon aşamasında ark sisteminde rijiditeyi artırmak amacıyla, 0.018 inç slotlu braketler ile birlikte 0.016×0.022 inç paslanmaz çelik ark teli tercih edilmiştir.

Tüm hastalarda tedavi başında premolar dişlerin çekimi yapılmıştır. Premolar çekimi ardından oluşan enflamatuvar yanıtın kanin distalizasyon hızını etkilenme ihtimali bulunmaktadır. Literatürde diş çekimi yapıldıktan sonra çekim soketinin rejenaratif kemik dokusuyla dolmasının üç hafta, kemiğin tam olgunlaşmasının ise üç ay sürdüğünü belirten çalışmalar vardır (Leethanakul ve ark., 2014). Literatürden yola çıkarak çalışmamızda çekimler retraksiyon hızını etkilememesi için tedavi başında tamamlanmıştır.

Tseng ve ark., (2006a) 12 mm ve 14 mm uzunluğundaki minividalarda % 100, 10 mm uzunluğundaki minividalarda % 90, 8 mm uzunluğundaki minividalarda ise %80 klinik başarı elde edildiği bildirilmiştir. Maksiller posterior bölgede 10 mm uzunluğundaki vidaların ankaj için ideal olduğunu belirten çalışmaların yanı sıra (Berens ve ark., 2006) Kayalıoğlu ve ark., (2007) gibi araştırmacılar ideal vida uzunluğunun 6-

12 mm arasında olması gerektiğini, daha uzun ve daha kısa olanların kullanım alanının oldukça kısıtlı olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda bir tarafta kemik içi uzunluğu 10 mm toplam boyu 14 mm; diğer tarafta 8 mm toplam boyu 17 mm olan vidalar kullanılmıştır. İki minivida da önerilen uzunluk aralığındadır. Çalışmamızın temel amacı , daha önce de belirttiğim uzun vidaların retantif alanlarının daha az olacağı, böylelikle daha stabil kalacağı hipotezine dayanarak uzun boyunlu vidaları ve kontrol grubu olarak rutinde sıklıkla kullanılan 14 mm’lik minividaların stabiliteilerinin karşılaştırılmasıdır.

Literatürde, minivida çapının 1 mm’nin altında olması durumunda stabilitenin olumsuz yönde etkilendiği bildirilmiştir (Kayalıoğlu ve ark., 2007; Miyawaki ve ark., 2003b). Buna karşılık, çapın 1.5 mm ve üzeri olması, mekanik dayanıklılık ve kemik tutuculuğu açısından daha uygun kabul edilmektedir (Jiang ve ark., 2009; Kayalıoğlu ve ark., 2007). Ayrıca, çapın 1.5 mm ile 2.3 mm arasında olduğu durumlarda başarı oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı da belirtilmiştir. Anatomik kısıtlamaları da dikkate alarak çapı mümkün olduğunca büyük seçmek primer stabilite açısından daha faydalıdır. Kliniğimizde İZC vidası olarak 2 mm çapında minividalar kullanılmıştır.

Minividaların primer stabilitesini etkileyen faktörlerden birisi de minividanın üretildiği materyaldir. Günümüzde ortodontik minividalarda titanyum içerikli alaşımlar (Ti-6Al-4V) yaygın olarak kullanılmaktadır. Titanyum materyaline olan talep, bu materyalin çeşitli sanayi alanlarında kullanımı nedeniyle artmakta ve bu durum titanyumun ekonomik olarak daha masraflı olmasına neden olmaktadır (Y. W. Lim ve ark., 2011). Titanyum oldukça biyouyumlu bir malzemedir ve paslanmaz çelik minividaların aksine endosseöz implantlar ile kemik doku arasında doğrudan kemik teması (osseointegrasyon) sağlayabilmektedir (Breine, 1977). Ancak iyi bir osseointegrasyon dental implantlar için temel bir gereklilik olmasına karşın ankraj amaçlı kullanılan ortodontik minividalar için bir gereklilik değildir (F. Chen ve ark., 2006; Deguchi ve ark., 2003; J.-W. Kim ve ark., 2005; SS, 2005). Düşük maliyeti sebebiyle bazı ülkelerde titanyum alaşımından üretilen minividaların yerine paslanmaz çelikten üretilen minividalar daha yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Chaddad ve ark.,2008). Paslanmaz çelik güçlü mekanik özellikleri, biyouyumluluğu, daha düşük

maliyetli olması ve kolay üretilmesi gibi olumlu özellikleri nedeniyle oral cerrahi alanında ve ortopedik implantlarda sıklıkla kullanılmaktadır (Disegi ve Eschbach, 2000; Steinemann, 1996). Paslanmaz çelikten üretilen minividaların kırılmaya karşı direnci titanyumdan üretilen minividalara kıyasla daha yüksektir (Carano ve ark., 2005). Basha ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, boşlukların en-masse retraksiyon ile kapatılmasında paslanmaz çelik minividaları tercih etmişler ve sonuçların umut vadettiğini bildirmişlerdir (Basha vd., 2010). Arşiv kayıtlarına göre çalışmamızda paslanmaz çeliğin mekanik özelliklerinin daha iyi olması, en-masse retraksiyon için gereken kuvveti daha az strese uğratarak karşılayabileceğinden dolayı paslanmaz çelikten yapılmış minividalar kullanılmıştır.

Liou ve ark., (2007) infrazigomatik krest anatomisi ve kemik kalınlığı ile ilgili yaptıkları çalışmada infrazigomatik krest bölgesinin kalınlığını birinci molar hizasında 5-9 mm olarak bulmuşlardır. Bu ölçüm değeri okluzal düzlemde 13-17 mm yukarıdan, 40-70° arasındaki açıyla ölçülmüş değerdir. Infrazigomatik minividalar hem tutuculuğu sağlamak, hem de kök yaralanmasını önlemek için okluzal düzlemde 14-17 mm yukarıda ve 55-70° arasında açıyla yerleştirilmelidir. Yetişkinlerde birinci molar dişin distobukkal kökü hizasında olan krest genç bireylerde 2. Premolar ile birinci molar arasına denk gelebilmektedir (X. Wu ve ark, 2018). Bizim çalışmamızda da minividalar infrazigomatik krest kurvatürünün en derin kısmının 2-3 mm apikalinden ve final açısı palatal düzlemle 50-70° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Pratik uygulamada 1.molar dişin bukkalindeki kortikal kemik kalınlığının daha fazla olduğu ve primer stabiliteye katkı sağladığı düşünüldüğü için bu bölgeden uygulama daha uygun görülmüştür. Ayrıca 1.molar köklerinden uzağa konumlandığı için dişlere zarar verme olasılığı daha düşüktür.

Seviyeleme sonrası 0.016x0.022 inç tele geçildiği seans vidalar yerleştirilmiş ve yerleştirme sonrasında 2 hafta beklenmiştir. Vidaların stabilitesinin iyi olduğu hastalarda retraksiyona başlanılmıştır. 2 hafta sonra retraksiyona başlanacağı seans yapılan muayenede vidaların stabilitesinin yetersiz olduğu görülürse vida sökölüp 12 hafta sonra aynı yere aynı uzunlukta yeni bir vida yapılmıştır. Literatürdeki diş çekimi yapıldıktan sonra çekim soketinin rejenaratif kemik dokusuyla dolmasının üç hafta, kemiğin tam olgunlaşmasının ise üç ay sürdüğünü belirten çalışmalardan yola çıkılmıştır. (Leethanakul

ve ark., 2014). Başarısız olan 11 vidanın 10 tanesinin uzun boyunlu vidalar olmasının, uygulayıcı hekimin deneyiminden değil, vidada oluşan momentlerden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Anterior dişlerin en masse retraksiyonu, özellikle maksiller protruziyon vakalarında tedavi süresini kısaltma potansiyeli nedeniyle ortodontide uzun süredir tercih edilen bir yaklaşımdır. Anterior segmentin bir bütün olarak distal yönde hareket ettirilmesi, devrilme ve dikleştirme gibi aşamalı tekniklerle karşılaştırıldığında, çevre dokular üzerinde daha kontrollü biyolojik yanıtlar oluşturmakta ve çekim boşluklarının tek aşamada etkin biçimde kapatılmasına imkan sağlamaktadır. (Reitan, (1957), Wehrbein ve ark., (1997)). Bu sebeple retrakte edilecek dişler 8 figürasyonla bağlanıp bir blok haline getirilmiştir. Kanin dişin braketinin mezialine yerleştirilen hooklardan vidalara sentalloy kapalı sarmal yaylar asılıp kuvvet uygulanmaya başlanmıştır.

Dişlerin distalizasyonu sırasında uygulanması gereken optimum kuvvet düzeyi hakkında literatürde farklı görüşler mevcuttur. Bununla birlikte, ortodontik diş hareketinin biyolojik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde gerçekleşmesi için hafif ve sürekli kuvvetlerin tercih edilmesi gerektiği kabul görmektedir (Nikolai, 1979; Quinn & Yoshikawa, 1985). Özellikle kanin distalizasyonuna yönelik spesifik bir kuvvet aralığı belirlenmemiş olsa da, birçok kaynak bu işlem için 75–250 gram aralığında kuvvetlerin uygun olduğunu bildirmiştir (Burstone, 1962; Sander, 2000; Caputo ve ark., 1974). İnfrazigomatik krest bölgesine yerleştirilen minividalar ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunması nedeniyle bu bölgede uygulanacak kuvvet miktarının belirlenmesinde literatürdeki mevcut veriler dikkate alınmıştır (Liou ve ark., 2007; Lin & Roberts, 2014; Wu ve ark., 2018). Bu çalışmalar, IZC bölgesine yerleştirilen mini vidalar ile ortalama 300–450 gram kuvvet uygulandığını göstermektedir. Nitekim Ghosh (2018) tarafından yapılan bir çalışmada, maksiller dental arkın en masse retraksiyonu amacıyla, her iki tarafta 300 gram kuvvet uygulandığı rapor edilmiştir. Wu ve ark., (2018) ise total ark distalizasyonu amacıyla her bir tarafta 300 g kuvvet uygulamıştır. Arşiv kayıtlarına göre bizim çalışmamıza dahil edilen hastalara tek taraflı 250 gr kuvvet uygulanmıştır.

Kuvvetin yalnızca şiddeti değil, aynı zamanda sürekliliği de diş hareketi üzerinde belirleyici bir etkidir. Literatürde, eşik değerin üzerinde kalan hafif ve devamlı kuvvetlerin optimum diş hareketi sağladığı bildirilmektedir (Smith, 1984; Natrass ve ark., 1997; Burstone, 1969). Ülgen (2015), yüksek şiddetli kuvvetlerin aralıklı uygulanan ortodontik kuvvetlere göre daha patolojik etkilere yol açtığını ve ideal düzeydeki sürekli kuvvetlerin daha hızlı diş hareketine olanak tanıdığını ifade etmiştir. Daskalogiannakis ve McLachan (1996) da devamlı uygulanan kuvvetlerin, kesintili kuvvetlere kıyasla daha etkili sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Bu bağlamda, bizim çalışmamızda optimum düzeyde sürekli kuvvet elde edebilmek için minivida ile power hook arasına kapalı sarmal yaylar yerleştirilmiştir.

Minivida yerleştirme sürecinde; kortikal kemiğin yapısı tercih edilecek vida türünü belirlemede önemli bir faktördür. İnce ve düşük yoğunluklu kortikal kemik durumlarında self drilling vidalar, kalın ve yoğun kortikal yapı varlığında ise self tapping vidaların kullanımı önerilmektedir (Melsen, 2005). Kim ve ark. (2005) tarafından yapılan histomorfometrik bir analizde, self drilling tekniği ile yerleştirilen vidaların daha yüksek düzeyde kemik-metal teması sağladığı ve buna bağlı olarak daha düşük mobilite gözlemlendiği bildirilmiştir. Chen ve ark. (2008) ise self drilling yönteminin fraktür riski açısından daha dezavantajlı olduğunu, buna karşın başarı oranının self drilling grubunda %93, self tapping grubunda ise %86 olduğunu ortaya koymuştur. Bu çalışmada kullanılan minividalar, sınırlı alanda yerleştirme kolaylığı ve uygulama açısının daha hassas kontrol edilebilmesi avantajları nedeniyle self drilling yöntemiyle uygulanmıştır.

Minividaların başarısını etkileyen önemli faktörlerden biri de uygulanan kuvveti yükleme zamanıdır. Roberts ve ark. (2004), ortodontik implantların tam stabilite kazanabilmesi için yaklaşık dört aylık bir iyileşme sürecine ihtiyaç duyduğunu ifade etmiştir. Bununla birlikte, pek çok klinik ve in-vivo çalışmada, minividalara uygulanan anlık kuvvetin başarı oranı üzerinde anlamlı bir olumsuz etkisinin bulunmadığı belirtilmiştir (Chen ve ark., 2008; Cheng ve ark., 2004a). Ancak erken yükleme bazı potansiyel riskler barındırmaktadır. Chen ve ark. (2009), erken kuvvet uygulanan bazı minividalarda yer değiştirme ve eğilme gözlemlendiğini ve bu durumun mutlak ankraj sağlamayı zorlaştırabileceğini bildirmiştir. Ayrıca 9 ay süresince uygulanan 400 gr'lık kuvvetin bazı vidalarda yer değiştirme, eğilme ve ekstrüzyon gibi komplikasyonlara

neden olduğu klinik olarak gösterilmiştir. İki haftalık iyileşme süresinden sonra kuvvet uygulanan minividalarda yaklaşık 0.4 mm'lik yer değişimi rapor edilmiştir. Bu sürenin osseointegrasyon açısından yeterli olmadığı bilinmekle birlikte, çevre kemik dokusunda oluşabilecek olası hasarları kısmen tolere edebildiği ifade edilmiştir (Liou ve ark., 2004). Minividanın hemen yüklenmesi durumunda, çevresindeki yumuşak ve sert dokularla yeterli bütünleşme sağlanamayabilir. Bu noktada primer stabilitenin yüksek olması, mikro hareketlerin sınırlandırılmasında ve iyileşme sürecinde ya da kuvvet uygulanması esnasında kemik-implant arayüzünde fibröz skar dokusu gelişimi gibi olumsuz biyolojik yanıtların önlenmesinde kritik rol oynar (Pilliar ve ark., 1986). Bu nedenle başarılı bir osseointegrasyon için primer stabilitenin önemli rol oynadığı düşünülmektedir (Palmer ve ark., 1997). Wu ve ark. (2009), titanyum minividaların ilk iki haftalık iyileşme sürecinde kemik ile entegrasyonunun zayıf olduğunu ve bu dönemde kuvvet uygulanmasının uygun olmayabileceğini bildirmişlerdir. Araştırmalarında, dört haftalık bir iyileşme süresinin ardından minivida ile kemik arasındaki entegrasyonun anlamlı ölçüde güçlendiği ve bu aşamada kuvvet yüklemenin daha güvenli olabileceği ifade edilmiştir. Bu bağlamda, dördüncü haftanın implant-kemik bağlantısı açısından kritik bir eşik olduğu vurgulanmıştır. Sekiz haftalık iyileşme periyodunu takiben ise biyomekanik stabilitenin artış göstermeye devam ettiği ve 4. ile 8. haftalar arasındaki sürecin daha yüksek kuvvetlerin uygulanması açısından uygun bir dönem olduğu belirtilmiştir. Crismani ve ark. (2010), minividaların erken veya hemen yüklemeye uygun olduğunu, çünkü daha uzun süreli iyileşme dönemlerinin 200 gr'a kadar olan kuvvet uygulamalarında ek stabilite kazancı sağlamadığını belirtmişlerdir. Melsen ve Costa (1998), ortodontik ankraj amacıyla yerleştirilen implantlara erken dönemde kuvvet uygulanmasının, histolojik olarak kemik-implant temasının homojen olmamasına rağmen klinik stabiliteyi olumsuz etkilemediğini ifade etmişlerdir. Benzer şekilde, Taner ve ark. (2007), implant yerleştirildikten hemen sonra uygulanan kuvvetlerin stabilite açısından herhangi bir sorun teşkil etmediğini bildirmiştir. Ödman ve ark. (1994) ise kuvvet uygulaması öncesinde daha uzun bir bekleme süresi kullanmış, fakat elde edilen histolojik verilerin normal sınırlarda kaldığını ortaya koymuştur. Öte yandan, Zhao ve ark. (2009), hemen yükleme uygulamalarının kemik-implant arayüzüne zarar verebileceğini vurgulayarak, kuvvet uygulaması öncesinde belirli bir süre beklenmesini önermiştir. Bu

kapsamda, Deguchi ve ark. (2003) ile Zhao ve ark. (2009), üç haftalık bir iyileşme süresinin ardından implant çevresindeki kemik dokusunun kuvvet yüklemesini destekleyecek yeterliliğe ulaştığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada ise, arşiv kayıtlarına göre, minividalara kuvvet uygulanmadan önce iki haftalık bir bekleme süresi öngörülmüş ve stabilite sorunu ya da enfeksiyon bulgusu göstermeyen vidalara kuvvet yüklenmiştir. Bu uygulama, literatürde bildirilen sürelerle uyumlu bulunmuştur.

5.2.1.Rezonans Sıklığı Analizi Yöntemi

Minividaların stabilitesi büyük ölçüde implantın kemikte sağladığı mekanik retansiyona bağlıdır. Bu bağlamda, yerleştirme anındaki primer stabilite, minividanın klinik başarısı açısından kritik bir parametre olarak kabul edilmektedir. Primer stabilitenin yeterli olması, daha yüksek başarı oranlarıyla ilişkilendirilirken; yetersiz primer stabilite, minivida başarısızlığına neden olabilecek önemli bir lokal faktör olarak tanımlanmıştır (Miyawaki ve ark., 2003a; Cheng ve ark., 2004b).

Minivida stabilitesini değerlendirmede kullanılan Osstell Mentor cihazı ile elde edilen ISQ (Implant Stability Quotient) değerleri, implantın primer stabilitesini ve zamanla oluşabilecek stabilite değişimlerini nicel olarak izleme imkanı sunar. ISQ değerleri 1 ile 100 arasında değişmekte olup, artan ISQ değeri implantın stabilitesinin de arttığını göstermektedir (Sul ve ark., 2002). Bu yöntemin yüksek ölçüm tekrarlanabilirliğine sahip olduğu çeşitli çalışmalarda doğrulanmıştır (Meredith ve ark., 1996). Uysal ve arkadaşlarının (2012) tavşan kortikal kemiği üzerinde gerçekleştirdiği bir çalışmada, minividalar yerleştirildikten hemen sonra yapılan ISQ ölçümleri 49.25 ile 55.00 aralığında rapor edilmiştir. Bu bulgular, hayvan modelinde elde edilen primer stabilite düzeylerinin klinik uygulamalara ışık tutabileceğini göstermektedir. Suzuki ve ark.,(2010) insan kadavrası üzerinde yaptıkları çalışmada maksiller 2. premolar ve 1. molar arasına yerleştirdikleri minividaların İSK değerlerini 40.3 ± 8.6 bulmuşlardır. Sennerby ve Meredith ve ark., (1997), 60'ın üzerinde İSK değeri olan bir implantın, yerleştirildikten sonra immediat yüklenebileceğini bildirmişlerdir. Meredith ve ark., (1997) tavşan tibiasına yerleştirdikleri implantların İSK değerlerini histomorfometrik ölçümlerle karşılaştırmış ve stabilite değişikliklerinin artan kemik rijiditesi ile ilgili

olduğunu belirtmişlerdir. Q'Sullivan ve ark., (2000)'nın değişik implant sistemlerinin primer stabilitelerini karşılaştırmak amacıyla planladığı ve insan kadavrasına yerleştirdiği 52 implantı kapsayan çalışmada belirttiği kemik-implant teması ile RFA korelasyonu Meredith ve ark.,(1997)'nin araştırmasının sonuçlarını desteklemektedir. Bizim çalışmamızda İSK değerleri T0 döneminde $68,39 \pm 3,89$, T1 döneminde $73.75 \pm 4,7$ 'dir. Diğer çalışmalardaki İSK değerlerinden daha yüksektir.

Rezonans frekansı analizinin doğru ve güvenilir sonuçlar verebilmesi için, ölçümde kullanılan smartpeg aparatının minivida ile tam uyumlu olması gerekmektedir. Smartpeg ile minivida arasında yeterli stabilite sağlanamadığı durumlarda, elde edilen İSK değerleri hatalı veya yanıltıcı olabilir. Bu çalışmada, smartpeg'lerin minividaların baş kısmına tam olarak oturması sağlanarak rezonans frekansı ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Pattijn ve ark. (2007), ölçüm cihazının sensör ucunun implanta olan mesafesinin, ölçüm sonuçlarını doğrudan etkilediğini ve cihaza daha yakın mesafelerde ölçülen değerlerin daha yüksek çıkma eğiliminde olduğunu bildirmiştir. Bu bulgu doğrultusunda, çalışmada ölçüm cihazının minividalara olan uzaklığı standartlaştırılmış ve tüm ölçümler, cihaz ucu minividalara eşit mesafede tutularak gerçekleştirilmiştir. Bu sayede ölçüm verilerinde tutarlılık ve karşılaştırılabilirlik sağlanmıştır.

5.3 BULGULARIN TARTIŞMASI

Bizim çalışmamızda uzun vidaların T0 döneminde ölçülen İSK değerleri sağ tarafta $67,04 \pm 4,46$, sol tarafta $68,58 \pm 3,62$ 'dir. Kısa vidaların sağ tarafta $67,99 \pm 2,73$, sol $69,84 \pm 3,65$ 'tir. Sağ ve sol tarafta uzun ve kısa vidaların T0 döneminde ölçülen İSK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Uzun vidaların T1 döneminde ölçülen İSK değerleri sağ tarafta $70,7 \pm 4,52$, sol tarafta $72,64 \pm 3,75$ 'tir. Kısa vidaların sağ tarafta $75,77 \pm 4,11$, sol tarafta $76,29 \pm 3,77$ 'dir. Uzun ve kısa vidaların T1 döneminde ölçülen İSK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. T0 döneminde stabilite değerlerinin birbirine yakın olması, başlangıç koşullarının benzerliğini göstermektedir.

T1 döneminde elde edilen İSK değerleri, kısa ve uzun vidalar açısından sağ ve sol taraflar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir. Özden ve ark. (2011) ve Duarte ve ark. (1984) tarafından yapılan araştırmalarda sağ ve sol elini kullanan bireyler arasında ağız hijyeni ve diş eti sağlığı açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu bulgular, çalışmamızın literatürle uyumlu olduğunu göstermektedir. T1 döneminde kısa vidaların stabilitesinin daha yüksek çıkması ise, uzun vidaların önemli bir kısmının mukozanın dışında kalması ve bu nedenle uygulanan kuvvetin etkisiyle oluşan kaldıraç kolunun daha uzun olmasına bağlanabilir. Bu durum vidaya etki eden momentin artmasına, dolayısıyla kemik-vida ara yüzünde daha yüksek stres oluşmasına neden olmakta ve primer stabilitenin azalmasına yol açmaktadır (Woodall ve ark., 2011). Bu bağlamda elde edilen bulgular, literatürdeki mevcut verilerle uyumluluk göstermektedir.

Gansukh ve ark., (2013) 32 minividayı 16 tavşanın tibialarına yerleştirmiş ve sırasıyla iki ve dört hafta sonra çıkarılmıştır. 4.haftada çıkarma torkunun belirgin şekilde yüksek olduğunu bulmuşlardır. Wu ve ark., (2009) ilk 2 haftalık iyileşme döneminde titanyum minividaların entegrasyonun zayıf olduğunu bulmuşlardır. 4 haftalık iyileşme döneminin ardından titanyum minividalar ile kemik yüzeyi entegrasyonunun belirgin biçimde daha güçlü olduğunu bildirmişlerdir. 8 haftalık iyileşme dönemi sonrasında ise biyomekanik stabilite artmıştır. Bizim çalışmamızda 2 ay sonrasında ölçülen İSK değerlerinin kuvvetin uygulandığı seans ölçülen İSK değerlerinden yüksek olması yapılan çalışmalardaki zamanla artan stabilite bulguları tarafından desteklenmektedir.

Vidaların kendi içerisinde artış oranları uzun vidada $3,8 \pm 6,28$, kısa vidada $6,92 \pm 5,09$ olarak bulunmuştur. Değerler arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır. Bu değer; vidada çiğneme, uyku, fırçalama gibi kuvvet oluşturacak durumlar ve oluşan moment sebebiyle uzun vidaların daha fazla strese maruz kalması daha düşük stabilite değerlerine ve stabilitede daha az artışa sebep olmuştur. Vida ile kemik arasındaki mikrohareketler fibröz doku oluşumuna sebep olmakta ve vidanın primer stabilitesini düşürmektedir (Brunski, 1993). Vidanın stabilitesini asıl arttıran faktör kortikal kemikle olan temasıdır ve açılı uygulamalarda tüm kortikal kemiğe temas sağlanması için kemik içersindeki minimum uygulama derinliği 5-6 mm olmalıdır (Costa ve ark, 1998; Tseng ve ark, 2006b). Eğer minividaların kemik içi boyu 5 mm'den daha

uzun ise stabilite uzunluklarından etkilenmemektedir (Miyawaki ve ark, 2003). Bizim vidalarımızda iki vidanın da kemik içi uzunluğu 6 mm'den fazladır. Boyun kısmı kısa olan vidanın kemik içi uzunluğunun fazla olması vidanın uygulandığı seans alınan ölçümlerinde (T0) stabilite değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığa yol açmamıştır.

Çalışmamızda ölçülen kanama zamanı indeksi ve gingival indeks değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Minivida uygulandıktan sonra vida temizliği için hasta bilgilendirilmiş, uygulama sonrası 2 hafta boyunca klorheksidin gargara kullanımı önerilmiştir. Buna rağmen indekslerdeki değerlerde bir miktar artış gözlenmesi beklenen bir durumdur. Alveolar mukozada minivida başının ortaya çıkması sıklıkla vida etrafında yumuşak doku gömülmesine, tahrişe veya enfeksiyona neden olur. Bu sebeple hasta vida ile alveol kemik arasında kalan girintileri tam temizleyemeyebilir. Yapılan bir çalışma, minividalara komşu dişlerin periodontal indekslerinin diğer dişlere kıyasla önemli oranda değişmediğini ve minividaların periodontal sağlığa tehdit oluşturmadan uygun bir ankraj olarak kullanılabileceğini göstermiştir (Moeini ve ark., 2023). Bu çalışmanın bulguları bizim çalışmamızı desteklemektedir.

Çalışmamızda vidaların uygulama açısı uzun vidalarda $64,24 \pm 10,43$, kısa vidalarda $65,32 \pm 8,532$ 'tür. Ortalama yerleştirme açısı $64,78 \pm 9,48$ 'tir. Liou ve ark.,(2007) bir BT görüntüleme çalışmasında infrazigomatik vidalarda yerleştirme açısını kortikal kemik temasını arttırmak ve 1.molar köklerine zarar vermeden yerleştirebilmek için maksiller oklüzal düzlemin 14 ila 16 mm üzerinde ve maksiller oklüzal düzleme göre 55° ila 70° olarak önermiştir. Bizim çalışmamızdaki vidaların açıları literatürle uyumlu olacak şekilde yerleştirilmiştir. Açılarının birbiriyle benzer olması vidaların aynı uygulayıcı tarafından yerleştirilmiş olmasıyla ilgilidir.

Çalışmamızda penetrasyon derinliği uzun vidalarda sağda $3,63 \pm 1,69$ solda $3,07 \pm 1,48$, kısa vidalarda sağda $3,75 \pm 1,3$ solda $3,17 \pm 1,61$ olarak belirlenmiştir. Chang ve ark.,(2022) tarafından yapılan bir çalışmada vidanın sinüse penetre olan kısmının uzunluğu ortalama 3.23 mm idi, sağ 3.63 mm ve sol 2.63 mm taraflar arasında önemli bir fark yoktu. Jia ve ark.,(2018) yaptıkları bir çalışmada %78,3 oranında sinüs penetrasyonu oranı bildirmişlerdir. Gill ve ark.,(2023) 14 mm uzunluğundaki izc vidalarının %62,5 ve 12 mm uzunluğundaki izc vidalarının %54,2 oranında sinüse penetre olduklarını

bulmuşlardır. Bu veriler bizim çalışmamızla uyumludur. Penetre olan hastaların hiçbirinde olumsuz belirti veya semptom gözlenmemiştir. Küçük çaplı (≤ 2 mm) sinüs perforasyonunun iyileşme potansiyeli iyidir. Sinüs perforasyonunun, vida sağ kalımı üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığından 2 mm çaplı SS TAD'ler için kabul edilebilir bir komplikasyondur (Chang ve ark., 2022).

Çalışmamızda ağrı değerlendirmesi için kullanılan VAS sayısal skalası değerleri uzun vida için $4,41 \pm 1,04$, kısa vida için $4,49 \pm 1,03$ bulunmuştur. Değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Hastalar beklendiği gibi en çok ağrının vida uygulaması sonrasında 6.saat ve 1.günlerde olduğunu bildirmişlerdir. Sonraki günlerde ağrıları anlamlı olarak azalmıştır.

6.SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın amacı; infrazigomatik krete uygulanan iki farklı boyda minividanın stabilite değerlerinin araştırılmasıdır. Kanama indeksi, gingival indeks, penetrasyon miktarı, yerleştirme açısına da bakarak bu değerlerin stabiliteye etkisinin değerlendirilmesi ve uygulayıcı hekime pratik anlamda katkı sağlayabilmektir.

1. Kısa boyunlu vidanın stabilite artışı oluşan momentlerin daha az olması sebebiyle uzun boyunlu vidaya göre daha yüksektir. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. ($p<0.005$).

2. Minivida uygulanan hastalara hijyen protokolleri hakkında ayrıntılı eğitim verildiği ve hastaların bu protokollere eksiksiz uyum sağladığı durumda, ağız hijyeni indekslerinde istatistiksel olarak anlamlı bir bozulma olmadığı belirlenmiştir. Gingival indekste ve kanama zamanı indeksinde anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0.05$).

3.Çalışmamızda vidaların penetrasyon derinliği ve yerleştirme açısı değerleri istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

4. İlk 6.saat ve 1.gün ağrı değerleri ilerleyen günlere göre daha yüksektir. Vidanın uzun veya kısa olması ağrı değerlerini etkilememektedir. ($p>0.05$).

Öneriler

Çalışmamız ile ilgili literatürde kısıtlı kaynak bulunmakla birlikte, prospektif araştırmalarla hasta sayısı arttırılarak daha kesin ve doğru sonuçlar elde edilebilir. Vidaların uzun süreli sağkalım oranları ve stabiliteleri araştırılabilir. Farklı büyüme yönüne sahip yakın yaşlardaki hastalardaki stabilite değerleri araştırılabilir.



7.KAYNAKÇA

Agarwal, A., Gupta, R., & Jain, H. (2012). The effect of right or left handedness on caries experience and oral hygiene. *Journal of Neurosciences in Rural Practice*, 3(2), 229-230. <https://doi.org/10.4103/0976-3147.98268>

Aparicio, C., Lang, N. P., & Rangert, B. (2006). Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clinical Oral Implants Research*, 17 Suppl 2, 2-7. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01365.x>

Atsumi, M., Park, S.-H., & Wang, H.-L. (2007). Methods used to assess implant stability: Current status. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(5), 743-754.

Bagi, C. M., Hanson, N., Andresen, C., Pero, R., Lariviere, R., Turner, C. H., & Laib, A. (2006). The use of micro-CT to evaluate cortical bone geometry and strength in nude rats: Correlation with mechanical testing, pQCT and DXA. *Bone*, 38(1), 136-144. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2005.07.028>

Basha, A. G., Shantaraj, R., & Mogegowda, S. B. (2010). Comparative study between conventional en-masse retraction (sliding mechanics) and en-masse retraction using orthodontic micro implant. *Implant dentistry*, 19(2), 128-136.

Battula, S., Schoenfeld, A., Vrabec, G., & Njus, G. O. (2006). Experimental evaluation of the holding power/stiffness of the self-tapping bone screws in normal and osteoporotic bone material. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(5), 533-537. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.020>

Baumgaertel, S., & Hans, M. G. (2009). Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 136(2), 230-235. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.10.045>

Berens, A., Wiechmann, D., & Dempf, R. (2006). Mini-and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 67(6), 450-458.

Block, M. S., & Hoffman, D. R. (1995). A new device for absolute anchorage for orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and*

the American Board of Orthodontics, 107(3), 251-258. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(95\)70140-0](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(95)70140-0)

Bloodworth, D., Calvillo, O., Smith, K., & Grabois, M. (2000). Chronic pain syndromes: Evaluation and treatment. *Physical medicine and rehabilitation*. Philadelphia: WB Saunders Company, 913-933.

Breine, U. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 16(1977), 1.

Brettin, B. T., Grosland, N. M., Qian, F., Southard, K. A., Stuntz, T. D., Morgan, T. A., Marshall, S. D., & Southard, T. E. (2008). Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(5), 625-635.

Brinley, C. L., Behrents, R., Kim, K. B., Condoor, S., Kyung, H.-M., & Buschang, P. H. (2009). Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *The Angle Orthodontist*, 79(6), 1156-1161.

Brown, G. A., McCarthy, T., Bourgeault, C. A., & Callahan, D. J. (2000). Mechanical performance of standard and cannulated 4.0-mm cancellous bone screws. *Journal of Orthopaedic Research*, 18(2), 307-312. <https://doi.org/10.1002/jor.1100180220>

Brunski, J. B. (1993). Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dental Implantology Update*, 4(10), 77-81.

Burstone, C. J. (1962). *Rationale of segmented arch*. *Am J Orthod* 1962; 48: 805- 822.

Burstone, C. J. (1969). *Biomechanics of orthodontic appliance (Editor); Current Orthodontic Concept and Techniques*. WB Saunders Corp, London, Toronto.

Caputo, A. A., Chaconas, S. J., & Hayashi, R. K. (1974). Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *American journal of orthodontics*, 65(3), 250-259.

Carano, A., Lonardo, P., Velo, S., & Incorvati, C. (2005). Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Progress in orthodontics*, 6(1), 82-97.

Carano, A., & Melsen, B. (2005). Implants in orthodontics. *Progress in Orthodontics*, 6(1), 62-69.

Carano, A., Velo, S., Incorvati, C., & Poggio, P. (2004). Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (MAS) in the maxillary alveolar bone. *Progress in orthodontics*, 5(2), 212-235.

Cattaneo, P. M., Dalstra, M., & Melsen, B. (2007). Analysis of stress and strain around

orthodontically loaded implants: An animal study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(2), 213-225.

Cavalcanti, M. G., & Vannier, M. W. (2000). Measurement of the volume of oral tumors by three-dimensional spiral computed tomography. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 29(1), 35-40. <https://doi.org/10.1038/sj/dmfr/4600498>

Cha, B.-K., Lee, Y.-H., Lee, N.-K., Choi, D.-S., & Baek, S.-H. (2008). Soft tissue thickness for placement of an orthodontic miniscrew using an ultrasonic device. *The Angle Orthodontist*, 78(3), 403-408.

Cha, J.-Y., Kil, J.-K., Yoon, T.-M., & Hwang, C.-J. (2010). Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 73-79.

Cha, J.-Y., Yoon, T.-M., & Hwang, C.-J. (2008). Insertion and removal torques according to orthodontic mini-screw design. *Korean Journal of Orthodontics*, 38(1), 5-12.

Chaddad, K., Ferreira, A. H., Geurs, N., & Reddy, M. S. (2008). Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *The Angle Orthodontist*, 78(1), 107-113.

Chang, C. H., Lin, J.-H., & Roberts, W. E. (2022a). Success of infrazygomatic crest bone screws: Patient age, insertion angle, sinus penetration, and terminal insertion torque. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 161(6), 783-790.

Chang, C. H., Lin, J.-H., & Roberts, W. E. (2022b). Success of infrazygomatic crest bone screws: Patient age, insertion angle, sinus penetration, and terminal insertion torque. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 161(6), 783-790.

Chen, C.-H., Chang, C.-S., Hsieh, C.-H., Tseng, Y.-C., Shen, Y.-S., Huang, I.-Y., Yang, C.-F., & Chen, C.-M. (2006). The use of microimplants in orthodontic anchorage. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 64(8), 1209-1213.

Chen, F., Terada, K., Hanada, K., & Saito, I. (2006). Anchorage effect of osseointegrated vs nonosseointegrated palatal implants. *The Angle Orthodontist*, 76(4), 660-665.

Chen, Y., Chang, H., Lin, H., Lai, E. H., Hung, H., & Yao, C. J. (2008). Stability of miniplates and miniscrews used for orthodontic anchorage: Experience with 492 temporary anchorage devices. *Clinical Oral Implants Research*, 19(11), 1188-1196. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01571.x>

Chen, Y., Kang, S. T., Bae, S.-M., & Kyung, H.-M. (2009). Clinical and histologic

analysis of the stability of microimplants with immediate orthodontic loading in dogs. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 136(2), 260-267.

Chen, Y., Kyung, H. M., Zhao, W. T., & Yu, W. J. (2009). Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: A systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(3), 284-291.

Chen, Y., Shin, H.-I., & Kyung, H.-M. (2008). Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 133(1), 44-50.

Chen, Y.-H., Chang, H.-H., Chen, Y.-J., Lee, D., Chiang, H.-H., & Yao, C.-C. J. (2008). Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: An animal study. *Clinical Oral Implants Research*, 19(1), 99-106.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01418.x>

Cheng, S.-J., Tseng, I.-Y., Lee, J.-J., & Kok, S.-H. (2004a). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(1).
<https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authType=crawler&jrnl=08822786&asa=Y&AN=36846259&h=cssYq4ar%2FfuPXN22315QRhtZQsOwGpA87xwo2zPNMugje0i%2FU0f6QPC4yJzJtQ5j5po91SS46KWvA5ip9XmgIw%3D%3D&crl=c>

Cheng, S.-J., Tseng, I.-Y., Lee, J.-J., & Kok, S.-H. (2004b). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(1).
<https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authType=crawler&jrnl=08822786&asa=Y&AN=36846259&h=cssYq4ar%2FfuPXN22315QRhtZQsOwGpA87xwo2zPNMugje0i%2FU0f6QPC4yJzJtQ5j5po91SS46KWvA5ip9XmgIw%3D%3D&crl=c>

Choi, J.-H., Park, C.-H., Yi, S.-W., Lim, H.-J., & Hwang, H.-S. (2009). Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(6), 766-e1.

Christensen, F. B., Dalstra, M., Sejling, F., Overgaard, S., & Bünger, C. (2000). Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: Mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel. *European Spine Journal*, 9(2), 97-103. <https://doi.org/10.1007/s005860050218>

Chung, K.-R., Kim, S.-H., & Kook, Y.-A. (2004). The C-orthodontic micro-implant. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 38(9), 478-486.

Costa, A. (2005). Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. *Seminars in Orthodontics*.

https://www.academia.edu/5108723/Intraoral_hard_and_soft_tissue_depths_for_temporary_anchorage_devices

Costa, A., Raffainl, M., & Melsen, B. (1998a). Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*, 13(3), 201-209.

Costa, A., Raffainl, M., & Melsen, B. (1998b). Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*, 13(3), 201-209.

Crismani, A. G., Bertl, M. H., Celar, A. G., Bantleon, H.-P., & Burstone, C. J. (2010). Miniscrews in orthodontic treatment: Review and analysis of published clinical trials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 137(1), 108-113. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.01.027>

Crismani, A. G., Bertl, M. H., Čelar, A. G., Bantleon, H.-P., & Burstone, C. J. (2010). Miniscrews in orthodontic treatment: Review and analysis of published clinical trials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 108-113.

Dalstra, M., Cattaneo, P., & Melsen, B. (2004). Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics*, 1, 53-62.

Daskalogiannakis, J., & McLachlan, K. R. (1996). Canine retraction with rare earth magnets: An investigation into the validity of the constant force hypothesis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 109(5), 489-495.

DeCoster, T. A., Heetderks, D. B., Downey, D. J., Ferries, J. S., & Jones, W. (1990). Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma*, 4(2), 169-174.

Deguchi, T., Takano-Yamamoto, T., Kanomi, R., Hartsfield, J. K., Roberts, W. E., & Garetto, L. P. (2003). The Use of Small Titanium Screws for Orthodontic Anchorage. *Journal of Dental Research*, 82(5), 377-381. <https://doi.org/10.1177/154405910308200510>

Dinç, H., Sadıkoğlu, Y., Savci, G., Demirci, A., & Tuncel, E. (1995). Bone mineral density measurement by quantitative computed tomography in a normal Turkish population. *European Journal of Radiology*, 21(2), 79-83. [https://doi.org/10.1016/0720-048x\(95\)00686-k](https://doi.org/10.1016/0720-048x(95)00686-k)

Disegi, J. A., & Eschbach, L. (2000). Stainless steel in bone surgery. *Injury*, 31, D2-D6.

Drago, C. J., & Del Castillo, R. A. (2006). A retrospective analysis of osseotite NT implants in clinical practice: 1-year follow-up. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 26(4). <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authy>

pe=crawler&jrnl=01987569&AN=36836011&h=t4pCXWwDu9mgoJStlCbLe3O9W24lDfIJbKiSh870MjqPAzNjwGhTRfT2SVO3WpXkft6qdrKiFKRArIqKpGV%2FdQ%3D%3D&crl=c

Egolf, R. J., BeGole, E. A., & Upshaw, H. S. (1990). Factors associated with orthodontic patient compliance with intraoral elastic and headgear wear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 97(4), 336-348.

Ellis Jr, J. A., & Laskin, D. M. (1994). Analysis of seating and fracturing torque of bicortical screws. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 52(5), 483-486.

Erdine, S. A. (t.y.). Nobel Tıp Kitabevleri 2000. *İstanbul, Bölüm, 4*, 163-473.

Eriksson, A. R., & Albrektsson, T. (1983). Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *The Journal of prosthetic dentistry*, 50(1), 101-107.

Esen, H., Öntürk, Z. K., Badır, A., & Aslan Eti, F. (2010). *Entübe ve sedatize yoğun bakım hastalarının pozisyon verme ve aspirasyon sırasındaki ağrı davranışları*. <https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/1701261>

Fabbroni, G., Aabed, S., Mizen, K., & Starr, D. G. (2004). Transalveolar screws and the incidence of dental damage: A prospective study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 33(5), 442-446. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2003.10.014>

Fritz, U., Ehmer, A., & Diedrich, P. (2004). Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *Journal of orofacial orthopedics= Fortschritte der Kieferorthopadie: Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopadie*, 65(5), 410-418.

Gainsforth, B. L., & Higley, L. B. (1945a). A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 31(8), 406-417.

Gainsforth, B. L., & Higley, L. B. (1945b). A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 31(8), 406-417.

Gansukh, O., Jeong, J.-W., Kim, J.-W., Kim, Y.-K., Lee, J.-H., & Kim, T.-W. (2013). Effect of rotation bump on removal torque of orthodontic mini-implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 39(6), 269-273. <https://doi.org/10.5125/jkaoms.2013.39.6.269>

Gapski, R., Wang, H., Mascarenhas, P., & Lang, N. P. (2003). Critical review of immediate implant loading. *Clinical Oral Implants Research*, 14(5), 515-527. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2003.00950.x>

- Gedrange, T., Hietschold, V., Mai, R., Wolf, P., Nicklisch, M., & Harzer, W. (2005). An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers. *Clinical Oral Implants Research*, 16(4), 425-431. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01134.x>
- Ghosh, A. (2018). Infra-Zygomatic Crest and Buccal Shelf - Orthodontic Bone Screws: A Leap Ahead of Micro-Implants – Clinical Perspectives. *Journal of Indian Orthodontic Society*, 52(4_suppl2), 127-141. https://doi.org/10.4103/jios.jios_229_18
- Gill, G., Shashidhar, K., Kuttappa, M. N., Kushalappa P B, D., Sivamurthy, G., & Mallick, S. (2023). Failure rates and factors associated with infrazygomatic crestal orthodontic implants—A prospective study. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 13(2), 283-289. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2023.02.010>
- Glauser, R., Lundgren, A. K., Gottlow, J., Sennerby, L., Portmann, M., Ruhstaller, P., & Hämmerle, C. H. F. (2003). Immediate occlusal loading of Brånemark TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5 Suppl 1, 47-56. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00015.x>
- Hedayati, Z., Hashemi, S. M., Zamiri, B., & Fattahi, H. R. (2007). Anchorage value of surgical titanium screws in orthodontic tooth movement. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 36(7), 588-592. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2006.10.020>
- Heidemann, W., & Gerlach, K. L. (1999). Clinical applications of drill free screws in maxillofacial surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 27(4), 252-255.
- Heidemann, W., Terheyden, H., & Gerlach, K. L. (2001). Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *Journal of cranio-maxillofacial surgery*, 29(2), 69-74.
- Jia, X., Chen, X., & Huang, X. (2018). Influence of orthodontic mini-implant penetration of the maxillary sinus in the infrazygomatic crest region. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 153(5), 656-661.
- Jiang, L., Kong, L., Li, T., Gu, Z., Hou, R., & Duan, Y. (2009). Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*, 40(11), 1124-1130.
- Kadioglu, O., Büyükyilmaz, T., Zachrisson, B. U., & Maino, B. G. (2008). Contact damage to root surfaces of premolars touching miniscrews during orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 134(3), 353-360. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.09.069>
- Kang, Y.-G., Kim, J.-Y., Lee, Y.-J., Chung, K.-R., & Park, Y.-G. (2009). Stability of

mini-screws invading the dental roots and their impact on the parodontal tissues in beagles. *The Angle Orthodontist*, 79(2), 248-255. <https://doi.org/10.2319/122007-413.1>

Kanomi, R. (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *J clin Orthod*, 31, 763-767.

Kayalıoğlu, M., Uzdil, F., Kendi, E., Toroğlu, S. M., Gürey, E., & Uzel, I. (2007). Klinik ortodontide mini-implant uygulamaları. *ADO klinik bilimler dergisi*, 1(2), 18-24.

Kim, G.-T., Kim, S.-H., Choi, Y.-S., Park, Y.-J., Chung, K.-R., Suk, K.-E., Choo, H., & Huang, J. C. (2009). Cone-beam computed tomography evaluation of orthodontic miniplate anchoring screws in the posterior maxilla. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 136(5), 628.e1-10; discussion 628-629. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.02.023>

Kim, H.-J., Yun, H.-S., Park, H.-D., Kim, D.-H., & Park, Y.-C. (2006). Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(2), 177-182.

Kim, J.-W., Ahn, S., & Chang, Y.-I. (2005). Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 128, 190-194. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2004.01.030>

Kim, J.-W., Baek, S.-H., Kim, T.-W., & Chang, Y.-I. (2008). Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants: Mechanical and histologic properties. *The Angle Orthodontist*, 78(4), 692-698.

Kim, K.-D., Ruprecht, A., Wang, G., Lee, J. B., Dawson, D. V., & Vannier, M. W. (2005). Accuracy of facial soft tissue thickness measurements in personal computer-based multiplanar reconstructed computed tomographic images. *Forensic Science International*, 155(1), 28-34. <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2004.11.004>

Kim, S.-H., Lee, S.-J., Cho, I.-S., Kim, S.-K., & Kim, T.-W. (2009). Rotational resistance of surface-treated mini-implants. *The Angle Orthodontist*, 79(5), 899-907. <https://doi.org/10.2319/090608-466.1>

Kim, S.-H., Yoon, H.-G., Choi, Y.-S., Hwang, E.-H., Kook, Y.-A., & Nelson, G. (2009). Evaluation of interdental space of the maxillary posterior area for orthodontic mini-implants with cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(5), 635-641.

Kim, Y.-K., Kim, Y.-J., Yun, P.-Y., & Kim, J.-W. (2009). Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. *The Angle orthodontist*, 79(5), 908-914.

Kinzing, G., Gülden, N., Yildizhan, F., Hermanns-Sachweh, B., & Diedrich, P. (2008). Anchorage efficacy of palatally-inserted miniscrews in molar distalization with a periodontally/miniscrew-anchored distal jet. *Journal of Orofacial Orthopedics = Fortschritte Der Kieferorthopadie: Organ/Official Journal Deutsche Gesellschaft Fur Kieferorthopadie*, 69(2), 110-120. <https://doi.org/10.1007/s00056-008-0736-3>

Kohn, D., & Rose, C. (1994). Primary stability of interference screw fixation. Influence of screw diameter and insertion torque. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(3), 334-338. <https://doi.org/10.1177/036354659402200307>

Konermann, A., Appel, T., Wenghoefer, M., Sirokay, S., Dirk, C., Jäger, A., & Götz, W. (2015). Impact of radiation history, gender and age on bone quality in sites for orthodontic skeletal anchorage device placement. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*, 199, 67-72.

Kuhlberg, A. J. (2001). Steps in orthodontic treatment. *Textbook of Orthodontics*. Philadelphia, Pa: WB Saunders, 240-242.

Kuroda, S., Katayama, A., & Takano-Yamamoto, T. (2004). Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *The Angle Orthodontist*, 74(4), 558-567.

Kuroda, S., Sugawara, Y., Deguchi, T., Kyung, H.-M., & Takano-Yamamoto, T. (2007). Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(1), 9-15.

Kuroda, S., Yamada, K., Deguchi, T., Hashimoto, T., Kyung, H.-M., & Takano-Yamamoto, T. (2007). Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 131(4 Suppl), S68-73. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.06.017>

Kurt, G., & Sakin, Ç. (2010). Sinif II Malokluzyonların Tedavisinde Maksiller Molar Distalizasyon Yöntemleri. *Sağlık Bilimleri Dergisi*, 19(2), 151-157.

Kyung, H.-M., Park, H.-S., Bae, S.-M., Sung, J.-H., & Kim, I.-B. (2003). Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 37(6), 321-328; quiz 314.

Lachmann, S., Jäger, B., Axmann, D., Gomez-Roman, G., Groten, M., & Weber, H. (2006). Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: An in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clinical Oral Implants Research*, 17(1), 75-79. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01173.x>

Lee, J. S., Kim, J. K., Park, Y.-C., & Vanarsdall, R. L. (2007). *Applications of*

orthodontic mini-implants. Quintessence Chicago.

<https://www.tannlegetidende.no/asset/2008/P08-03-197.pdf>

Lee, S.-J., Ahn, S.-J., Lee, J. W., Kim, S.-H., & Kim, T.-W. (2010a). Survival analysis of orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(2), 194-199.

Lee, S.-J., Ahn, S.-J., Lee, J. W., Kim, S.-H., & Kim, T.-W. (2010b). Survival analysis of orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(2), 194-199.

Lee, Y.-K., Kim, J.-W., Baek, S.-H., Kim, T.-W., & Chang, Y.-I. (2010). Root and Bone Response to the Proximity of a Mini-Implant under Orthodontic Loading. *The Angle Orthodontist*, 80(3), 452-458. <https://doi.org/10.2319/070209-369.1>

Leethanakul, C., Kanokkulchai, S., Pongpanich, S., Leepong, N., & Charoemratrote, C. (2014). Interseptal bone reduction on the rate of maxillary canine retraction. *The Angle Orthodontist*, 84(5), 839-845.

Lim, J.-W., Kim, W.-S., Kim, I.-K., Son, C.-Y., & Byun, H.-I. (2003). Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. *Korean Journal of Orthodontics*, 11-20.

Lim, Y. W., Kwon, S. Y., Sun, D. H., & Kim, Y. S. (2011). The Otto Aufranc Award: Enhanced Biocompatibility of Stainless Steel Implants by Titanium Coating and Microarc Oxidation. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 469(2), 330-338. <https://doi.org/10.1007/s11999-010-1613-0>

Liou, E. J. W., Pai, B. C. J., & Lin, J. C. Y. (2004). Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 126(1), 42-47. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2003.06.018>

Lioubavina-Hack, N., Lang, N. P., & Karring, T. (2006). Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 17(3), 244-250. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01201.x>

Luzi, C., Verna, C., & Melsen, B. (2009). Immediate loading of orthodontic mini-implants: A histomorphometric evaluation of tissue reaction. *European Journal of Orthodontics*, 31(1), 21-29. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjn087>

Mah, J., & Bergstrand, F. (2005). Temporary anchorage devices: A status report. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 39(3), 132-136; discussion 136; quiz 153.

Maki, K., Okano, T., Morohashi, T., Yamada, S., & Shibaski, Y. (1997). The

application of three-dimensional quantitative computed tomography to the maxillofacial skeleton. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 26(1), 39-44.
<https://doi.org/10.1038/sj.dmfr.4600220>

Melsen, B. (2005). Mini-implants: Where are we? *Journal of clinical orthodontics*, 39(9), 539.

Melsen, B., & Lang, N. P. (2001). Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clinical Oral Implants Research*, 12(2), 144-152.
<https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.012002144.x>

Melsen, B., & Verna, C. (2005). Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system. *Seminars in Orthodontics*, 11(1), 24-31.
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1073874604000593>

Meredith, N. (1998). Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *The International Journal of Prosthodontics*, 11(5), 491-501.

Meredith, N., Alleyne, D., & Cawley, P. (1996). Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 7(3), 261-267. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1996.070308.x>

Meredith, N., Book, K., Friberg, B., Jemt, T., & Sennerby, L. (1997). 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. *Clinical Oral Implants Research*, 8(3), 226-233.
<https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1997.080309.x>

Meredith, N., Shagaldi, F., Alleyne, D., Sennerby, L., & Cawley, P. (1997). The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clinical Oral Implants Research*, 8(3), 234-243. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1997.080310.x>

Miyawaki, S., Koyama, I., Inoue, M., Mishima, K., Sugahara, T., & Takano-Yamamoto, T. (2003a). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 124(4), 373-378.

Miyawaki, S., Koyama, I., Inoue, M., Mishima, K., Sugahara, T., & Takano-Yamamoto, T. (2003b). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 124(4), 373-378.

Mo, S.-S., Kim, S.-H., Kook, Y.-A., Jeong, D.-M., Chung, K.-R., & Nelson, G. (2010). Resistance to immediate orthodontic loading of surface-treated mini-implants. *The Angle Orthodontist*, 80(1), 123-129.

Moeini, N., Sabri, H., Galindo-Fernandez, P., Mirmohamadsadeghi, H., & Valian, N. K. (2023). Periodontal status following orthodontic mini-screw insertion: A prospective clinical split-mouth study. *Clinical and Experimental Dental Research*, 9(4), 596-605. <https://doi.org/10.1002/cre2.757>

Moon, C.-H., Lee, D.-G., Lee, H.-S., Im, J.-S., & Baek, S.-H. (2008a). Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *The Angle Orthodontist*, 78(1), 101-106.

Moon, C.-H., Lee, D.-G., Lee, H.-S., Im, J.-S., & Baek, S.-H. (2008b). Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *The Angle Orthodontist*, 78(1), 101-106.

Moon, S. H., Park, S. H., Lim, W. H., & Chun, Y. S. (2010). Palatal bone density in adult subjects: Implications for mini-implant placement. *The Angle Orthodontist*, 80(1), 137-144. <https://doi.org/10.2319/011909-40.1>

Morinaga, K., Kido, H., Sato, A., Watazu, A., & Matsuura, M. (2009). Chronological changes in the ultrastructure of titanium-bone interfaces: Analysis by light microscopy, transmission electron microscopy, and micro-computed tomography. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 11(1), 59-68. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00093.x>

Mortensen, M. G., Buschang, P. H., Oliver, D. R., Kyung, H.-M., & Behrents, R. G. (2009). Stability of immediately loaded 3-and 6-mm miniscrew implants in beagle dogs—A pilot study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(2), 251-259.

Motoyoshi, M., Hirabayashi, M., Uemura, M., & Shimizu, N. (2006). Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clinical Oral Implants Research*, 17(1), 109-114. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01211.x>

Motoyoshi, M., Matsuoka, M., & Shimizu, N. (2007). Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 36(8), 695-699.

Motoyoshi, M., Yoshida, T., Ono, A., & Shimizu, N. (2007). Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(5). <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authType=crawler&jrnl=08822786&AN=36831482&h=VW9TddyBIDjRq4YS6Mjk88UYrD3djyZmhXZIVhobUOoo90D%2BjTYLHxne5io4eV56zZO6VjoiDZwOtLHDn7ghUA%3D%3D&crl=c>

Nattrass, C., Ireland, A. J., & Sherrieff, M. (1997). An investigation into the placement of force delivery systems and the initial forces applied by clinicians during space closure. *British Journal of Orthodontics*, 24(2), 127-131.

Nikolai j. (1979). *An optimum force theory as applied to canine retraction.*

Oh, N.-H., Kim, S.-H., Kook, Y.-A., Lee, K.-H., Kang, Y.-K., & Mo, S.-S. (2006). Removal torque of sandblasted large grit, acid etched treated mini-implant. *The Korean Journal of Orthodontics*, 36(5), 324-330.

Ohmae, M., Saito, S., Morohashi, T., Seki, K., Qu, H., Kanomi, R., Yamasaki, K., Okano, T., Yamada, S., & Shibasaki, Y. (2001). A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(5), 489-497.

Okuyama, K., Abe, E., Suzuki, T., Tamura, Y., Chiba, M., & Sato, K. (2000). Can insertional torque predict screw loosening and related failures? An in vivo study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion. *Spine*, 25(7), 858-864. <https://doi.org/10.1097/00007632-200004010-00015>

Ong, K. S., & Seymour, R. A. (2004). Pain measurement in humans. *The Surgeon*, 2(1), 15-27.

Ono, A., Motoyoshi, M., & Shimizu, N. (2008). Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 37(4), 334-340.

O'Sullivan, D., Sennerby, L., & Meredith, N. (2000). Measurements Comparing the Initial Stability of Five Designs of Dental Implants: A Human Cadaver Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2(2), 85-92. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2000.tb00110.x>

Oyonarte, R., Pilliar, R. M., Deporter, D., & Woodside, D. G. (2005). Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 2. Implant surface geometry and its effect on regional bone remodeling. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 128(2), 182-189.

Ödman, J., Lekholm, U., Jemt, T., & Thilander, B. (1994). Osseointegrated implants as orthodontic anchorage in the treatment of partially edentulous adult patients. *The European Journal of Orthodontics*, 16(3), 187-201.

Özkan, A. (2004). Kanser hastalarında ağrı değerlendirmesi. *XIII. TPOG Ulusal Pediatrik Kanser Kongresi, Hemşire Programı*, 18-22.

Palmer, R. M., Smith, B. J., Palmer, P. J., & Floyd, P. D. (1997). A prospective study of Astra single tooth implants. *Clinical Oral Implants Research*, 8(3), 173-179. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1997.080303.x>

Papadopoulos, M. A., & Tarawneh, F. (2007). The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 103(5), e6-15.

<https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2006.11.022>

Park, H.-S. (2001). MIA (Micro-Implant Anchorage) for Class I Bialveolar Protrusion. *J. Clin. Orthod.*, 35, 417-422.

Park, H.-S., HwangBo, E.-S., & Kwon, T.-G. (2010). Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 137(2), 200-206.

Park, H.-S., Jeong, S.-H., & Kwon, O.-W. (2006a). Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(1), 18-25.

Park, H.-S., Jeong, S.-H., & Kwon, O.-W. (2006b). Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(1), 18-25.

Park, H.-S., & Kwon, T.-G. (2004). Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *The Angle Orthodontist*, 74(5), 703-710.

Park, H.-S., Kwon, T.-G., & Sung, J.-H. (2004). Nonextraction treatment with microscrew implants. *The Angle Orthodontist*, 74(4), 539-549.

Park, J., & Cho, H. J. (2009). Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 136(3), 314.e1-12; discussion 314-315.
<https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.01.023>

Pattijn, V., Jaecques, S. V. N., De Smet, E., Muraru, L., Van Lierde, C., Van der Perre, G., Naert, I., & Vander Sloten, J. (2007). Resonance frequency analysis of implants in the guinea pig model: Influence of boundary conditions and orientation of the transducer. *Medical engineering & physics*, 29(2), 182-190.

Piattelli, A., Trisi, P., Romasco, N., & Emanuelli, M. (1993). Histologic analysis of a screw implant retrieved from man: Influence of early loading and primary stability. *The Journal of Oral Implantology*, 19(4), 303-306.

Pickard, M. B., Dechow, P., Rossouw, P. E., & Buschang, P. H. (2010). Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 137(1), 91-99. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.12.034>

Pilliar, R. M., Lee, J. M., & Maniopoulos, C. (1986). Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clinical Orthopaedics and*

Related Research (1976-2007), 208, 108-113.

Präger, T. M., Mischkowski, R., Laube, N., Jost-Brinkmann, P.-G., & Müller-Hartwich, R. (2008). Remodeling along the bone-screw interface. *Journal of Orofacial Orthopedics = Fortschritte Der Kieferorthopädie: Organ/Official Journal Deutsche Gesellschaft Fur Kieferorthopädie*, 69(5), 337-348. <https://doi.org/10.1007/s00056-008-0806-6>

Quinn, R. S., & Yoshikawa, D. K. (1985). A reassessment of force magnitude in orthodontics. *American journal of orthodontics*, 88(3), 252-260.

Reitan, K. (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*, 43(1), 32-45.

Reynders, R., Ronchi, L., & Bipat, S. (2009). Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(5), 564-e1.

RH, R. (1985). Treatment mechanics for the straight wire appliance. *Orthodontics: current principles and techniques*, 665-716.

Robert, H., & Strang, W. (1941). Orthodontic anchorage. *The Angle Orthodontist*, 11(3), 173-186.

Roberts, W. E., Engen, D. W., Schneider, P. M., & Hohlt, W. F. (2004). Implant-anchored orthodontics for partially edentulous malocclusions in children and adults. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 126(3), 302-304.

Samuels, R. H., & Jones, M. L. (1994). Orthodontic facebow injuries and safety equipment. *The European Journal of Orthodontics*, 16(5), 385-394.

Sander, F.-G. (2000). Biomechanical Investigation of the Hybrid Retraction Spring: *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte Der Kieferorthopädie*, 61(5), 341-351. <https://doi.org/10.1007/PL00001904>

Sennerby, L., & Meredith, N. (2008). Implant stability measurements using resonance frequency analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000*, 47, 51-66. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.2008.00267.x>

Serra, G., Morais, L. S., Elias, C. N., Meyers, M. A., Andrade, L., Müller, C. A., & Müller, M. (2010). Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants: Histomorphometric and fluorescence analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 137(1), 80-90. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.12.035>

Sjöström, M., Sennerby, L., Nilson, H., & Lundgren, S. (2007). Reconstruction of the

Atrophic Edentulous Maxilla with Free Iliac Crest Grafts and Implants: A 3-Year Report of a Prospective Clinical Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 9(1), 46-59. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2007.00034.x>

Smith, R. J., & Burstone, C. J. (1984). Mechanics of tooth movement. *American journal of orthodontics*, 85(4), 294-307.

SS, H. (2005). Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 127, 307-313.

Steinemann, S. G. (1996). Metal implants and surface reactions. *Injury*, 27, S-C16.

Sul, Y., Johansson, C. B., Jeong, Y., Wennerberg, A., & Albrektsson, T. (2002). Resonance frequency and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides. *Clinical Oral Implants Research*, 13(3), 252-259. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130304.x>

Suzuki, E. Y., Suzuki, B., Aramrattana, A., Harnsiriwattanakit, K., & Kowanich, N. (2010). Assessment of miniscrew implant stability by resonance frequency analysis: A study in human cadavers. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 68(11), 2682-2689.

Szmukler-Moncler, S., Salama, H., Reingewirtz, Y., & Dubruille, J. H. (1998). Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: Review of experimental literature. *Journal of Biomedical Materials Research*, 43(2), 192-203. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4636\(199822\)43:2<192::aid-jbm14>3.0.co;2-k](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4636(199822)43:2<192::aid-jbm14>3.0.co;2-k)

Taner, T. U., Kamacı, S., & Giray, B. (2007). Mini-screw application for gummy smile correction. *Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(3), 44-51.

Tatli, U., Alraawi, M., & Toroğlu, M. S. (2019). Effects of size and insertion angle of orthodontic mini-implants on skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 156(2), 220-228.

Tezel, A., Orbak, R., & Canakçi, V. (2001). The effect of right or left-handedness on oral hygiene. *The International Journal of Neuroscience*, 109(1-2), 1-9. <https://doi.org/10.3109/00207450108986521>

Tokuyama-Toda, R., Umeki, H., Ide, S., Kobayashi, F., Tooyama, S., Umehara, M., Tadokoro, S., Tomonari, H., & Satomura, K. (2023). A New Implantation Method for Orthodontic Anchor Screws: Basic Research for Clinical Applications. *Biomedicines*, 11(3), 665. <https://doi.org/10.3390/biomedicines11030665>

Tseng, Y.-C., Hsieh, C.-H., Chen, C.-H., Shen, Y.-S., Huang, I.-Y., & Chen, C.-M. (2006a). The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 35(8), 704-707.

Tseng, Y.-C., Hsieh, C.-H., Chen, C.-H., Shen, Y.-S., Huang, I.-Y., & Chen, C.-M.

(2006b). The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 35(8), 704-707.

Umemori, M., Sugawara, J., Mitani, H., Nagasaka, H., & Kawamura, H. (1999). Skeletal anchorage system for open-bite correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115(2), 166-174.

Uysal, T., Ekizer, A., Akcay, H., Etoz, O., & Guray, E. (2012). Resonance frequency analysis of orthodontic miniscrews subjected to light-emitting diode photobiomodulation therapy. *The European Journal of Orthodontics*, 34(1), 44-51.

Ülgen, M. (2015). *Ortodontik tedavi prensipleri* (4.). İstanbul üniversitesi diş hekimliği fakültesi yayınları.

Veltri, M., Balleri, B., Goracci, C., Giorgetti, R., Balleri, P., & Ferrari, M. (2009). Soft bone primary stability of 3 different miniscrews for orthodontic anchorage: A resonance frequency investigation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 135(5), 642-648. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.05.025>

Wang, Y.-C., & Liou, E. J. W. (2008). Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 133(1), 38-43. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.01.042>

Wang, Z., Zhao, Z., Xue, J., Song, J., Deng, F., & Yang, P. (2010). Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: A microcomputed tomographic analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 137(1), 100-107. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.01.025>

Wehrbein, H., Glatzmaier, J., & Yildirim, M. (1997). Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla. An experimental study in the dog. *Clinical Oral Implants Research*, 8(2), 131-141. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1997.080208.x>

Wilmes, B., Ottenstreuer, S., Su, Y.-Y., & Drescher, D. (2008a). Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 69(1), 42-50.

Wilmes, B., Ottenstreuer, S., Su, Y.-Y., & Drescher, D. (2008b). Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 69(1), 42-50.

Wilmes, B., Rademacher, C., Olthoff, G., & Drescher, D. (2006). Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants Einfluss der Insertionsparameter auf die Primärstabilität orthodontischer mini-Implantate. *J. Orofac. Orthop./Fortschritte der Kieferorthopädie*, 67, 162-174.

Wilmes, B., Su, Y.-Y., & Drescher, D. (2008). Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist*, 78(6), 1065-1070. <https://doi.org/10.2319/100707-484.1>

Woodall, N., Tadeipalli, S. C., Qian, F., Grosland, N. M., Marshall, S. D., & Southard, T. E. (2011). Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(2), e147-e152.

Wu, J., Bai, Y.-X., & Wang, B.-K. (2009). Biomechanical and histomorphometric characterizations of osseointegration during mini-screw healing in rabbit tibiae. *The Angle Orthodontist*, 79(3), 558-563. <https://doi.org/10.2319/031108-138.1>

Wu, X., Liu, H., Luo, C., Li, Y., & Ding, Y. (2018). Three-Dimensional Evaluation on the Effect of Maxillary Dentition Distalization With Miniscrews Implanted in the Infrazygomatic Crest. *Implant Dentistry*, 27(1), 22-27. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000706>

Yahya T. (t.y.). *Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri* (4.baskı).

Yano, S., Motoyoshi, M., Uemura, M., Ono, A., & Shimizu, N. (2006). Tapered orthodontic miniscrews induce bone–screw cohesion following immediate loading. *The European Journal of Orthodontics*, 28(6), 541-546.

Yücel, A. (2004). Ağrılı hastanın ve ağrı tedavisinin değerlendirilmesi. *Algoloji*, 1, 21-29.

Zhao, L., Xu, Z., Yang, Z., Wei, X., Tang, T., & Zhao, Z. (2009). Orthodontic mini-implant stability in different healing times before loading: A microscopic computerized tomographic and biomechanical analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 108(2), 196-202.

Zix, J., Hug, S., Kessler-Liechti, G., & Mericske-Stern, R. (2008). Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: Comparison of both techniques in a clinical trial. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23(3), 525-530.

8. EKLER

Ek 1: Etik Kurul Yazısı

Evrak Tarih ve Sayısı: 07.02.2025-534260



T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
Tıp Fakültesi Dekanlığı
Müdahale Olmayan Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : E-15235480-050.04-534260
Konu : 24-MOBAEK-061

07.02.2025

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Melike ALTINIŞIK
Öğretim Üyesi

Etik Kurulumuzun 07.01.2025 tarihli toplantısında görüşülen 24-MOBAEK-061 kayıt numaralı "İnfrazigomatik kreste uygulanan iki farklı minividanın stabiliteilerinin karşılaştırılması" başlıklı çalışmanız gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Doç. Dr. Muzaffer KATAR
Etik Kurul Başkanı

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu :BSCCL7F381 Pin Kodu :97922

Belge Takip Adresi :
<https://turkiye.gov.tr/ebd7cK~5695&qD~BSCCL7F381&cS~534260>

Adres :Kaleardı Mahallesi Muhittin Fisunoğlu Caddesi Ali Şevki Erek Yerleşkesi Tıp Fakültesi-
Merkez/Tokat
Telefon:0 (356) 214 94 44 Faks:0 (356) 213 31 79
e-Posta:dekanliktip@gop.edu.tr Web: http://tipfak.gop.edu.tr
Kep Adresi:gaziosmanpasa.universitesi@hu03.kep.tr

Belge için: Zeliha Oğuz
Unvanı: Veri Hazırlama ve Kontrol İşletmeni



Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

