

**T.C.
BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**MİNİ VİDA GÜÇLENDİRİCİ AYGITLARIN
ETKİNLİĞİNİN LABORATUAR ORTAMINDA
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dt. Erdi İÇEN

**TEZ DANIŞMANI
Dr. Öğr. Üyesi Nurhat ÖZKALAYCI**

ZONGULDAK

2018

**T.C.
BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**MİNİ VİDA GÜÇLENDİRİCİ AYGITLARIN
ETKİNLİĞİNİN LABORATUAR ORTAMINDA
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dt. Erdi İÇEN

**TEZ DANIŞMANI
Dr. Öğr. Üyesi Nurhat ÖZKALAYCI**

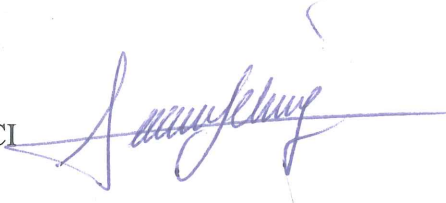
ZONGULDAK

2018

KABUL VE ONAY:

'MİNİ VİDA GÜÇLENDİRİCİ AYGITLARIN ETKİNLİĞİNİN LABORATUAR ORTAMINDA DEĞERLENDİRİLMESİ' başlıklı bu çalışma 24.05.2018 tarihinde, jürimiz tarafından Ortodonti Anabilim Dalı uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

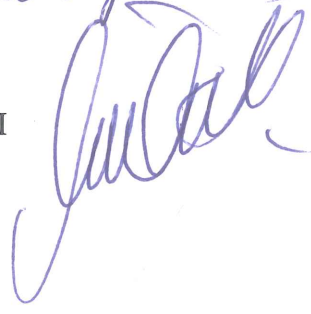
Başkan: Prof. Dr. Selim ARICI



Üye: Doç. Dr. Fethiye ÇAKMAK ÖZLÜ



Üye: Dr. Öğr. Üyesi Nurhat ÖZKALAYCI



ONAY:

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylım.

TARİH: __/__/__



Prof. Dr. Emre BODRUMLU

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı ✓

TEŞEKKÜR

Tezimin fikir aşamasından sunumuna kadar her anında yanımda olan, değerli katkılarını ve zamanını hiçbir zaman esirgemeyen danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi. Nurhat ÖZKALAYCI'ya,

Uzmanlık sürem boyunca klinik bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan ve benden desteğini esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Fethiye ÇAKMAK ÖZLÜ ve Sayın Dr. Mehmet Savaş KAYASAN' a,

Çalışmanın biyomekanik testler aşamasındaki değerli katkılarından dolayı Sayın Doç. Dr. Hamit Aydın ve Sayın Doç. Dr. Mehmet Yetmez' e

Başta Hakan YILMAZ, Hatice ŞAHANOĞLU DEMİR ve Ayla YILMAZ olmak üzere sevgili bölüm arkadaşlarıma ve klinik çalışanlarıma,

Hayatımın her döneminde olduğu gibi uzmanlık eğitimim boyunca da benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, bu günlere gelmemi sağlayan ve varlıklarını her daim yanımda hissettiğim sevgili annem Nejla İÇEN, babam Kadri İÇEN ve biricik kardeşim Tuğba İÇEN' e

İçten ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Erdi İÇEN

ÖZET

Erdi İcen, Mini Vida Güçlendirici Aygıtların Etkinliğinin Laboratuvar Ortamında Değerlendirilmesi, Bülent Ecevit Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Zonguldak, 2018.

Bu çalışmanın amacı üzerinde stabilite ayağı olan bir mini vida güçlendirici aygıtın kullanımının, mini vidaların kuvvet dayanımları üzerindeki etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesidir.

4 farklı markaya ait 120 adet mini vidanın ve sentetik kemik bloklarının kullanıldığı çalışmada vidaların yarısı 1 mm' lik kortikal kemik içeren bloklara, diğer yarısı ise 2 mm' lik kortikal kemik içeren bloklara yerleştirilmiştir. 2 farklı kalınlıktaki kortikal kemik içeren bloklara yerleştirilen 60' ar adet mini vida da vidaların sadece yiv içeren kısımlarının kemik içerisine yerleştirildiği, vidaların boyun bölgeleri ile birlikte kemik içerisine yerleştirildiği ve vidaların mini vida güçlendirici başlık ile birlikte kullanıldığı 3' er gruba eşit şekilde dağıtılarak 6 grup oluşturulmuştur. Vidaları kuvvetle yüklemek için 0,005 mm/sn hızında kuvvet uygulayan küçük ölçekli bir yükleme cihazı kullanmış olup vidaların, yerleştirildikleri kemik içerisinde stabil kaldıkları en yüksek kuvvet değerleri belirlenip bu veriler istatistiksel analiz ile incelenmiştir.

Farklı markalara ait mini vidaların kuvvet dayanımları, kortikal kemik kalınlığı ve vidaların kemik dışında kalan abutment yükseklikleri arasındaki farklılıklara bağlı olarak değişkenlik göstermiştir. Bu farklılıkların büyük bir çoğunluğu istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır ($p<0.05$). Mini vida güçlendirici başlığın kullanımı ile mini vidaların kuvvet dayanımları istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yükselmiş olup ($p<0.05$) yaklaşık olarak 2.5 katına çıkmıştır.

Bu çalışmanın sonucunda mini vida güçlendirici aygıtın, mini vidaların kuvvet dayanımlarını arttırmadaki etkinliği in-vitro olarak kanıtlanmış olup bu alanda daha ileri klinik çalışmaların önü açılmıştır. Mini vida güçlendirici aygıt ile mini vidaların hem kuvvet moment sistemi değiştirilmiş hem de kortikal kemik desteği arttırılmıştır.

Anahtar Kelimeler: mini vida, mini vida güçlendirici, tutuculuk

ABSTRACT

Erdi İcen, Evaluation of the Efficiency of Mini Screw Strengthening Devices in the Laboratory Environment, University of Bülent Ecevit, Faculty of Dentistry, Department of Orthodontics, Specialty Thesis, Zonguldak, 2018.

The aim of this study was to evaluate the effect of the mini screw strengthening device which has a stable leg on it, on the force strength of the mini screws in vitro.

In the study of using 120 mini screws and synthetic bone blocks from 4 different company, half of the screws were placed in blocks containing 1 mm cortical bone and the other half in blocks containing 2 mm cortical bone. 120 mini-screws placed in blocks containing cortical bone at 2 different thicknesses. The screws in the cortical bone groups were divided into three groups of mini screws, in which only the body portion of the screws were placed in the bone, the screws were placed in the bone together with the neck regions, and the screws were used together with the mini screw strengthening head. We used a small-scale loading device that applies force at a speed of 0,005 mm/sec for loading the screws and we determined the highest values of force that the screws stay stable in the bone where they are placed into and these data were examined by statistical analysis.

The force strengths of the mini screws of different companies showed variability depending on the differences between cortical bone thickness and abutment heights of the screws which are the parts of the screws outside the bone and a clear majority of these differences between force strengths were statistically significant. With the use of the mini screw strengthening head, the force strengths of the mini screws increased statistically significant to approximately 2.5 times ($p<0.05$).

As a result of this study, we have demonstrated the effectiveness of the screw strengthening device on increasing the strength of the mini screws in vitro, which paved the way for further clinical trials. Both the force moment system and the cortical bone support of mini screws have been increased with the mini screw strengthening device.

Key Words: mini screw, mini screw strengthening, retention

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	x
TABLO DİZİNİ.....	xi
ŞEKİL DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Ankraj.....	4
2.1.1. Newton yasaları.....	4
2.1.2. Dış hareketi kuvvet ilişkisi.....	4
2.1.3. Ortodontide ankraj.....	5
2.1.4. Ankrajın sınıflandırılması.....	6
2.1.4.1. Moyers sınıflandırması.....	6
2.1.4.2. Nanda ve Marcotte sınıflandırması.....	7
2.1.4.3. Gianelly ve Goldman sınıflandırması.....	7
2.1.5. Ankraj elde etmek için kullanılan intraoral kaynaklar.....	7
2.2. Konvansiyonel Ankraj Yöntemleri.....	8
2.2.1. Dış sayısının artırılması.....	8
2.2.2. Dış hareketini bölümlere ayırma.....	8
2.2.3. Önce devrilme sonra dikleştirme.....	9
2.2.4. Kortikal ankraj.....	9
2.2.5. Transpalatal ark.....	9
2.2.6. Nance tutucu arkı.....	10
2.2.7. Lingual ark.....	11
2.2.8. Uprighting springler.....	12
2.2.9. Sliding jig.....	12
2.2.10. İntermaksiller ankraj.....	12
2.2.11. Lip bumper.....	13
2.2.12. Ekstraoral apareyler.....	13
2.2.13. Begg' in diferansiyel kuvvet prensibi.....	14

2.2.14. Tweed'in "toe hold" ankraj prensibi	15
2.2.15. Burstone' un segmental ark prensibi.....	15
2.2.16. Ricketts' in bioprogresif terapisi	15
2.2.17. Diferansiyel çekim paterni	16
2.2.18. Sürtünmenin azaltılması ve self-ligating braketler	16
2.3. Geçici Ankraj Aygıtları (TADs)	17
2.3.1. Geçici ankraj aygıtlarının tarihsel gelişimi	18
2.3.2. Dental implantlar.....	19
2.3.3. Palatal implantlar	20
2.3.4. Onplantlar.....	21
2.3.5. Retromolar implantlar	21
2.3.6. Mini plaklar	22
2.3.7. Zigomatik ligatürler	23
2.3.8. Graz implantlar.....	23
2.3.9. Biodegradable implantlar (BIOS)	23
2.3.8. Mini vidalar	24
2.4. Mini Vidalar	25
2.4.1. Terminoloji.....	25
2.4.2. Avantajları.....	25
2.4.3. Endikasyonları.....	26
2.4.4. Kontraendikasyonları	26
2.4.5. Göreceli kontraendikasyonları	27
2.4.6. Yerleştirildiği bölgeler	27
2.4.7. Direkt ve indirekt ankraj	28
2.4.8. Osteointegrasyon.....	28
2.4.9. Primer ve sekonder stabilite	29
2.4.10. Primer stabiliteyi etkileyen faktörler.....	30
2.4.11. İmmediat vs gecikmiş yükleme.....	30
2.4.12. Maksiller ve mandibular kemik özellikleri	32
2.4.13. Mini vidaların komplikasyonları.....	34
2.4.13.1. Yerleştirme sırasında oluşan komplikasyonlar	34
2.4.13.2. Ortodontik kuvvet yükleme sürecinde oluşan komplikasyonlar.....	34
2.4.13.3. Yumuşak doku komplikasyonları	34
2.4.13.4. Uzaklaştırma sırasında oluşan komplikasyonlar.....	34

2.4.14. Mini vida başarısızlığında potansiyel risk faktörleri.....	35
2.4.15. Mini vida migrasyonu	36
2.4.16. Mini vidaların kuvvet dayanımı	37
2.4.17. Mini vidaların kuvvet dayanımlarını arttırmak için yapılan çalışmalar. 40	
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1. Ortodontik Mini Vidalar	43
3.2. Sentetik Kemik Blokları.....	43
3.3. Mini Vida Güçlendirici Aygıt	44
3.4. Örneklerin Hazırlanması ve Cerrahi Teknik.....	45
3.5. Test Cihazı ile Vidaların Yüklenmesi.....	47
3.6. İstatistiksel Metod	48
4. BULGULAR.....	49
4.1. Grup İçi Karşılaştırmalara İlişkin Bulgular.....	49
4.2. Gruplar Arası Karşılaştırmalara İlişkin Bulgular.....	55
5. TARTIŞMA	60
6. SONUÇLAR	75
7. KAYNAKLAR	76
9. ÖZGEÇMİŞ	102

SİMGELER VE KISALTMALAR

N	Newton
cN	Santinevton
Ncm	Newtonsantimetre
P	İstatistiksel Anlamlılık
mm/sn	Milimetre/Saniye
NiTi	Nikel-Titanyum
g	Gram
g/cm ³	Gram/Santimetreküp
mm	Milimetre
%	Yüzde
°	Derece
pcf	Pound Per Cubic Foot
ASTM	American Society for Testing and Materials
Ti6Al4V	Titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum

TABLO DİZİNİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
Tablo 1. 2 mm kortikal kemik kalınlığında sadece gövde kısımları kemik içerisine yerleştirilen vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.....	49
Tablo 2. 1 mm kortikal kemik kalınlığında gövde ve boyun kısımlarıyla kemiğe yerleştirilen vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.....	50
Tablo 3. Tüm gruplarda mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerleri.....	51
Tablo 4. 2 mm kortikal kemik kalınlığında sadece gövde kısımları kemik içerisine yerleştirilen vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.	52
Tablo 5. 2 mm kortikal kemik kalınlığında gövde ve boyun kısımlarıyla kemik içerisine yerleştirilen vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.	53
Tablo 6. 1 mm kortikal kemik kalınlığında mini vida güçlendirici başlık ile birlikte kemik içerisine yerleştirilen vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.....	54
Tablo 7. 2 mm kortikal kemik kalınlığında mini vida güçlendirici başlık ile birlikte kemik içerisine yerleştirilen vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.....	55
Tablo 8. 1 mm ve 2 mm kortikal kemik kalınlıklarında sadece gövde kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.....	56
Tablo 9. 1 mm ve 2 mm kortikal kemik kalınlıklarında mini vida güçlendirici başlık ile birlikte kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.	56
Tablo 10. 1 mm ve 2 mm kortikal kemik kalınlıklarında gövde ve boyun kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.....	57

Tablo 11. 1 mm kortikal kemik kalınlığında sadece gövde kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidalar ile gövde ve boyun kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.....	58
Tablo 12. 1 mm kortikal kemik kalınlığında sadece gövde kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidalar ile gövde ve boyun kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.....	58
Tablo 13. 1 mm kortikal kemik kalınlığında mini vida güçlendirici başlık ile desteklenen mini vidalar ile aynı kortikal kemik kalınlığında sadece gövde kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.....	58
Tablo 14. 1 mm kortikal kemik kalınlığında mini vida güçlendirici başlık ile desteklenen mini vidalar ile aynı kortikal kemik kalınlığında sadece gövde kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.	59

ŞEKİL DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 1. Çalışmada kullanılan mini vidalar	43
Şekil 2. 1 mm ve 2 mm kortikal kemik içeren kemik blokları.....	44
Şekil 3. Mini vida güçlendirici aygıt.....	45
Şekil 4. Mini vidaların sadece boyun kısımları ve hem boyun hem de gövde kısımlarıyla beraber kemik içerisine yerleştirilmeleri	46
Şekil 5. Yükleme cihazı ile örneklerin çekilmesi.....	47
Şekil 6. Yükleme cihazı ile elde edilen verilerin grafiksel olarak bilgisayar ortamına aktarılması.....	48



1. GİRİŞ

Diş hareketleri ortodontik bir aygıt tarafından üretilen kuvvetler yolu ile sağlanmaktadır. Bununla birlikte üretilen kuvvet, Newton' un üçüncü hareket yasasında açıklandığı üzere eşit ve zıt yönlü bir tepki kuvvetine sahiptir ve bu tepki kuvveti ortodontik aygıt ile temas halinde olan dişler üzerine yayılmaktadır (1). Ortodontik mekanoterapide ufak miktardaki tepki kuvvetleri bile istenmeyen diş hareketlerine sebep olabilir (2, 3). Ortodontik tedavi sonuçlarının olumsuz yönde etkilenmemesi için bu tepki kuvvetlerinin kontrol altında tutulması gerekmektedir (4).

İstenmeyen diş hareketlerine karşı direnç olarak tanımlanan ankrajın amacı istenmeyen diş hareketlerini en aza indirip, istenen diş hareketlerini en üst düzeye çıkarmaktır (1). Ankraj elde etmek amacıyla headgear, lingual ark, transpalatal ark ve intermaksiller elastikler gibi geleneksel yöntemler kullanılabilir (5). Fakat konvansiyonel ankraj sistemlerinin hasta kooperasyonunda yaşanan zorluklar, alerjik reaksiyonlar, iatrojenik hatalar ve istenmeyen diş hareketlerinin meydana gelebilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (6). Bu dezavantajların üstesinden gelebilmek amacıyla geçici ankraj aygıtları (TADs) tasarlanmıştır. Geçici ankraj aygıtları, amaçlanan ortodontik diş hareketleri elde edilene kadar kemiğe bağlanan ve daha sonra kemikten uzaklaştırılan aygıtlardır (7).

Geçici ankraj aygıtlarının ortodontik tedaviye dahil edilmeleri ile mutlak ankrajın sağlanabilmesi mümkün olmuştur çünkü bu yapılar, oluşan reaksiyon kuvvetlerine rağmen hiç hareket etmemektedirler (8). Ortodontik ankraj elde etmek amacıyla ilk olarak dişsiz bölgelere (9), palatinal bölgeye (10) ve retromolar bölgeye (11) yerleştirilen endosseöz implantlar ile palatinal bölgeye yerleştirilen onplantlar (12) tanıtılmıştır. Ortodontik perspektiften bakıldığında konvansiyonel endosseöz implantlar ve onplantlar maliyetlerinin fazla olması, kapsamlı cerrahi gerektirmeleri, osteointegrasyonlarının zaman alması ve yerleştirilecek bölge ile ilgili limitasyonlarının olması gibi pek çok dezavantaja sahiptirler (13). Daha sonraki yıllarda iskeletsel ankraj olarak kullanılmak üzere mini vidalar (14, 15), zigoma telleri (16) ve mini plaklar (17) tanıtılmıştır. Dental implantlar ve onplantlarda olduğu gibi zigomatik ligatürler ve miniplakların da yerleştirilme ve uzaklaştırılma işlemleri için cerrahi operasyon kaçınılmazdır (16, 17).

Başlangıçta kemik segmentlerini fikse etmek için tasarlanan mini vidalar mutlak ankrajın elde edilmesinde çok daha basit ve çok yönlü bir çözüm olarak görülmüştür (13). Pek çok otör çeşitli ortodontik diş hareketlerinin elde edilmesinde mini vidaların başarılı bir şekilde kullanıldığını belirtmişlerdir (14). Mini vidalar küçük boyutları sayesinde ağzın neredeyse tüm bölgelerinde hızlı ve atravmatik bir şekilde yerleştirilebilmektedirler. Bunun yanı sıra mini vidalar maliyetlerinin düşük olması, yerleştirilmeleri ve uzaklaştırılmaları için cerrahi operasyon gerektirmemeleri, kısa iyileşme zamanı ve osteointegrasyon gerektirmeden immedat olarak yüklenebilmeleri gibi pek çok avantaja daha sahiptirler (13). Diğer bir taraftan klinisyenler, mini vidaların yerleştirildikleri kemik içerisinde gevşeyebilip stabiliteelerini kaybedebildiklerini ve başarı oranlarının dental implantlarla ulaşılan oranların gerisinde kaldığını tecrübe etmişlerdir (15, 18, 19).

Mini vidaların stabiliteelerinin ve başarı oranlarının araştırıldığı çalışmalar mini vidalar ile ilgili % 10-20 aralığında bir başarısızlık oranı göstermektedir (20-23). Mini vidaların stabiliteelerini ve başarı oranlarını arttırmak amacıyla pek çok araştırmacı kullanılan cerrahi tekniği, farklı boylardaki ve çaplardaki mini vidaları, farklı yüzey morfolojileri, yiv tasarımları, yiv derinlikleri, yerleştirme açıları ve gövde dizaynlarını karşılaştırdıkları çalışmalar yapmışlardır (24-28).

Mini vidaların stabilitesini etkileyen başlıca faktörlerden biri kuvvet ile yüklenmelerinden kaynaklanan streştir. Crupi ve arkadaşları, aşırı yüklemenin kemikte yorgunluğa bağlı hasar oluşturduğunu belirtmişlerdir (29). Bu nedenle yapılan çalışmaların çoğunda 200 g veya daha küçük kuvvetler kullanılmıştır (30).

Mini vidaların stabilitesini etkileyen bir diğer önemli faktör ise kortikal kemik desteğidir. Vidaya lateral kuvvetler uygulandığında kuvvetin büyük bir kısmı kortikal kemik üzerine yoğunlaşmaktadır (31, 32). Ortodontik mini vidadan kemiğe doğru olan kuvvet aktarımı primer olarak mini vida-kortikal kemik arayüzünde meydana gelmektedir ve tüm mekanizmayı kortikal kemik kalınlığı belirlemektedir (33, 34).

Mini vidaların stabiliteelerinde mini vidaya etki eden kuvvet-moment sisteminin de etkisi büyüktür (19).

Tüm bu nedenlerden dolayı mini vidaların kuvvet dayanımlarını arttırmak amacıyla araştırmacılar stabilite ayağı, mini vida abutmentı, mini vida ringleri ve mini vida ayakları gibi özgün tasarımlar geliştirmişlerdir. Araştırmacılar bu tasarımlar ile

temel olarak kortikal kemik desteğini arttırıp, kuvvet moment sisteminde değişiklikler meydana getirerek vida-kemik arayüzündeki stresi azaltmayı ve böylelikle de mini vidaların stabiliteelerini arttırarak daha büyük kuvvet uygulamalarına imkan tanınmasını amaçlamışlardır (19, 35-37).

Yapılan çalışmanın amacı, üzerinde stabilite ayağı olan bir mini vida başlığının kullanımının, mini vidaların kuvvet dayanımları üzerindeki etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesidir. Bu aygıt ile mini vidaların kuvvet-moment sisteminin değerştirilmesi ve kortikal kemik desteğinin arttırılması yolu ile mini vidaların kuvvet dayanımlarının arttırılması amaçlanmıştır.



2.GENEL BİLGİLER

2.1. Ankraj

2.1.1. Newton yasaları

Newton yasaları, cisimler üzerine etkiyen kuvvetler ile cisimlerin hareketleri arasındaki ilişkileri inceler. Newton'un üç temel yasası bulunmaktadır.

1.Yasa (Eylemsizlik yasası): Bu yasa cisimlerin statik denge hallerini incelemektedir. Hareketsiz ya da bir doğru üzerinde sabit bir hızla yol alan bir cisim, üzerine net bir bileşke kuvvet etkilemediği sürece durumunu korumakta yani hareketsizliğini sürdürmekte veya doğru üzerinde sabit hızla yol almaya devam etmektedir.

2. Yasa (Dinamiğin temel yasası): İvme, net bileşke kuvvet ile doğru, cismin kütlesi ile ters orantılıdır ($a=F/m$).

3. Yasa (Etki ve tepki yasası): İki cismin birbirine etkisi her zaman eşit ve zıt yönlüdür, yani tepki her zaman etkiye eşit ve zıt yöndedir (38).

Newton' un 3. Fizik Yasası, tedavi sırasında ortodontistlerin gözlemlediği pek çok fenomeni açıkladığından dolayı, ortodonti uzmanlık alanı açısından önemlidir (39).

2.1.2. Diş hareketi kuvvet ilişkisi

Ankraj kontrolü için son derece açık olan strateji, istenilen yerde diş hareketi elde edebilmek için gerekli olan kuvveti tek bir noktada toplamak ve daha sonra ankraj dişlerinin periodontal ligamentlerindeki basıncı olabildiğince düşük tutarak reaksiyon kuvvetini mümkün olan en çok sayıda dişin üzerine dağıtmaktır. Ankraj ünitesindeki dişleri hareket ettirebilecek basınç eşiğinin belirlenmesi mükemmel bir ankraj kontrolü için önemlidir. Daha ağır basıncın daha hafif basınca nazaran daha fazla diş hareketi meydana getirmesi (basınca karşı diferansiyel cevap) bazı istenmeyen diş hareketleri meydana gelse bile belirli dişleri diğerlerinden daha fazla hareket ettirebilmeyi mümkün kılmaktadır (5).

Aslında diş hareketi için gerekli eşik oldukça düşük gözükmemektedir fakat ortada basınca karşı diferansiyel bir cevap vardır ve bu nedenle ‘böl ve fethet’ stratejisi makul ölçüde efektiftir. Diş hareket miktarı bir noktaya kadar basınç ile orantılı bir şekilde artmaktadır. Belli bir basınç değerinden sonra diş hareket miktarı basınç büyüklüğünden bağımsız olarak azalmaktadır. Böylece ortodontik olarak efektif bir basınç aralığı saptanmış olur. Ortodontik hareket için optimum kuvvet seviyesi maksimum yanıtı meydana getiren en hafif kuvvet ve bunun sonucu olarak oluşan basınçtır. Bu seviyeden daha büyük kuvvetler, diş hareketi üzerinde eşit derecede etkili olmalarına rağmen gereksiz bir şekilde travmatik olacaktır ve ankraj için olumsuz bir durum meydana getirecektir (5).

2.1.3. Ortodontide ankraj

Ankraj, Moyers (40) tarafından yer değiştirmeye karşı direnç, Profit (5) tarafından istenmeyen diş hareketine karşı direnç ve Nanda (41) tarafından seçilen tedavi hedeflerine ulaşmak amacıyla çekim boşluğunun kapatılmasında, posterior dişlerin hareket miktarı olarak tanımlanmıştır.

Ankraj kavramının tam olarak anlaşılabilmesi konusunda Newton’ un hareket yasaları büyük bir önem taşımaktadır. Newton’ un üçüncü hareket yasasına göre her eylem, eşit ve zıt yönlü bir tepki oluşturmakta ve bu da hareketi istenen diş veya dişler dışında, mekaniğe bağlı olan diğer dişlerinde hareket edebileceği anlamına gelmektedir (42).

Ortodonti biyomekaniği her zaman dişleri hareket ettirmek için tasarlanmamıştır. Bazı durumlarda klinisyen, arklardaki dişlerin konumlarını korumayı veya bir diş grubunu kapsayan bir ankraj ünitesi kullanarak diğer dişleri itmeyi veya çekmeyi planlayabilmektedir (41).

Tüm ortodontik apareyler aktif komponent ve direnç komponenti olmak üzere 2 birimden oluşmaktadır. Apareyin aktif komponenti diş hareketleri ile ilişkili iken, direnç komponenti diş hareketlerini mümkün kılan direnci yani ankrajı sağlamaktadır (40).

Ortodontik tedavi sürecinde dişler, kuvvetlere ve momentlere maruz kalmaktadırlar ve bu aktif kuvvetler aynı doğrultuda fakat zıt yönde resiprokal

kuvvetler meydana getirmektedir. İstenmeyen diş hareketlerinin önlenmesi ve tedavi başarısının devamlılığı için resiprokal kuvvetler yönlendirilmeli veya engellenmelidir (43).

Ankrajın amacı, istenmeyen diş hareketini en aza indirmek ve istenilen diş hareketini en üst seviyeye çıkarmaktır (1).

2.1.4. Ankrajın sınıflandırılması

2.1.4.1. Moyers sınıflandırması

1) Kuvvet Uygulama Şekline Göre:

- a) Basit Ankraj: Tiping hareketi için gerekli ankraj.
- b) Stasyonel Ankraj: Gövdesel harekete karşı direnç. Dişin sadece translasyonuna izin verilmektedir.
- c) Resiprokal Ankraj: Dişlerin birbirleriyle karşılıklı ankrajı.

2) İlgili Çeneye Göre:

- a) İntramaksiller Ankraj: Ankraj aynı çeneden elde edilmektedir.
- b) İntermaksiller: Ankraj karşıt çeneden elde edilmektedir.

3) Ankrajın Lokalizasyonuna Göre:

- a) İntraoral Ankraj: Ankraj, intraoral dokulardan sağlanmaktadır (diş, mukoza).
- b) Ekstraoral Ankraj: Ankraj, oral kavitenin dışında bulunan yüz, ense, kafa kubbesi gibi yapılardan elde edilmektedir (Yüz maskesi, headgear).

4) Muskuler Ankraj: Ankraj, kasların aktivitesi ile elde edilmektedir (lip bumper).

5) Ankraj Ünitelerinin Sayılarına Göre:

- a) Basit Ankraj: Ankraj sadece bir diş içermektedir.
- b) Birleşik Ankraj: Ankraj ünitesi 2 veya daha fazla diş içermektedir.
- c) Desteklenmiş Ankraj: Ankraj dental olmayan alanlar ile desteklenmektedir (mukoza, kas, kafa) (40).

2.1.4.2. Nanda ve Marcotte sınıflandırması

- 1) Tip A Ankraj (Grup A Ankrajı): Çekim boşluğunun %75'i veya daha fazlasının anterior dişlerin retraksiyonu için kullanılması gerekmektedir. Maximum ankraj olarak da tanımlanmaktadır.
- 2) Tip B Ankraj (Grup B Ankrajı): Posterior ve anterior dişlerin eşit hareketi istenmektedir. Bu genelde en kolay boşluk kapatma yöntemi olarak tanımlanmaktadır. Moderate ankraj da denilmektedir.
- 3) Tip C Ankraj (Grup C Ankrajı): Bu kategori "kritik olmayan" ankrajı tanımlamaktadır. Çekim boşluğunun %75 veya daha fazlasının posterior dişlerin mezializasyonu ile kapanması istenmektedir. Minimum ankraj ya da burning ankraj olarak da tanımlanmaktadır (44, 45).

2.1.4.3. Gianelly ve Goldman sınıflandırması

- 1) Maksimum Ankraj
- 2) Moderate Ankraj
- 3) Minimum Ankraj (46).

2.1.5. Ankraj elde etmek için kullanılan intraoral kaynaklar

- 1) Alveolar kemik
- 2) Dişler
- 3) Dental arklar
- 4) Palatinal ve mandibular bazal kemik
- 5) Kaslar (47).

Alveolar kemik, sınırları dahilinde deformasyona direnmektedir. Bu durum, alveolar kemikteki trabeküler paternde görülen değişimlerden anlaşılabilir. Uygulanan kuvvetler alveolar kemiğin direnebileceği kuvvet sınırını aştığında alveolar kemik remodeling yolu ile diş hareketine izin vermektedir. Alveolar kemiğin densitesi arttıkça, ankraj kapasitesi de artmaktadır (48).

Dişlerin kendisi de harekete direnen bir başka unsurdur. Dişlerin ankraj potansiyelleri köklerinin formuna, köklerinin sayısına, pozisyonlarına, aksiyal inklınasyonlarına ve interkaspasyonlarına bağlıdır (48).

Sert damak ve mandibular anterior bölgedeki lingual yüzeyler gibi belirli alanlardaki bazal kemik, ankraji arttırmak amacıyla kullanılabilir (nance button) (48).

Kortikal kemik, kan desteğinin ve kemik turnover hızının az olması nedeniyle ankraj amacıyla kullanılabilir (48).

Perioral kaslar normal koşullar altında dental arkların büyümesi ve gelişiminde önemli bir rol oynamaktadır. Perioral kasların hipotonisitesi, anterior dişlerde diastema ve protrüzyone sebep olabilmektedir. Hipertonisite ise tam tersi bir etkiye sahiptir. Dudak kaslarının tonisitesi kullanılarak mandibular molarların ankraj potansiyeli artırılabilir (lip bumper) (48).

2.2. Konvansiyonel Ankraj Yöntemleri

2.2.1. Diş sayısının arttırılması

Ankrajın ne ölçüde desteklenmesi (ankraj ünitesine diş eklemek) gerektiği, istenilen diş hareketine bağlıdır. Bu, ankraj gereksiniminin pratikte her bir klinik durum için ayrı ayrı değerlendirilmesi gerektiği anlamına gelmektedir. Eğer ankrajın desteklenmesi isteniyorsa bu, tipik olarak ankraj ünitesine mümkün olan en fazla sayıda dişin eklenmesiyle gerçekleştirilmektedir (5).

Köklerin sayısı ve kök yüzey alanları, bir dişin ankraj kapasitesini etkilemektedir. Teorik olarak 3 köklü bir dişin, tek köklü bir dişe nazaran ankraj kapasitesi daha fazladır (49).

2.2.2. Diş hareketini bölümlere ayırma

Ankraj kontrolünü iyileştirmenin en yaygın yollarından bir tanesi, kurulan ankraj ünitesi ile bir diş grubunu hareket ettirmeye çalışmak yerine tek bir dişe kuvvet uygulamaktır. Bu yaklaşım ile tepki kuvveti, ankraj ünitesinde daha geniş bir

periodontal ligament alanına dağılmaktadır. Bu duruma örnek olarak anterior dişleri bir bütün olarak retrakte etmek yerine ilk olarak kanin dişinin tek başına retrakte edilmesi verilebilir (5).

2.2.3. Önce devrilme sonra dikleştirme

Ankraj kontrolü için bir diğer olası strateji, hareketi istenen diş gövdesel olarak hareket ettirmeye çalışmaktansa, bu diş önce devirmek ve daha sonra dikleştirmektir. Burada amaç ankraj ünitesinin gövdesel hareketi ile hareketi istenen dişin devrilme hareketini karşı karşıya getirerek hareketi istenen dişin direncini azaltmaktır (stasyoner ankraj) (5).

2.2.4. Kortikal ankraj

Medüller kemik ile karşılaştırıldığında kortikal kemiğin cevabı farklıdır. Kortikal kemik rezobsiyona daha dirençlidir ve eğer diş köklerine lingual veya bukkal tork verilirse diş hareketine direnç artmaktadır. Bu prensip Ricketts tarafından benimsenmiş olup kortikal ankraj olarak isimlendirilmiştir (50). Ricketts, molar dişlerin köklerinin kortikal kemik içerisine alınmasının diş hareketini geciktirdiğini ve bu sayede ankrajın arttığını belirtmiştir (51).

2.2.5. Transpalatal ark

Transpalatal ark (TPA) maksiller birinci molarlara yerleştirilen 2 bandı damak boyunca birbirlerine bağlayan bir tel veya bardır (52). Transpalatal arkın kendisine atfedilen molar rotasyonu düzeltimi, molar ekspansiyonu (53, 54), molar stabilizasyonu ve ankraj, molar distalizasyonu (55) ve molar intrüzyonu (56) gibi çeşitli fonksiyonları vardır.

Palatal arklar daha yaygın olarak ankrajın desteklenmesi ve tedavi süresince üst daimi birinci molarların mezial hareketlerinin önlenmesi amacıyla kullanılmaktadırlar. Ankraj değeri ark boyunca intermolar genişlik sabit tutularak arttırılır bu nedenle molar dişler meziale drift ederek ankraj kaybettikçe intermolar

genişlik korunacağı için kökleri bukkal kemik korteksi ile çakışacak ve bu da teorik olarak molarlarda daha fazla mezial hareket oluşmasını önleyecektir. Diğer bir taraftan bu kortikal ankraj konsepti bilimsel olarak desteklenmemektedir (57).

TPA' nın molarların mezial hareketine direnç ile ilgili ankraj fonksiyonu açık değildir çünkü molarlar TPA ile birlikte meziale hareket edebilmektedirler. Nanda ve Tosun' a göre TPA anteroposterior kuvvetlere direnç göstermede headgear kadar etkili değildir fakat moderate ankraj vakalarında TPA kullanılabilir (49). TPA' nın ankraj sağlama kapasitesi ile ilgili yapılan kontrollü klinik çalışmada TPA kullanan grup ile TPA kullanmayan kontrol grubu arasındaki ankraj kaybı farkı istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur (52). TPA' nın geçici ankraj aygıtları (TADs) ile karşılaştırıldığı çalışmada ise TADs' ların mutlak ankraj sağladığı görülmüş fakat TPA grubunda üst birinci molarlarda 2.5 mm' lik mezial hareket gözlemlenmiştir (58). Yapılan sonlu element analizinde TPA' nın molar rotasyonunu kontrol etmede ve ankraj dişlerin transversal hareketlerine karşı koymada etkili olduğu fakat molarların mezial hareketini önlemedeki ankraj etkisinin neredeyse sıfır olduğu sonucuna varılmıştır (59).

2.2.6. Nance tutucu arki

Nance tarafından 1947 yılında modifiye maksiller lingual ark olarak tanıtilen bu aparey o zamandan itibaren Nance apareyi olarak bilinmektedir (60). Nance tutucu arki damağın anteriorunun en derin bölgesine yerleştirilen bir akrilik buton ve bu akrilik butondan 1.molar dişlere uzanan ve bu dişlere yerleştirilen bantların palatinal yüzeylerine lehimlenen 2 adet telden oluşan bir apareydir (49). Akrilik buton eklentisi ile ankraj potansiyelinin arttırılması düşünülmüştür (1).

Nance apareyinin ankraj sağlama açısından etkinliği 2 güncel çalışma ile değerlendirilmiştir ve Nance apareyinin maksimum ankraj sağlayamadığı sonucuna varılmıştır (57, 61). Bu 2 çalışmadan Stivaros ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada aynı zamanda ortodontik tedavinin ilk 6 aylık sürecinde molarların mezial hareketlerinin önlenmesi açısından TPA ile Nance apareyi arasında anlamlı bir klinik avantaj bulunamamıştır (57).

Nance tutucu arkının kullanımında bazı dezavantajlar bulunmaktadır. Nance tutucu apareyi kullanımında akrilik buton altında bakteri ve yemek artıklarının birikimine bağlı olarak palatal inflamasyon ve ağrı meydana gelebilmektedir. Kötü oral hijyene bağlı olarak palatinal doku hipertrofiye uğrayabilmekte ve bunun sonucu olarak da akrilik buton mukozaya gömülebilmektedir (62). Ağır ve devamlı kuvvetlerin uygulanmasına bağlı olarak da palatinal mukoza inflame olabilmektedir. Bu nedenle Nance apareyi kullanımında uygulanan kuvvetler optimal seviyede tutulmalı ve ankraj problemi çözülür çözülmez aparey ağızdan uzaklaştırılmalıdır (49).

2.2.7. Lingual ark

Lingual ark mandibular dentisyonun lingual konturu boyunca birinci molarlar arası uzanan 0.036 inç paslanmaz çelik bir telden oluşur (63). 1918 yılında Merson tarafından popülerleşmesinden sonra lingual ark, diş hareketi ile ilgili neredeyse tüm mekanik sistemler içerisine dahil edilmiştir. Diş veya diş gruplarının hareket ettirilmesinde aktif aparey olarak kullanılan lingual ark aynı zamanda pasif aparey olarak da kullanılmaktadır. Lingual arkın kullanım alanları:

- Mandibular arkta ankraj sağlamak
- Sürekli dişlerin erüpsiyonu için yer korumak
- Süt kanin dişlerinin çekildiği durumlarda alt keser dişlerinin linguale devrilmesini engellemek
- Süt molarlar kaybedildiğinde veya çekildiğinde, ankrajdaki molar dişlerin meziale devrilmelerini önlemek (64).

Bu kullanım alanlarının dışında lingual ark mandibular molarların vertikal kontrollerinin sağlanmasında (65), anterior ve ankraj dişlerdeki rotasyonların düzeltiminde ve retansiyon amacıyla da (66) kullanılmaktadır.

Lingual ark kullanımında alt keserlerin protrüze olmasının, transpalatal ark kullanımında U loopun ve Nance buton apareyinin kullanımında akrilik kısmın palatinal mukoza içerisine gömülmesinin ankraj kaybına işaret edebileceği unutulmamalıdır (1).

2.2.8. Uprighting springler

Uprighting springler birinci premolar dişlerin direncini arttırmak amacıyla kullanılmaktadırlar. Molar distalizasyonunda süperelastik NiTi coil springler ve Nance apareyi kombinasyonu ile ankraj görevi yapmaktadırlar. Springler premolar braketlerinin vertikal slotlarına yerleştirildikten sonra aktive edildiklerinde mezial kök torku uygulamakta ve böylece coil springler tarafından oluşturulan mezial yönlü kuvvetlere direnç göstermektedirler (49).

2.2.9. Sliding jig

Sliding jig intramaksiller ve intermaksiller elastiklerle beraber kullanılmaktadır ve ankraj destekleyicisi olarak kabul edilebilmektedir. 0.7 mm' lik bir tel ve hooktan oluşan sliding jig, ana ark teli boyunca kayarak Sınıf II elastik kuvvetini doğrudan molar dişlere iletmektedir (49).

2.2.10. İntermaksiller ankraj

Oküzal interdijitasyon: Karşıt arktaki dişler ankraj kontrolü için kullanışlı ve önemli alanlardır. Bukkaldeki dişlerin iyi bir interdijitasyonda olması bukkal segmentin mezial hareketinin önlenmesine yardımcı olmaktadır (67).

İntermaksiller elastikler: Karşıt arktaki dişlerin bir diğer kullanım alanı arklar arası kullanılan elastikler ve springlerdir. İntermaksiller elastikler pek çok vaka için çok değerlidir fakat çok büyük oranda hasta kooperasyonuna bağlıdır. Elastiklerin her gün değiştirilmesi gerekmektedir ve sık gözlenen kopma gibi durumlarda hemen yenisiyle değiştirilmelidirler. Sınıf II elastikler oklüzyon üzerinde istenmeyen etkiler meydana getirme eğilimindedirler. Üst labial segmentte ve alt molarlarda ekstrüzyon meydana getirebilmektedirler. Alt molarların ekstrüzyonu overbite azaltımında yardımcı olabilirken üst kesici dişlerin ekstrüzyonu genellikle istenmeyen bir etkidir ve bu durum üst ark teline artmış spee eğimi verilerek etkisizleştirilmelidir. Artmış alt yüz yüksekliğine sahip hastalarda bukkal dişlerin ekstrüze olması istenmez. Bu nedenle bu vakalarda Sınıf II elastik kullanımına dikkat edilmelidir. Benzer olarak Sınıf III elastikler üst molarları ekstrüze edebilmektedir. Bu durumun overbite' 1

arttıracak olması, Sınıf III vakalarda genellikle istenmemektedir. Elastikler, özellikle uzun süreli kullanımlarda oklüzal düzlemde kant oluşturma eğilimindedirler ve üst labial segmentte meydana gelen kök rezorbsiyonu ile ilişkilendirilmişlerdir (67).

Fonksiyonel apareyler: Fonksiyonel apareyler bir başka intermaksiller ankraj kaynağıdır. Bazı klinisyenler bu apareylerin mandibulayı basitçe büyüttüğüne inanabilirler fakat işin aslı böyle değildir. Bu duruma, dentisyonun apikal taban üzerindeki önemli miktarda hareketi eşlik etmektedir. Bu da üst dişlerde distal ve alt dişlerde mezial tiping meydana geldiği anlamına gelmektedir (67).

2.2.11. Lip bumper

Lip bumper, genellikle bir kısmı akrilik veya plastik ile sarılı 0.045 inçlik bir telde yapılan, alt birinci veya ikinci daimi molarlara yapıştırılan bukkal tüpler içerisine giren ve lateral kollarında genellikle ayarlama loopları bulunan bir apareydir (68).

Lip bumper, mental kasın aktivitesinden destek olarak mandibular molarların ankrajını desteklemektedir. Buksinatör ve mentalis kaslarının retrakte edilmesi ve dil kuvvetleri sonucunda premolar ve molar bölgesinde mandibular ark ekspansiyon olurken keserler protrüze olmaktadır (49).

Molar ekspansiyonu, aynı zamanda arkın kollarını genişletmek suretiyle de elde edilebilmektedir. Kuvvetin doğrudan mandibular molar dişler üzerine uygulanması nedeniyle molar dişin ankrajı desteklenmiş olur (49).

2.2.12. Ekstraoral apareyler

Headgearler (oksipital, servikal, kombine) maksimum ankrajın gerektiği vakalarda maksiller kanin dişlerin retraksiyonunda ve maksiller keserlerin en masse retraksiyonunda posterior ankraj ünitesini desteklemek için veya Sınıf III elastik kullanımında maksiller molarların ankrajını destekleme yolu ile mandibular keserlerin retrakte edilmesinde kullanılabilirler. Bunun yanı sıra Sınıf II elastik kullanımında mandibular posterior dişlerin ankrajı J hook headgear ile desteklenebilmektedir (indirekt ankraj) (69, 70).

Headgearler aynı zamanda direkt ankraj ünitesi olarak da kullanılabilirler. J hook headgear kullanımı ile kanin veya keser diş grubuna doğrudan kuvvet uygulanması yolu ile bu dişlerin distalizasyonu sağlanabilmektedir (direkt ankraj) (69).

Headgearler ile ekstraoral ankraj elde etmek için gereken kuvvet 250-350 g, gerekli kullanım süresi ise günlük en az 10 saattir (1).

Yüz maskesi (reverse headgear), minimum ankrajın gerektiği vakalarda posterior dişlerin anteriora hareket ettirilmesinde kullanılabilir (1, 71).

Diğer bir taraftan headgearlerin hasta kooperasyonu gereksinimi ve buna bağlı ankraj kaybı olasılığı (72), sosyal nedenlerden dolayı yetişkin hastaların headgear kullanımını kabul etmemesi (73) ve ekstraoral ve intraoral yaralanmalara sebebiyet verebilmesi (74) gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bunun yanı sıra maksimum ankraj vakalarında iskeletsel ankraj aygıtları ile headgearlerin kullanımının karşılaştırıldığı çalışmalar, headgearlerin kullanıldığı vakalarda daha fazla ankraj kaybının görüldüğünü göstermektedir (72).

2.2.13. Begg' in diferansiyel kuvvet prensibi

Bu teknik diş hareketi elde etmek için 0.016 inç veya daha küçük çaplı paslanmaz çelik teller kullanılarak dişlere optimum kuvvetlerin uygulanmasını içermektedir. Gövdesel hareket, tork ve devrilme hareketleri gibi gerekli tüm diş hareketlerinin elde edilebildiği bu teknikte köşeli ark telleri ile uygulanan ağır kuvvetler yerine ince yuvarlak tellerin meydana getirdiği hafif kuvvetler vardır. Begg, bu teknik ile aktif tedavi süresinin ciddi oranlarda azaldığını, düşük kuvvet seviyeleri dolayısı ile hasta diskomforunun, diş kaybının ve diş ile ilişkili dokulardaki hasarın daha az olduğunu, diş hareketinin daha hızlı ve daha kontrollü bir şekilde daha kolay gerçekleştiğini öne sürmüştür (75).

Begg' e göre bu tekniğin avantajı, hafif kuvvetlerin uygulanması ile küçük yüzey alanına sahip anterior dişler hızlı bir şekilde hareket ederken bu hafif kuvvetlerin daha büyük kök yüzey alanına sahip posterior ankraj dişlerini neredeyse hareket ettirememesidir. Anterior dişlere hafif değil de ağır kuvvet uygulanması bu dişlerin

basınca direnmesine ve ankraj ünitesi gibi davranmasına sebep olacak ve böylece posterior dişler daha fazla hareket edecektir (75).

2.2.14. Tweed'in “toe hold” ankraj prensibi

Tweed' e göre stabil ankrajın elde edilmesi ve devamlılığının sağlanması başarılı bir ortodontik tedavi için esastır. Tweed, ankraj prensibinde toe hold konseptini tanımlamıştır. Bu fikre göre Tweed, dentisyonun ankraj kısmındaki her bir dişin aksiyal pozisyonlarının yeniden oryante edilmesinin diş hareketi için uygulanacak kuvvete en iyi mekanik direnci göstereceğini savunmuştur. Klinik olarak bu tip bir ankraj preparasyonu, ankraj alınan dişlerin distale tipping yaptırılmasıyla elde edilmektedir (76).

2.2.15. Burstone' un segmental ark prensibi

Segmental mekanizmalar dişlere hafif devamlı kuvvetler iletmek ve bunu yaparken de ankraj ünitesi üzerinde makul bir kontrol sağlamak amacıyla tasarlanmışlardır. Segmental ark mekaniğinde hareketi istenen dişlere devamlı optimum kuvvet uygulanması mümkün olurken, ankraj dişler bölgesinde daha kalın teller kullanılarak ankraj kontrolünün sağlanmasına olanak tanınmaktadır. Komşu dişler arasında aksiyon ve reaksiyonların oluşabileceği devamlı arkların aksine segmental ark prensibinde ark çevresindeki kuvvetler, harekete en fazla direnç gösteren dişler üzerine daha iyi dağıtılabilmektedir. Reaktif kuvvetler ve momentler ankraj ünitesindeki dişlere doğru bir şekilde dağıtılabılırsa, etkinliklerini kaybedebilmektedirler (77).

2.2.16. Ricketts' in bioprogresif terapisi

Bu prensibin bu şekilde adlandırılmasının sebebi aşamalı bantlama uygulaması ve olayların ardışık düzende planlanmış bir şekilde ilerlemesidir. Bu tekniğin uygulanmasında mekanik tahmin, fizyolojik tahmin ve büyümenin tahmini ilkeleri kullanılmaktadır (51).

Molar ankrajını stabilizasyonu: Ricketts, molar dişlerin köklerinin yoğun kortikal kemik içerisine alınmasının diş hareketini zorlaştıracığını ve böylece bu dişlerin ankraj desteğinin artacağını savunmuştur (51).

Bölümlü arklar: Bioprogresif teknik, bölümlü arkları kullanır. Buradaki amaç posterior üniteyi etkilemeden anterior dişlerde hareket elde etmek ve böylece ankrajı sağlamaktır. Devamlı arkın segmentlere ayrılması ile uzayın istenen düzleminde hareket elde etmek komplike olmamakta ve ankraj, istenen hareket lehine değiştirilebilmektedir (51).

3 düzlem kontrolü: Bioprogresif teknikteki bir diğer felsefe, diş hareketini uzayın 3 düzleminde kontrol edebilmektir. Bu amaçla yuvarlak tellerin kullanımı olabildiğince limitlendirilmiş, hafif köşeli tel kullanımı ön plana çıkmıştır. Seviyeleme işleminde yuvarlak tel kullanımından özellikle kaçınılmaktadır. Bioprogresif teknikte üçlü düzlem kontrolünün kullanılması, ankraj iletiminin başarılı olmasını sağlamaktadır (51).

Ankraj planlamasında kas ankrajı, dikkate alınan bir diğer husustur. Teknik, gerekli görülen durumlarda ortopedik düzeltimi içerir ve bu durum özellikle maksilla için geçerlidir. Bu teknik aktivatör veya mandibular postürleme aygıtları ile kombine edildiğinde bu durum ankraj planlamasına dahil edilmektedir (51).

2.2.17. Diferansiyel çekim paterni

Hasta için planlanan çekim paterni, vakanın ankraj dengesine etki edebilmektedir. Çapraşıklığa daha yakın olan bir dişin çekimi, gerekli diş hareketi miktarını ve dolayısıyla ankraj kaybı riskini azaltmaktadır. Çekilen dişin çapraşıklığın olduğu bölgeye daha yakın olması aynı zamanda ankraj ünitesindeki diş sayısını ve böylelikle de ankraj ünitesinin istenmeyen diş hareketlerine karşı direncini arttıracaktır (1).

2.2.18. Sürtünmenin azaltılması ve self-ligating braketler

Sürtünmenin üstesinden gelmek ve planlanan diş hareketlerini elde etmek için daha fazla kuvvet gerekeceğinden dolayı sistemde sürtünme varsa ankraj kaybı daha fazla olacaktır. Ağır kuvvetlerin uygulanmasının bir sonucu olarak reaksiyon kuvveti

de artmış olacak ve bu durum ankraj ünitesindeki dişlerde istenmeyen hareketlere sebebiyet verebilecektir (1).

Sürtünmeyi etkileyebilecek faktörler braket slot genişliği, braketin yapıldığı materyel, ark telinin kalınlığı ve şekli, ark telinin yapıldığı materyel, ark telinin ligatürlenme tekniği, braket ve telin yüzey özellikleri, braketler arası mesafe, tükürük ve ark telinin braket içerisindeki hareket alanıdır (78, 79).

Self-ligating braketlerin kullanımının sürtünme ve ankraj kaybı üzerindeki etkileri literatürde tartışılmıştır. Çok sayıda araştırmacı, self-ligating braketlerin ortodontik tedavi sırasında sürtünmeyi azalttığını belirtirken (80-82), self ligating braketlerle oluşan sürtünmenin konvansiyonel braketlerle oluşan sürtünmeye eşit hatta daha yüksek olduğunu öne süren yayınlar da mevcuttur (83, 84). Diğer bir taraftan yapılan çalışmalar, self-ligating braketler ile konvansiyonel braketler arasında ankraj kaybı açısından anlamlı bir farklılık olmadığını göstermektedir (85-87).

2.3. Geçici Ankraj Aygıtları (TADs)

Ortodontik mekanoterapide ufak reaktif kuvvetler bile istenmeyen diş hareketlerine neden olabilmektedir. Kontrol edilmeyen herhangi bir reaktif kuvvet ortodontik tedavinin sonuçları üzerinde olumsuz etkiler oluşturabilmektedir. Bu yüzden özellikle intraoral ankraj olmak üzere reaksiyon kuvvetlerinin ankraj ünitesinde hiç diş hareketi meydana getirmediği mutlak bir ankraj elde etmek neredeyse imkansızdır (88).

Araştırmacılar ortodontik materyallerde geliştirmeler yapma, self-ligating gibi farklı braket dizaynları geliştirme ve sürtünmesi azaltılmış tedavi protokolleri tanımlama yolu ile ankraj kaybını en düşük seviyeye indirmeye odaklanmışlardır. Alternatif olarak ortodontik ankrajı güçlendirmek için kullanılan yöntemler geleneksel olarak intraoral (headgear, protraksiyon headgear) ve ekstraoral (TPA, quad helix, vb.) apareylerin kullanımınıdır (6).

Bununla birlikte bu geleneksel ankraj yöntemlerinin hasta kooperasyonu, allerji, iatrojenik yaralanmalar ve istenmeyen reaktif diş hareketleri gibi çok sayıda faktörle sınırlı olduğu bilinmektedir. Son yıllarda kemiğe geçici olarak bağlanan çeşitli

aygıtların, ankrajı desteklemek amacıyla kullanımları ile ilgili pek çok yayın yapılmıştır (6).

Geçici ankraj aygıtları, direkt veya indirekt olarak ortodontik ankrajı arttırmak amacıyla kemiğe geçici olarak yerleştirilen ve kullanımlarından sonra çıkartılan aparatlardır. Transosteal, subperiostal, veya endosteal olarak yerleştirilebilmekte ve kemiğe mekanik (kortikal olarak stabilize) veya biyokimyasal (osteointegre) olarak bağlanabilmektedirler. Protezi desteklemek için kullanılan dental implantlar, ortodontik ankraj için kullanılabilirlerine rağmen, kullanımlarından sonra çıkartılmadıkları veya atılmadıkları müddetçe geçici ankraj aygıtı olarak değerlendirilememektedirler. Dental implantlar ve geçici ankraj aygıtlarının ortodontik tedaviye dahil edilmesi ile mutlak ankrajın sağlanabilmesi mümkün olmuştur. Çünkü bu yapılar, oluşan reaksiyon kuvvetlerine rağmen hiç hareket etmemektedirler (sıfır ankraj kaybı) (8).

2.3.1. Geçici ankraj aygıtlarının tarihsel gelişimi

Gainsforth and Higley, 1945 yılında melez köpekler üzerinde vitalyum (65% cobalt, 30% chromium, 5% molybdenum) vidalar kullanarak mutlak ankraj sistemini geliştirmeye çalışmışlardır (89). Linkow, ankraj amacıyla implantların kullanımını önermiş ve keser dişlerin retraksiyonu için kemik içi (endoossöz) blade implantların kullanımını tanımlamıştır (90). Bu, endoossöz implantların diş hareketi için kullanılması ile ilgili literatürdeki ilk yayındır. 1983 yılında Creekmore ve Eklund, titanyum osteosentez vidaları anterior nazal spinaya yerleştirerek maksiller keser dişlerde intrüzyon yapmıştır (91). Daha sonra diş hareketi için iskeletsel ankraj elde etmek amacıyla dental implantlar (11, 92, 93), palatal implantlar (10) ve onplantlar (12) gibi diğer yöntemlere odaklanan pek çok çalışma literatürde yayınlanmıştır.

1997 yılında Kanomi, ortodontik kullanım için özel olarak tasarlanan mini implantı tanıtmıştır (14). Costa ve arkadaşlarının (15) 1998 yılında braket benzeri bir başlığı olan bir mini vidayı sunmasından itibaren pek çok farklı dizayn ve özelliğe sahip mini vidalar geliştirilmiştir. Bununla birlikte son yirmi yıl içerisinde mini plaklar (17, 94), zigoma ankrajı (95) ve zigoma telleri (16) gibi diğer kemik ankraj yöntemleri de önerilmiştir.

2.3.2. Dental implantlar

Brånemark ve arkadaşları (96), 1960' lı yıllarda titanyum vidalarının kemik dokusundaki biyolojik uyumluluğunu fark etmişlerdir. Işık mikroskobu incelemelerinde kemik-implant temasının gözlemlenmesi sonucunda osseointegrasyon kavramı ortaya çıkmıştır (97). Osteointegrasyon kavramının ortaya çıkmasından sonra titanyum implantların diş hekimliğindeki uygulamalarını araştırmak için bir çok çalışma yapılmıştır. Dişsiz hastalarda % 90' ın üzerinde bir implant başarısı bildirilmiştir (98, 99). Dental implantların ortodontik ankrajı güçlendirmek için kullanılması fikri cesaret verici sonuçlar ortaya koymuştur (90, 100).

Konvansiyonel titanyum endosseöz dental implantlar ortodontik tedavide mutlak veya doğrudan ankraj kaynağı olarak kullanılabilirler. Bu yaklaşım, ark içerisinde dişsiz alanlar olduğunda ve komşu veya karşıt dişler ideal pozisyonlarında olmadığı zamanlarda uygulanabilmektedir. Bu gibi vakalarda restoratif tedavi planlaması dental implantı içeriyorsa eşlik eden ortodontik problemleri tedavi etmek için implantın ankraj olarak kullanılması faydalı olabilmektedir (101).

1991 yılında Higuchi ve Slack (102), Brånemark implantlarını doğrudan ankraj kaynağı olarak kullanarak maloklüzyonu olan 7 yetişkin hastanın ortodontik tedavilerini rapor etmişlerdir. Daha sonra Schweizer ve arkadaşları (103), ortodontik tedavide konvansiyonel endosseöz implantların kullanımını literatürde belirtmişlerdir. Prosterman ve arkadaşları ile Roberts ve arkadaşları da osteointegre implantların ortodontik tedavide ankraj kaynağı olarak kullanılabileceğini gösteren çalışmalar yapmışlardır (93, 104).

Bu tedavi modalitesinin dezavantajı implantların sadece yeterli kemik desteğine sahip dişsiz alanlara yerleştirilebilmeleridir. Ayrıca tedavinin cerrah, protez uzmanı ve ortodontistin içinde bulunduğu multidisipliner bir ekip gerektirdiği durumlarda prosedür kompleks ve zaman alıcı bir hal almaktadır (101). Dental implantların ortodontik ankraj amacıyla kullanılmasındaki diğer dezavantajlar; kuvvet uygulamasının doğrultusu konusundaki kısıtlamalar, cerrahi işlem gerektirmesi, başlangıç iyileşme periyodundaki hasta diskomforu ve oral hijyen konusundaki zorluklardır (105).

2.3.3. Palatal implantlar

Endosseöz implantların kullanımı, stabil bir intraoral ankraj için değerli bir alternatiftir fakat ortodonti pratiğindeki tüm uygulamaları kapsayacak şekilde kullanılamamaktadırlar. Tam dentisyona sahip veya çekim boşluklarının kapatılmasının gerektiği hastalarda diğer tedavi seçenekleri gerekmektedir. Bu vakalarda, alveolar kemik implant yerleşimi için uygun değildir. Bu nedenle damak veya retromolar bölge gibi diğer anatomik yapılara ihtiyaç vardır (106).

Damak, alveolar kemik ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha az vertikal kemik desteğine sahiptir. Bu nedenle endosseöz palatal implantların, komşu anatomik yapılarda hasar oluşturmaması için çok kısa olmaları gerekmektedir. Bu nedenle 6 mm veya daha kısa implantların kullanılması tercih edilmektedir (107). Nazal sinüs perforasyonlarının önüne geçmek için nazal sinüs tabanı ile implant arasında en az 2 mm' lik bir emniyet mesafesi olmalıdır (108).

Triaca ve arkadaşları, ortodontik ankraj amacıyla damağın anterior bölgesinde 3 mm uzunluğunda ve 7.5 mm çapındaki vida tipi implantları kullanmışlardır (109). Wehrbein ve arkadaşları, midpalatal bölgede ortodontik ankraj amacıyla kullanılmak üzere Orthosystem implantları tanıtmışlardır. İmplantların kemiğe integrasyonlarının artırılması amacıyla yüzeylerine kuşaklama ve asitle pürüzlendirme işlemleri yapılmıştır. 3.3 mm çapında ve 4-5 mm uzunluğundaki bu implantların kullanımı ile ilgili pek çok vaka raporu yayınlanmış, etkinlikleri, stabilite ve mutlak ankraj kapasiteleri klinik olarak kanıtlanmıştır (106, 108, 110).

Palatinal bölgede implant kullanımı için bir diğer limitasyon, adeloan hastalarda midpalatal suturun ossifikasyonunun tamamlanmamış olmasıdır (111). Bu problemin çözümü için Bernhart ve arkadaşları, midsagital bölgeye alternatif olarak paramedian sagittal bölgelerin implant yerleşimi için uygun olduğunu belirtmişlerdir (112). Bernhart ve arkadaşları ayrıca damağın paramedian bölgesinde ortodontik ankraj amacıyla 3-4 mm boyunda ve 3.75 mm çapındaki kısa epitetik implantları kullanmışlardır ve bu epitetik implantların ortodontik ankraj için uygun olduğu sonucuna varmışlardır (113). Tosun ve arkadaşları da 8 mm uzunluğunda ve 4.5 mm çapındaki vida tipi implantları paramedian bölgeye yerleştirerek ortodontik ankraj sağlamışlardır (114).

2.3.4. Onplantlar

Onplant, Block ve Hoffman tarafından dizayn edilmiş, titanyumdan hazırlanan subperiostal bir diskdir. Bir düğmeye benzeyen onplantlar 8 ve 10 mm çaplarında, nispeten düz, disk şeklinde bir bağlama aygıtıdır. Onplantlar osteointegre olmamakta, bunun yerine biyoentegre olmaktadır. Palatal kemik ile biyoentegrasyonu için hidroksiapatit kaplı bir yüzeye sahiplerdir. Bu biyoaktif yüzey kemiğe mekanik olarak bağlanmaktadır. Cerrahi yerleştirmesinde palatal mukozada orta hattan dışa doğru bir insizyon yapılmaktadır. Onplant, daha sonra yumuşak doku altına kaydırılarak yerleştirilmekte ve insizyon suture edilmektedir. Onplanta baskı yapmak amacıyla 10 gün boyunca vakumla biçimlendirilmiş bir stent kullanılmaktadır. Bu aşama en az 4 ay sürecek biyoentegrasyon süreci açısından kritiktir. Biyoentegrasyonun elde edilmesinden sonra onplanta bir transpalatal ark bağlanır ve ankraj ünitesi kurulmuş olur (12).

Onplantlar yerleştirilmesi, korunması ve yerinden çıkartılması nispeten kolay olan aygıtlardır. Hasta kooperasyonu gerektirmemekte ve tedavi süresini kısaltmaktadırlar. Kemik ile bağlantıları yeterlidir ve ortodontik tedavi için mutlak ankraj sağlamaktadırlar (12).

Diğer bir taraftan yumuşak doku cerrahisi gerektirmeleri, En az 4 aylık bir osteointegrasyon süreçlerinin olması ve sadece tek bir yerleşim yerleri olması gibi dezavantajları mevcuttur (13).

2.3.5. Retromolar implantlar

Roberts ve arkadaşları ile Higuchi ve Slack, maksimum ankraj elde etmek amacıyla mandibular retromolar bölgede geçici implant kullanımını tanımlamışlardır (11, 102).

Retromolar bölgeye yerleştirilen implantlar, molarların mezial hareketi için sabit bir ankraj sağlamaktadır. Ayrıca meziale devrilmiş molarların eksen eğimlerini düzeltmek amacıyla da kullanılabilirler (115).

2.3.6. Mini plaklar

Son zamanlarda, biyouyumlu tıbbi malzemelerdeki ilerlemeler sonucunda osteointegre titanyum implantlar geliştirilmiş ve bunlar ortognatik cerrahide rijid fiksasyon sağlamak için kullanılan kemik vidaları ve mini plaklar ile beraber kullanılmışlardır. Bu uygulamalar, titanyum mini plakların diş hareketleri için sabit bir ankraj kaynağı olarak kullanılabilceği hipotezine öncülük etmiştir (17, 116, 117).

Mini plaklar mükemmel bir stabilite sağlamakta ve bu nedenle ortodontik tedavide iskelet ankraj elemanı olarak kullanılabilirler (118). Daimaruya ve arkadaşları, köpeklerle yaptıkları çalışmada mini plakların maksiller ve mandibular molarların intrüze edilmesinde iskeletsel ankraj olarak kullanıldıklarında etkili olduklarını belirtmişlerdir (119). 1985 yılında Jenner ve Fitzpatrick, ilk olarak iskelet ankraj amacıyla bir kemik plağı kullanmıştır (120). Son zamanlarda mini plağın iskeletsel ankraj olarak kullanıldığı literatür yayınları mevcuttur (17, 121-123). Sugawara (121), şiddetli anterior çapraz kapanışın düzeltiminde mini plak kullanmıştır. Umemori ve arkadaşları (17), Sherwood ve arkadaşları (122) ve Erverdi ve arkadaşları (123) da anterior açık kapanışın kapatılmasında molarların intrüze edilmesi için mini plak ankrajının kullanılmasının etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Mini plaklar ayrıca anterior dişlerin retraksiyonunda da kullanılmıştır. De Clerck ve arkadaşları (95), kanin retraksiyonu için mini plaklardan yararlanmışlardır. Bengi ve arkadaşları (73), Sınıf II divizyon 1 hastasını zigomatik mini plaklar ile keser retraksiyonu yaparak tedavi etmişlerdir.

Mini plaklar, ortopedik etki elde etmek için de kullanılmaktadır. Kircelli ve arkadaşları, şiddetli maksiller hipoplazisi olan bir hastayı mini plak ve yüz maskesi kombinasyonu ile tedavi ederek 8 mm' lik maksiller ilerleme sağlamışlardır (124). De Clerck ve arkadaşları, Sınıf III hastaları alt ve üst çeneye yerleştirdikleri mini plaklara bağladıkları Sınıf III intermaksiller elastikler ile tedavi etmişlerdir (125).

Miniplaklar son derece yararlı aygıtlar olmalarına ve mini vidalardan daha iyi stabilite sağlamalarına rağmen cerrahi prosedür ihtiyacı, maliyetlerinin kısmen yüksek olması, mini plak çevresinde oral hijyen sağlamadaki zorluklar, ilk günlerde enfeksiyon ve diskomfor görülme riski gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu nedenle

doğru iskeletsel ankraj tipinin seğimi için, bireylerin spesifik tedavi ihtiyağları 6zelinde değerlendirme yapmak gerekmektedir (126, 127).

2.3.7. Zigomatik ligat6rler

İnfrazigomatik krestteki kemik kalitesi genel olarak iyidir ve kuvvet y6klemesi yapılan ligat6r tellerinin devamlılığını sağladığı için yeterli ankraj desteği sağlamaktadır. Bu fikrin ışığında Melsen ve arkadaşları, implantlara alternatif olarak keser retraksiyonu ve intr6zyonu yapmak amacıyla infrazigomatik ark boyunca cerrahi bir telin yerleştirilmesi tekniğini tanımlamışlardır. Bu y6ntemin mutlak ankraj sağlanması ucuz ve etkili bir y6ntem olduğu kanıtlanmıştır. Melsen ve arkadaşlarına g6re osteointegre olmayan vidaların kullanılması fikri, kendilerinin geliştirdiği osteointegre olmayan zigoma ligat6rleri ile sağlanan başarıdan gelmektedir (16).

2.3.8. Graz implantlar

Graz implantlar titanyumdan yapılan, 6zerinde 4 adet vida deliği bulunan bir plak 6zerine yerleştirilmiş 2 adet 9 mm uzunluğundaki pinden oluşmaktadır. Kemiğe fiksasyon için kullanılan vidalar 5 mm boyundadır. Damağın orta hattında 2.premolarlar arası b6lgeye yerleştirilen Graz implantlar yerleştirilmelerini takiben 2 hafta içerisinde kuvvet ile y6kylenebilmektedirler (128).

K6rcher ve arkadaşları, Graz implant destekli pendulum apareyi ile Sınıf II malokl6zyonlu 7 hastaya molar distalizasyonu uygulamışlardır ve t6m hastalarda Sınıf I molar ilişkiyi sağlamışlardır. Tedavi sonunda alınan sefalometrik filmler ve modeller, molarlarda distal hareketin g6zlendiğini, buna karşın keserlerin stabil kaldığını g6stermiştir (128).

2.3.9. Biodegradable implantlar (BIOS)

Biodegradable implantlar, biyolojik ortamda rezorbe olabilen ortodontik implant ankraj sistemleridir. Bu implantlar rezorbe olabilen polylactide alpha-polyesterden hazırlanan bir implant g6vdesi ve değişik metal abutment 6st yapılardan

oluşmaktadır. Çene kemiğine yerleştirildikten sonra 9-12 ay stabil kalmakta ve daha sonra hiçbir kalıntı bırakmadan ve yabancı cisim reaksiyonu meydana getirmeden rezorbe olmaktadır. Bu sayede tedavi bitiminde implantların çıkartılması için ikinci bir cerrahi işleme gerek kalmamaktadır (129).

Glatztmeier ve arkadaşları, biodegradable implantların çekme ve makaslama dayanımlarını konvansiyonel implantlarla karşılaştırmışlardır ve BIOS' ların hem çekme hem de makaslama kuvvet dirençlerinin konvansiyonel implantlardan anlamlı ölçüde daha düşük olduğu sonucuna varmışlardır. Fakat araştırmacılar ortodontik diş hareketi için bu kadar büyük kuvvetlere ihtiyaç olmadığını ve BIOS implantların yüklenme kapasitesinin ortodontik uygulamalar için yeterli olduğunu fakat yine de in vivo çalışmalara ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir (129).

2.3.8. Mini vidalar

1990' lı yılların sonlarına doğru, geçici ankraj aygıtı olarak kullanılmak üzere mini vidalar tanıtılmıştır. 1997 yılında Kanomi, ortodontik ankraj için bir mini implant kullandığını bildirmiştir. Kanomi' nin kullandığı mini kemik implantlar plastik cerrahide kemik plaklarının fiksasyonu için tasarlanmış olup 1.2 mm çapında ve 6 mm uzunluğundaydı. Kanomi, vidayı yüklemeye önce osteointegrasyon için 4 ay beklemiştir (14).

2001 yılında Kore' de çeşitli vakalarda mini vida ankrajının kullanımının anlatıldığı bir kitap yayınlanmıştır ve bu kitap pek çok ortodontistin ilgisini çekmiştir (130). Aynı yıllarda Park ve arkadaşları, şiddetli bimaksiller protrüzyonu olan bir hastanın tedavisinde mutlak ankraj için mini vida kullanmışlardır (131). O zamandan beri farklı tiplerde mini vida kullanımı ile ilgili birçok makale yayınlanmıştır. Park, 2003 yılında, mini vida ankrajının ortalama başarı oranının %93.3 olduğunu bildirmiştir (132).

Paik ve arkadaşları (133), artmış mandibular düzlem açısı ve retrüviz çenesi olan hastada, vertikal maksiller fazlalığın mini vida kullanımı ile başarılı bir şekilde düzeltildiğini rapor etmiştir. Bir diğer vaka raporunda Park ve arkadaşları (134), bukkal alveolar mini vida kullanımı ile ön açık kapanışı olan hastada maksiller molar intrüzyonu gerçekleştirmişlerdir. Park YC ve arkadaşları(135), dişsiz mandibular sırta

sahip protetik tedaviye ihtiyaç duyan hastalarda, aşırı erüpte olmuş maksiller molarların, mini vidalar kullanarak intrüze edildikleri tedavi sonuçlarını yayınlamışlardır. Chang ve arkadaşları (136), mini vida kullanımında indirekt tekniği geliştirmişlerdir. Diş ile mini vidayı birbirlerine ağır köşeli tel vasıtası ile bağlamışlardır. Böylelikle mekanik olarak çok avantajlı olabilen indirekt mutlak ankraj prensibini tanıtmışlardır.

2.4. Mini Vidalar

2.4.1. Terminoloji

Ortodontistler arasında net bir iletişimin sağlanması açısından terminoloji önemlidir. Bir çok yeni teknolojide olduğu gibi bu aygıtların terminolojisinin rasyonalize ve standartize edilmesi zaman almaktadır ve bu süreç hala tamamlanmış değildir (13).

Yıllar boyunca ortodontik implantların tanımlanmasında mini vida (34), mini-implant (137), mikro implant (138) ve mikro vida implantı (132) terimleri kullanılmıştır. Mikro ön eki, mikroskopik bir terminolojiye işaret ettiğinden dolayı otörler mini ön ekinin daha uygun olduğunu düşünmektedirler. Geçici ankraj aygıtı terimi de yaygın olarak kullanılmaktadır fakat bu terim mini plak ve kısa konvansiyonel osteointegre implantlar gibi aygıtları da içermektedir. Otörler daha çok mini vida implantı veya ortodontik mini vida implantı terimlerini tercih etmektedirler (13).

2.4.2. Avantajları

- Boyutlarının küçük olması,
- Diğer geçici ankraj aygıtlarının aksine yerleştirilmeleri ve uzaklaştırılmalarında cerrahi girişim gerektirmemeleri,
- Komplike klinik ve laboratuvar aşamaları gerektirmemeleri,
- İmmmediat olarak yüklenebilme olanağı,
- Ağız içinde pek çok bölgede kullanılabilmeleri,

- Mutlak ankraj sağlamaları,
- Hasta kooperasyonu gereksinimini azaltmaları,
- Kolaylıkla uzaklaştırılabilmeleri,
- Maliyetlerinin konvansiyonel yöntemlere yakın, ortodontik implantlardan ise daha düşük olması ,
- Gelişimin herhangi bir safhasında kullanılabilimleri,
- Tedavi süresini kısaltmaları,
- Hasta tarafından kolay tolere edilebilmeleri (139-141).

2.4.3. Endikasyonları

- Molar intrüzyonu
- Molar dikleştirilmesi
- Anterior open bite tedavisinde molar intrüzyonu
- Anterior deep bite tedavisinde keser intrüzyonu
- Eğimli oklüzal düzemlerin düzeltilmesi
- Çekimli vakalarda ankraj
- Distalizasyon
- Başka apareylerle yapılan distalizasyon sonrası retansiyon
- Diş erüpsüyonu
- Asimetrik ekspansiyon
- Bir diş veya diş grubunun gövdesel hareketi
- Lingual braketler ile birlikte cerrahi fiksasyon
- Lingual ortodontide mutlak ankraj sağlanması
- Dişsiz boşlukların kapatılması (142).

2.4.4. Kontraendikasyonları

- Diabet, osteoporoz, osteomyelit gibi sistemik hastalıklar
- Radyoterapi gören hastalar
- Psikolojik rahatsızlıklar
- Aktif oral enfeksiyon varlığı

- Kontrol altında olmayan periodontal hastalıklar
- Bölgede tümör veya kist gibi patolojik oluşumların varlığı
- Mini vidanın yerleştirilmesi için yeterli yere sahip olmayan hastalar
- İnce kortikal kemik ve yetersiz retansiyon varlığı
- Kemik kalitesinin yetersizliği
- Liken planus, lökoplaki gibi yumuşak doku lezyonlar
- Mini vida yerleştirilmesini kabul etmeyen hastalar (142).

2.4.5. Göreceli kontraendikasyonları

- Sigara, alkol ve uyuşturucu kullananlarda
- Ağız solunumu varlığında
- Oral hijyenini düzgün olarak sürdüremeyen hastalarda (142).

2.4.6. Yerleştirildiği bölgeler

Maksilla;

- Palatinal bölge (median, paramedian)
- İnfrazigomatik krest
- Tüber bölgesi
- Bukkal ve lingual bölgelerdeki interradiküler alanlar
- Nazal spinanın altı
- Çekim boşlukları

Mandibula;

- Simfisis veya parasimfisis
- Retromolar bölge
- Bukkal ve lingual bölgelerdeki interradiküler alanlar
- Çekim boşlukları (140, 143).

2.4.7. Direkt ve indirekt ankraj

Mini vidalar direkt ankraj olarak kullanıldıklarında, mini vidadan hareketi istenen dental ünite veya ünitelere açık yaylar, kapalı yaylar, elastik zincirler, tel ligatürler veya lever armlar vasıtası ile doğrudan kuvvet uygulanmaktadır. Mini vidalar indirekt ankraj ünitesi olarak kullanıldıklarında ise bir diş veya diş grubu mini vida ile stabilize edildikten sonra, bu stabilize segment ankraj alınarak kuvvet uygulanmaktadır (39).

Mini vidalar direkt ankraj olarak kullanıldıklarında ankraj kaybı görülmezken, indirekt ankraj ünitesi olarak kullanıldıklarında istenmeyen dental hareketlerin dolayısı ile ankraj kaybının görülme olasılığı vardır. Diğer bir taraftan direkt ankrajda mini vida üzerine daha fazla kuvvet uygulanmış olurken, indirekt ankrajda kuvvet mini vida ve dental ankraj ünitesi arasında paylaşılmaktadır (39).

2.4.8. Osteointegrasyon

Mini vidaların osteointegre olup olmadıkları ve osteointegrasyonun, ortodontik kuvvete maruz kalan mini vidaların stabilitesi üzerinde herhangi bir katkısının olup olmadığı tartışmalı konulardır (13).

Osteointegrasyon, optik mikroskop altında araya giren hiçbir yumuşak doku olmaksızın implant ile kemik arasında oluşan doğrudan bağlantıdır. Bu bağlantı, eksternal streslerin işlevsel bir şekilde kemik yapısına iletilmesini sağlamaktadır (97).

Dental implantlar ile ilgili yapılan çalışmalarda farklı miktarlarda osteointegrasyon değerleri rapor edilmiştir. Albrektsson ve arkadaşlarına (144) göre implant yüzeyi %90-95 aralığında kemik ile doğrudan kontak halindedir. Öte yandan Roberts ve arkadaşları (100), başarılı bir şekilde osteointegre olan implantlarda implant yüzeyi ile kemik arasındaki doğrudan kontakın %25-30 oranında olduğunu bildirmişlerdir.

Ortodontik mini vidalarla ilgili farklı görüşler dile getirilmiştir. Bazı klinisyenler, ortodontik mini vida stabilitesinin mini vida yivleri ile kortikal kemik arasındaki mekanik retansiyon ile elde edildiğini öne sürmektedirler. Gray ve arkadaşlarına göre mini vidalar ortodontik ankraj için kullanıldıklarında,

osteointegrasyon gerekli olmayabilmektedir (145). Park, mini vida stabilitesinin osteointegrasyon kaynaklı olmadığını, mini vida yivleri ile kortikal kemik arasındaki mekanik kilitlenmeden dolayı meydana geldiğini belirtmiştir (146). Bununla birlikte daha güncel raporlar, osteointegrasyonun meydana geldiği fikrini desteklemektedir. Mikroskobik çalışmalar kemik-vida arayüzünde en azından bir miktar osteointegrasyon meydana geldiğini göstermektedir fakat ortodontik mini vida stabilizasyonu için gerekli olan osteointegrasyon miktarı tartışmalıdır (147-149).

Roberts ve arkadaşlarına (93) göre, %10 kadar az bir osteointegrasyon miktarı ortodontik ankraj için yeterlidir. Deguchi ve arkadaşları (150), köpekler ile yapmış olduğu çalışmada %5' lik bir implant yüzeyi kemik kontağının bile ortodontik kuvvetlere başarılı bir şekilde direnç gösterdiğini belirtmişlerdir.

Osteointegrasyon ile ilgili değerlendirilmesi gereken bir diğer konu, implantın çıkartılma işlemi ile ilgilidir. Osteointegrasyon, ortodontik tedavi süresince mini vidanın stabilitesini arttırmakta fakat diğer taraftan tedavi sonrası vidanın çıkartılmasını zorlaştırmaktadır (13). Bununla birlikte küçük çaplardaki bir vidanın çıkartılması osteointegre olmasına rağmen nispeten kolaydır çünkü çıkartma torqu vidanın çapının karesi ile orantılıdır (147). Sistematik bir derlemeye göre %25' in altındaki osteointegrasyon değerleri vidaların çıkartılmasını zorlaştırmamaktadır (151).

2.4.9. Primer ve sekonder stabilite

Mini vidanın yerleştirilmesinden hemen sonra, birincil olarak kortikal kemik olmak üzere mini vida ile temas eden kemiğin karakteristiği ve miktarıyla bağlantılı olarak retansiyon tamamen mekaniktir. Bu mekanik tip vida retansiyonu primer stabilite olarak adlandırılır (152). Mini vidaların primer stabilitesi, kortikal kemik ile mekanik olarak kenetlenmeden gelmektedir. Bu nedenle kortikal kemiğin kalınlığı ve bütünlüğü primer stabilite için kritik faktörlerdir (13).

Mini vidanın yerleştirilmesinden sonraki ilk 1 haftalık süreçte osteoklastlar eski, hasar görmüş kemiği rezorbe ettikleri ve osteoblastlar da yeni kemiği oluşturduklarından dolayı primer stabilite azalmaktadır. Mini vida çevresinde yeni kemik oluştuğça stabilite de artmaktadır. Artan stabilitedeki bu ikinci faz sekonder stabilite olarak adlandırılmaktadır (152). Sekonder stabilite temel olarak kemik

remodelingi ve turnoverına bağlıdır. İyileşme ve daha fazla miktarda osteointegrasyon meydana geldikçe sekonder stabilite artmaktadır (13). Sekonder stabilitedeki artış oranı, 4-5 haftalık iyileşme periyodundan sonra azalmaya başlamaktadır (152).

Mini vida çevresinde görülen remodeling, kemik modelinginden farklıdır çünkü burada mekanik yükleme ve/veya travmaya bir cevap olarak kemiğin eksternal yapılarında meydana gelen değişiklikler söz konusudur ve bu da kemiğin şekil, boyut ve pozisyonunu değiştirmektedir (153). İnsanlarda kemik remodeling siklusunun süresi yaklaşık 4 aydır (17 hafta). Vida çevresindeki remodeling oranı yıllık %30 olarak belirtilmiştir ki bu erişkin bir insanın kortikal kemiğinde normalde görülen modeling miktarının neredeyse 10 katıdır (11).

Başlangıç aşamasında tüm stabilite primer stabiliteden gelmekte iken iyileşme meydana geldikten ve kemik remodele olduktan sonra mini vida stabilitesi primer olarak sekonder stabilite kaynaklıdır (152).

2.4.10. Primer stabiliteyi etkileyen faktörler

- Mini vidanın yüzey morfolojisi (154-156)
- Kemik kalite ve kantitesi (157, 158)
- İmplant bölgesi hazırlığı (158, 159)
- Yerleştirme açısı (160)
- Mini vida dizaynı (çap, uzunluk, yiv tasarımı, materyel, gövde şekli) (161-165).

2.4.11. İmmediat vs gecikmiş yükleme

Mini vidaların önemli bir avantajı, yerleştirilmelerinden hemen sonra yüklenebilmeleridir (39). Dental implantlarla ilgili yapılan çalışmalar, erken yüklemeyi takiben oluşan mikro titreşimlerin osteointegrasyonu olumsuz yönde etkilediğini belirtmiştir (166, 167). Diğer bir taraftan mini vidaların osteointegre olup olmadıkları, stabilitelerinde osteointegrasyonun rolünün olup olmadığı ve eğer osteointegre oluyorsa bu osteointegrasyon miktarının ne kadar olması gerektiği tartışmalı konulardır (93, 145, 146, 148-150, 168). Vannet ve arkadaşları, vidaların

osteointegrasyonunun gecikmiş veya immediate yüklemekten bağımsız olduğunu belirtmişlerdir (254).

Çalışmalar göstermektedir ki mini vidalar primer stabilitelelerinden ödün verilmeksizin immediat olarak yüklenebilmektedirler (18, 148, 169-172).

İmmediat yükleme aynı zamanda mini vida çevresindeki kemik densitesini de olumlu yönde etkileyebilmektedir (33, 149, 156). Diğer bir taraftan Woods ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada kuvvet uygulama zamanının kemik-vida kontağı üzerinde herhangi bir etkisinin bulunmadığı sonucuna varmışlardır (173).

Pek çok otör, mini vidaların yerleştirilmelerini takiben kuvvet ile yüklenmesi gerektiğini belirtmelerine rağmen mini vidalara kuvvet uygulamak için, mini vidaların yerleştirilmelerini takiben belirli bir süre beklenmesi gerektiğini söyleyen yayınlar da vardır. Yükleme öncesi gereken bekleme süresi ile ilgili tavsiyeler 2 hafta (21, 141), 3 haftadan fazla (150) ve hatta 6 haftaya kadar (149) olarak belirtilmiştir. Park, yumuşak dokular iyileştikten sonra mini vidalara ortodontik kuvvet uygulanabileceğini belirtmiştir (146). Yine Huja da 1 haftalık iyileşme periyodu önermiştir (174).

İmmediate olarak yüklenen mini vidalarda, başlangıç yükleme kuvvetinin ne kadar olduğu da ayrı bir önem taşımaktadır. Melsen' e göre vida kaybının önüne geçmek için başlangıç yükleme kuvveti 50 cN (50 g) ile sınırlandırılmalıdır (143). Owens ve arkadaşlarına göre ise bu sınır 50 gramdan bariz bir şekilde fazladır fakat immediat olarak yüklenen mini vidaların maksimum kuvvet sınırlarını belirlemek için daha fazla deneysel veri gerekmektedir (175). Miyawaki ve arkadaşlarına göre ise 2 N' un altındaki kuvvetler immediat olarak yüklenebilmektedir (20). Bu değer Herman ve Cope' a göre 50-300 cN (171), Berens ve Wiechmann (176) ile Ohmae ve arkadaşlarına göre 150 cN (149), Liou ve arkadaşları (141) ile Park ve arkadaşlarına göre 150-250 cN (169) ve Ohashi ve arkadaşlarına göre 30-250 cN' dur (177).

İmmediat olarak yüklenen mini vidalarda derotasyonel etkilerden de kaçınmaya özen gösterilmelidir çünkü mini vidanın saat yönünün tersi yönde hareket etmesi, primer stabilitenin azalmasıyla sonuçlanabilmektedir (178, 179).

2.4.12. Maksiller ve mandibular kemik özellikleri

Kortikal kemik kalınlığı ve kemik densitesi mandibulada maksillaya nazaran daha fazladır (180-184). Maksilla ve mandibuladaki kortikal kemik kalınlığı ve densitesini değerlendiren çalışmalar göstermektedir ki ve bu fark posterior bölgelerde daha belirgindir (180, 185-187).

Kortikal kemik kalınlığı ve densitesi açısından çeneler arasındaki farklılıkların yanı sıra çene içi bölgesel farklılıklar da vardır. Mandibulada bukkal kortikal kemik kalınlığı ve densitesi anteriordan posteriora doğru gidildikçe kademeli olarak artarken maksillada farklı bölgelerde değişik kalınlık ve densite varyasyonları gözlemlenmiştir. Maksillada da anterior bölgedeki bukkal kortikal kemik, posteriora kıyasla daha az kalın ve denstir fakat posterior bölgeler arasında çeşitli görüş farklılıkları vardır. Maksillada bukkal kortikal kemik kalınlığının en fazla olduğu bölge Farnsworth ve arkadaşlarına göre 2.premolar ve 1.molar dişler arasındadır (180). Baumgaertel ve Hans ise maksillada bukkal kortikal kemik kalınlığının en yüksek olduğu yerin 1.molar-2.molar arasında olduğunu belirtmişlerdir (181). Park ve Cho' nun yapmış oldukları çalışmada kortikal kemik kalınlığı kanin-1.premolar, 1.premolar,2.premolar, 2.premolar-1.molar ve 1.molar-2.molar arasındaki bölgelerde benzer bulunmuştur (188). Densite açısından değerlendirildiğinde, maksiller bukkal kortikal kemik densitesinin en fazla olduğu bölge Chugh ve arkadaşlarına göre 2.premolar-1.molar dişler arasındadır (186). Park ve arkadaşları ise maksiller bukkal kortikal kemik densitesinin en yüksek olduğu bölgenin premolarlar arasında olduğunu belirtmiştir (183).

Bukkal ve lingual bölgeler arasındaki farklılık açısından bakıldığında Cassetta ve arkadaşları lingual bölgelerdeki kortikal kemiğin kalınlık ve densite değerlerinin her 2 çenede de bukkal bölgeden daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (189). Farnsworth ve arkadaşlarına göre mandibular bukkal kortikal kemik, maksiller bukkal ve palatinal bölgelerdeki kortikal kemikten önemli derecede daha kalındır (180). Sawada ve arkadaşları, maksilladaki kortikal kemik kalınlığını değerlendirdikleri çalışmada bukkal kortikal kemiğin, palatal kortikal kemikten daha ince olduğu sonucuna varmışlardır (190). Choi ve arkadaşları, mandibulanın bukkal ve lingual yüzeylerindeki densite değerlerini karşılaştırdıkları çalışmada, anteriorda lingual kemiğin daha dens, posteriorda ise bukkal kemiğin daha dens olduğu sonucuna

varmışlardır. Maksillanın bukkal ve palatinal alveolar yüzeyleri arasında bir farklılık bulamamışlardır (185). Diğer bir taraftan Chugh ve arkadaşları, hem maksillada hem de mandibulada lingual ve palatinal alveolar yüzeylerdeki kortikal kemik densitesinin bukkal yüzeylerden daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (186).

Maksilladaki ve mandibuladaki tüm bölgeler arasında, kortikal kemik kalınlığının en fazla olduğu yerler sırasıyla midpalatal ve paramedian palatal bölgelerdir (13). Yapılan çalışmada midpalatal bölgedeki kemik kalınlığı 6.09-7.04 mm aralığında, paramedian palatal bölgedeki kemik kalınlığı ise 1.42 mm ile 4.32 mm aralığında bulunmuştur. Mandibular retromolar bölgede ise kortikal kemik kalınlığı 1.96-2.06 mm olarak belirtilmiştir (188).

Park ve arkadaşlarına göre tüm bölgeler arasında kortikal kemik densitesinin en düşük olduğu yer maksiller tüber bölgesidir (183).

Vertikal açıdan değerlendirildiğinde alveolar krest tepesinden apikale doğru gidildikçe, kortikal kemik kalınlığı ve densitesi her iki çenede de artma eğilimi göstermektedir (182, 188, 189, 191, 192).

Mini vidaların yerleşimi için çeşitli bölgeler önerilmiştir. En sıklıkla tavsiye edilen bölgeler midpalatal bölge (193), maksiller 2.premolarlar ve 1.molarlar arasındaki alveolar kemik ve mandibular 1.molarlar ve 2.molarlar arasındaki alveolar kemiktir (131, 194, 195).

Yapılan çalışmalar mandibulaya yerleştirilen mini vidaların başarı oranlarının maksillaya yerleştirilenlere nazaran daha düşük olduğunu göstermektedir (169, 170). Mandibulaya yerleştirilen mini vidalardaki başarısızlık oranının daha yüksek olmasının sebepleri;

- Mandibuladaki yüksek kemik densitesinin yerleştirme torkunu arttırması (24)
- Yerleştirme sırasında kemikteki aşırı ısınma (21, 127, 169)
- Mandibulaya yerleştirilen mini vidaların etrafında daha az kortikal kemik formasyonu oluşması (196)
- Maksillaya nazaran mandibulada daha sığ olan vestibülün hijyen protokollerini zorlaştırması (22)
- Maksillaya nazaran mandibuladaki yapışık dişeti miktarının daha az olması (21).

2.4.13. Mini vidaların komplikasyonları

2.4.13.1. Yerleştirme sırasında oluşan komplikasyonlar

- Periodontal ligament veya diş köklerinde travma
- Yerleştirme esnasında mini vidanın periost boyunca mukoza altından kayarak yumuşak dokuda hasar oluşturması
- Palatinal bölgede vida yerleştirirken Nervus palatinus major' de hasar oluşması
- Mandibular bukkal bölgede vida yerleştirirken Nervus alveolaris inferior' un zedelenmesi
- Retromolar bölgede vida yerleştirirken Nervus buccalis ve Nervus lingualis' in zedelenmesi
- Döner alet veya hava-su spreyi kaynaklı subkütan hava amfizemi
- Nazal sinüs perforasyonu
- Maksiller sinüs perforasyonu
- Mini vidada bükülme, kırık veya torsiyonel stres oluşması (197).

2.4.13.2. Ortodontik kuvvet yükleme sürecinde oluşan komplikasyonlar

- Mini vida mobilitesi
- Mini vida migrasyonu (197).

2.4.13.3. Yumuşak doku komplikasyonları

- Aftöz ülserasyon
- Yumuşak dokunun, vidanın baş kısmını sarması
- Yumuşak doku inflamasyonu ve periimplantitis (197).

2.4.13.4. Uzaklaştırma sırasında oluşan komplikasyonlar

- Mini vidanın kırılması
- Oluşan kısmi osteointegrasyonun uzaklaştırma işlemini zorlaştırması (197).

2.4.14. Mini vida başarısızlığında potansiyel risk faktörleri

- Mini vidanın sağ bölgeye yerleştirilmesi (169, 198)
- Mini vidanın mandibulaya yerleştirilmesi (21, 127, 169)
- Periimplant yumuşak doku inflamasyonu (169, 199)
- Periimplantitis (20)
- Hastanın genç olması (127, 200, 201)
- Aşırı yerleştirme torku (157, 202)
- Kortikal kemik kalınlığının az olması (157, 203, 204)
- Yetersiz kemik densitesi (33)
- Kısa mini vida kullanımı (22, 205)
- Kök teması (206, 207)
- Küçük çaplı mini vida kullanımı (20, 170)
- Yüksek mandibular düzlem açısı (20)
- Sigara kullanımı (208)
- Vidanın ağız içine bakan baş kısmının yüksekliğinin fazla olması (18, 209)
- Adelosan hastalarda self-tapping yerleştirme tekniğinin kullanılması (210)
- Self-tapping tekniği ile mini vida yerleştirmede rehber deliğin çapının ve derinliğinin fazla olması (24)
- Mandibulanın posterioru gibi kemik densitesinin fazla olduğu bölgelerde mini vidaların self-drilling tekniği ile rehber delik açılmadan yerleştirilmesi (24, 211, 212)
- Mini vidanın yerleştirileceği bölgedeki mukoza kalınlığının fazla olması (199)
- Mini vidanın keratinize olmayan mukozaya yerleştirilmesi (21)
- Aşırı yükleme (18, 29)
- Yetersiz yerleştirme torku (202)
- Adelosan hastalara yerleştirilen mini vidaların immedat olarak yüklenmesi (200)
- Travmatik yerleştirme (yüksek drilleme hızı, yetersiz soğutma, yerleştirme esnasında aşırı titreşim) (39, 213, 214)
- Mini vidanın kontamine olması
- Mini vidanın frenulum ataçmanına veya yakınına yerleştirilmesi
- Mini vidanın dil veya parmak ile mekanik manipülasyonu (39)

- Kontrol altında olmayan diabet, osteoporoz gibi sistemik hastalıklar (215)
- Büyük çaplı konik şekilli mini vidaların yerleştirilmesi (216)
- Kötü oral hijyen (39, 215)
- Yetersiz yerleştirme derinliği (217).

2.4.15. Mini vida migrasyonu

Endosseöz implantlar ve palatinal onplantların mutlak ve rijid bir ankraj sağladıkları düşünülmektedir (9, 11, 12). Çünkü bu aygıtlar yerleştirildikleri kemiğe integre olurlar ve böylece ortodontik yüklemeye maruz bırakıldıklarında mutlak bir şekilde stabil kalırlar (218-220).

Her ne kadar mikroskobik çalışmalar kemik-vida arayüzünde en azından bir miktar osteointegrasyon meydana geldiğini gösterse de mini vidaların stabilitesi primer olarak kemik ile vida arasındaki mekanik interdijitasyondan kaynaklanmaktadır (20, 147, 149).

Yapılan çalışmalar, mini vidalara kuvvet uygulamadan önce kemik iyileşmesi ve osteointegrasyon için beklenmesinin gereksiz olduğunu, mini vidanın primer stabilitesinin, normal ortodontik kuvvetlere direnç göstermesi açısından yeterli olacağını belirtmektedir (18, 148, 169-172).

Diğer bir taraftan mini vidaların ortodontik kuvvet altında endosseöz implantlar gibi hareket etmeden mutlak olarak stabil kalıp kalmadıkları sorusu belirsizliğini korumaktadır (141). Yapılan çalışmalar, mini vidaların kuvvet ile yüklendiklerinde mutlak olarak stabil kalmadıklarını, klinik olarak mobilite ve kayıp göstermeksizin kemik içerisinde değişik miktarlarda hareket ettiklerini göstermektedir (141, 221, 222).

Wang ve Liou' nun, 32 vida ile yapmış oldukları çalışmada vidalara 2 haftalık iyileşme periyodu sonrası 400' er gramlık kuvvet uygulanmıştır. 4 vidada hiçbir hareket gözlenmemiş, 14 vidada ekstrüzyon ve kontrollü tipping, 9 vidada ekstrüzyon ve gövdesel hareket, 5 vidada ise ekstrüzyon ve kontrolsüz tipping görülmüştür. Self-drilling veya self-tapping tekniklerinden hangisinin kullanıldığı ile vidanın kemik içerisindeki migrasyonu arasında korelasyonun bulunmadığı çalışmada yer değiştirme

miktarı, yükleme periyodunun uzunluğu ile ilişkili bulunmuştur. Mini vidalarda 2 mm' ye kadar migrasyonlar gözlemlenmiştir (222).

Liou ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada 32 adet mini vida hastaların maksiller zigomatik butress bölgelerine yerleştirildikten sonra yara iyileşmesi için 2 hafta beklenmiştir. Bekleme periyodundan sonra mini vidalara yine 400' er gramlık kuvvet yüklemesi yapılmıştır. 9 aylık tedavi periyodunun sonunda mini vidaların klinik olarak immobil olduğu belirtilmiştir. Hastaların 7' sinde 1.5 mm' ye kadar migrasyonlar görülmüştür (141).

Bununla beraber kemik içerisindeki bu yer değiştirmenin, 400 gramlık kuvvet yüklemesinin gerçekleştirildiği çalışmalara nazaran daha az da olsa, daha düşük kuvvet seviyelerinde de meydana geldiği belirtilmiştir (221, 223).

Yapılan çalışmalarda görülen bu yer değiştirme, patoloji ile ilişkili olan ve mini vidaların gevşemesi ile sonuçlanan hareketlerden farklıdır. Mini vida hareket ettikçe, mekanik streese bağlı olarak kemik remodelingi meydana geldiğinden dolayı, mini vidaların kemik içerisindeki konumları değişmiş olsa bile, klinik olarak stabil kalmışlardır (298,299,300). Tedavi hedefleri elde edildiği sürece, mini vidaların kemik içerisinde mutlak olarak stabil kalmalarına gerek yoktur fakat vital yapıların zarar görme ihtimali açısından bu migrasyon önemlidir (224).

Liou ve arkadaşları, mini vidalarda meydana gelebilecek olası migrasyonun vital yapılarda hasar oluşturmaması için dişsiz bölgeye yerleştirilecek olan mini vidaların yerleşim bölgesinde herhangi bir faromen, majör sinir veya kan damarı bulunmaması ve dişli bölgeye yerleştirilecek mini vidalar ile diş kökleri arasında 2 mm' lik güvenlik payı bırakılması tavsiyesinde bulunmuşlardır (141).

2.4.16. Mini vidaların kuvvet dayanımı

Pek çok klinik rapor, mini vidaların 50-450 g aralığındaki kuvvet değerlerinde klinik olarak stabil kaldıklarını göstermektedir (18,128). Fakat yapılan klinik çalışmaların çoğunda mini vidalara uygulanan kuvvetler 100-200 g aralığında değişmektedir (24).

Klinik pratiğinde ortodontik diş hareketi için gereken kuvvet miktarı yaklaşık olarak 0.3-4 N aralığında değişmektedir. Bu bağlamdan bakıldığında mini vidaların

stabil kaldıkları kuvvet aralığı, ortodontik diş hareketi için gereken kuvvet miktarları açısından yeterli gibi görünmektedir (225).

Fakat geçici ankraj aygıtları sadece konvansiyonel diş hareketleri için kullanılmamaktadırlar. Son yıllarda dentofasiyal ortopedik uygulamaların içine de dahil edilmişlerdir (125, 226-230).

İntermaksiller elastikler ile ortopedik traksiyonda ankraj amacıyla kullanılmak üzere geçici ankraj apareyi uygulamaları tanıtılmıştır. Fakat bu çalışmaların hepsinde mini plaklar kullanılmıştır (125, 226, 227). İntermaksiller elastikler mini vidalara tutturularak kullanılırlarsa, mini vidaya daha büyük kuvvet değerlerinin iletileceği düşünülmektedir çünkü mandibulada, fonksiyonel çene hareketlerinden kaynaklanan lateral, protrüziv ve retrüziv hareketler, ilave kuvvetlere neden olacaktır (231). Bununla birlikte mini vidaların stabilite ve başarı oranları ile ilgili raporlar çoğunlukla ortodontik diş hareketleri ile sınırlıdır. Mobiliteye neden olan kuvvet aralığının 100-400 g olduğu belirtilmiştir (30). İntermaksiller elastikler mini vidalar ile beraber kullanıldıklarında kuvvet büyüklükleri aralıklı olarak artacak ve azalacaktır. Aynı zamanda fonksiyonel çene hareketleri sırasında meydana gelecek pek çok farklı doğrultudaki kuvvetler mini vidalara iletilecektir. Mini vidalar ortodontik diş hareketi için kullanıldıklarında lateral, torsiyonel, makas ve ekstrüziv kuvvetlerin mini vida üzerine etki etmesi tavsiye edilmemektedir fakat intermaksiller elastiklerle kullanıldıklarında çene hareketleri sırasında bu kuvvetlerin mini vida üzerine etki etmeleri kaçınılmazdır ve bu durumun mini vida stabilitesini olumsuz yönde etkilemesi olasıdır (21, 231).

Çekme testleri, kemik vidalarının dayanabileceği azami kuvvetleri değerlendirmek için sıklıkla kullanılmaktadırlar ve cerrahi olarak yerleştirilen kemik vidalarının göreceli gücünü veya "tutma gücünü" karşılaştıran doğru bir yöntem olarak kabul edilmektedir (232, 233). Diğer bir taraftan ortodontik mini vidalar primer olarak makaslama kuvvetlerine maruz kalmaktadırlar. Bu nedenle tek başına çekme testleri kemik vidalarının fiksasyon potansiyelinin ölçümü için yeterli değildir çünkü makaslama kuvvetlerine değinmemektedirler. Çekme ve makaslama testleri sonucunda belirlenen kuvvet değerleri her ne kadar ortodontistlerin tipik olarak kullandıkları kuvvetleri aşsa da, mini vidaların primer stabilite ve materyal özellikleri ile ilgili değerli bilgiler sunmaktadır (26).

Mini vidaların makaslama testine tabi tutulmaları ile ilgili literatürde sınırlı sayıda rapor bulunmaktadır (26, 234, 235). Pickard ve arkadaşları, insan kadavra kemiğine yerleştirdikleri mini vidalara immediat olarak makaslama testi uygulayarak mini vida başarısızlığına yol açacak ortalama makaslama kuvvetinin mandibular bukkal kemiğe 90° lik açı ile yerleştirilen mini vidalarda 123 N olduğunu tespit etmişlerdir. Bu değer başarısızlığa neden olan maksimum çekme kuvveti değerinin (342 N) yaklaşık 1/3' idi (26).

Iijima ve arkadaşları da yine kadavra kemiği kullandıkları ve mini vidaları kemiğe 90° lik açıyla yerleştirdikleri çalışmada başarısızlığa neden olan makaslama kuvvet değerinin 5 mm' lik mini vidalar için maksillada 70.3 N ve mandibulada 182.47 N olarak bulmuşlardır. 7 mm' lik mini vidalar sadece mandibulada kullanılmıştır ve maksimum makaslama kuvvet dayanımı 143.95 N olarak bulunmuştur. İlâveten kemik ile 90° lik açı yapacak şekilde uygulanan çekme testleri sonucunda 90° açı ile yerleştirilen mini vidalar yerinden çıkmaya karşı en büyük direnci göstermişlerdir. Kemik yüzeyine paralel olarak uygulanan makaslama testlerinde ise yerinden çıkmaya karşı en büyük direnci makaslama kuvveti doğrultusuna doğru 45° lik açıyla yerleştirilen mini vidalar göstermişlerdir (234).

Araghbidikashani ve arkadaşları, koyun mandibulasına yerleştirdikleri mini vidalarla ilgili yaptıkları çalışmada, vida başarısızlığına sebep olan maksimum makaslama kuvvetinin 106.27 N, maksimum çekme kuvvetinin ise 379.3 N olduğunu belirtmişlerdir. En yüksek primer stabilite değeri makaslama testleri için 45° lik yerleştirme açısında, çekme testleri için ise 90° lik yerleştirme açısında bulunmuştur (235).

Çalışmalar göstermektedir ki mini vidaların makaslama kuvvetlerine karşı direnci çekme kuvvetlerine karşı olan dirençlerinden anlamlı ölçüde daha düşüktür. Mini vidalar kemiğe 90° lik açıyla yerleştirildiklerinde çekme kuvvetlerine, 45° lik açıyla yerleştirildiklerinde ise makaslama kuvvetlerine karşı daha iyi direnç gösterirler. Mini vidaların primer olarak makaslama kuvvetlerine maruz kaldıkları düşünüldüğünde, makaslama kuvvetlerine karşı gösterdikleri direnç daha önemli olarak gözükmektedir (26, 234, 235).

2.4.17. Mini vidaların kuvvet dayanımlarını arttırmak için yapılan çalışmalar

Mini vidaların tüm avantajlarına rağmen pek çok klinisyenin, mini vida başarısızlık oranlarına değindikleri çalışmaları literatürde mevcuttur. Miyawaki ve arkadaşları, Cheng ve arkadaşları, Kuroda ve arkadaşları ve Lim ve arkadaşları, mini vida başarı oranlarını sırasıyla %84, %89, %80 ve %83.6 olarak belirtmişlerdir. Bu çalışmalara karşılık gelen %10-20' lik başarısızlık oranı mevcuttur (20-23). Bu nedenden dolayı sayısız araştırmacı, mini vida başarısızlığıyla ilgili faktörleri incelemişlerdir (21, 23, 24, 236, 237).

Mini vidaların stabilitesini etkileyen başlıca faktörlerden biri, kuvvet ile yüklenmelerinden kaynaklanan streştir. Crupi ve arkadaşları, aşırı yüklemenin kemikte yorgunluğa bağlı hasar oluşturduğunu belirtmişlerdir (29). Vida-kemik arayüzündeki yüksek stres, mini vidaların kaybına ve kemik absorpsiyonuna neden olabilmektedir (238).

Tüm bu problemlerin üstesinden gelebilmek için araştırmacıların, kullanılan cerrahi tekniği, farklı boylardaki ve çaplardaki mini vidaları, farklı yüzey morfolojileri, yiv tasarımları, yiv derinlikleri, yerleştirme açıları ve gövde dizaynlarının karşılaştırdıkları çalışmalar yukarıda anlatılmıştır.

Bu geleneksel yöntemlerin dışında bazı araştırmacılar mini vidaların kuvvet dayanımlarını arttırmak amacıyla özgün tasarımlar geliştirmişlerdir.

Jang ve arkadaşları vida ile temas eden kemik yüzey alanını arttırmanın yerine washer adını verdikleri bir aygıt ile kuvvet-moment sistemini modifiye etmeyi amaçlamışlardır. Washer tasarımı, 6 ayaklı bir vida başlığıdır ve ayaklar, kortikal kemiğe penetre olacak şekilde tasarlanmıştır. Aygıt, vida tepesine yerleştirildikten sonra kuvvet vidanın baş kısmına değil, washer aygıtının üzerindeki butondan uygulanacaktır. Burada amaçlanan moment kolunun uzunluğunda ve mini vidanın rezistans merkezinde değişiklikler oluşturarak kuvvet momenti ve böylelikle de vidayı çevreleyen kemikteki stresi azaltmaktır. Bu amacın arkasındaki düşünce mini vidanın primer ve sekonder stabilitesini arttırmaktır. Primer stabilite indikatörü olarak mini vidanın başlangıç yer değiştirmesi, sekonder stabilite indikatörü olarak da vidayı çevreleyen kemikteki stres dağılımı düşünülmüştür. Yapılan sonlu element analizi sonuçları washer aygıtının başlangıç stabilitesini arttırmada etkili olabileceğini

göstermektedir ve araştırmacılar bu pozitif etkiyi washer aygıtının kollarının kortikal kemiğe penetre olmasının sonucu olan artan kemik arayüzünden değil, kuvvetin vidanın baş kısmından değil de waser aygıtının üzerinde bulunan butondan uygulanmasından kaynaklanan moment değişikliğinden kaynaklandığını belirtmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca washer aygıtının mini vidaya komşu olan kemikteki maksimum stresi azaltarak sekonder stabilite üzerinde de olumlu etkiler oluşturabileceğini belirtmişlerdir (35).

Tozlu ve arkadaşları da washer' a benzer bir aygıt tasarlamışlardır. Mini vida ringleri adını verdikleri bu tasarımda 4 tane ayak vardır (mini vida ringi) ve aygıt mini vidanın tepesinden geçirilerek boyun bölgesine yerleştirildikten sonra ayaklar kortikal kemiğe penetre olacak şekilde tasarlanmıştır. Washer tasarımında olduğu gibi aygıt mini vidanın tepe bölgesini bir şapka gibi örtmemekte ve kuvvetin uygulanması için bir buton bulundurmamaktadır. Kuvvet washer tasarımının aksine, vida tepesine uygulanmaktadır. Bu tasarımdaki düşünce kortikal kemik desteğini arttırarak mini vidanın stabilitesini arttırmaktır. Sığır ilyum kemiğinin mini vida yerleştirme bölgesi olarak kullanıldığı çalışmada vidalar, uzun aksları ile 90° açı yapacak şekilde makaslama kuvveti ile yüklenmişlerdir. Yapılan makaslama testleri sonucunda mini vida ringlerinin yerleştirildiği mini vidalar, aygıtın yerleştirilmediği mini vidalarla karşılaştırıldığında, daha yüksek yerleştirme torku ve daha büyük ankraj kuvvet değerleri göstermişlerdir. Çalışma sonunda kontrol grubunda daha fazla mobil vida gözlemlenmiş olsa da bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi. Araştırmacılar çalışmanın in-vitro olmasından kaynaklı limitasyonları da göz önünde bulundurarak, mini vida ringlerinin mini vidaların yerleştirme torkunu ve ankraj rezistansını arttırdığı sonucuna varmışlardır ve yaptıkları in-vitro çalışmanın, klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerektiğini belirtmişlerdir (36).

Özkalaycı ve Yetmez, mini vidaların primer stabiliteelerini ve böylelikle de kuvvet dayanımlarını arttırmak amacıyla stabilite ayağı olarak adlandırdıkları bir tasarım geliştirmişlerdir. Stabilite ayağının uç kısmı kortikal kemiğe penetre olacak şekilde tasarlanmıştır. FEM analizinin kullanıldığı çalışmada stabilite ayağı olmayan mini vidalar ile 5 mm' lik ve 10 mm' lik stabilite ayağı eklenmiş mini vidaların kuvvet dayanımları karşılaştırılmıştır. Kuvvetler 34°-44° aralığında uygulanarak, intermaksilller elastiklerin mini vidalar ile birlikte kullanımı simüle edilmek istenmiştir. Vidalar sırasıyla 1 N ve 1, 1.25, 4 N' luk kuvveler ile yüklenmişlerdir.

Araştırmacılar stabilite ayağının, hem mini vidaların primer stabilitesinin artması hem de vida başarısızlık oranlarını azaltması açısından faydalı olduğu sonucuna varmışlardır ve en iyi sonuçların 5 mm' lik ayak ile yapılan testlerde elde edildiğini belirtmişlerdir (37).

Motoyoshi ve arkadaşları mini vidalara abutment ilave ederek kuvvet uygulama noktasını ve böylelikle de kuvvet moment sistemini değiştirmeyi amaçlamışlardır. Yapmış oldukları sonlu element analizinde abutment varlığının kemik üzerinde oluşan stres konsantrasyonunu azalttığı ve primer stabiliteyi arttırdığı sonucuna varmışlardır (19).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Ortodontik Mini Vidalar

Yapılan çalışmada American Orthodontics (Aarhus system miniscrew), Dentaaurum (Tomas anchorage system), Sia (Excalibur orthoscrew) ve Forestadent (Orthoeasy pins) firmalarına ait 4 farklı mini vida (Şekil 1) kullanıldı. Her bir markadan 30' ar toplamda ise 120 adet mini vidanın kullanıldığı çalışmada tüm vidalar 1,6×8 mm boyutlarında seçildi. Çalışmada kullanılan tüm mini vidalar titanyum ve/veya titanyum alaşımı bazlı olup silindirik gövde tasarımı göstermekteydi.



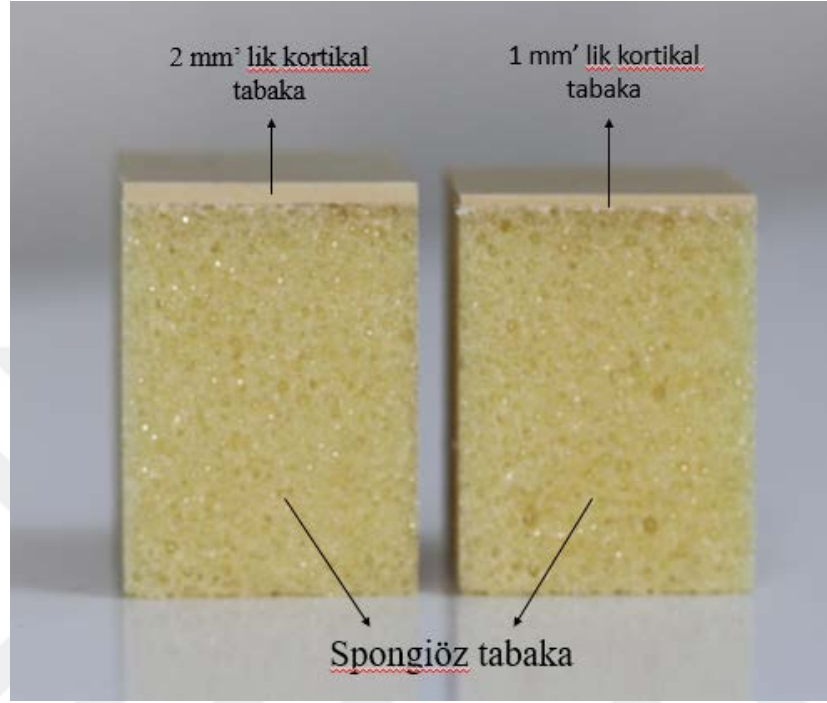
Şekil 1. Çalışmada kullanılan mini vidalar

3.2. Sentetik Kemik Blokları

Çalışmada vidaların yerleştirileceği çene kemiklerini simüle etmek amacıyla biyomekanik testlerde kullanılmak için üretilen poliüretan içerikli Sawbones firmasına (Sawbones; Pacific Research Laboratories Inc., Vashon Island, WA, USA) ait sentetik kemik blokları kullanıldı.

Sentetik kemik blokları, spongiöz kemiği taklit etmek için 0.24 g/cm³ veya 15 pcf yoğunlukta 40 mm'lik bir bloktan (40×130×180 mm), kortikal kemiği taklit etmek için ise 0.64 g/cm³ veya 40 pcf yoğunluğundaki 1 ve 2 mm' lik tabakalardan (1-2×130×180 mm) oluşmaktaydı (Şekil 2).

Faklı yoğunluktaki bu iki poliüretan köpük materyali, epoksi içerikli şeffaf adeziv rezin yapıştırıcı (Pattex clear epoxy adhesive resin: Türk Henkel Kimya Sanayi ve Ticaret A.Ş.) ile birbirlerine yapıştırılarak ana kemik bloğu oluşturuldu.



Şekil 2. 1 mm ve 2 mm kortikal kemik içeren kemik blokları

3.3. Mini Vida Güçlendirici Aygıt

Bülent Ecevit Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projesi finansmanı ile Sakıp Sabancı Üniversitesi Üretim ve Araştırma Laboratuvarı bünyesindeki Maxima firmasında ürettirilen mini vida güçlendirici aygıtlar paslanmaz çelik materyalinden oluşmaktadır. Aygıt mini vida başlığı ve stabilite ayağı olmak üzere 2 parçadan oluşmaktadır. Mini vida başlığı mini vidanın tepesine tatlı sert bir şekilde oturan ve yan taraflarında bulunan 2 adet küçük vida yardımı ile mini vidaya sabitlenebilen bir parça iken stabilite ayağı, mini vida başlığından bağlantılı olarak uzanan, uzunluğu 5-10 mm arasında sabitlenebilen ve ucunda, sabitlendiği yerde kortikal kemiğe penetre olmasını sağlayan konik bir uzantı ihtiva eden bir parçadır. Bu uzantı, kortikal kemik içerisine girecek olan pay düşünülerek, mini vida başlığının kaidesinden 1 mm daha apikalde olacak şekilde üretilmiştir. Mini vida güçlendirici aygıtın ağız içinde kalacak

kısımının yüksekliği 6 mm, eni ise 5 mm' dir. Vida başlığı parçasının orta kısmı, kuvvet uygulayıcı ekipmanların (coil, elastik chain, intermaksiller elastik) aygıtta tutturulabilmesi amacıyla basamaklı (undercut) olacak şekilde üretilmiştir (şekil 3). Çalışmada kullanılan 4 farklı markaya ait mini vidaların her birinin baş kısımlarının çaplarının ve şekillerinin farklı olması ve başlıkların mini vidaların tepelerine tatlı sert oturmasının istenmesi nedeniyle başlıkların, mini vidaların üzerine oturacağı kısımlar kullandığımız 4 farklı vidaya uyacak şekilde 4 farklı tipte üretilmiştir.



şekil 3. Mini vida güçlendirici aygıt

3.4. Örneklerin Hazırlanması ve Cerrahi Teknik

Kortikal ve kansellöz tabakaların epoksi rezin yapıştırıcı ile birleştirilmesi ve 1 ve 2 mm kortikal kemik içeren 2 ana kemik bloğunun oluşturulmasından sonra bu parçalar 40×3×6 cm olacak şekilde kesilerek homojen parçalara ayrıldı. İlk olarak 1 mm' lik kortikal kemik içeren örneklere 4 farklı markaya ait mini vidanın sadece gövde kısımlarının kemik içerisine yerleştirilmesiyle ilk test grubu oluşturuldu (11a=Tomas anchorage system, 12a=Orthoeasy pins, 13a=Excalibur orthoscrew, 14a=Aarhus system miniscrew).

Daha sonra, oluşturulan kemik örneklerine yine aynı markalara ait mini vida, bu sefer boyun kısımları da kortikal kemiğin içerisine girecek şekilde yerleştirilerek ikinci test grubu oluşturuldu (11ay, 12ay, 13ay, 14ay).

Aynı işlemlerin 2 mm' lik kortikal kemik içeren örneklere uygulanması ile üçüncü (21a, 22a, 23a, 24a) (Şekil 4) ve dördüncü (21ay, 22ay, 23ay, 24ay) (Şekil 4) test grupları da oluşturulmuş oldu.

Son iki test grubu, mini vida güçlendirici başlıkları içermekteydi. 1 mm' lik kortikal kemik içeren örneklere mini vidaların yerleştirilmesini takiben vidaların baş kısımlarına mini vida güçlendirici aygıt yerleştirilerek sabitlendi. Stabilite ayakları, vidanın merkezinden 10 mm uzanacak şekilde ayarlandı ve stabilite ayağının uç kısmında bulunan konik uçlar, derinlikleri 1 mm olacak şekilde kortikal kemiğe penetre edildi. Aynı işlemler 2 mm kortikal kemik kalınlığına sahip örneklerde de oluşturularak üçüncü (11at, 12at, 13at, 14at) ve dördüncü (21at, 22at, 23at, 24at) örnek grupları da oluşturulmuş oldu. Çalışmada, her bir grupta 20' şer tane olacak şekilde toplam 120 adet mini vida kullanıldı.

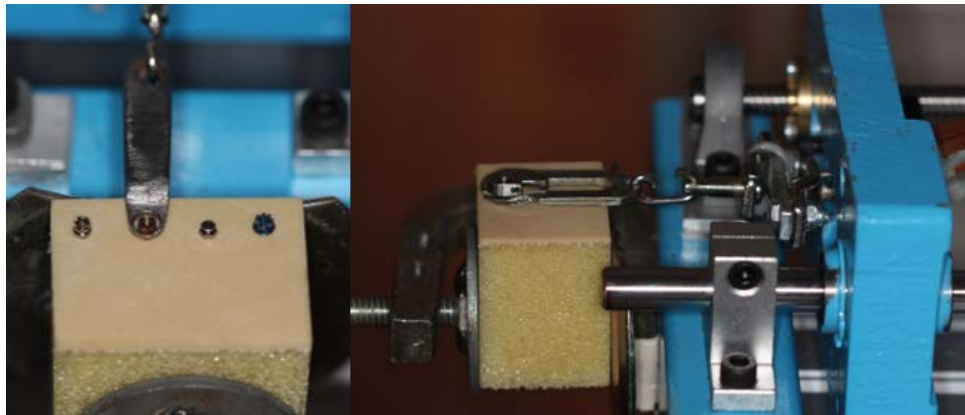
Mini vidalar, aynı uygulayıcı tarafından yerleştirme torkunda değişkenlikler olmaması hususu dikkate alınarak kemik bloklarına manuel olarak self-tapping tekniği ile vida gövdesi ve kemik bloğu arasındaki açı 90° olacak şekilde kibarca yerleştirildi.



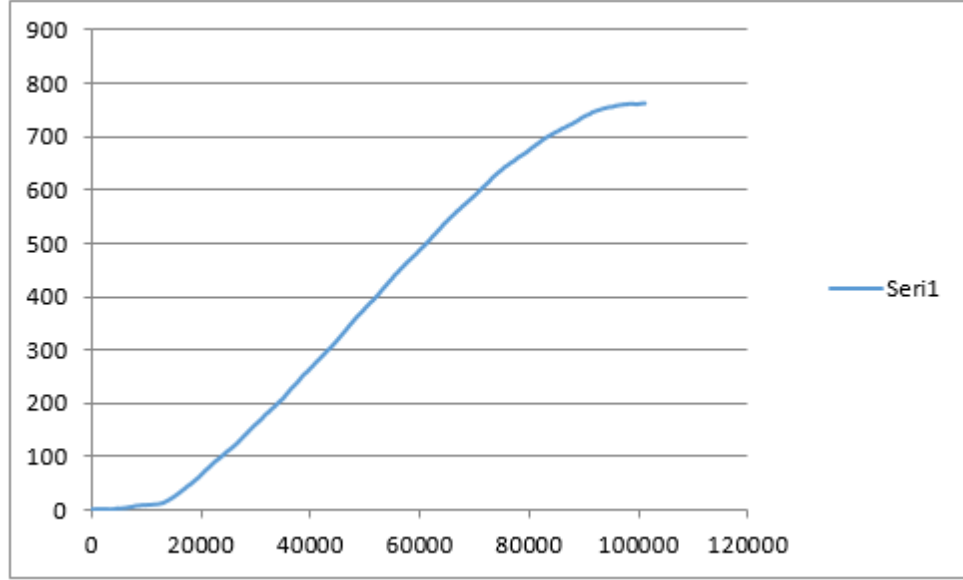
Şekil 4. Mini vidaların sadece boyun kısımları ve hem boyun hem de gövde kısımlarıyla beraber kemik içerisine yerleştirilmeleri

3.5. Test Cihazı ile Vidaların Yüklmesi

Vidaları kuvvetle yüklemek için küçük ölçekli bir yükleme cihazı kullanıldı (Şekil 5). Kemik blokları yükleme cihazının uç kısmında bulunan mengeneyle sabitlendi ve mini vidalar, üretici firmalar tarafından kuvvet uygulanması amacıyla oluşturulan retantif bölgeleri referans alınarak ve uygulanacak kuvvet mini vidaların uzun aksları ile 90° açı yapacak şekilde yükleme hücreğine bağlandı. Mini vida güçlendirici aygıt ile sabitlenmiş mini vidalarda ise kuvvet, mini vida başlığının orta kısmında bulunan retantif bölgeden, yine 90° lik açı ile uygulandı. Mini vidaların baş kısımları ve mini vida başlıkları ile yükleme hücresi arasındaki bağlantı, paslanmaz çelikten imal edilmiş bir materyel ile sağlandı. Mini vidalara ve mini vida başlıklarına, vidalar kemik içerisindeki retansiyonlarını kaybedinceye kadar (vidaların kemik içerisindeki migrasyonları gözlemleninceye kadar) 0,005 mm/sn hızında kuvvet uygulandı ve vidaların, stabilitelerini kaybedinceye kadar dayandıkları en yüksek kuvvet değerleri kaydedildi (Şekil 6). Yükleme cihazından elde edilen veriler, NI cDAQ-9188 veri toplama sistemine bağlanan ve NI-9237 modülü (National Instruments Corporation, Austin, TX, USA) ile bilgisayar ortamına aktarıldı. Aktarılan verilerin görüntülenmesi LabVIEW (LabVIEW: National Instruments Corporation, Austin, TX, USA) yazılımı ile sağlandı.



Şekil 5. Yükleme cihazı ile örneklerin çekilmesi



Şekil 6. Yükleme cihazı ile elde edilen verilerin grafiksel olarak bilgisayar ortamına aktarılması

3.6. İstatistiksel Metod

Yapılan çalışmanın istatistikleri IBM SPSS Statistics 23 programı kullanılarak oluşturuldu. Gruplar arası karşılaştırmalarda bağımsız örneklem t testi ve tek yönlü varyans analizi, grup içi karşılaştırmalarda ise post-hoc Tukey testi uygulandı. Ortalama ve standart sapma değerleri belirlenip değerler arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak yorumlandı.

4. BULGULAR

4.1. Grup İçi Karşılaştırmalara İlişkin Bulgular

1 mm' lik kortikal kemik kalınlığının kullanıldığı birinci çalışma grubunda saptanan ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerleri Tomas anchorage system mini vidalarda 554 g, Orthoeasy pins marka mini vidalarda 543 g, Excalibur orthoscrew marka mini vidalarda 674 g ve Aarhus system miniscrew marka mini vidalarda 686 g' dı (Tablo 3). Tomas anchorage system marka mini vidalar ile Orthoeasy pins marka mini vidalar ve Excalibur orthoscrew marka mini vidalar ile Aarhus system miniscrew marka mini vidalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızken Tomas anchorage system marka mini vidalar ve Orthoeasy pins marka mini vidalar ile Excalibur orthoscrew marka mini vidalar ve Aarhus system miniscrew marka mini vidalar arasındaki kuvvet dayanım farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 1).

Tablo 1. 2 mm kortikal kemik kalınlığında sadece gövde kısımları kemik içerisine yerleştirilen vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	Grup	Gruplar Arası Ortalama Fark	Anlamlılık Değeri (p)
11a	12a	11,00000	,896
	13a	-120,00000	,000*
	14a	-132,00000	,000*
12a	11a	-11,00000	,896
	13a	-131,00000	,000*
	14a	-143,00000	,000*
13a	11a	120,00000	,000*
	12a	131,00000	,000*
	14a	-12,00000	,870
14a	11a	132,00000	,000*
	12a	143,00000	,000*
	13a	12,00000	,870

(* $p < 0.05$)

1 mm' lik kortikal kemik kalınlığının kullanıldığı ve vidaların kemik içerisine boyun kısımları ile beraber yerleştirildiği ikinci çalışma grubunda belirlenen ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerleri Tomas anchorage system mini vidalarda 1235 g, Orthoeasy pins marka mini vidalarda 1068 g , Excalibur orthoscrew marka mini vidalarda 1125 g ve Aarhus system miniscrew marka mini vidalarda 1120 g' dı (Tablo 3). Orthoeasy pins, Excalibur orthoscrew ve Aarhus system miniscrew marka mini vidalar benzer kuvvet dayanımları gösterirken Tomas anchorage system mini vidaların ortalama kuvvet dayanımı diğer 3 markaya nazaran daha yüksekti ve vidalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar mevcuttu ($p < 0.05$) (Tablo 2).

Tablo 2. 1 mm kortikal kemik kalınlığında gövde ve boyun kısımlarıyla kemiğe yerleştirilen vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	Grup	Gruplar Arası Ortalama Fark	Anlamlılık Değeri (p)
11ay	12ay	167,00000	,000*
	13ay	110,00000	,000*
	14ay	115,00000	,000*
12ay	11ay	-167,00000	,000*
	13ay	-57,00000	,011*
	14ay	-52,00000	,020*
13ay	11ay	-110,00000	,000*
	12ay	57,00000	,011*
	14ay	5,00000	,988
14ay	11ay	-115,00000	,000*
	12ay	52,00000	,020*
	13ay	-5,00000	,988

(* $p < 0.05$)

Tablo 3. Tüm gruplarda mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerleri.

Çalışma Grubu	Vidanın Markası	Mini Vida Güçlendirici	Yerleştirme Derinliği	OEYKD (g)	KKK (mm)
11a	Tomas Anchorage System	-	Gövde	554	1
12a	Orthoeasy Pins	-	Gövde	543	1
13a	Excalibur Orthoscrew	-	Gövde	674	1
14a	Aarhus System Miniscrew	-	Gövde	686	1
21a	Tomas Anchorage System	-	Gövde	797	2
22a	Orthoeasy Pins	-	Gövde	694	2
23a	Excalibur Orthoscrew	-	Gövde	735	2
24a	Aarhus System Miniscrew	-	Gövde	786	2
11ay	Tomas Anchorage System	-	Gövde + Boyun	1235	1
12ay	Orthoeasy Pins	-	Gövde + Boyun	1068	1
13ay	Excalibur Orthoscrew	-	Gövde + Boyun	1125	1
14ay	Aarhus System Miniscrew	-	Gövde + Boyun	1120	1
21ay	Tomas Anchorage System	-	Gövde + Boyun	1157	2
22ay	Orthoeasy Pins	-	Gövde + Boyun	1214	2
23ay	Excalibur Orthoscrew	-	Gövde + Boyun	1244	2
24ay	Aarhus System Miniscrew	-	Gövde + Boyun	1257	2
11at	Tomas Anchorage System	+	Gövde + Boyun	1621	1
12at	Orthoeasy Pins	+	Gövde + Boyun	1680	1
13at	Excalibur Orthoscrew	+	Gövde + Boyun	1667	1
14at	Aarhus System Miniscrew	+	Gövde + Boyun	1618	1
21at	Tomas Anchorage System	+	Gövde + Boyun	1952	2
22at	Orthoeasy Pins	+	Gövde + Boyun	1944	2
23at	Excalibur Orthoscrew	+	Gövde + Boyun	1957	2
24at	Aarhus System Miniscrew	+	Gövde + Boyun	1876	2

2 mm' lik kortikal kemik kalınlığının kullanıldığı üçüncü çalışma grubunda saptanan ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerleri Tomas anchorage system mini vidalarda 798 g, Orthoeasy pins marka mini vidalarda 694 g , Excalibur orthoscrew marka mini vidalarda 735 g ve Aarhus system miniscrew marka mini vidalarda 786 g' dı (Tablo 3). Vidaların kuvvet dayanımları arasında klinik kullanım açısından göz ardı edilebilecek küçük farklar vardı fakat bu farklar bazı vıda grupları arasında istatistiksel olarak anlamlıydı ($p < 0.05$) (Tablo 4).

Tablo 4. 2 mm kortikal kemik kalınlığında sadece gövde kısımları kemik içerisine yerleştirilen vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	Grup	Gruplar Arası Ortalama Fark	Anlamlılık Değeri (p)
	22a	104,00000	,000*
21a	23a	63,00000	,007*
	24a	12,00000	,882
22a	21a	-104,00000	,000*
	23a	-41,00000	,097
	24a	-92,00000	,000*
23a	21a	-63,00000	,007*
	22a	41,00000	,097
	24a	-51,00000	,030*
24a	21a	-12,00000	,882
	22a	92,00000	,000*
	23a	51,00000	,030*

(* $p < 0.05$)

2 mm' lik kortikal kemik kalınlığının kullanıldığı ve vidaların kemik içerisine boyun kısımları ile beraber yerleştirildiği dördüncü çalışma grubunda belirlenen ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerleri Tomas anchorage system mini vidalarda 1157 g, Orthoeasy pins marka mini vidalarda 1214 g , Excalibur orthoscrew marka mini vidalarda 1244 g ve Aarhus system miniscrew marka mini vidalarda 1257 g' dı

(Tablo 3). 22ay-23ay ve 23ay-24at arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamsızken diğer grup içi farklılıklar istatistiksel olarak anlamlıydı ($p < 0.05$) (Tablo 5).

Tablo 5. 2 mm kortikal kemik kalınlığında gövde ve boyun kısımlarıyla kemik içerisine yerleştirilen vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	Grup	Gruplar Arası Ortalama Fark	Anlamlılık Değeri (p)
21ay	22ay	-57,00000	,002*
	23ay	-87,00000	,000*
	24ay	-100,00000	,000*
22ay	21ay	57,00000	,002*
	23ay	-30,00000	,138
	24ay	-43,00000	,021*
23ay	21ay	87,00000	,000*
	22ay	30,00000	,138
	24ay	-13,00000	,752
24ay	21ay	100,00000	,000*
	22ay	43,00000	,021*
	23ay	13,00000	,752

(* $p < 0.05$)

1 mm' lik kortikal kemik kalınlığının ve mini vida güçlendirici başlıkların kullanıldığı beşinci çalışma grubunda belirlenen ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerleri Tomas anchorage system mini vidalarda 1621 g, Orthoeasy pins marka mini vidalarda 1680 g , Excalibur orthoscrew marka mini vidalarda 1667 g ve Aarhus system miniscrew marka mini vidalarda 1618 g' dı (Tablo 3). Bazı vidalar arasındaki kuvvet dayanım farkları istatistiksel olarak anlamlıydı ($p > 0.05$) (Tablo 6).

Tablo 6. 1 mm kortikal kemik kalınlığında mini vida güçlendirici başlık ile birlikte kemik içersine yerleştirilen vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması

Grup	Grup	Gruplar Arası Ortalama Fark	Anlamlılık Değeri (p)
11at	12at	-59,00000	,009*
	13at	-46,00000	,044*
	14at	3,00000	,997
12at	11at	59,00000	,009*
	13at	13,00000	,841
	14at	62,00000	,006*
13at	11at	46,00000	,044*
	12at	-13,00000	,841
	14at	49,00000	,031*
14at	11at	-3,00000	,997
	12at	-62,00000	,006*
	13at	-49,00000	,031*

(* p < 0.05)

2 mm' lik kortikal kemik kalınlığının ve mini vida güçlendirici başlıkların kullanıldığı altıncı çalışma grubunda ise belirlenen ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerleri Tomas anchorage system mini vidalarda 1952 g, Orthoeasy pins marka mini vidalarda 1944 g , Excalibur orthoscrew marka mini vidalarda 1957 g ve Aarhus system miniscrew marka mini vidalarda 1876 g (Tablo 3) olacak şekilde benzer bulunmuştur fakat 21at, 22at ve 23at grupları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamsızken ($p>0.05$), 24at grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ($p<0.05$) (Tablo 7).

Tablo 7. 2 mm kortikal kemik kalınlığında mini vida güçlendirici başlık ile birlikte kemik içersine yerleştirilen vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	Grup	Gruplar Arası Ortalama Fark	Anlamlılık Değeri (p)
21at	22at	8,00000	,975
	23at	-5,00000	,994
	24at	76,00000	,006*
22at	21at	-8,00000	,975
	23at	-13,00000	,906
	24at	68,00000	,014*
23at	21at	5,00000	,994
	22at	13,00000	,906
	24at	81,00000	,003*
24at	21at	-76,00000	,006*
	22at	-68,00000	,014*
	23at	-81,00000	,003*

(* p < 0.05)

4.2. Gruplar Arası Karşılaştırmalara İlişkin Bulgular

Gruplar arası karşılaştırmalarda ilk olarak kortikal kemik kalınlığındaki farklılığın mini vidaların stabiliteyi üzerindeki etkisine bakıldı. 2 mm' lik kortikal kemik kalınlığının kullanıldığı üçüncü grupta saptanan ortalama kuvvet dayanım değerleri, 1 mm' lik kortikal kemik kalınlığının kullanıldığı birinci grupta karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur (p<0.05) (Tablo 8). Bu farklar 21a-11a arasında 244 g, 22a-12a arasında 151 g, 23a-13a arasında 61 g ve 24a-14a arasında 100 g' dı (Tablo 3).

Tablo 8. 1 mm ve 2 mm kortikal kemik kalınlıklarında sadece gövde kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması

Grup	Örnek Sayısı	OEYKD (g)	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri (p)
11a ,12a ,13a ,14a	20	614,2500	71,46576	,000*
21a ,21a ,23a ,24a	20	753,2500	48,82285	,000*

(* p < 0.05)

1 mm' lik kortikal kemik kalınlığının ve mini vida güçlendirici aygıtın kullanıldığı beşinci (1at grubu) ile 2 mm' lik kortikal kemik kalınlığının ve mini vida güçlendirici aygıtın kullanıldığı altıncı grup (2at) grubu arasında tüm vidalarda istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0.05) (Tablo 9). Altıncı gruptaki tüm vidaların ortalama kuvvet dayanım değerleri, beşinci gruptaki vidalar ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak daha yüksek ve anlamlıydı. Kortikal kemik kalınlık farklılıklarına ilişkin bu farklar 21at-11at arasında 331 g, 22at-12at arasında 264 g, 23at-13at arasında 20 g ve 24at-14at arasında 258 g olarak bulunmuştur (Tablo 3).

Tablo 9. 1 mm ve 2 mm kortikal kemik kalınlıklarında mini vida güçlendirici başlık ile birlikte kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	Örnek Sayısı	OEYKD (g)	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri (p)
11at ,12at ,13at ,14at	20	1646,5000	36,21791	,000*
21at ,21at ,23at ,24at	20	1932,2500	43,80564	,000*

(* p < 0.05)

1 mm' lik kortikal kemik kalınlığının kullanıldığı ve vidaların kemik içerisine boyun kısımları ile beraber yerleştirildiği ikinci çalışma grubu ile 2 mm' lik kortikal kemik kalınlığının kullanıldığı ve vidaların kemik içerisine boyun kısımları ile beraber

yerleştirildiği dördüncü çalışma grubu karşılaştırıldığında Orthoeasy pins, Excalibur orthoscrew ve Aarhus system miniscrew marka mini vidalar 2 mm' lik kortikal kemikte daha yüksek kuvvet dayanımı göstermişken, Tomas anchorage system marka mini vidalar diğer vidaların aksine 2 mm' lik kemikte daha düşük kuvvet dayanımı göstermiştir. 21ay-11ay arasında -78 g, 22ay-11ay arasında 146 g, 23ay-13ay arasında 119 g ve 24 ay-14 ay arasında 137 g olarak ölçülen bu farklar (Tablo 3) istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p>0.05$) (Tablo 10).

Tablo 10. 1 mm ve 2 mm kortikal kemik kalınlıklarında gövde ve boyun kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	Örnek Sayısı	OEYKD (g)	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri (p)
11ay ,12ay ,13ay ,14ay	20	1137,0000	66,41655	,000*
21ay ,21ay ,23ay ,24ay	20	1218,0000	43,79378	,000*

(* $p < 0.05$)

Gruplar arası karşılaştırmalarda ikinci olarak abutment (vidaların kemik dışında kalan kısımları) yüksekliğinin mini vidaların stabilitesi üzerindeki etkisine bakıldı. 1 mm' lik kortikal kemik kalınlığının kullanıldığı ve vidaların kemik içerisine boyun kısımları ile beraber yerleştirildiği ikinci çalışma grubu ile vidaların sadece yivli kısımlarının kemik içerisine yerleştirildiği birinci çalışma grubu arasında tüm markalarda istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$). 1 mm' lik kortikal kemikteki farklar 11ay-11a arasında 681 g, 12ay-12a arasında 525 g, 13ay-13a arasında 451 g, 14ay-14 a arasında 434 g iken 2 mm' lik kortikal kemikteki farklar 21ay-21a arasında 359 g, 22ay-22a arasında 520 g, 23ay-23a arasında 509 g ve 24ay-24a arasında 471 g' dı (Tablo 3). Her 2 kortikal kemik kalınlığında da gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlıydı (Tablo 11, 12).

Tablo 11. 1 mm kortikal kemik kalınlığında sadece gövde kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidalar ile gövde ve boyun kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	Örnek Sayısı	OEYKD (g)	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri (p)
11a ,12a ,13a ,14a	20	614,2500	71,46576	,000*
11ay ,11ay ,13ay ,14ay	20	1137,0000	66,41655	,000*

(* p < 0.05)

Tablo 12. 1 mm kortikal kemik kalınlığında sadece gövde kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidalar ile gövde ve boyun kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	Örnek Sayısı	OEYKD (g)	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri (p)
21a ,22a ,23a ,24a	20	753,2500	48,82285	,000*
21ay ,22ay ,23ay ,24ay	20	1218,0000	43,79378	,000*

(* p < 0.05)

Mini vida güçlendirici başlığın etkinliğinin karşılaştırıldığı karşılaştırmalarda ise hem 1 mm' lik hem de 2 mm' lik kortikal kemik kalınlıklarında mini vida güçlendirici başlık ile birlikte kullanılan mini vidaların kuvvet dayanımları, başlıksız gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksek bulunmuştur (Tablo 13,14).

Tablo 13. 1 mm kortikal kemik kalınlığında mini vida güçlendirici başlık ile desteklenen mini vidalar ile aynı kortikal kemik kalınlığında sadece gövde

kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	Örnek Sayısı	OEYKD (g)	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri (p)
11a ,12a ,13a ,14a	20	614,2500	71,46576	,000*
11at ,12at ,13at ,14at	20	1646,5000	36,21791	,000*

(* p < 0.05)

Tablo 14. 1 mm kortikal kemik kalınlığında mini vida güçlendirici başlık ile desteklenen mini vidalar ile aynı kortikal kemik kalınlığında sadece gövde kısımları ile kemik içerisine yerleştirilen mini vidaların ortalama en yüksek kuvvet dayanım değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	Örnek Sayısı	OEYKD (g)	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri (p)
21a ,22a ,23a ,24a	20	753,2500	48,82285	,000*
21at ,22at ,23at ,24at	20	1932,2500	43,80564	,000*

(* p < 0.05)

5. TARTIŞMA

Son yıllarda ortodonti pratiğinde mutlak ankraj sağlamak amacıyla kullanılan mini vidalar, her zaman klinik olarak stabil kalmamakta ve stabilitesini kaybederek gevşeyebilmekte ve hatta yerleştirildikleri kemik içerisinde çıkabilmektedirler. Bu iki durum mini vida başarısızlığı olarak adlandırılmakta olup, yapılan çalışmalarda mini vidalara bağlı bu başarısızlık oranı %10-20 aralığında gösterilmektedir (20-23). Ortodontik mini vidaların bu başarısızlığından yumuşak ve sert doku özellikleri, vida dizaynı, uygulanan kuvvet miktarı, yerleştirme prosedürü, yerleştirme açısı gibi faktörler sorumlu tutulmaktadır (21, 157).

Mini vida stabilitesini arttırmak için daha önceden yapılmış olan girişimlerde öncelikli olarak mini vida dizaynını modifiye etme yolu ile vida kemik arayüzünü arttırmak amaçlanmıştır. Bu çalışmalar, Frost'un önerdiği, vidayı destekleyen kemiğe uygulanan yükü en aza indirmek için kemik-implant arayüzünü artırmanın, kemiğe uygulanan yükün fizyolojik sınırlar altında tutulacağı hipotezine dayanmaktadır (239).

Mini vida stabilitesini araştırmak için yapılan in vitro çalışmalar da genellikle hayvan kemikleri (36, 160), kadavra kemikleri (234, 240) ve sentetik kemikler (165, 241) kullanılmıştır. Kadavra ve hayvan kemiklerinin değişkenlik ve homojenite eksikliği gibi dezavantajları mevcuttur (242). Bu nedenle yapılan in vitro çalışmada vidaların yerleştirileceği çene kemiklerini simüle etmek amacıyla biyomekanik testlerde kullanılmak için üretilen poliüretan içerikli Sawbones firmasına (Sawbones; Pacific Research Laboratories Inc., Vashon Island, WA, USA) ait sentetik kemik materyalleri kullanıldı. ASTM F1839-08 standartına göre homoojenite ve devamlılık açısından rijid poliüretan köpük, kemik vidalarının karşılaştırmalı testleri için ideal bir materyeldir. Bu materyel mini vidaların biyomekanik olarak test edildiği pek çok çalışmada çene kemiklerini simüle etmek amacıyla kullanılmış ve literatürde belirtilmiştir (154, 165, 241, 243, 244).

Ortalama kortikal kemik kalınlığı maksillada 1.49 ± 0.34 mm, mandibulada ise 2.22 ± 0.47 mm aralığında değişmektedir (245). Sunulan tez çalışmasında kortikal kemiğin 1 ve 2 mm olacak şekilde 2 farklı kalınlıkta seçilmesindeki amaç, insan kemiğindeki ortalama kortikal kemik kalınlık değerlerini simüle etmektir. İnsan mandibulasındaki ortalama kemik densesinin 0.64 g/cm^3 (40 pcf) olduğu

belirtmiştir (246). Sunulan çalışmada da kortikal kemik densitesi olarak aynı yoğunluktaki sentetik kemik tabakaları kullanıldı. Spongiöz kemik densitesi ise 0.24 g/cm³ (15 pcf) olarak seçildi. Seçilen bu densite değerleri, Meira ve arkadaşlarının yapmış oldukları in vitro çalışma ile benzerlik göstermektedir (244).

Çalışmada American Orthodontics (Aarhus system miniscrew), Dentaaurum (Tomas anchorage system), Sia (Excalibur orthoscrew) ve Forestadent (Orthoeasy pins) firmalarına ait 4 farklı mini vida kullanıldı. Seçilen tüm mini vida tiplerinin aynı materyelden (Ti6Al4V) yapılmış olması, silindirik gövde tasarımı göstermeleri, aynı çap ve uzunlukta temin edilebilmeleri, standardizasyon açısından önemliydi.

Primer stabilite başta olmak üzere stabilite mini vidaların erken kayıplarının önlenmesinde en önemli rolü üstlenmektedir ve iyi bir başlangıç stabilitesi mini vidaların yeterli kalite (kemik mineral densitesi) ve kantitedeki (kemik kalınlığı) alveolar kemik içerisine yerleştirilmesi ile elde edilmektedir (188). Bununla birlikte geç stabilite implant çevresindeki kemik dokusunda biriken mikro gerilim (kemikteki mikro hasar miktarı) ve iyileşme kapasitesi (remodeling oranı) arasındaki dengeye bağlıdır (247). Burada bahsedilen remodeling, implant çevresindeki hasar gören kemiğin onarımı ile ilişkilidir ve hedefe yönelik kemik remodelingi olarak bilinmektedir ve vücudun kalsiyum metabolizmasının ana mekanizması olan normal remodelingden ayırt edilmelidir (248). Geç dönem stabiliteyi etkileyen diğer faktörler kemik mineral densitesi, periimplant yumuşak doku inflamasyonu, implant dizaynı ve yerleştirme tekniğidir (20, 143).

Huja ve arkadaşları ile Wilmes ve arkadaşları, kortikal kemik kalınlığının mini vida stabilitesi ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir (158, 232). Sonlu element analizi verileri, vidaya lateral kuvvetler uygulandığında kuvvetin büyük bir kısmının kortikal kemik üzerinde yoğunlaştığını göstermektedir (31). Melsen ve Verna ile Dalstra ve arkadaşları, ortodontik mini vidadan kemiğe doğru olan kuvvet aktarımının primer olarak mini vida-kortikal kemik arayüzünde meydana geldiğini ve tüm mekanizmayı kortikal kemik kalınlığının belirlediğini belirtmişlerdir (33, 34, 249). Yine Wilmes ve arkadaşları da kortikal kemik kalınlığının mini vidaların primer stabilitesi üzerinde çok güçlü bir etkisinin olduğunu belirtmişlerdir (158). Motoyoshi ve arkadaşlarına göre başarı oranının artması için, mini vidanın yerleştirileceği bölgedeki kortikal kemik kalınlığı en az 1 mm veya daha fazla olmalıdır (157). Bu bilgiler ışığında, yapılan

çalışmada 1 ve 2 mm kalınlıklarındaki kortikal kemik modelleri kullanıldı. Sadece vida yivlerinin kemik içerisine yerleştirildiği ve vidaların baş ve boyun bölgelerinin kemiğin dışında kaldığı 1a ve 2a grupları karşılaştırıldığında 2 mm' lik kortikal kemik içerisine yerleştirilen tüm vidalar, 1 mm' lik kortikal kemik içerisine yerleştirilen vidalar ile karşılaştırıldığında tüm vidalarda daha yüksek kuvvet dayanımlarının görülmesi, kortikal kemik kalınlığı artışının mini vidaların stabiliteğini arttırdığını gösteren çalışmaları desteklemektedir.

Kortikal kemik kalınlığının artışının hangi noktaya kadar mini vidaların stabiliteğini arttırdığı sorusu ise belirsizliğini korumaktadır. Anatomik perspektiften bakıldığında mandibular alveolar kemiğin maksilladan daha kompakt ve yoğun bir kemik olduğu bilinmektedir (249). Aynı zamanda mandibular kortikal kemik maksillaya nazaran daha kalındır (180). Diğer bir taraftan daha kalın bir kortikal kemik daha yüksek mini vida başarı oranlarının garantisi değildir. Yapılan çalışmalar kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğunun maksillaya nazaran daha fazla olduğu mandibulada başarısızlık oranlarının daha yüksek olduğunu göstermektedir. Bu bulgular, kortikal kemik kalınlık değerlerinin sadece belirli bir seviyenin altında değil üzerinde olmasının da mini vida stabilitesi için bir dezavantaj olabileceğine işaret etmektedir (21, 169, 250).

Kortikal kemik kalınlığı arttıkça, maksimum yerleştirme torku da artmaktadır (162). Vida-kemik arayüzündeki primer stabilitenin elde edilmesi için yerleştirme torkunun belirli bir seviyenin üzerinde olması gerekmektedir. Bununla beraber başlangıç torkunun belirli bir seviyenin üzerinde olması, vida kemik sınırında ısınma ve mekanik hasar meydana getirir ki bu da implant kemik arayüzündeki kemikte dejenerasyona neden olabilir. Motoyoshi ve arkadaşları maksimum yerleştirme torku değerinin 5-10 Ncm aralığında olmasının 5 Ncm' den az ve 10 Ncm' den fazla olması ile karşılaştırıldığında, diş hareketine karşı en iyi direnci sağladığını belirtmişlerdir (202).

Ortopedik literatür, kemikteki gerilimin belirli bir eşik seviyesini aşmasının mikro çatlaklar ve plastik deformasyon şeklinde geri döndürülemez hasarlar oluşturduğunu ve bunun da implantta gevşemeye ve başarısızlığa neden olduğunu göstermiştir (251). Mikro hasarların birikmesi lokal iskemi, kemik nekrozu, kemik remodelingi ve erken mini vida kaybına neden olabilmektedir (252).

Çalışmanın in vitro olması ve lokal iskemi, kemik nekrozu, kemik remodelingi gibi in vivo faktörleri içermemesi bir limitasyon oluştursa da, kortikal kemik kalınlığının, mini vidaların kuvvet dayanımlarını nasıl etkilediğine ilişkin önemli bulgular içermektedir. 1a grubu ile 2a grubu karşılaştırıldığında tüm vidaların 2 mm'lik kortikal kemikte daha yüksek kuvvet dayanımları göstermesi, artan kortikal kemik kalınlığının literatür verilerini destekleyecek şekilde artan bir stabilite ile sonuçlandığını göstermektedir. 1at ile 2at grupları arasındaki artış da yine kortikal kemik desteğindeki artış ile ilişkilendirilmiştir. 1ay ile 2ay grupları arasındaki karşılaştırmanın ise diğer gruplar arası karşılaştırmalara nazaran daha farklı sonuçlar vermesi, vidaların boyun kısımlarının şekillerinin ve yüksekliklerinin farklı olmasının bir neticesiydi.

En yaygın olarak kullanılan mini vida gövdeleri silindirik ve konik şekillidir (152). Konik gövde şekilli mini vidalar silindirik şekilli mini vidalara kıyasla daha yüksek yerleştirme ve uzaklaştırma torku ve daha iyi primer stabilite göstermektedirler (161, 164, 253). Konik gövde şekilli mini vidaların daha yüksek uzaklaştırma torku göstermeleri mekanik stabilite açısından tercih edilen bir durumdur (13). Bununla beraber uzaklaştırma işlemi sırasında konik gövde şeklinin kırılma riskinin daha düşük olduğu ileri sürülmüştür (143). Yerleştirme torkunun daha fazla olması ise, konik gövde şekilli mini vidalar için dezavantaj oluşturabilmektedir (161). Konik gövde şekilli mini vidalar yerleştirilmeleri esnasında kortikal kemikte daha fazla stres oluşturmaktadırlar (254). Bu, konikal gövdeli vidaların silindirik gövdeli vidalara kıyasla kortikal kemikte neden daha fazla mikro hasar oluşturduklarını açıklamaktadır (216). Sıkı bir kontak, aşırı yerleştirme torkuna sebep olabilmekte ve bu durum da mikro fraktüre, vidayı çevreleyen kemikte iskemiye, gecikmiş kemik iyileşmesine ve nihayetinde mini vida kaybına sebep olabilmektedir (253, 255, 256). Silindirik gövde şekilli mini vidalar daha düşük yerleştirme torku gerektirdiklerinden dolayı daha az doku hasarı oluşturmaktadırlar (216, 254).

Konik ve silindir gövde şekilli mini vidaların başarı oranları da literatürde tartışılmıştır. Sakoh ve arkadaşları yapmış oldukları in vitro çalışmada konikal gövdeli mini vidaların başarısızlık oranının daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır (253). Yapılan hayvan ve insan çalışmalarında ise başarı oranı açısından iki grup arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (165, 236). Yapılan çalışma karşılaştırmalı bir çalışma olduğundan dolayı, vida gövdelerinde standardizasyon sağlanması açısından

tüm vidalar silindirik gövde şekilli olarak seçilmiştir. Bu nedenle konik veya silindirik gövde şekillerinin mini vidaların stabiliteyi üzerindeki etkisi araştırılmamıştır. Fakat alışlagelmişin dışında yapılan çalışmada, vidaların boyun kısımlarının kemik içerisine yerleştirilmesinin ve vidaların sadece baş bölgelerinin dışarıda bırakılmasının, vidaların stabiliteyi üzerinde etkisinin olup olmadığı araştırılmış ve istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Bu grubun oluşturulmasının amacı, vidaların ağız dışında kalan baş ve boyun yükseklik farklarının ve boyun şekillerinin, vidaların stabiliteyi üzerine etkilerinin olup olmadığını gözlemlenmek istenmesiydi. Bazı mini vida sistemleri daha uzun boyun tasarımları göstermektedir. Uzun boyun şeklinin avantajı özellikle palatinal ve retromolar bölge gibi kalın keratinize dişeti içeren bölgelerde, mini vidanın baş kısmının doku içerisine gömülmesinin önlenebilmesidir (13).

Diğer bir taraftan daha uzun boyun şekli kuvvetin kemik yüzeyinden daha uzak bir noktadan uygulanmasına sebebiyet vermekte, bu da vidaya etki eden kuvvet-moment sistemini değiştirerek, vida üzerine daha yıkıcı kuvvetlerin etki etmesine neden olmaktadır (18, 209).

Çalışmada 11a ve 12a gruplarının 1 mm' lik kortikal kemikteki kuvvet dayanımlarının benzer ve 13a ve 14a gruplarından düşük bulunmasının sebebi olarak Tomas ve Orthoeasy pins marka vidaların boyun yüksekliklerinin birbirlerine benzer ve Excalibur ve Aarhus marka vidalardan daha fazla olması düşünülmüştür. Diğer bir taraftan 2 mm' lik kortikal kemikte boyun yükseklikleri arasındaki farka rağmen tüm vidalar, bazıları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olsa da, benzer kuvvet dayanımı göstermiştir. Bunun nedeninin 2 mm' lik kalın kortikal kemiğin sağladığı stabilite artışının, boyun yükseklik farklarından kaynaklanan dezavantajı elimine ettiği görülmüş olup bu veri mini vidaların stabilitesinde primer belirleyicinin kortikal kemik kalınlığı olduğu tezini desteklemektedir (33, 34). Her ne kadar vidaların boyun kısımlarının yüksekliklerinin neden olduğu stabilite farkı sadece 1 mm' lik kortikal kemikte gözlemlenmiş olsa da, vidaların boyun kısımları da kemik içerisine alınırsa, vidaların davranışlarının nasıl olacağı sorusuna cevap vermek amacıyla tüm markalara ait mini vidaların boyun kısımları ile birlikte kemik içerisine yerleştirildiği iki grup daha oluşturuldu (1ay, 2ay). Elde edilen veriler göstermektedir ki kuvvet uygulama noktası kemiğe ne kadar yakın olursa, mini vidaların kuvvet dayanımları, literatür verilerini de destekleyecek şekilde, artış göstermektedir (18, 209). Bu artış tüm

vidalarda ve her iki kortikal kemik kalınlığı için istatistiksel olarak anlamlıdır fakat kortikal kemik kalınlığı ve kemik içerisine giren gövdelerin şekilleri ile ilgili farklılıklar mevcuttur. Çalışma sonuçları göstermektedir ki 1 mm' lik kortikal kemikte, kemik içerisine giren konik şekili boyna sahip Tomas marka mini vidalar, silindirik boyna sahip diğer mini vidalara nazaran daha yüksek kuvvet dayanımı göstermiştir. Diğer bir taraftan, kortikal kemik kalınlığı 2 mm' ye çıkartıldığında, Tomas marka mini vidaların kuvvet dayanımlarında bir azalma görülürken, diğer 3 markaya ait mini vidaların kuvvet dayanımları kortikal kemik kalınlığı ile paralel bir artış göstermiştir. Bunun nedeninin, boyun kısımları kemik içerisine yerleştirildiğinde, konik boyun şekli gösteren Tomas anchorage system marka mini vidaların, boyun kısımları da artık kemik içerisinde olduğundan, aslında konik gövdeli vidalar gibi davranması olduğu düşünülmüştür. Konik şekilli boyun tasarımı, aynı konik gövdeli mini vidalar gibi daha yüksek yerleştirme ve uzaklaştırma torqu göstererek 1 mm' lik kortikal kemikte stabilite için avantaj sağlamıştır. Fakat kortikal kemik kalınlığı 2 mm' ye çıkartıldığında, bu avantaj dezavantaja dönüşmüş, muhtemelen yerleştirme torquunun aşırı artması ve buna bağlı olarak kortikal kemikte daha fazla stres ve mikro hasar oluşması nedeniyle stabilitedeki artış bu defa silindirik boyun şekilli vidalar lehine dönmüştür.

Mini vida güçlendirici aygıtın kullanıldığı 1 mm ve 2 mm' lik kortikal kemik gruplarında, başlık yerleştirilmeden önce tüm vidaların aynı 1ay ve 2ay gruplarında olduğu gibi boyun kısımları da kemik içerisine yerleştirilmiş olmasına rağmen kuvvet dayanım değerlerinin benzer bulunmasının nedeni, aygıt yerleştirildikten sonra tüm vidalarda kuvvet uygulama noktası, kuvvet moment sistemi, kortikal kemik kalınlığı gibi tüm parametrelerin aynı olması ve aslında mini vida güçlendirici aygıt ile beraber kullanılan tüm vidaların, tek tip bir vidalarmış gibi aynı davranışı göstermeleri olduğu düşünülmüştür. Aynı zamanda kemik içerisine giren boyun kısımlarının uzun, kısa, silindirik ve konik olmaları nedeniyle görülen tüm farklılıkların, mini vida güçlendirici aygıtın kullanımı ile beraber elimine olduğu görülmektedir.

Kemik densitesi de yerleştirme torqu ile pozitif korelasyon göstermektedir (158, 257). Daha yoğun kemiklere yerleştirilen mini vidaların daha az yoğun kemiklere yerleştirilenlere nazaran önemli miktarda daha fazla yerleştirme torqu ve çekme kuvveti değerleri gösterdiği belirtilmiştir (258). Diğer bir taraftan kemik densitesindeki aşırı artış da mini vida stabilitesini olumsuz yönde etkileyebilmektedir.

Mandibuladaki kemik densitesinin fazla olması, daha yüksek yerleştirme tork değerlerine sebep olmaktadır. Bu durumun mini vida başarısını olumsuz yönde etkileme ihtimali vardır (24). Aynı zamanda daha yoğun olan kemik daha fazla drilleme gerektirmektedir ki bu da aşırı ısınmaya ve kemik nekrozuna sebebiyet vererek stabiliteyi olumsuz yönde etkilemektedir (259, 260).

Adelosan hastalar daha yüksek mini vida başarısızlık oranları göstermektedir (200, 261). Bu durumun nedeni olarak bu hastalardaki kortikal kemik ve densitesinin yetişkinlere nazaran daha az olması gösterilmiştir (180, 262).

Yapılan çalışmada kullanılan ve kortikal ve spongiöz kemiği simüle eden sentetik materyellerin kendi içlerinde aynı yoğunluk değerleri ve homojen yapı göstermeleri nedeniyle kemik densitesindeki yoğunluk farklılıklarının mini vida stabilitesi üzerindeki etkisi araştırılmamıştır. Çalışmada kullanılan kemik ile ilgili tek değişken kortikal kemik kalınlığıydı. Migliorati ve arkadaşları da, kortikal kemikteki kalınlık farklılıklarının kemik densitesine nazaran mini vidanın primer stabilitesi ile daha güçlü bir ilişki içerisinde bulunduğunu belirterek bu yönde yapılan çalışmaların daha belirleyici olacağını belirtmişlerdir (263).

Diğer tüm faktörler eşit olduğunda, mini vida ile temas eden kemik yüzey alanı ne kadar fazla ise primer stabilite de o kadar yüksek olacaktır. Yüzey alanını ve böylelikle de primer stabiliteyi arttırmanın en kolay yollarından bir tanesi mini vidanın uzunluğunu arttırmaktır (152). Fakat mini vida uzunluğundaki artışın, hangi noktaya kadar primer stabiliteyi liner olarak arttıracığı sorusu belirsizliğini korumaktadır.

Ortopedik literatüre göre implant uzunluğu, yerleştirme torku ve çekme kuvvetini belirlemede en önemli faktörlerden biridir. 12, 14 ve 16 mm' lik vidalar karşılaştırıldığında daha uzun olan vidalar istikrarlı bir şekilde daha büyük çekme kuvvetleri göstermiştir (264).

Mini vida uzunluğunun etkileri ile ilgili mini vida literatüründeki tartışmalar devam etmektedir. Yapılan çalışmalar, maksimum yerleştirme torkunun mini vidanın uzunluğuyla doğru orantılı olarak arttığını göstermektedir (162, 265). Hem yerleştirme torkunun hem de çekme kuvvetinin değerlendirildiği Shah ve arkadaşlarının çalışmasında, 6 mm' lik ve 3 mm' lik mini vidalar karşılaştırılmıştır. Yerleştirme torku ve çekme kuvveti değeri 6 mm' lik mini vidalarda anlamlı ölçüde yüksek bulunmuştur (241).

Uzun dönemli stabilitenin değerlendirildiği çalışmalardan Chen ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, 6 mm' lik mini vidalar ile 8 mm' lik mini vidalar karşılaştırılmıştır. 6 mm' lik mini vidalarda başarı oranı %72.2 bulunmuşken, 8 mm' lik mini vidalarda ise başarı oranı %90.2 bulunmuştur (205). Tseng ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada da benzer sonuçlar bulunmuştur. 8 mm' lik mini vidalarda %80, 10 mm' lik mini vidalarda %90, 12 ve 14 mm' lik mini vidalarda ise %100 başarı oranı belirtilmiştir (250). Miyawaki ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, 6 mm' lik tüm vidalar başarısızlıkla sonuçlanmışken, 11 (%83.9) ve 14 mm (%85)' lik mini vidadaların başarıları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur (20). Uzun vadeli klinik stabilitenin değerlendirildiği diğer klinik çalışmalar da daha uzun vidalarla daha iyi sonuçların gözlemlendiğini belirtmişlerdir fakat bu farklar istatistiksel olarak anlamlı çıkmamıştır (22, 266). Crismani ve arkadaşlarının yapmış oldukları sistematik bir derlemeye göre stabilite açısından en az 8 mm' lik mini vidalar tercih edilmelidir (267).

Farklı uzunluktaki mini vidalara kuvvet uygulanmasının etkilerinin değerlendirildiği çalışmada 0.5 N' luk düşük kuvvet seviyelerinde 7 ve 9 mm' lik mini vidalardaki yer değiştirme miktarı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamışken daha büyük kuvvet seviyelerinde (2.5 N) 9 mm uzunluğundaki mini vidalarda 7 mm' lik mini vidalara nazaran istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha az yer değiştirme rapor edilmiştir (268).

Mini vidadanın çapının ne kadar olduğu hem stabilite hem de istenmeyen kök hasarlarının önlenmesi açısından önemlidir. 1 mm, 1.5 mm ve 2.3 mm dış çaplı mini vidaları karşılaştıran Miyawaki ve arkadaşları, 1 mm dış çaplı tüm mini vidaların başarısızlıkla sonuçlandığını, 1.5 mm ve 2.3 mm dış çaplı mini vidaların ise %84-85 oranında başarı gösterdiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar aynı zamanda mini vidadanın belli bir sınırın (5 mm) üzerinde olduktan sonra, uzunluğun bu noktadan sonra artmasının primer stabilite ile ilişkili olmadığını, çaptaki değişimlerin primer belirleyici olduğunu söylemişlerdir (20). Wiechmann ve arkadaşları, 1.6 mm çaplı mini vidaların 1.1 mm çaplı mini vidalara nazaran daha yüksek başarı oranı gösterdiği sonucuna varmışlardır (170). Chen ve arkadaşları, 1.3 mm' den daha küçük çaplı mini vidaların, yüksek densiteli kemik içerisine yerleşim için uygun olmadığını öne sürmüşlerdir (211). Wu ve arkadaşları, maksilla için 1.4 mm veya daha küçük çaplı mini vidaları önerirken, mandibula için 1.4 mm' den büyük çaplı vidaları

önermişlerdir (198). Poggio ve arkadaşlarına göre interradiküler alan için ideal mini vida çapı 1.2-1.5 mm' dir (269). Literatürdeki sistematik bir derlemeye göre 1.2 mm' den daha küçük çaplı mini vidalar kullanılmamalıdır (267).

Çaptaki farklılıklar hem yerleştirme hem de uzaklaştırma torkunu etkilemektedir (162, 170, 211, 263). Vidanın çapı büyüdükçe yerleştirme torku ve çekme kuvveti artmaktadır (160, 270). Dış çaptaki küçük farklılıklar bile primer stabilite üzerinde önemli etkiler yaratabilmektedir (241). Minör çaptaki (iç çap) değişiklikler de önemlidir. Dış çap değiştirilmeksizin minör çap arttırılırsa çekme kuvveti de artacaktır (270). Ufak çaplı mini vidalar ortodontik kuvvete maruz kaldıklarında gevşeme eğilimi göstermektedirler çünkü küçük çap uzaklaştırma torkunu azaltmış olabilmektedir (15, 20). Bununla beraber çap arttıkça kortikal kemikteki mikro hasar da artmakta ve bu da mini vida başarısızlığına sebep olabilmektedir (202, 216).

Primer stabilite ile mini vida çapı arasındaki kuvvetli ilişkiye vurgu yapan çalışmaların aksine mini vida çapının başarı oranına etkisinin olmadığını öne süren çalışmalar da literatürde mevcuttur (23, 169, 198).

Elde edilen literatür verileri her ne kadar kesin matematiksel değerlerle desteklenmese de hem çap hem de uzunluk, mini vidaların stabilitelerinde belirleyici değişkenlerdir. Yapılan çalışmada kullanılan tüm mini vidalar, farklı markalara ait olmalarına rağmen aynı çap ve uzunlukta seçilmişlerdir. Bunun nedeni bu değişkenlere bağlı stabilite farklılıklarını elimine etmek ve mini vida güçlendirici aygıtın etkinliğini belirlemede standart bir prosedür izlemektir.

Mini vidaların yapılmış olduğu materyel de vidaların stabilitelerini etkileyebilmektedir. Vidaların iskeletsel ankraj olarak kullanımını ilk olarak 1945 yılında Gainsforth ve Highley gerçekleştirmiştir. Gainsforth ve Highley aynı Creekmore ve Eklund gibi vitalyum vidalar kullanmışlardır. Kullandıkları vitalyum materyali krom-kobalt bazlı bir alaşımdır (89). Biyouyumlu bir materyal olan vitalyum, günümüzde hala hareketli bölümlü protezlerin yapımında kullanılmaktadır fakat implant materyali olarak ideal materyaller değillerdir (39). Gainsforth ve Highley' in kullanmış oldukları tüm vitalyum vidalar başarısızlıkla sonuçlanmıştır ve araştırmacılar bunun muhtemel nedeninin bu alaşım ile kemik arasında meydana gelen reaksiyon olduğunu belirtmişlerdir (89). Diğer bir taraftan Gray ve arkadaşlarının

yapmış oldukları hayvan çalışmasında vitalyum vidalar tavşanların femurlarına implante edilmiş ve vidalara 60, 120 ve 180 gramlık kuvvetler uygulanmıştır. Metal ile kemik arasında bağ dokusundan oluşan bir tabakanın bulunduğu çalışmada ortodontik kuvvet uygulanmasından 28 gün sonra vitalyum vidalar herhangi bir mobilite göstermemiştir. Fakat bu çalışma intraoral bir implantın, ankraj olarak kullanılması gereken süreye kıyasla kısa süreli bir çalışmadır (145). Günümüzde krom-kobalt bazlı alaşımlar, mini vidaların üretiminde kullanılmamaktadır (39).

Mini vidaların üretiminde kullanılmış bir diğer materyel olan yüksek kaliteli çelik biyouyumlu bir materyeldir fakat bu materyelden imal edilen vidaların iskeletsel ankraj olarak kullanımı önerilmemektedir. Krom-kobalt bazlı alaşımlarda olduğu gibi kemik ile vida arasında bağ dokusu tabakası oluşmakta ve bu da uzak osteogenez ile sonuçlanmaktadır. Bu nedenle vida ile kemik arasındaki kontak alanı açık bir şekilde titanyum ile kemik arasında meydana gelen kontakta daha azdır (271). Günümüzde yüksek kaliteli çelikten imal edilen mini vidalara tek örnek Leone marka ortodontik mini vidalardır (39).

Mini vidaların çoğu saf titanyum veya cerrahi grade 5 (Ti6Al4V) gibi titanyum alaşımlarından imal edilirler (39, 272). Titanyumun biyouyumluluğu ve kemik ile metal yüzeyi arasındaki doğrudan kontak oluşumu açık bir şekilde belirtilmiştir (97, 144, 273, 274). Çalışmada kullanılan tüm mini vidalar cerrahi grade 5 (Ti6Al4V) alaşımından imal edilmiştir. Yapılan çalışmanın in vitro doğası nedeniyle bu materyelin biyouyumluluğu ve kemik ile doğrudan kontak oluşturma kapasitesi önemsiz gibi görünse de, ileride yapılabilecek olan klinik çalışmaları daha iyi yansıtabilmesi açısından önem arz etmektedir.

Mini vidaların stabilitesini etkileyen bir diğer belirleyici, yerleştirme açısı yani mini vidaların oryantasyonudur. Mini vidaların açılı mı yoksa kemiğe dik olarak mı yerleştirilmesi gerektiği konusunda otörler arasında bir konsensüs bulunmamaktadır. Mini vida oryantasyonunu değerlendiren ilk çalışmalardan birinde, 2 farklı mini vida 7 farklı açıda (30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°) domuzların ilyum kemiğine yerleştirilmiştir. Sonuçlar yerleştirme açısının yerleştirme torqu üzerinde önemli bir etkisinin olduğunu göstermiştir. En yüksek yerleştirme torqu 101±31 Nmm ile 70° lik yerleştirme açısında görülmüşken en düşük yerleştirme torqu 30° lik yerleştirme açısında gözlemlenmiştir (160). Benzer bir şekilde Noble ve arkadaşlarının yaptığı

çalışmada da mini vidaların kemiğe dik değilde açılı bir şekilde yerleştirilmelerinin yerleştirme torkunu arttırdığı sonucuna varılmıştır (275). İnaba, mini vidaların açılı yerleştirilmesinin primer stabiliteyi arttırdığını belirtmiştir (276).

Pickard ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada çekme ve makaslama testleri birbirinden farklı sonuçlar vermiştir. Pickard ve arkadaşları insan mandibulasına yerleştirilen mini vidaların oryantasyonunun etkilerini çekme testi ile in vitro olarak değerlendirmişlerdir. Mini vidalar kemiğe 90°, 45° ve ters 45° lik açılarla yerleştirilmiştir. Kemik ile 90° lik açı yapacak şekilde uygulanan çekme testleri sonucunda 90° açı ile yerleştirilen mini vidalar 342±80.9 N ile yerinden çıkmaya karşı en büyük direnci göstermiştir. Kemik yüzeyine paralel olarak uygulanan makaslama testlerinde ise yerinden çıkmaya karşı en büyük direnci makaslama kuvveti doğrultusunda doğru 45° lik açıyla yerleştirilen mini vidalar göstermiştir. Makaslama kuvvetine karşı en az direnci ise makaslama kuvvetinin tersi doğrultusunda 45° lik açıyla yerleştirilen mini vidalar göstermiştir. Bunun nedeni olarak da vida ile kemik arasında oluşan 135° lik açının neden olduğu kortikal kemik kenarında meydana gelen stres konsantrasyonları gösterilmiştir (26).

Bununla beraber en yüksek ankraj değerinin, mini vidaların kemiğe dik bir şekilde yerleştirilmesi ile elde edileceğini öne süren otörler de vardır. Woodall ve arkadaşlarının yapmış oldukları güncel çalışmada, hem kadavra mandibulası hem de sonlu element modeli kullanılmıştır. Her 2 çalışmada da alveol kemiğine 90° lik açı ile yerleştirilen mini vidaların 30° ve 60° ile yerleştirilenlere nazaran daha yüksek ankraj direncini gösterdiği sonucuna varmışlardır (240). Perillo ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada da benzer sonuçlar bulunmuştur (277). Diğer bir taraftan Park ve arkadaşları, mini vida yerleştirme açısının mini vidaların başarısında önemli bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir (169).

Yapılan çalışmada mini vidalar kemik ile 90 açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir fakat bunun nedeni primer stabiliteyi arttırmak değil, mini vida güçlendirici başlığın, sadece bu açı ile yerleştirilen vidalar için kullanıma uygun olmasıydı. Her ne kadar mini vidaların kemiğe dik bir şekilde yerleştirilmesini savunan otörler olsa da her klinik durumda bu yerleşim mümkün olmayabilir çünkü mini vidaların yerleştirme açıları değerlendirilirken stabilitenin yanında anatomik yapılar ve köklerin durumu da göz önünde bulundurulmalıdır. 2 komşu diş kökleri arasında

mini vida yerleşimi için uygun olan boşluğun az olduğu durumlarda kök teması riskini azaltmak için oblik yerleştirme açıları tavsiye edilmiştir (160, 278). Melsen, mini vidaların maksillada apikal doğrultuda oblik bir açıyla, mandibulada ise mümkün olduğunca köklere paralel bir şekilde yerleştirilmesi gerektiğini söylemiştir (143). Kyung ve arkadaşları, mini vidaların maksillada dişlerin uzun aksıyla 30°-40° mandibulada ise 10°-20° açı yapacak şekilde yerleştirilmelerini tavsiye etmiştir (279). Bu nedenden ötürü mini vida güçlendirici aygıtın en büyük dezavantajlarından bir tanesi açılı yerleşime izin vermemesi olarak görülebilir.

Çekme testleri, kemik vidalarının dayanabileceği azami kuvvetleri değerlendirmek için sıklıkla kullanılmakta ve cerrahi olarak yerleştirilen kemik vidalarının göreceli gücünü veya "tutma gücünü" karşılaştıran doğru bir yöntem olarak kabul edilmektedir (232, 233). Diğer bir taraftan ortodontik mini vidalar primer olarak makaslama kuvvetlerine maruz kalmaktadırlar. Bu nedenle tek başına çekme testleri kemik vidalarının fiksasyon potansiyelinin ölçümü için yeterli değildir çünkü makaslama kuvvetlerine değinmemektedirler (129, 280). Çekme ve makaslama testleri sonucunda belirlenen kuvvet değerleri her ne kadar ortodontistlerin tipik olarak kullandıkları kuvvetleri aşsa da, mini vidaların primer stabilite ve materyal özellikleri ile ilgili değerli bilgiler sunmaktadır (26). Yapılan çalışmada hem vidaların hem de mini vida güçlendirici aygıtın kuvvet dayanımlarını ölçmede çekme testleri yerine makaslama testlerini kullanılmasının nedeni, elde edilecek verilerin klinik kullanım açısından daha işlevsel olmasının istenmesiydi.

Bu çalışmanın amacı mini vida güçlendirici aygıtın, mini vidaların stabilite ve kuvvet dayanımları üzerindeki etkilerinin in vitro olarak değerlendirilmesiydi. Elde edilen veriler göstermektedir ki bu aygıt mini vidaların kuvvet dayanımlarını önemli ölçüde arttırmaktadır. Fakat mini vidalara uygulamış olan kuvvetler, anlık yüklemelerdi. Daha önceden yapılmış olan çalışmalar mini vidaların immedat olarak yüklenmesinin stabilite üzerinde olumsuz bir etkisinin olmadığını göstermektedir (18, 148, 169-172). Hatta mini vidaların immedat olarak yüklenmesinin, vida çevresindeki kemik densitesi üzerinde olumlu etkilerinin olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur. Fakat otörler mini vida eğer immedat olarak yüklenecekse, bu kuvvet aralığının 50-300 cN olarak sınırlandırılması gerektiğini söylemektedirler (20, 143, 149, 169, 171, 175-177). Yapılan çalışmada mini vidaların anlık kuvvet dayanımlarının 1 mm' lik kortikal kemikte 500-700 g aralığında, 2 mm' lik kortikal

kemikte ise 700-800 g aralığında olduğu saptanmıştır. Standart bir ortodontik tedavinin 2 sene sürdüğü ve mini vidalara ortodontik tedavinin tüm aşamalarında ihtiyaç olabileceği düşünüldüğünde, mini vidaların tüm bu tedavi periyodu boyunca 500-800 g aralığındaki bu kuvvetlere dayanıp dayanamayacağını belirlemek, in vitro çalışmanın limitasyonları göz önünde bulundurulduğunda, mümkün değildi. Çalışmanın en büyük limitasyonlarından bir tanesi de yine aynı sebeplerden ötürü sekonder stabiliteyi göz ardı etmesidir. Aslına bakılırsa bu çalışmanın yapılmasının altında yatan düşünce, mini vidaların ortodontik diş hareketleri için yetersiz olduğunun düşünülmesi değildi. Çünkü mini vidaların ağız içerisinde stabil olarak kaldıkları kuvvet aralığının ortodontik kuvvetler için yeterli olduğu kabul edilen bir gerçektir (131, 225, 281). Mini vida güçlendirici aygıtın tasarlanmasında ki esas amaç, mini vidalar aracılığı ile ortopedik kuvvetlerin uygulanabilmesine olanak tanımaktır. Sonuçlar göstermektedir ki mini vida güçlendirici başlık ile mini vidaların kuvvet dayanımları yaklaşık olarak 2.5 katına kadar çıkabilmektedir.

Bu çalışmanın dışında mini vidaların kuvvet dayanımlarını arttırmak için tasarlanan aygıtın hem üretilip hem de in-vitro olarak test edildiği tek çalışma olan Tozlu ve arkadaşlarının çalışmasında araştırmacılar tasarlamış oldukları ve mini vida ringleri adı verdikleri aygıtın etkinliğini incelemiştir. Bu tasarımda 4 tane ayak vardır (mini vida ringi) ve aygıt mini vidanın tepesinden geçirilerek boyun bölgesine yerleştirildikten sonra ayaklar kortikal kemiğe penetre olacak şekilde tasarlanmıştır. 0.75 mm uzunluğunda tasarlanan bu ayaklar titanyum grade 5 (Ti6Al4V) alaşımından imal edilmiştir. Kuvvetin doğrudan vida tepesine uygulandığı bu tasarımdaki düşünce kortikal kemik desteğini arttırarak mini vidanın stabilitesini arttırmaktır. Sığır ilyum kemiğinin mini vida yerleştirme bölgesi olarak kullanıldığı çalışmada 48 adet mini vida kullanılmıştır. Vidaların yarısında mini vida ringleri kullanılmıştır. Aynı zamanda çalışma ve kontrol grupları kendi içlerinde vidaların yarısı ince (<1.15 mm) diğer yarısı ise kalın (>1.15 mm) kortikal kemiğe yerleştirilecek şekilde ikiye ayrılmışlardır. Kemik segmentlerinin kortikal kalınlığı, iliosakral eklemden kalça eklemine doğru yaklaşık olarak 0,5-2,5 mm arasında dağılım göstermekteydi. Vidalar ilk olarak gövde kısımları 2 mm dışarda kalacak şekilde manuel olarak kemiklere yerleştirilmiş, daha sonra mini vida ringleri uygulanarak ringler kortikal kemiğe penetre edilmiş ve son olarak vidalar 1 mm daha kemik içerisine doğru ilerletilerek torque screwdriver (N2DPSK, Nakamura, MFG Co. Ltd.) ile yerleştirme tork değerleri ölçülmüştür. 1

mm' lik gövde kısmının kemik dışında bırakılmasının sebebi yumuşak dokuyu simüle etmektir. Vidalar, uzun aksları ile 90° açı yapacak şekilde makaslama kuvveti ile yüklenmişlerdir. Instron cihazı ile yapılan makaslama testleri sonucunda mini vida ringlerinin yerleştirildiği mini vidalar, aygıtın yerleştirilmediği mini vidalarla karşılaştırıldığında, daha yüksek yerleştirme torku ve daha büyük ankraj kuvvet değerleri göstermişlerdir ve bu fark ince kortikal kemik grubunda daha belirgin bulunmuştur. Çalışma sonunda kontrol grubunda daha fazla mobil vida gözlemlenmiş olsa da bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi. Araştırmacılar çalışmanın in-vitro olmasından kaynaklı limitasyonları da göz önünde bulundurarak, mini vida ringlerinin mini vidaların yerleştirme torkunu ve ankraj rezistansını arttırdığı sonucuna varmışlardır ve yaptıkları in-vitro çalışmanın, klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerektiğini belirtmişlerdir (36).

Tozlu ve arkadaşlarının yapmış oldukları bu çalışma ile yapılan bu çalışma arasında bazı farklar bulunmaktaydı. Tozlu ve arkadaşlarının tasarımlarında bulunan ve kortikal kemiğe penetre olan ayakların titanyum alaşımından imal edilmiş olması, klinik uygulanabilirlik açısından daha ideal görülmektedir çünkü mini vida güçlendirici başlık tasarımında kortikal kemiğe penetre olacak olan konik uç paslanmaz çelikten imal edilmişti ve titanyumun yumuşak ve sert dokular ile olan biyouyumluluğunun paslanmaz çelikten daha iyi olduğu yadsınamaz bir gerçektir. Tozlu ve arkadaşlarının tasarımlarındaki düşünce sadece kortikal kemik desteğini arttırmaktı. Bu nedenle kuvvet uygulama noktasını değiştirmemişlerdir. Mini vida güçlendirici aygıt tasarlanırken, bu aparatın mini vidaların kuvvet dayanımlarını nasıl arttıracakları ile 2 tane düşünce vardı. Bunlardan bir tanesi mini vida güçlendirici başlığın stabilite ayağının uç kısmında bulunan ve kortikal kemiğe penetre olan konik parçanın adeta ikinci bir mini vida gibi davranarak kortikal kemik desteğini arttırmasıydı. Çünkü artan kortikal kemik desteğinin, daha iyi bir stabilite ve vida başarısızlığına karşı daha fazla direnç anlamına geldiği bilinmektedir (158, 232). İkinci düşünce ise mini vidaya etki eden kuvvet-moment sistemini modifiye etmektir. Vidalara lateral kuvvetler uygulandığında kuvvetin büyük bir kısmı yüklemenin olduğu taraftaki kortikal kemik üzerine yoğunlaşmaktadır. Bunun en büyük nedeni kuvvetin doğrudan vida tepesinden uygulanması ve vidayı kemik içerisinde devrilmeye zorlamasıdır (31, 32). Mini vida güçlendirici aygıtın kullanılması ile kuvvet doğrudan vida tepesi yerine mini vida başlığının orta noktasına uygulanarak, kortikal kemiğe penetre olan birbirine

bağlı 2 farklı yapıyı (vida + kemiğe penetre olan konik uç) kemik içerisinde paralel harekete zorlayacak ve vidalar için en tehlikeli kuvvetler olan makaslama kuvvetlerinin yıkıcı etkilerini minimize edecekti.

Elde edilen sonuçlar, bu düşüncelerin hayata geçtiğini ve mini vida güçlendirici aygıtın mini vidaların kuvvet dayanımlarını 2.5 katına kadar arttırdığını göstermektedir. Bu sonuç mini vidaların ortopedik traksiyon uygulamaları içerisine dahil edilebilmesi açısından umut vericidir. Diğer bir taraftan sert ve yumuşak dokuların biyolojik tepkilerinin ve aygıtın klinik olarak uygulanabilirliğinin değerlendirilebilmesi açısından bu çalışmanın, klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.



6. SONUÇLAR

Yapılan çalışma sonucunda elde edilen bulgular ışığında aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Mini vida güçlendirici aygıt ile desteklenen mini vidaların kuvvet dayanımlarının yaklaşık 2.5 kata kadar arttığı görülmüştür. Bu artışın nedeninin kuvvet-moment sisteminde meydana gelen değişiklikler ve artan kortikal kemik desteği olduğu düşünülmektedir.
2. Mini vidaların kemik dışında kalan baş ve boyun kısımlarının yükseklikleri (abutment yükseklikleri) ne kadar fazla ise, kuvvet dayanımları bununla ters orantılı olarak azalmaktadır.
3. Kortikal kemik kalınlığının artması mini vidaların kuvvet dayanımlarını arttırmaktadır.
4. Çalışmanın in-vitro olmasından kaynaklanan limitasyonlar göz önünde bulundurulduğunda, mini vida güçlendirici aygıtın etkinliğinin klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Mitchell L. An introduction to orthodontics: Oxford University Press; 2013.
2. Pilon JJ, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC. Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1996;110(1):16-23.
3. Weinstein S, Haack DC, Morris LY, Snyder BB, Attaway HE. On an equilibrium theory of tooth position. The Angle Orthodontist. 1963;33(1):1-26.
4. Maino BG, Mura P, Bednar J, editors. Miniscrew implants: the spider screw anchorage system. Seminars in Orthodontics; 2005: Elsevier.
5. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary Orthodontics: Elsevier Health Sciences; 2014.
6. Prabhu J, Cousley RR. Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. Journal of Orthodontics. 2006;33(4):288-307.
7. Schätzle M, Männchen R, Zwahlen M, Lang NP. Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. Clinical oral implants research. 2009;20(12):1351-9.
8. Cope JB, editor Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. Seminars in orthodontics; 2005: Elsevier.
9. Roberts WE. Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. J clin Orthod. 1994;28:693-704.
10. Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiler U, Diedrich P. The Orthosystem--a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. Journal of orofacial orthopedics= Fortschritte der Kieferorthopädie: Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie. 1996;57(3):142-53.
11. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. The Angle Orthodontist. 1990;60(2):135-52.
12. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1995;107(3):251-8.

13. Paik C-H. Orthodontic miniscrew implants: clinical applications: Elsevier Health Sciences; 2009.
14. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J clin Orthod.* 1997;31:763-7.
15. Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery.* 1998;13(3):201-9.
16. Melsen B, Petersen JK, Costa A. Zygoma ligatures: an alternative form of maxillary anchorage. *Journal of clinical orthodontics: JCO.* 1998;32(3):154.
17. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1999;115(2):166-74.
18. Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clinical Oral Implants Research.* 2005;16(4):473-9.
19. Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. *Clinical Oral Implants Research.* 2005;16(4):480-5.
20. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2003;124(4):373-8.
21. Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2004;19(1).
22. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung H-M, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2007;131(1):9-15.
23. Lim H-J, Eun C-S, Cho J-H, Lee K-H, Hwang H-S. Factors associated with initial stability of miniscrews for orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2009;136(2):236-42.

24. Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(3):284-91.
25. Jeon M-s, Kang Y-G, Mo S-S, Lee K-H, Kook Y-A, Kim S-H. Effects of surface treatment on the osseointegration potential of orthodontic mini-implant. *Korean Journal of Orthodontics*. 2008;38(5):328-36.
26. Pickard MB, Dechow P, Rossouw PE, Buschang PH. Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(1):91-9.
27. Gracco A, Giagnorio C, Parenti SI, Bonetti GA, Siciliani G. Effects of thread shape on the pullout strength of miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2012;142(2):186-90.
28. Duaibis R, Kusnoto B, Natarajan R, Zhao L, Evans C. Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study. *The Angle Orthodontist*. 2012;82(5):875-80.
29. Crupi V, Guglielmino E, La Rosa G, Vander Sloten J, Van Oosterwyck H. Numerical analysis of bone adaptation around an oral implant due to overload stress. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2004;218(6):407-15.
30. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(5):564. e1-. e19.
31. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Analysis of stress and strain around orthodontically loaded implants: an animal study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(2).
32. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *Journal of dental research*. 2005;84(5):428-33.
33. Melsen B, Verna C, editors. *Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system*. *Seminars in Orthodontics*; 2005: Elsevier.
34. Dalstra M, Cattaneo P, Melsen B. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics*. 2004;1:53-62.

35. Jang H-J, Kwon S-Y, Kim S-H, Park Y-G, Kim S-J. Effects of washer on the stress distribution of mini-implant: A finite element analysis. *The Angle Orthodontist*. 2011;82(1):137-44.
36. Tozlu M, Nalbantgil D, Ozdemir F. Effects of a newly designed apparatus on orthodontic skeletal anchorage. *European journal of dentistry*. 2013;7(Suppl 1):S83.
37. Ozkalayci N, Yetmez M. A new appliance for improving the miniscrew stability. *Advances in Materials Science and Engineering*. 2016;2016.
38. Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi. 1999:6-7.
39. Ludwig B, Baumgaertel S, Böhm B, Bowman SJ, Glasl B, Johnston LE, et al. *Mini-implants in Orthodontics. Innovation Anchorage Concepts Quintessence International*. 2007.
40. Moyers RE. *Handbook of orthodontics*, ed. 4, Chicago, 1988. Year Book Medical Publishers, Inc.
41. Nanda R. *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics*: Elsevier Health Sciences; 2005.
42. Huang L-H, Shotwell JL, Wang H-L. Dental implants for orthodontic anchorage. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2005;127(6):713-22.
43. Sankar Singaraju G. *Anchorage In Orthodontics: A Literature Review*.
44. Nanda R, Kuhlberg A. *Biomechanic basis of extraction space closure. Biomechanics in Clinical Orthodontics*: WB Saunders; 1996.
45. Marcotte M. Spring Design (Chapter2) In Marcote MR ed. *Biomechanics in Orthodontics BC Decker (Mosby)*. 1990:39-43.
46. Gianelly AA, Goldman HM. *Biologic basis of orthodontics*: Lea & Febiger; 1971.
47. Baker RW, Guay AH, Peterson JR HW. Current concepts of anchorage management. *The Angle Orthodontist*. 1972;42(2):129-38.
48. Singh G. *Textbook of orthodontics*: JP Medical Ltd; 2015.
49. Nanda RS, Tosun Y. *Biomechanics in orthodontics: principles and practice*: Quintessence Publishing Company; 2010.

50. Premkumar S. Textbook of Orthodontics: Elsevier Health Sciences; 2015.
51. Ricketts RM. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs part II. American journal of orthodontics. 1976;70(4):359-97.
52. Zablocki HL, McNamara JA, Franchi L, Baccetti T. Effect of the transpalatal arch during extraction treatment. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2008;133(6):852-60.
53. Burstone CJ, Koenig HA. Precision adjustment of the transpalatal lingual arch: computer arch form predetermination. American journal of orthodontics. 1981;79(2):115-33.
54. Root TL. The level anchorage system for correction of orthodontic malocclusions. American journal of orthodontics. 1981;80(4):395-410.
55. Melsen B, Bonetti G, Giunta D. Statically determinate transpalatal arches. Journal of clinical orthodontics: JCO. 1994;28(10):602.
56. Wise JB, Magness WB, Powers JM. Maxillary molar vertical control with the use of transpalatal arches. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1994;106(4):403-8.
57. Stivaros N, Lowe C, Dandy N, Doherty B, Mandall N. A randomized clinical trial to compare the Goshgarian and Nance palatal arch. The European Journal of Orthodontics. 2009;32(2):171-6.
58. Sharma M, Sharma V, Khanna B. Mini-screw implant or transpalatal arch-mediated anchorage reinforcement during canine retraction: a randomized clinical trial. Journal of orthodontics. 2012;39(2):102-10.
59. Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2008;134(3):335. e1-. e7.
60. Nance HN. The limitations of orthodontic treatment. II. Diagnosis and treatment in the permanent dentition. American Journal of Orthodontics and Oral Surgery. 1947;33(5):253-301.

61. Shpack N, Davidovitch M, Sarne O, Panayi N, Vardimon AD. Duration and anchorage management of canine retraction with bodily versus tipping mechanics. *The Angle Orthodontist*. 2008;78(1):95-100.
62. Kupietzky A, Tal E. The transpalatal arch: an alternative to the Nance appliance for space maintenance. *Pediatric dentistry*. 2007;29(3):235-8.
63. Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ. *Current Principles and Techniques*: Elsevier Health Sciences; 2016.
64. Singer J. The effect of the passive lingual archwire on the lower denture. *The Angle Orthodontist*. 1974;44(2):146-55.
65. Villalobos FJ, Sinha PK, Nanda RS. Longitudinal assessment of vertical and sagittal control in the mandibular arch by the mandibular fixed lingual arch. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2000;118(4):366-70.
66. Mershon JV. The removable lingual arch as an appliance for the treatment of malocclusion of the teeth. *International Journal of Orthodontia*. 1918;4(11):578-87.
67. Roberts-Harry D, Sandy J. *Orthodontics*. Part 9: anchorage control and distal movement. *British dental journal*. 2004;196(5):255.
68. Osborn WS, Nanda RS, Currier GF. Mandibular arch perimeter changes with lip bumper treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;99(6):527-32.
69. Ülgen M. *Ortodontik tedavi prensipleri: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*; 1993.
70. Skeggs RM, Benson PE, Dyer F. Reinforcement of anchorage during orthodontic brace treatment with implants or other surgical methods. *Cochrane Database Syst Rev*. 2007;18(3).
71. Cooke MS, Wreakes G. The face mask: a new form of reverse head-gear. *British journal of orthodontics*. 1977;4(4):163-8.
72. Li F, Hu H, Chen J, Liu Z, Li G, He S, et al. Comparison of anchorage capacity between implant and headgear during anterior segment retraction: a systematic review. *The Angle Orthodontist*. 2011;81(5):915-22.

73. Bengi AO, Karacay S, Akin E, Olmez H, Okçu KM, Mermut S. Use of zygomatic anchors during rapid canine distalization: a preliminary case report. *The Angle orthodontist*. 2006;76(1):137-47.
74. Samuels R, Orth D, Orth M. A review of orthodontic face-bow injuries and safety equipment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1996;110(3):269-72.
75. Begg PR. Differential force in orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics*. 1956;42(7):481-510.
76. Tweed CH. The application of the principles of the edgewise arch in the treatment of class II, division 1, malocclusion. *The Angle Orthodontist*. 1936;6(3):198-208.
77. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. *American journal of orthodontics*. 1962;48(11):805-22.
78. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;98(6):499-506.
79. Kusy RP, Whitley JQ, editors. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Seminars in orthodontics*; 1997: Elsevier.
80. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *The European Journal of Orthodontics*. 1998;20(3):283-91.
81. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;106(5):472-80.
82. Berger JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;97(3):219-28.
83. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;100(6):513-22.

84. Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I. In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of “reduced-friction” brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(1):69-73.
85. Mezomo M, de Lima ES, de Menezes LM, Weissheimer A, Allgayer S. Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets: A randomized clinical trial. *The Angle Orthodontist*. 2011;81(2):292-7.
86. Machibya FM, Bao X, Zhao L, Hu M. Treatment time, outcome, and anchorage loss comparisons of self-ligating and conventional brackets. *The Angle Orthodontist*. 2012;83(2):280-5.
87. de Almeida MR, Herrero F, Fattal A, Davoody AR, Nanda R, Uribe F. A comparative anchorage control study between conventional and self-ligating bracket systems using differential moments. *The Angle orthodontist*. 2013;83(6):937-42.
88. Mehrotra P, Rastogi N, Jagdev PS. A paradigm shift in orthodontic anchorage a clinical approach. *Journal of Indian Orthodontic Society*. 2007;41(4):124.
89. Gainsforth BL, Higley L. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1945;31(8):406-17.
90. Linkow L. The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *Int J Orthod*. 1969;18:149-54.
91. Creekmore TD. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*. 1983;17:266-9.
92. Douglass J, Killiany D. Dental implants used as orthodontic anchorage. *The Journal of oral implantology*. 1987;13(1):28-38.
93. Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *The Angle Orthodontist*. 1989;59(4):247-56.
94. Nagasaka H, Sugawara J, Kawamura H, Kasahara T, Umemori M, Mitani H. A clinical evaluation on the efficacy of titanium miniplates as orthodontic anchorage. *Orthodontic Waves*. 1999;58(2):136-47.
95. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. The zygoma anchorage system. *Journal of Clinical Orthodontics*. 2002;36(8):455-60.

96. Brånemark P-I, Aspegren K, Breine U. Microcirculatory studies in man by high resolution vital microscopy. *Angiology*. 1964;15(8):329-32.
97. Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson B, Lindström J, Ohlsson Å. Intraosseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*. 1969;3(2):81-100.
98. Buser D, Mericske-stern R, Bernard P, Pierre J, Behneke A, Behneke N, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research*. 1997;8(3):161-72.
99. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR, et al. Osseointegrated oral implants. *Journal of periodontology*. 1988;59(5):287-96.
100. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American journal of orthodontics*. 1984;86(2):95-111.
101. Heymann GC, Tulloch J. Implantable devices as orthodontic anchorage: a review of current treatment modalities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2006;18(2):68-79.
102. Higuchi KW, Slack JM. The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1991;6(3).
103. Schweizer CM, Schlegel KA, Rudzki-Janson I. Endosseous dental implants in orthodontic therapy. *International dental journal*. 1996;46(2):61-8.
104. Prosterman B, Prosterman L, Fisher R, Gornitsky M. The use of implants for orthodontic correction of an open bite. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;107(3):245-50.
105. Sung J-H, Kyung H-M, Seong-Min B, McNamara JA. *Microimplants in orthodontics*: Dentos Daegu, Korea; 2006.
106. Wehrbein H, Merz B, Diedrich P, Glatzmaier J. The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem. *Clinical Oral Implants Research*. 1996;7(4):410-6.

107. Wehrbein H, Merz BR. Aspects of the use of endosseous palatal implants in orthodontic therapy. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1998;10(6):315-24.
108. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P. Palatal bone support for orthodontic implant anchorage-a clinical and radiological study. *The European Journal of Orthodontics*. 1999;21(1):65-70.
109. Triaca A, Antonini M, Wintermantel E. A New Titanium Flat Screw Implant for Orthodontic Anchorage in the Anterior Palate. *Information of Orthodontic Orthodontics*. 1992;24:251-7.
110. Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: a prospective study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1999;116(6):678-86.
111. Cousley R. Critical aspects in the use of orthodontic palatal implants. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2005;127(6):723-9.
112. Bernhart T, Vollgruber A, Gahleitner A, Dörtbudak O, Haas R. Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant. *Clinical Oral Implants Research*. 2000;11(6):595-601.
113. Bernhart T, Dörtbudak O, Watzek G, Freudenthaler J, Bantleon HP. Short epithetic implants for orthodontic anchorage in the paramedian region of the palate. *Clinical Oral Implants Research*. 2001;12(6):624-31.
114. Tosun T, Keles A, Erverdi N. Method for the placement of palatal implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002;17(1).
115. Uysal T. İmplantlar ve Ortodonti. *Cum Üniv Diş Hek Fak Dergisi*. 2005;8:146-55.
116. Kawamura H, Nagasaka H, Sato S, Motegi K, Sugawara J, Mitani H. Sagittal split ramus osteotomy combined with titanium miniplate internal fixation. *Jpn J Jaw Deform*. 1991;1:105-12.
117. Sugawara J, Kawamura H, Nagasaka H, Hin H, Umemori M, Oomori Y. Postoperative stability following sagittal split ramus osteotomy with rigid fixation using titanium miniplate. *J Jpn Orthod Soc*. 1992;51:358-66.

118. Chen C-H, Hsieh C-H, Tseng Y-C, Huang I-Y, Shen Y-S, Chen C-M. The use of miniplate osteosynthesis for skeletal anchorage. *Plastic and reconstructive surgery*. 2007;120(1):232-5.
119. Daimaruya T, Takahashi I, Nagasaka H, Umemori M, Sugawara J, Mitani H. Effects of maxillary molar intrusion on the nasal floor and tooth root using the skeletal anchorage system in dogs. *The Angle Orthodontist*. 2003;73(2):158-66.
120. Jenner JD, Fitzpatrick BN. Skeletal anchorage utilising bone plates. *Australian Orthodontic Journal*. 1985;9(2):231.
121. Sugawara J. JCO interview, Dr. Junji Sugawara on the skeletal anchorage system. *J Clin Orthod*. 1999;33:689-96.
122. Sherwood KH, Burch JG, Thompson WJ. Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;122(6):593-600.
123. Erverdi N, Keles A, Nanda R. The use of skeletal anchorage in open bite treatment: a cephalometric evaluation. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(3):381-90.
124. Kircelli BH, Pektaş Z, Uçkan S. Orthopedic protraction with skeletal anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and hypodontia. *The Angle Orthodontist*. 2006;76(1):156-63.
125. De Clerck H, Cevidanes L, Baccetti T. Dentofacial effects of bone-anchored maxillary protraction: a controlled study of consecutively treated Class III patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;138(5):577-81.
126. Miyahira YI, Maltagliati LÁ, Siqueira DF, Romano R. Miniplates as skeletal anchorage for treating mandibular second molar impactions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;134(1):145-8.
127. Chen YJ, Chang HH, Huang CY, Hung HC, Lai EHH, Yao CCJ. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clinical oral implants research*. 2007;18(6):768-75.
128. Kärcher H, Byloff F, Clar E. The Graz implant supported pendulum, a technical note. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2002;30(2):87-90.

129. Glatzmaier J, Wehrbein H, Peter D. Biodegradable implants for orthodontic anchorage. A preliminary biomechanical study. *European journal of orthodontics*. 1996;18(5):465-9.
130. Park H. *The use of micro-implant as orthodontic anchorage*. Seoul, Korea: Nare. 2001.
131. Park H-S, Bae S-M, Kyung H-M, Sung J-H. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2001;35(7):417.
132. Park HS. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korean J Orthod*. 2003;33(3):151-6.
133. Paik C-H. Treatment of an adult patient with vertical maxillary excess using miniscrew fixation. *J Clin Orthod*. 2003;37:423-8.
134. Park H-S, Kwon T-G, Kwon O-W. Treatment of open bite with microscrew implant anchorage. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2004;126(5):627-36.
135. Park Y-C, Lee S-Y, Kim D-H, Jee S-H. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2003;123(6):690-4.
136. Chang Y-J, Lee H-S, Chun Y-S. Microscrew anchorage for molar intrusion. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2004;38(6):325-30; quiz 33.
137. Hong R-K, Heo J-M, Ha Y-K. Lever-arm and mini-implant system for anterior torque control during retraction in lingual orthodontic treatment. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(1):129-41.
138. Chung K, Kim S-H, Kook Y. C-orthodontic microimplant for distalization of mandibular dentition in Class III correction. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(1):119-28.
139. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2007;103(5):e6-e15.

140. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the miniscrew anchorage system. *J Clin orthod.* 2005;39(1):9-24.
141. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2004;126(1):42-7.
142. Echarri P. *Orthodontics and microimplants: complete technique, step by step.* Ripano; 2007.
143. Melsen B. Mini-implants: where are we? *Journal of clinical orthodontics.* 2005;39(9):539.
144. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica.* 1981;52(2):155-70.
145. Gray JB, Steen M, King GJ, Clark A. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *American journal of orthodontics.* 1983;83(4):311-7.
146. Park HS. The skeletal cortical anchorage using titanium microscrew implants. *KOREA J (ORT-OD 1999, 29 (6).* 1999;699:706.
147. Kim J-W, Ahn S-J, Chang Y-I. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2005;128(2):190-4.
148. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Orthodontics & Craniofacial Research.* 2000;3(1):23-8.
149. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, et al. 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.* 2001;119(5):489-97.
150. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield Jr J, Roberts W, Garetto L. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *Journal of dental research.* 2003;82(5):377-81.

151. Cornelis MA, Scheffler NR, De Clerck HJ, Tulloch JC, Behets CN. Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131(4):S52-S8.
152. Kim KB. *Temporary Skeletal Anchorage Devices: A Guide to Design and Evidence-based Solution*: Springer; 2014.
153. Roberts WE, Huja S, Roberts JA, editors. *Bone modeling: biomechanics, molecular mechanisms, and clinical perspectives*. *Seminars in orthodontics*; 2004: Elsevier.
154. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clinical oral implants research*. 2010;21(2):213-20.
155. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA. Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. *Clinical oral implants research*. 2009;20(4):327-32.
156. Ikeda H, Rossouw PE, Campbell PM, Kontogiorgos E, Buschang PH. Three-dimensional analysis of peri-bone-implant contact of rough-surface miniscrew implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;139(2):e153-e63.
157. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(5).
158. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2006;67(3):162-74.
159. Wilmes B, Drescher D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist*. 2009;79(4):609-14.

160. Wilmes B, Su Y-Y, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist*. 2008;78(6):1065-70.
161. Kim Y-K, Kim Y-J, Yun P-Y, Kim J-W. Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. *The Angle orthodontist*. 2009;79(5):908-14.
162. Lim S-A, Cha J-Y, Hwang C-J. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *The Angle Orthodontist*. 2008;78(2):234-40.
163. Song Y-Y, Cha J-Y, Hwang C-J. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *The Angle Orthodontist*. 2007;77(6):979-85.
164. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su Y-Y, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2008;69(1):42-50.
165. Kim J-W, Baek S-H, Kim T-W, Chang Y-I. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants: mechanical and histologic properties. *The Angle Orthodontist*. 2008;78(4):692-8.
166. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1988;3(2).
167. Pilliar R, Cameron H, Welsh R, Binnington A. Radiographic and morphologic studies of load-bearing porous-surfaced structured implants. *Clinical orthopaedics and related research*. 1981(156):249-57.
168. Vande Vannet B, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K. Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *The European Journal of Orthodontics*. 2007;29(5):437-42.
169. Park H-S, Jeong S-H, Kwon O-W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;130(1):18-25.
170. Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini-and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research*. 2007;18(2):263-7.

171. Herman R, Cope JB, editors. Miniscrew implants: IMTEC mini ortho implants. Seminars in Orthodontics; 2005: Elsevier.
172. Lee S-Y, Cha J-Y, Yoon T-m, Park Y-C. The effect of loading time on the stability of mini-implant. Korean Journal of Orthodontics. 2008;38(3):149-58.
173. Woods P, Buschang P, Owens S, Rossouw P, Opperman L. The effect of force, timing, and location on bone-to-implant contact of miniscrew implants. The European Journal of Orthodontics. 2008;31(3):232-40.
174. Huja SS. Biologic parameters that determine the success of screws used in orthodontics to supplement anchorage. Craniofacial Growth Series. 2005;42:177.
175. Owens SE, Buschang PH, Cope JB, Franco PF, Rossouw PE. Experimental evaluation of tooth movement in the beagle dog with the mini-screw implant for orthodontic anchorage. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2007;132(5):639-46.
176. Berens A, Wiechmann D. Mini-und Mikroschrauben als skelettale Verankerung in der Kieferorthopädie. Optimierung des klinischen Vorgehens Kieferorthop. 2006;20(3):167-74.
177. Ohashi E, Pecho OE, Moron M, Lagravere MO. Implant vs screw loading protocols in orthodontics: a systematic review. The Angle Orthodontist. 2006;76(4):721-7.
178. Cho Y-M, Cha J-Y, Hwang C-J. The effect of rotation moment on the stability of immediately loaded orthodontic miniscrews: a pilot study. The European Journal of Orthodontics. 2010;32(6):614-9.
179. Park K-H, Lee E-M, Shin S-i, Kim S-H, Park Y-G, Kim S-J. Evaluation of the effect of force direction on stationary anchorage success of mini-implant with a lever-arm-shaped upper structure. The Angle Orthodontist. 2011;81(5):776-82.
180. Farnsworth D, Rossouw PE, Ceen RF, Buschang PH. Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2011;139(4):495-503.
181. Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2009;136(2):230-5.

182. Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2008;37(4):334-40.
183. Park H-S, Lee Y-J, Jeong S-H, Kwon T-G. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;133(1):30-7.
184. Lim J, Lee S, Kim Y, Lim W, Chun Y. Comparison of cortical bone thickness and root proximity at maxillary and mandibular interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Orthodontics & craniofacial research*. 2009;12(4):299-304.
185. Choi J-H, Park C-H, Yi S-W, Lim H-J, Hwang H-S. Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;136(6):766. e1- . e12.
186. Chugh T, Ganeshkar SV, Revankar AV, Jain AK. Quantitative assessment of interradicular bone density in the maxilla and mandible: implications in clinical orthodontics. *Progress in orthodontics*. 2013;14(1):38.
187. Chun YS, Lim WH. Bone density at interradicular sites: implications for orthodontic mini-implant placement. *Orthodontics & craniofacial research*. 2009;12(1):25-32.
188. Park J, Cho HJ. 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*. 2009;136(3):314. e1-. e12.
189. Cassetta M, Sofan AA, Altieri F, Barbato E. Evaluation of alveolar cortical bone thickness and density for orthodontic mini-implant placement. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2013;5(5):e245.
190. Sawada K, Nakahara K, Matsunaga S, Abe S, Ide Y. Evaluation of cortical bone thickness and root proximity at maxillary interradicular sites for mini-implant placement. *Clinical oral implants research*. 2013;24(A100):1-7.

191. Lee M-Y, Park JH, Kim S-C, Kang K-H, Cho J-H, Cho J-W, et al. Bone density effects on the success rate of orthodontic microimplants evaluated with cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2016;149(2):217-24.
192. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;129(6):721. e7-. e12.
193. Lee J-S, Hyung Kim D, Park Y-C, Kyung S-H, Kim T-K. The efficient use of midpalatal miniscrew implants. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(5):711-4.
194. Park H-S, Kwon T-G. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(5):703-10.
195. Park H-S, Kwon T-G, Sung J-H. Nonextraction treatment with microscrew implants. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(4):539-49.
196. Deguchi T, Yabuuchi T, Hasegawa M, Garetto LP, Roberts WE, Takano-Yamamoto T. Histomorphometric evaluation of cortical bone thickness surrounding miniscrew for orthodontic anchorage. *Clinical implant dentistry and related research*. 2011;13(3):197-205.
197. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131(4):S43-S51.
198. Wu T-Y, Kuang S-H, Wu C-H. Factors associated with the stability of mini-implants for orthodontic anchorage: a study of 414 samples in Taiwan. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009;67(8):1595-9.
199. Luzzi C, Verna C, Melsen B. A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Prog Orthod*. 2007;8(1):192-201.
200. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2007;36(8):695-9.

201. Lee S-J, Ahn S-J, Lee JW, Kim S-H, Kim T-W. Survival analysis of orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(2):194-9.
202. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clinical oral implants research*. 2006;17(1):109-14.
203. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009;38(1):13-8.
204. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA, et al. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;134(5):625-35.
205. Chen C-H, Chang C-S, Hsieh C-H, Tseng Y-C, Shen Y-S, Huang I-Y, et al. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2006;64(8):1209-13.
206. Wang H, Liu D, Wang C, Lü T, Liu H, Wang H. Influence of periodontal ligament injury on initial stability for immediately loaded mini-implant. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology*. 2009;27(2):224-6, 36.
207. Kim S-H, Kang S-M, Choi Y-S, Kook Y-A, Chung K-R, Huang JC. Cone-beam computed tomography evaluation of mini-implants after placement: is root proximity a major risk factor for failure? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;138(3):264-76.
208. Bayat E, Bauss O. Effect of smoking on the failure rates of orthodontic miniscrews. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2010;71(2):117-24.
209. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics*. 2008;31(1):12-20.

210. Türköz Ç, Ataç MS, Tuncer C, Baloş Tuncer B, Kaan E. The effect of drill-free and drilling methods on the stability of mini-implants under early orthodontic loading in adolescent patients. *The European Journal of Orthodontics*. 2010;33(5):533-6.
211. Chen Y, Kyung HM, Gao L, Yu W-J, Bae E-J, Kim S-M. Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters. *The Angle Orthodontist*. 2010;80(5):821-7.
212. Tachibana R, Motoyoshi M, Shinohara A, Shigeeda T, Shimizu N. Safe placement techniques for self-drilling orthodontic mini-implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2012;41(11):1439-44.
213. Cho I-S, Baek S-H, Kim YH. Effects of wobbling angle on the stability measures of orthodontic mini-implants during insertion and removal procedures. *The Angle Orthodontist*. 2013;83(6):1009-14.
214. Kim JS, Choi SH, Cha SK, Kim JH, Lee HJ, Yeom SS, et al. Comparison of success rates of orthodontic mini-screws by the insertion method. *The Korean Journal of Orthodontics*. 2012;42(5):242-8.
215. Luzi C, Verna C, Melsen B. Guidelines for success in placement of orthodontic mini-implants. *J Clin Orthod*. 2009;43(1):39-44.
216. Lee N-K, Baek S-H. Effects of the diameter and shape of orthodontic mini-implants on microdamage to the cortical bone. *American Journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2010;138(1):8. e1-8. e.
217. Lemieux G, Hart A, Cheretakis C, Goodmurphy C, Trexler S, McGary C, et al. Computed tomographic characterization of mini-implant placement pattern and maximum anchorage force in human cadavers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;140(3):356-65.
218. Chen J, Esterle M, Roberts WE. Mechanical response to functional loading around the threads of retromolar endosseous implants utilized for orthodontic anchorage: coordinated histomorphometric and finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1999;14(2).
219. De Pauw GA, Dermaut LR, Johansson CB, Martens G. A histomorphometric analysis of heavily loaded and non-loaded implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002;17(3).

220. Saito S, Sugimoto N, Morohashi T, Ozeki M, Kurabayashi H, Shimizu H, et al. Endosseous titanium implants as anchors for mesiodistal tooth movement in the beagle dog. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2000;118(6):601-7.
221. Kinzinger G, Gülден N, Yildizhan F, Hermanns-Sachweh B, Diedrich P. Anchorage efficacy of palatally-inserted miniscrews in molar distalization with a periodontally/miniscrew-anchored distal jet. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2008;69(2):110-20.
222. Wang Y-C, Liou EJ. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;133(1):38-43.
223. Hedayati Z, Hashemi S, Zamiri B, Fattahi H. Anchorage value of surgical titanium screws in orthodontic tooth movement. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2007;36(7):588-92.
224. Garg KK, Gupta M. Assessment of stability of orthodontic mini-implants under orthodontic loading: A computed tomography study. *Indian Journal of Dental Research*. 2015;26(3):237.
225. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *The Angle Orthodontist*. 2003;73(1):86-92.
226. Nguyen T, Cevidanes L, Cornelis MA, Heymann G, De Paula LK, De Clerck H. Three-dimensional assessment of maxillary changes associated with bone anchored maxillary protraction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;140(6):790-8.
227. De Clerck HJ, Cornelis MA, Cevidanes LH, Heymann GC, Tulloch CJ. Orthopedic traction of the maxilla with miniplates: a new perspective for treatment of midface deficiency. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009;67(10):2123-9.
228. Jamilian A, Showkatbakhsh R. Treatment of maxillary deficiency by miniscrew implants—a case report. *Journal of orthodontics*. 2010;37(1):56-61.

229. Kircelli BH, Pektas ZÖ. Midfacial protraction with skeletally anchored face mask therapy: a novel approach and preliminary results. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;133(3):440-9.
230. Lee K-J, Park Y-C, Park J-Y, Hwang W-S. Miniscrew-assisted nonsurgical palatal expansion before orthognathic surgery for a patient with severe mandibular prognathism. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(6):830-9.
231. Lee J, Kim JY, Choi YJ, Kim K-H, Chung CJ. Effects of placement angle and direction of orthopedic force application on the stability of orthodontic miniscrews. *The Angle Orthodontist*. 2012;83(4):667-73.
232. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2005;127(3):307-13.
233. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Evaluation of insertion of torque and pull-out strength of mini-screws according to different thickness of artificial cortical bone. *Korean Journal of Orthodontics*. 2007;37(1):5-15.
234. Iijima M, Takano M, Yasuda Y, Muguruma T, Nakagaki S, Sakakura Y, et al. Effect of the quantity and quality of cortical bone on the failure force of a miniscrew implant. *European journal of orthodontics*. 2012;35(5):583-9.
235. Araghbidikashani M, Golshah A, Nikkerdar N, Rezaei M. In-vitro impact of insertion angle on primary stability of miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2016;150(3):436-43.
236. Maino BG, Pagin P, Di Blasio A. Success of miniscrews used as anchorage for orthodontic treatment: analysis of different factors. *Progress in orthodontics*. 2012;13(3):202-9.
237. Papageorgiou SN, Zogakis IP, Papadopoulos MA. Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2012;142(5):577-95. e7.
238. Huiskes R, Nunamaker D. Local stresses and bone adaption around orthopedic implants. *Calcified tissue international*. 1984;36(1):S110-S7.

239. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(1):3-15.
240. Woodall N, Tadepalli SC, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;139(2):e147-e52.
241. Shah AH, Behrents RG, Kim KB, Kyung H-M, Buschang PH. Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. *The Angle Orthodontist*. 2011;82(4):603-10.
242. Schwartz-Dabney C, Dechow P. Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible. *Journal of Dental Research*. 2002;81(9):613-7.
243. Holm L, Cunningham SJ, Petrie A, Cousley RR. An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist*. 2012;82(6):1022-8.
244. Meira TM, Tanaka OM, Ronsani MM, Maruo IT, Guariza-Filho O, Camargo ES, et al. Insertion torque, pull-out strength and cortical bone thickness in contact with orthodontic mini-implants at different insertion angles. *European journal of orthodontics*. 2013;35(6):766-71.
245. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery—clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*. 2005;37(6):776-80.
246. Kido H, Schulz E, Kumar A, Lozada J, Saha S. Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance. *The Journal of oral implantology*. 1997;23(4):163-9.
247. Cho HJ. Clinical applications of mini-implants as orthodontic anchorage and the peri-implant tissue reaction upon loading. *J Calif Dent Assoc*. 2006;34(10).
248. Parfitt A. Targeted and nontargeted bone remodeling: relationship to basic multicellular unit origination and progression. *Bone*. 2002;30(1):5-7.
249. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981;10(6):387-416.

250. Tseng Y-C, Hsieh C-H, Chen C-H, Shen Y-S, Huang I-Y, Chen C-M. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2006;35(8):704-7.
251. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *International Journal of Prosthodontics*. 1998;11(5).
252. Yadav S, Upadhyay M, Liu S, Roberts E, Neace WP, Nanda R. Microdamage of the cortical bone during mini-implant insertion with self-drilling and self-tapping techniques: a randomized controlled trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2012;141(5):538-46.
253. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant in vitro. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2006;21(4).
254. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1989;4(4).
255. Huja S, Katona T, Burr D, Garetto L, Roberts W. Microdamage adjacent to endosseous implants. *Bone*. 1999;25(2):217-22.
256. Martin RB. Fatigue microdamage as an essential element of bone mechanics and biology. *Calcified Tissue International*. 2003;73(2):101-7.
257. Koistinen A, Santavirta SS, Kröger H, Lappalainen R. Effect of bone mineral density and amorphous diamond coatings on insertion torque of bone screws. *Biomaterials*. 2005;26(28):5687-94.
258. Hung E, Oliver D, Kim KB, Kyung HM, Buschang PH. Effects of pilot hole size and bone density on miniscrew implants' stability. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(3):454-60.
259. Eriksson A, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(1):101-7.
260. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(1):127-36.

261. Garfinkle JS, Cunningham LL, Beeman CS, Kluemper GT, Hicks EP, Kim M-O. Evaluation of orthodontic mini-implant anchorage in premolar extraction therapy in adolescents. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;133(5):642-53.
262. Rossi M, Bruno G, De Stefani A, Perri A, Gracco A. Quantitative CBCT evaluation of maxillary and mandibular cortical bone thickness and density variability for orthodontic miniplate placement. *International orthodontics*. 2017;15(4):610-24.
263. Migliorati M, Benedicenti S, Signori A, Drago S, Barberis F, Tournier H, et al. Miniscrew design and bone characteristics: an experimental study of primary stability. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2012;142(2):228-34.
264. Hitchon PW, Brenton MD, Coppes JK, From AM, Torner JC. Factors affecting the pullout strength of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws. *Spine*. 2003;28(1):9-13.
265. Pithon MM, Figueiredo DSF, Oliveira DD. Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013;71(3):479-86.
266. Park H-S, Lee S-K, Kwon O-W. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(4):602-9.
267. Crismani AG, Bertl MH, Čelar AG, Bantleon H-P, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(1):108-13.
268. Chatzigianni A, Keilig L, Reimann S, Eliades T, Bourauel C. Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels. *The European Journal of Orthodontics*. 2010;33(4):381-7.
269. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *The Angle Orthodontist*. 2006;76(2):191-7.
270. DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W. Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma*. 1990;4(2):169-74.

271. Albrektsson T, Hansson H. An ultrastructural characterization of the interface between bone and sputtered titanium or stainless steel surfaces. *Biomaterials*. 1986;7(3):201-5.
272. Cousley R. *The orthodontic mini-implant clinical handbook*: John Wiley & Sons; 2013.
273. Long M, Rack H. Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective. *Biomaterials*. 1998;19(18):1621-39.
274. Kuroda D, Niinomi M, Morinaga M, Kato Y, Yashiro T. Design and mechanical properties of new β type titanium alloys for implant materials. *Materials Science and Engineering: A*. 1998;243(1-2):244-9.
275. Noble J, Karaikos NE, Hassard TH, Hechter FJ, Wiltshire W. Stress on bone from placement and removal of orthodontic miniscrews at different angulations. *J Clin Orthod*. 2009;43(5):332-4.
276. Inaba M. Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *Journal of oral science*. 2009;51(3):347-53.
277. Perillo L, Jamilian A, Shafieyoon A, Karimi H, Cozzani M. Finite element analysis of miniscrew placement in mandibular alveolar bone with varied angulations. *European journal of orthodontics*. 2014;37(1):56-9.
278. Kuroda S, Tanaka E. Risks and complications of miniscrew anchorage in clinical orthodontics. *Japanese Dental Science Review*. 2014;50(4):79-85.
279. Kyung H-M. Overview development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J clin Orthod*. 2003;37:321-8.
280. Foley WL, Frost DE, Paulin Jr WB, Tucker MR. Uniaxial pullout evaluation of internal screw fixation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1989;47(3):277-80.
281. Kyung S, Hong S, Park Y. Distalization of maxillary molars with a midpalatal miniscrew. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2003;37(1):22-6.

9. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Erdi İÇEN

Doğum Yeri/Tarihi: Şişli / 29.10.1989

Telefon: 0532 3674704

E-posta: dterdicen@gmail.com

Yabancı Dil: İngilizce

EĞİTİM BİLGİLERİ

Mezun Olduğu İlkokul: Özel Yıldız Koleji 1998

Mezun Olduğu Ortaokul: Özel Cent Koleji 2003

Mezun Olduğu Lise ve Tarihi: Sakıp Sabancı Anadolu Lisesi 2006

Mezun Olduğu Fakülte ve Tarihi: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2012