



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**KEMİK SİMANLARININ ORTODONTİK MİNİ-VİDA
STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİSİ: IN-VITRO ÇALIŞMA**

DOKTORA TEZİ

Canan YERLİKAYA

**Samsun
Mart – 2016**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**KEMİK SİMANLARININ ORTODONTİK MİNİ-VİDA
STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİSİ: IN-VITRO ÇALIŞMA**

DOKTORA TEZİ

Canan YERLİKAYA

**Danışman
Prof. Dr. Tamer TÜRK**

**Samsun
Mart – 2016**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Canan YERLİKAYA tarafından Prof. Dr. Tamer TÜRİK danışmanlığında hazırlanan “Kemik Simanlarının Ortodontik Mini-Vida Stabilitesi Üzerine Etkisi: In-vitro Çalışma” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 07/03/2016 tarihinde yapılan sınav ile Ortodonti Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Neslihan ÜÇÜNCÜ
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Prof. Dr. Tuba TORTOP
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Prof. Dr. Mete ÖZER
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Prof. Dr. Tamer TÜRİK
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Doç. Dr. Tuğrul KIRTILOĞLU
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

ONAY:

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

.... / /.....

Doç. Dr. Aydın HİM
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Eğitim sürecimde bilgi ve deneyimleri ile bana yardımcı olan, güler yüzüyle hep desteğini hissettiğim OMÜ Diş Hekimliği Fakóltesi Dekan Yardımcısı ve Ortodonti AD Başkanı sayın Prof. Dr. Mete Özer' e,

Ortodonti eğitimim boyunca bana emeği geçen, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığıım, her konuda destek ve yardımlarını esirgemeyen, değerli hocam Prof. Dr. Selim Arıcı' ya,

Bilgi ve tecrübelerinden çokça faydalandığıım, doktora eğitimim boyunca samimiyetle desteklerini hissettiğim, hem hocam olarak hem bir abi-abla olarak her türlü durumda yakınlıklarını gördüğüm, sayın Doç. Dr. Selma Elekdağ-Türk, Doç. Dr. Nursel Arıcı, Yrd. Doç. Dr. Alper Öz, Yrd. Doç. Dr. Sabahat Yazıcıoğlu ve Yrd. Doç. Dr. Zeynep Öz'e,

Bu tez sırasında bilgi, tecrübe ve imkânlarıyla bana yardımcı olan ve yol gösteren OMÜ Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Mahmut Sümer'e,

Tez çalışmam boyunca bilgi ve tecrübesi ile kıymetli zamanını ayıran ve her türlü durumda desteğini esirgemeyen Veteriner Fakóltesi öğretim üyesi Doç. Dr. Cenk Yardımcı' ya,

Doktora eğitimim boyunca tecrübelerinden yararlandığıım, destek ve dostluğunu benden esirgemeyen mezun olan tüm asistan arkadaşlarıma,

Birlikte çalışmaktan ve tanımaktan mutluluk duyduğum, iyi ve kötü günde yanımda olan tüm bölüm arkadaşlarıma,

Bu işin bir ekip çalışmasını olduğunu bana hatırlatan ve çok sevdiğim tüm ortodonti bölümü çalışanlarına,

Tez çalışmamda emeği geçen herkese, desteklerini esirgemeyen iyi-kötü her günümde yanımda olan, sevgisini hissettiğim tüm dostlarıma ve büyüklerime,

Hayatım boyunca varlıkları ile bana güç veren, desteklerini hep yanımda hissettiğim, canım annem Rabia Yerlikaya'ya ve canım babam Hüseyin Yerlikaya'ya,

Yol arkadaşım, mis gibi kalbiyle en büyük ve en güzel destekçim, çok sevdiğim canım kardeşim Cansu Yerlikaya'ya..,

En içten ve sonsuz teşekkürler.

ÖZET
KEMİK SİMANLARININ MİNİ-VİDA STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİSİ: IN
VITRO ÇALIŞMA

Amaç: Bu çalışmasının amacı ortodontik mini-vidaların stabilitesinde kemik simanlarının etkisini in-vitro olarak incelemektir.

Materyal ve Metot: Çalışmamızda iki farklı mini-vida, Dewimed ve Sydney, kullanıldı. Mini-vidalar ile koyun humerus kemiğinin "proksimal metafizi" bölgesinde yerleştirildi. 30 Dewimed mini-vida ve 30 Sydney mini-vida rehber oluklar açılarak kemiğe yerleştirildi. 30 Dewimed mini-vida vidalama öncesi rehber oluklar açılarak ve rehber oluklara kemik simanı konularak kemiğe yerleştirildi. 30 Sidney mini-vida rehber oluklar hazırlandıktan kemik bloğa yerleştirilmiştir ve sonrasında kemik simanı vidanın kanülüne enjekte edildi. Her bir grup, mini-vidaların stabilitesini değerlendirmek amacıyla, iki eşit alt gruba ayrılarak, çıkarma tork değerleri ve pull-out değerleri ölçüldü.

Bulgular: Her iki mini-vidanın siman uygulanmış ve uygulanmamış çıkarma tork ve pull-out değerleri kendi içlerinde karşılaştırıldığında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($P>0,0083$). Dewimed mini-vidanın siman uygulanmış ve uygulanmamış tork değerlerinin Sydney mini-vidanın siman uygulanmış ve uygulanmamış tork değerlerinden istatistiksel olarak daha büyük olduğu izlendi ($P<0,0083$). Sydney mini-vidanın siman uygulanmış ve uygulanmamış pull-out değerlerinin Dewimed mini-vidanın siman uygulanmış ve uygulanmamış pull-out değerlerinden istatistiksel olarak daha büyük olduğu izlendi ($P<0,0016$).

Sonuç: Bu çalışmanın bulguları ışığında, kemik simanlarının mini-vida stabilitesi üzerinde etkisi olmadığı sonucuna ulaşabiliriz.

Anahtar Kelimeler: Çıkarma torku; kemik simanı; mini-vida; pull-out; stabilite.

Canan YERLİKAYA, Doktora Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Mart-2016

ABSTRACT
**EFFECTS OF BONE CEMENT ON THE STABILITY OF MINI-
SCREWS: IN-VITRO STUDY**

Aim: The purpose of this study was the in-vitro evaluation of the effect of bone cement on the stability of mini-screws.

Material and Methods: Two different mini-screws, Dewimed and Sydney, were used in this study. Mini-screws were inserted into the “proximal metaphysis” of sheep humerus bone. Thirty Dewimed and 30 Sydney mini-screws were inserted into the bone after pre-drilling without any cement application. Thirty Dewimed mini-screws were inserted into the pre-drilling hole which had been filled with cement. Thirty Sydney mini-screws were inserted after pre-drilling and subsequently bone cement was injected into the cannula of the mini-screw extending from the head to the lateral port holes of . Each group was divided into two subgroups to measure the removal torque and the pull-out values for the evaluation of mini-screw stability.

Results: Application and non-application of bone cement did not show any significant difference for both mini-screw types ($P>0.0083$). Removal torque values of Dewimed mini-screws, application and non-application of cement, were significantly higher than that of the Sydney mini-screws ($P>0.0083$). Pull-out values of Sydney mini-screws, application and non-application of cement, were significantly higher than that of the Dewimed mini-screws ($P>0.0016$).

Conclusion: According to the results of this study it can be concluded that the application of bone cement did not affect the stability of mini-screws.

Key Words: Bone cement; mini-screw; pull-out; removal torque; stability.

Canan YERLİKAYA, Ph.D. Thesis
Ondokuz Mayıs University - Samsun, March-2016

SİMGELER VE KISALTMALAR

0	: Derece
%	: Yüzde
Cc	: Cubic Centimeter
IL	: İnterlökkin
Mm	: Milimetre
mm/sn	: Milimetre/ saniye
ml	: Mililitre
N	: Newton
Ncm	: Newton Santimetre
RFA	: Rezonans Frekansı Analizi
PGE2	: Prostaglandin E2
PMMA	: Polimetilmetakrilat

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ankırāj.....	3
2.2. İskeletsel Ankırāj	3
2.2.1. İskeletsel Ankırāj Tanımı	3
2.2.2. İskeletsel Ankırāj Tarihçesi	4
2.2.3. Mini-Vida İle İskeletsel Ankırāj.....	5
2.3. Mini-Vidaların Temel Özellikleri	5
2.4. Mini-Vida Başarısını Etkileyen Faktörler	7
2.4.1. Mini-vida ile İlgili Faktörler.....	7
2.4.2. Hasta ile ilgili faktörler.....	10
2.4.3. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler	11
2.4.4. Mini-vida Yükleme ile İlgili Faktörler	14
2.4.5. Mini-vidanın temizliği.....	15
2.5. Primer Stabilite Ve Ölçüm Teknikleri	15
2.6. Kemik Simanları	19
2.6.1. Tarihçe	21
2.6.2. Kemik Simanının İçeriği	21
3. MATERYAL VE METOT	22
3.1. Mini-vidalar.....	22
3.2. Kemik Bloklarının Hazırlanması	24
3.3. Kemik Simanlarının Hazırlanması	24
3.4. Çalışma Gruplarının Oluşturulması	24
3.5. Mini-vidaların yerleştirilmesi.....	25
3.6. Mekanik Testler	27
3.7. İstatiksel Analiz.....	28
4. BULGULAR	29

4.1. Tork Değerlerine İlişkin Bulgular	29
4.2. Pull-out Değerlerine İlişkin Bulgular	31
5. TARTIŞMA	33
5.1. Vida Seçimi	33
5.2. Kemik Materyalin Seçimi	34
5.3. Kemik Simanın Seçimi	36
5.4. Mini-vida Stabilitesinin Değerlendirilmesi	38
5.5. Çıkarma tork değerlerinin Gruplar Arasında Karşılaştırılması	39
5.6. Pull-out Değerlerinin Gruplar Arasında Karşılaştırılması Karşılaştırılması	41
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	43
KAYNAKLAR	44
ÖZGEÇMİŞ	57

1. GİRİŞ

Ortodontistlere göre ankıraj, ortodontik tedavi boyunca kuvvet uygulanan diğer yapıların istenilerek hareket ettirilmesine karşılık, diş ve implantın bu harekete karşı direnç gösterme yeteneğidir (Higuchi, 2000; Huang ve ark., 2005).

Hedeflenen sonuca ulaşmada, ortodontik tedavide ankıraj kontrolü önemli bir role sahiptir. İskelet sisteminden ankıraj alınması ile hasta kooperasyonuna bağımlı kalmadan, istenen ankıraj elde edilebilmektedir.

İskeletsel ankıraj, Branemark ve ark. tarafından 1977'de tanımlanan osseointegrasyon ilkesine dayanmaktadır. Branemark ve arkadaşları, titanyumla canlı kemikte yan etki oluşturmadan stabil ankırajın sağlanabileceğini göstermişlerdir ve onların, dental implantların osseointegrasyonu üzerine olan deneyimleri, ortodonti tedavi alternatiflerinde radikal bir dönüm noktası oluşturmuştur.

Ortodontik mini-implantlar ve mini plak sistemleri mekanik retansiyon esasına dayanır. Bu aygıtlar, immedat ortodontik kuvvet yüklenmesine daha uygun ve çıkarılmaları daha kolaydır (Ohmae ve ark., 2001; Deguchi ve ark., 2003).

Günümüzde ortodontik mini-vidaların başarısızlık insidanslarının çoğunun erken dönemde oluşması, primer stabilitenin önemini arttırmaktadır (Antoszewska ve ark., 2009; Miyawaki ve ark., 2003). Mini-vida başarısı için yeterli primer stabilite sağlanması önemlidir (Albrektsson ve Johansson, 1987; Deguchi ve ark., 2006; Su ve ark., 2009; Chen ve ark., 2010).

Kemik simanları, metilmetakrilat polimerizasyonu sonucunda oluşan, katı prepolimerize parçalar ve sıvı monomerden oluşan, boşluk dolduran bir materyaldir. Kemik simanları kemik ile kimyasal bir reaksiyona girmezler, sadece kemik ve implant arasındaki boşluğu doldururlar. Kemik simanı olarak da bilinen polimetilmetakrilat (PMMA) 60 yıldan daha uzun süredir ortopedik cerrahide sıklıkla kullanılmaktadır. (Kuehn ve ark., 2005; Webb ve Spencer, 2007).

Ateş ve ark. (2013), yaptıkları çalışmada 1,6 mm çapında ve 7 mm uzunluğunda Turkuaz markalı mini-vidalar ile, self-drilling, self-tapping ve kemik simanı enjeksiyonu ile self-tapping olmak üzere 3 grup altında kemik simanının mini-vidaların stabilitesine etkisini incelenmiştir. Bu amaçla pull-out ve kesme testleri

uygulanmıştır. Sonuçta kemik simanı ile yerleştirilen mini-vidaların pull-out değerleri, kemik simanı yerleştirilmeyen diğer self-tapping grubundan istatistiksel olarak anlamlı daha büyük değerler göstermişlerdir ($p < 0,01$).

Bu tez çalışmasının amacı ortopedik cerrahide de sıklıkla implant stabilitesini arttırmak için kullanılan kemik simanlarının, ortodontik tedavide kullanılan mini-vida stabilitesi üzerine etkisini araştırmaktır. Çalışmanın hipotezi, kemik simanı ile uygulanan mini-vidalarının primer stabilitelerinin artacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ankırāj

Ortodontistlere göre ankırāj, ortodontik tedavi boyunca kuvvet uygulanan diğēer yapıların istenilerek hareket ettirilmesine karşılık, diğē ve implantın bu harekete karşē direnç gösterme yeteneğidir (Higuchi, 2000; Huang ve ark., 2005).

Ortodontide en kritik problem; hareketi istenen bölgenin harekete olan direnci ile ankırāj olarak tespit edilen bölgenin harekete karşē olan direnci arasındaki ilişkidir. Bu durumun nedeni, Newton'un etki-tepki kanununa göre ankırāj bölgesi ve hareket eden bölgeleri etkileyen kuvvetlerin miktarlarının aynı fakat ve faktöriyel olarak zıt yönlü olmasındandır. Bu kritik problem Baker ve ark., (1972) tarafından şu şekilde ifade edilmiştir: "Bilinen Fizik kanunlarına göre etki tepki eşittir ve zıt yönlüdür. Bu sebeple, ankırāj amacıyla ortaya çıkan direnç hareket ettirilecek diğēlerden fazla olmalıdır. Eğer bu durum oluşmazsa, ankırājda bir yer değıştirme olur ve diğēlerin hareketi istenilen yönde gerçekleşmez."

Ortodontide, tek bir diğē, bir diğē grubu, tüm diğē kavsi, palatal ön bölge, kaslar, ense, kafatası, çene ucu ve alın ankırāj olarak alınabilmektedir (Ülgen, 1983).

Ortodontistler ankırājı stabil tutmak için çeşitli teknik ve stratejiler geliştirmişlerdir. Case, Angle, Begg, Tweed ve diğēerleri ankırāj korunması açısından ortodontik mekanoterapinin gelişip güçlenmesine katkı sağlamışlardır (Kuhlberg, 2001).

Çok küçük bir tepki kuvvet bile, istenmeyen diğē hareketlerine yol açabileceğinden bunların önüne geçilmesi için mutlak ankırāj sağlanması gerekmektedir (Papadopoulos ve Fadi, 2007).

2.2. İskeletsel Ankırāj

2.2.1. İskeletsel Ankırāj Tanımı

Ortodontik tedavide ankırāj kontrolü, hedeflenen sonuca ulaşmada önemli role sahiptir. Headgear, ağız içi lastikler gibi geleneksel ankırāj metotları ile hasta kooperasyonunun iyi olduğē durumlarda bile mutlak ankırāj elde etmek her zaman mümkün olamamaktadır. İskelet sisteminden ankırāj alınması ile hasta kooperasyonuna

bağımlı kalmadan, istenen ankıraj elde edilebilmektedir. İskeletsel ankıraj aygıtları, iskelet sisteminden destek alan biyolojik ya da biyolojik olarak uyumlu materyallerden oluşmaktadır. Ankiloz dişler gibi dokuların ankıraj amaçlı kullanımları, iskeletsel ankırajın ilk basamaklarını oluşturmakla birlikte çok spesifik haller dışında kullanılmamaları biyolojik uyumlu materyallerin kullanımını ön plana çıkarmıştır (Cope, 2005).

Ankıraj apareyi kemik içine yerleştirilmektedir. Tek başına veya dişlerle kombine olarak kullanılabilir (Rakosi ve Graber, 2009).

İskeletsel ankıraj, Branemark ve ark. tarafından 1977'de tanımlanan osseointegrasyon ilkesine dayanmaktadır. Branemark ve arkadaşları 1964'te titanyumla canlı kemikte yan etki oluşturmadan stabil ankırajın sağlanabileceğini göstermişlerdir ve onların, dental implantların osseointegrasyonu üzerine olan deneyimleri, ortodonti tedavi alternatiflerinde radikal bir dönüm noktası oluşturmuştur.

Roberts'ın tanımıyla osseointegrasyon, ankilozun fonksiyonel eş değeridir. İmplant ve kemik arasında fibröz doku bulunmamaktadır, perküsyonda künt ses vardır, fizyolojik sürüklenme ve ortodontik yüklemde hareket yoktur. Bu durum absolute ankıraj kavramını gündeme getirmiştir (Rakosi ve Graber, 2009).

2.2.2. İskeletsel Ankıraj Tarihçesi

İlk çalışma 1945'te Gainsfort ve Highley tarafından yapılmıştır. Vitallium vidalar, 6 köpekte ramusta açılan deliklere yerleştirilmiş ve maksiller kaninler distalize edilmiştir. Tüm vidalar 16-31 günde kaybedilmiştir.

Linkow 1969'da endosseal implantları daimi 1. molar bölgesine yerleştirmiştir. Vidaları hem protez hem geçici ortodontik ankıraj amaçlı kullanmıştır.

Creekmore ve Eklund 1983'de vitallium vidaları ilk olarak sadece geçici ankıraj amaçlı kullanmıştır. Anterior nasal spina'ya yerleştirilen vidalar yardımıyla üst keserler 6 mm intrüze edilmiştir.

Block ve Hoffman 1995'de onplantları geliştirmiştir. Köpekler üzerine yaptıkları çalışmada, unilateral diş hareketi elde etmişlerdir.

Wehrbein ve ark.(b), 1996'da ilk olarak palatal implant kullanarak sınıf 2

hastalarda premolar çekimi sonrası maksiller segmentin retraksiyonunu elde etmişlerdir.

Kanomi 1997'de ilk defa mini-implant terimini kullanmıştır. Alt keserlerin kökleri arasına vida yerleştirilerek 6 mm intrüzyon elde etmiştir.

Melsen ve arkadaşları 1998'de zigomatik ankıracı geliştirmiştir.

2.2.3. Mini-Vida İle İskeletsel Ankıracık

Ortodontik mini-implantlar ve mini plak sistemleri maksillofasiyal sabitleme tekniklerinden doğmuş olup ankıracık için mekanik retansiyon esasına dayanır. Bu aygıtlar stabilite için fiziksel bağlantı yolunu kullandıkları için tekniğe osseointegre implantlardan daha az duyarlıdır, immedat ortodontik kuvvet yüklenmesine daha uygun ve sökümü daha kolaydır (Ohmae ve ark., 2001; Deguchi ve ark., 2003). Vidaların sökülmesi açısından da osseointegrasyon beklenen veya istenen bir durum değildir. Bu konudaki hayvan çalışmaları %10-58 kadar sınırlı bir osseointegrasyon görüldüğü yönündedir (Melsen ve Costa, 2000). 1983 yılında Creekmore ve Eklund, vityum vidalarını üst keserlerin intrüzyonu için anterio rnasal spina bölgesine yerleştirilerek kullanmıştır. Takip eden zamanlarda sabitleme vidalarındaki gelişmelerle birlikte vidalar ortodontik kullanıma daha uygun hale gelmeye başladı ve mini-implant kitleri geliştirilmeye başlandı. 1990'ların sonunda Kanomi ve arkadaşları ile Costa ve arkadaşları özellikle ortodonti için kullanılacak olan mini-implantları tanıtmışlardır.

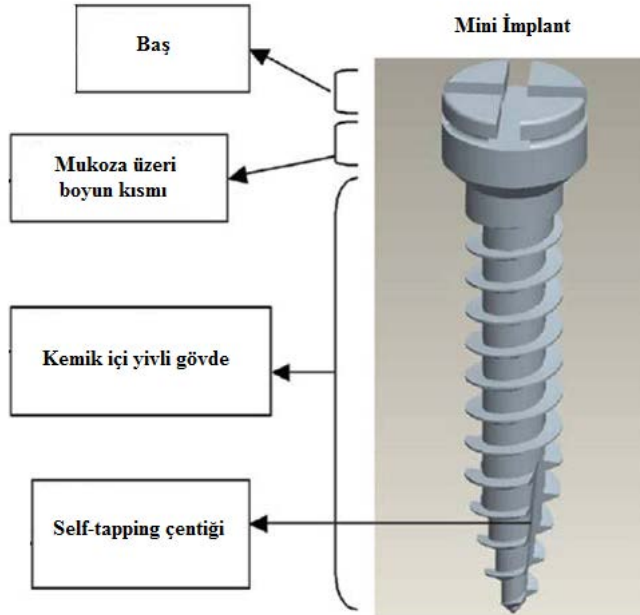
2.3. Mini Vidaların Temel Özellikleri

Değişik boy ve çapta bulunabilen mini-vidalar; dental implantların değişik bir versiyonudur. Mini-vidaların, yerleştirilme alanlarının fazla olması, rahat uygulanması, küçük ebatlar, tedavi bitiminde daha rahat bir şekilde çıkarılabilmesi ve maliyetinin azlığı, dental implantlara kıyasla önemli avantajlarındandır. Stabilitelemlerini mekanik kilitlenmeden alırlar ve osseointegre olmaları beklenmez (Miyawaki ve ark., 2003).

Mini-vidalar, flap kaldırmaya gereksinim duyulmadan lokal anestezi altında yerleştirilebilirler (De Clerck ve ark., 2002). Yerleştirmenin hemen sonrasında kuvvet uygulanabilmektedir. Mümkün olduğunca yapışık dişetine yerleştirilmesi tercih edilmelidir. Ayrıca eğer palatinal bölgeye yerleştirilme söz konusu ise yumuşak doku kalınlığı göz önünde bulundurulmalıdır (Park ve ark., 2003).

Materyal Özellikleri: Üretici firmalar detaylı olarak materyal içeriğini tamamen açıklamasa da çoğu ortodontik kemik ankıracı saf titanyumdan ya da titanyum alaşımlarından yapılmaktadır (Ti-6Ak-4V). Titanyumun hafiflik, biyouyumlu olması, strese, çatlama ve korozyona karşı olan direnci sayesinde tercih edilen materyal olmuştur. Cerrahi amaçlı kullanılan paslanmaz çelik de Leone mini-vidalarda kullanılmaktadır. Mini-vidalarda pürüzsüz bir kemik içi yüzey oluşturularak söküm işlemini kolaylaştırmak için osseointegrasyonun önüne geçilmektedir (Wehrbein ve ark., 1996).

Boyutları: Mini-vidaların dar, uzun ve konik şekilleri vardır. 6-15 mm uzunluklarda ve 1,2-2,3 mm çaplarında bulunabilmektedir. Yapılan bir çalışma sonucunda mini-vidaların minimum 1,5 mm çapında olması ile ancak çatlaklara karşı dayanıklı olabildiği savunulmuştur (Carano ve ark., 2005). 1-2,3 mm çapında ve 6, 11 ve 14 mm uzunluklarında mini-vidalar kullanılarak bağlantı kalitesine bakılan bir çalışmada, bağlantının 1 mm'lik gövde çapı ile alakalı olduğu, istatistiksel olarak gövde uzunluğu ile alakalı olmadığını savunulmuştur (Miyawaki ve ark., 2003). Kısacası mini-vidaların primer stabilitesi için gövde uzunluğundan ziyade gövde kalınlığı daha önemlidir (Şekil 1).



Şekil 1. Mini-vidaların tipik kısımları (Özkan, 2012'den uyarlanmıştır)

Gövde ve Yiv Dizaynı: Mini-vidalar çoğunlukla self-tapping olarak adlandırılmaktadır. Self-tapping gövde dizaynlarında, vidanın ucunda bir çentik bulunmaktadır ve bu çentik yerleştirme esnasında kemiğin kesilmesini sağlarken vidaya kılavuzluk etmektedir. Bu durum genellikle bir başlangıç deliğine ihtiyaç duymakta ve sonrasında çentik vidanın yolunu oluşturmasında yardımcı olmaktadır. Mini-vidalar çeşitli gövde şekillerine ve yiv dizaynlarına sahip olarak üretilmektedir. Mini-vidalar üretildiklerinde kemik içine önceden açılmış olan yuvalara vidalanıyorlardı. Günümüzde kemik içine uygun bir tork uygulayarak direkt olarak vidalanabilen self-drilling mini-vidalar kullanılmakta (Melsen ve Costa, 2000) ve bu şekilde yerleştirme öncesinde kemik içinde yuva açmadan mini-vidaların uygulanması daha kolaylaşmıştır. Kim ve ark. (2005) önceden yuva açarak ve açmadan yerleştirdikleri mini-vidaların stabilitelerini inceledikleri araştırmalarında, yuva açmadan yapılan vidalama işlemlerinde daha iyi bağlantı olduğu ve daha az mobilite gözlemlendiği belirtmişlerdir. Bunun sebebi daha az kemik debrisinin oluşması ve daha az ısıl zarar oluşmasıdır (Heidemann ve ark., 2001).

Baş Dizaynı: Günümüzde üretilen mini-vidaların çoğunluğu tek parçadan oluşmaktadır. C-Orthodontic mini-vida sistemi iki parçalı dizayna sahip olmakla birlikte baş kısmı kemik içi kısmının üzerine yerleştirilmektedir. Ayrıca IMTEC mini-vidaları da çıkarılabilir başlığa sahip mini-vidalardandır. Mini-vida başları amaca göre braket başlı, top uçlu gibi dizaynlara sahip olabilirler. Mini-vidanın mukoza üzerindeki boyun kısmı; kortikal tabakanın üzerinde bulunan ve yumuşak doku boyunca uzanan kısımdır. Parlak, pürüzsüz ve uygun yükseklikte olan bir boyun kısmı plak birikimini önlediği gibi mikroorganizmaların barınmasını da engellemektedir. Bunun yanı sıra baş kısmının kolay temizlenmesinde de kolaylaştırıcı rol oynamaktadır (Wehrbein ve ark., 1999).

2.4. Mini-Vida Başarısını Etkileyen Faktörler

2.4.1. Mini-vida ile İlgili Faktörler

Uzunluk

Uzunluğun mini-vida başarısını etkilemediğini, klinik çalışmaların büyük bir kısmı ortaya koymaktadır (Miyawaki ve ark., 2003; Cheng ev ark., 2004). Uygulanacak mini-vidanın uzunluğunun seçiminde kemik kalitesi, anatomik ve komşu yapılara olan

uzaklık, mukozanın kalınlığı, yerleştirilme açısı göz önüne alınır. (Park ve ark., 2003; Maino ve ark., 2005; Kuroda ve ark., 2007).

Lim ve ark., (2003) yaptıkları çalışmada, stabilite için çapın uzunluktan daha önemli olduğunu bildirmişlerdir. Freudenthaler ve ark., (2001) mini-vidanın en az 5 mm uzunluğunda olması gerektiğini fakat uzunluğun bundan daha fazla olmasının primer stabilitenin artırılması açısından olumlu bir etki yaratmadığını bildirmişlerdir. Kayalıoğlu ve ark., (2007) mini-vidaların uzunluğunun 6- 12 mm olmasının yeterli olduğunu, daha uzun ve kısa olanların kullanım alanının çok sınırlı olduğunu bildirmişlerdir.

Kim ve ark., (2009) uzun mini-vidalarda, kısa mini-vidalara göre daha yüksek yerleştirme torkuna ihtiyaç duyulmuş olup, uzun mini vidalar daha yüksek çıkarma torku değerleri gösterdiğini tespit etmişlerdir.

Çap

Kortikal kemik ile temas eden mini-vida yüzey alanı ile mini-vidanın stabilitesi doğru orantılıdır. Mini-vidanın çapı arttıkça temas yüzeyi artacağından stabiliteyi direkt etkilemektedir (Kuroda ve ark., 2004; Lim ve ark. 2003).

1 mm çapındaki mini-vidaların stabilitelerinin 1,5 mm ile 2,3 mm çapları arasındaki vidalara ve mini plaklara oranla çok daha düşük olduğunu Miyawaki ve arkadaşlarının (2003) yaptıkları çalışmada, tespit etmişlerdir. 1,5 mm çapındaki (%83,9) ve 2,3 mm çapındaki (%85) vidaların stabilitesi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını belirtmişlerdir. Çapı 1 mm'den küçük olan mini-vidaların başarı oranlarının çok düşük olduğunu bildirmişlerdir. Berens ve arkadaşları (2006), üst çene anterior ve alt çene anterior bölgede daha ince mini-vidaların kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. Üst çene posterior bölgede ise 10 mm uzunluğundaki mini-vidaların ideal olduğunu, alt çenede posterior bölgede 2 mm çapındaki vidaların, üst çene palatal bölgede ise en az 1,5 mm çapındaki mini-vidaların kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Mini-vida çapı ve stabilitesi arasındaki ilişki incelendiğinde domuz iliak kemiğinde yapılmış çalışmalar da güçlü bir ilişki olduğunu göstermektedirler (Wilmes ve ark., 2006; 2008).

Yiv Yapısı

Mini-vidanın içerdiği yiv yapısının derinliği stabilite üzerinde önemli rol oynar. Primer stabilite, derin yivler içeren mini-vidalarda daha yüksektir (De Coster ve ark., 1990).

Mini-vidanın yivlerinin eğiminin azalması da stabiliteyi etkiler. Yiv eğimleri azaldıkça mini-vidanın sökülmesine karşı olan direnç artmaktadır (Brinley ve ark., 2009).

Mini-vida yiv yapısı simetrik ya da asimetrik kesimde dizayn edilmiş olabilir. Simetrik kesimde vida boynundan vida başına kadar yivler paralel seyreder. Asimetrik kesimde dizayn edilmiş yivlerde ise (örn. vida boyun kısmında 90° ile başlayıp ucuna doğru 45° ile sonlanan), çıkarma kuvvetlerine karşı direnci arttırırken, yerleştirmede kolaylık sağlarlar (Carano ve ark., 2005).

Cunha ve ark., (2015) yaptıkları çalışmada aynı tip ancak farklı geometrik dizaynlara sahip, $30^\circ \times 0,6$ mm ölçüleri olan mini-vidalar ile $45^\circ \times 0,8$ mm ölçüleri olan mini-vidalar farklı kemik yoğunluklarına sahip yapay kemik blokları üzerinde yerleştirme ve çıkartma tork değerleri açısından kıyaslandığında, yivler arasındaki mesafenin mini-vidanın stabilitesi üzerinde etkili olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Yüzey Özellikleri

Mini-vidaların yivli bir yapıları mevcuttur ve çoğu mini-vidanın yüzeyine pürüzlendirici bir işlem uygulanmamıştır. Pahalı olmasının yanı sıra yüzeyi asitlendirilmiş ve bu bölümlere ısı ve basınç altında maden parçaları yerleştirilmiş mini-vidalarda kullanılabilir.

Cho ve ark., (2011) yaptıkları hem in-vivo hem in-vitro bir çalışmada, vida yüzeyinin işlenmesinin yüzey alanını arttırdığını ve anodik-oksidasyonla işlenmiş yüzeyin daha iyi stabilite sağladığını ve yerleştirme hasarını azalttığını bulmuşlardır.

Vidanın Şekli

Mini-vidaların şekli konik ya da silindirik şekilde olabilir. Silindirik vidaların çapları uç bölgelerinde küçük bir alan haricinde aynıdır; konik mini-vidaların ise en kalın ve en ince bölgeleri arasında 0,3-0,4 mm fark bulunmaktadır. Bu yüzden konik

mini-vidaların yüzey alanları, silindirik olanlara göre % 20 - % 30 daha azdır (Drago ve ark.,2006).

Kim ve ark., (2008b) yaptıkları bir çalışmada, 20 adet 1,6 mm çapında ve 6 mm uzunluğundaki silindirik ve konik şekilli mini-vidayı tazılara yerleştirmişlerdir. Maksimum yerleştirme ve çıkarma torkunu değerlendirerek stabilite üzerine vida şeklinin etkilerini araştırmışlardır. Konik şekilli vidalarda maksimum yerleştirme ve çıkarma torkunu daha yüksek bulmuşlardır. Bunu da vida başına yakın olan gövde kısmının daha fazla çapa sahip olmasına bağlamışlardır. Stabiliteyi değerlendirmek için çıkarma torkunun, yerleştirme torkundan daha etkili olduğunu bulmuşlardır. Yüksek yerleştirme torku, kemik dokuda fazla sıkıştırmaya neden olmakta, stabiliteyi azaltabilmektedir.

Cha ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada mini-vidaların primer ve sekonder stabiliteilerini konik ve silindirik mini-vidalar üzerinden incelemişlerdir. Çalışma sonucunda konik mini-vidaların primer stabilitesi daha yüksek bulunurken, sekonder stabilite karşılaştırıldığında iki mini-vida arasında bir fark bulunamadığı sonucuna ulaşılmıştır.

Pithon ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada ise, silindirik mini-vidaların konik şekilli mini-vidalardan daha iyi bir primer stabiliteye sahip olduğunu bulmuşlardır.

Üretildiği malzeme

İmplantlarda titanyum ve titanyum alaşımları en çok tercih edilen materyallerdir. Paslanmaz çelikten elde edilen mini-vidalar, titanyumdan elde edilen mini-vidalara göre kırılmaya karşı daha dirençlidirler (Carano ve ark., 2005). Ancak titanyum vidalarının daha elastik olması ve daha iyi dokularla temasa geçebilmesi nedeniyle daha iyi mekanik bağlanma sağlamaktadır. Aynı zamanda titanyum, biyouyumludur, herhangi bir allerjik reaksiyon bildirilmemiştir, çekme ve kesme kuvvetlerine karşı dayanıklıdır. (Christiansen ve ark., 2000).

2.4.2. Hasta ile ilgili faktörler

Cinsiyet

Mini-vida başarısı ve cinsiyet arasındaki ilişki çoğu çalışmada incelenmemiştir.

(Park ve ark., 2006; Kuroda ve ark., 2007; Motoyoshi ve ark., 2007a; Moon ve ark., 2008). Lee ve ark., (2010) cinsiyetin mini-vida stabilitesi üzerinde etkili olmadığını bulmuşlardır. Ono ve ark., (2008) üst birinci büyük azının mezialindeki yapışık dişeti seviyesindeki kortikal kemiğin kızlarda daha ince olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Yaş

Çoğu çalışmada yaş ve mini-vida stabilitesi arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. (Miyawaki ve ark., 2003; Wu ve ark., 2009b; Lee ve ark., 2010). Motoyoshi ve ark., (2007a) çalışmalarında erken yükleme yapılmış mini-vidalarında erişkin ve genç erişkinleri karşılaştırdıklarında, erişkinlerde daha yüksek başarı oranları tespit etmişlerdir. Bu bilgi ile genç erişkinlerdeki kemik yoğunluğunun erken yüklenen mini-vidalara uygulanan ortodontik kuvvetler için yeterli olmayacağı sonucuna ulaşılmıştır.

Sistemik Hastalıklar

Bifosfonat türevi ilaçların kullanımı, osteoporoz, kontrol altına alınamayan diyabet, periodontal hastalıklar ve sigara kullanımı tüm implantların başarısını olumsuz yönde etkiler (Chung ve ark.,2004;Park ve ark., 2006). Bu tip hastalarda mini-vida yerleştirilmesini takiben yüklemeye önce daha uzun iyileşme dönemi tanınabilir ve vakaya özel yükleme protokolleri oluşturulabilir (Chung ve ark.,2004).

Travma ve Stres

Ağız içinde vidanın görünen kısmı olan vida başının travmaya uğraması primer stabiliteyi bozmaktadır. Dilin vida başıyla teması bu duruma örnek olarak verilebilir (Manni ve ark., 2011). Ayrıca çiğneme kuvvetleri sonucunda oluşan stres de stabiliteyi etkileyebilmektedir (Lee ve ark., 2007).

2.4.3. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler

Mini-vidalar yerleştirme metotlarına göre iki şekilde incelenebilir:

a)Self-tapping (pre-drilling): Bir frez yardımıyla giriş noktası belirlendikten sonra vida yuvasının hazırlanması ve vidanın el ile vidalanması işlemine denir.

b) Self-drilling: Kendinden vidalama da denir. Bu teknikte vida kemik içinde kendi yuvasını açarak ilerler (Kyung ve ark. , 2004).

Rehber delik açılacaksa , optimal stabilite için rehber delik vida gövdesinin çapının %85'inden fazla olmamalıdır (Kravitz ve ark., 2007).

Rehber deliğin çapı ve derinliğinin uygulanacak mini-vidanın boyutlarından daha az olması önemli bir noktadır (Wilmes ve Drescher., 2009).

Self-drilling yöntemle yerleştirilen mini-vidalardaki kemik-vida ilişkisinin daha güçlü olduğu gösterilmiştir (Jong ve ark., 2005). Bu ilişkinin daha güçlü olduğu ve zamanla vida çevresinde daha çok kemik oluştuğu histolojik çalışmalar ile gösterilmiştir (Heidemann ve ark., 2001; Kim ve ark., 2005; Chen ve ark., 2008).

Self-drilling yöntemi ile self-tapping yöntemine göre çevre dokularda daha az termal hasar oluştuğu bildirilmiştir (Heidemann ve ark., 1998; Heidemann ve ark., 2001).

Hekimin tecrübesi de mini-vida başarısında rol oynar. Hekimin tecrübesi arttıkça, mini-vida başarısında da artış olacağı belirtilmiştir (Fritz ve ark., 2004;Luzi ve ark., 2007; Moon ve ark., 2008). Atravmatik uygulama , implantın başarısını etkilemektedir (Gapski ve ark., 2003). Atravmatik yaklaşım ve termal hasar oluşturulması implant çevresinde osteonekroz ve fibröz bir doku oluşumuna neden olabilmektedir (Eriksson ve Albrektsson., 1983).

Ayrıca mini-vidanın yerleştirme torku ve çıkarılma torku da mini-vida başarısında etkilidir (Motoyoshi ve ark., 2007a ve 2007b; Chaddad ve ark., 2008; Chen ve ark., 2008). Motoyoshi ve ark. (2007) 5-10 Ncm değerindeki yerleştirme tork değeri 1,6 mm çaplı mini-vida için uygun olmakta olup, daha yüksek tork değerlerinin mini-vida başarısında olumsuz etkiye sahip olacağını bulmuşlardır.

Chen ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada çıkarma torku, implant yüzeyi ile kemiğin teması arttıkça arttığını bulmuşlardır.

Mini-vidalar biyolojik dokularda hasara yol açılmaması ve kortikal kemikle temasın artması ile stabiliteyi arttırmak için farklı açılarda yerleştirilebilirler (Park ve ark., 2006; Motoyoshi ve ark., 2007). Kök ile temastan kaçınmak için, maksilla posterior bölgede 30° - 40°, mandibular posterior bölgede ise 10° - 20°'lik açılar ile yerleştirilmesi tavsiye edilmiştir (Park, 2001).

Wilmes ve ark. (2008) yılında yaptıkları hayvan çalışmasında, 28 hayvana 1.6 mm çapında 8 mm uzunluğunda ve 2 mm çapında 10 mm uzunluğunda 2 mini-vida çeşidini 30°,40°,50°,60°,70°,80°,90° olacak şekilde 7 farklı açıyla yerleştirmişlerdir. 60°-70°'de en yüksek yerleştirme tork değerleri ölçülmüştür. Oblik yerleştirme yapıldığında (30°) primer stabilitenin azaldığı görülmüştür.

Kortikal kemiğin yoğunluğu ve kalitesi de o bölgeye yerleştirilen mini-vidanın stabilitesinde etkin rol sahibi özelliklerdendir(Huja ve ark., 2005; Struckhoff ve ark., 2006; Wilmes ve ark., 2006; Wilmes ve ark., 2008; Cha ve ark., 2010; Moon ve ark., 2010; Wang ve ark., 2010). Mini-vida stabilitesi daha kalın kortikal kemikte daha iyidir (Wilmes ve ark., 2008; Pithon ve ark., 2012). Kortikal kemik 1mm'den daha kalın olduğunda, mini-vida başarısında daha yüksek oranlar elde edildiği görülmüştür(Motoyoshi ve ark., 2007b). Yoğunluğu 0,5mm den daha az kalınlıkta olan kortikal kemiğe yerleştirilen mini-vida stabilitesinin de bu durumdan olumsuz etkilendiğini bildirmişlerdir (Wang ve ark., 2010).

Mini-vidanın yerleştirildiği bölgede mini-vidanın stabilitesinde önemli rol oynar. (Costa ve ark., 1998; Cheng ve ark., 2004;Carano ve ark., 2005; Berens ve ark., 2006; Luzi ve ark., 2007; Wiechmann ve ark., 2007).

Baumgaertel ve Hans (2009) yılında yayınladıkları makalede, implant bölgesi seçiminde önemli 5 faktörden bahsetmişlerdir;

- 1) Endikasyona, kullanılan sisteme ve gerekli olan mekaniğe uygun bölge seçilmelidir,
- 2) Frenilumun bulunmadığı bölgedeki yapışık dişetine yerleştirilmelidir,
- 3) Yerleştirilen bölgede kökler arasında yeterli mesafe olmalıdır,
- 4) Anatomik yapılara dikkat edilmelidir,
- 5) Yeterli kortikal kemik kalınlığı olmalıdır.

Hua ve ark. (2009) yılında yaptıkları çalışmada, vida yerleştirilmesinde kök hasarı veya periodontal doku hasarı oluşmaması için, vidanın etrafında en az 1mm'lik alveoler kemik bulunması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle kökler arası mesafe 3mm ve üzerinde olduğunda vida güvenle yerleştirilebilir. Maksillada 2. premolar ve 1.

molar arası ve servikal çizginin 6mm altına yerleştirilen, mandibulada 1. ve 2. molar arası ve servikal çizgiden 5 mm aşağıya yerleştirilen vidaların en güvenli sahada olduğunu belirtmişlerdir.

Mini-vidanın komşu dişlerin köklerine yakın yerleştirilmesi veya temas ettirilmesi, mini-vida stabilitesini olumsuz yönde etkilemektedir (Kuroda ve ark., 2007; Chen ve ark., 2008; Kadioğlu ve ark., 2008; Kang ve ark., 2009; Lee ve ark., 2010). Bu olumsuz etkilenmenin sebebi olarak vidanın kökle temasından dolayı vida çevresinde daha az kemik olmasını ve okluzal kuvvetler ile minör hareketleri olan dişin vidanın stabilitesini azaltması olarak gösterilebilir (Kuroda ve ark., 2007).

2.4.4. Mini-vida Yükleme ile İlgili Faktörler

Yüklenme zamanı

Manni ve ark. (2011) 300 mini-vida üzerine yaptıkları retrospektif çalışmada, hemen yükleme yapılan mini-vidaların başarı oranı %94,4 ve daha sonra yükleme yapılan mini-vidalarındaki ise %78 olarak bulunmuştur. Bu çalışmaya göre 250 gramı aşmayan kuvvetler mini-vidaya hemen uygulanmalıdır. Bazı araştırmacılar hemen yüklemenin prostetik implantları destabilize edebildiğini ve başarısızlığa neden olabildiğini gösterirken (Becker ve ark., 1994; Schnitman ve ark., 1997), diğerleri hemen yüklemenin stabilize kaybı olmadan uygulanabildiğini göstermektedirler (Majzoub ve ark., 1999; Büchter ve ark., 2005).

Bazı araştırmacılar hemen yüklemeyi tavsiye ederken (Costa ve ark., 1998; Miyawaki ve ark., 2003), diğerleri 2 hafta (Cheng ve ark., 2004; Park ve Kwon., 2004), 3 hafta (Deguchi ve ark., 2003), 4 hafta (Chung ve ark., 2004), 6 hafta (Mah ve Bergstrand, 2005), 8 hafta (Kawakami ve ark., 2004), 12 hafta (Kuroda ve ark., 2004) gibi farklı sürelerde iyileşmenin beklenmesini tavsiye etmişlerdir.

Uygulanan kuvvet

Kemiğe kuvvet uygulanması sonrası kemiğin yeniden şekillenmesini; kemiğin biyolojik özellikleri etkilediği gibi, uygulanan kuvvetin miktarı da etkiler (Wehrbein ve ark., 1997) . Melsen ve Lang (2001), yılında yaptıkları çalışmada, kemiğin yeniden şekillenmesinin kuvvet uygulanan implantın etrafında ,uygulanmayanlara göre daha fazla olduğunu göstermişlerdir.

Yapılan araştırmalarda mini-vidaların 300 gramlık kuvvetler altında kullanımı güvenli iken, bu kuvvetten daha fazla ya da az kuvvetlerin vida stabilitesini ve başarısını olumsuz yönde etkilediği gösterilmiştir (Roberts ve ark., 1984; Wang ve Liou, 2008).

Ortodontik tedavi süresince mini-vidaya uygulanan ortodontik kuvvet; kesikli, devamlı, şiddetli ya da hafif olabilir. Kuvvetin tipi ile mini-vidanın stabilitesini değerlendiren bir çalışma mevcuttur. Bu çalışmaya göre, mini-vida stabilitesi ve kuvvet tipi arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (Park ve ark., 2006).

Kuvvetin uygulanma süresi arttıka mini-vidanın yer değiştirmesi miktarında da artma gözlendiği çalışmalar mevcuttur (Liou ve ark., 2004; Hedayati ve ark., 2007; Kinzinger ve ark., 2008; Wang ve Liou; 2008). Ancak uzun dönem stabilite ile ilgili yeterince çalışma mevcut değildir.

Uygulanan ortodontik kuvvetin yönü ile mini-vidanın stabilitesini araştıran çalışmalar da mevcuttur (Costa ve ark., 1998; Freudenthaler ve ark., 2001; Cheng ve ark., 2004; Maino ve ark., 2005; Melsen , 2005).Costa ve ark. (1998), mini-vidaya çıkarma yönünüde etki edecek kuvvetlerin mini-vida stabilitesini azalttığını hatta mini-vida kaybına yol açacağını belirtmişlerdir. Cheng ve ark. (2004), lateral, torsiyonel ve çıkarma yönündeki kuvvetlerden kaçınılmasını önermektedir.

2.4.5. Mini-vidanın temizliği

Mini-vidaların çevresinde oluşabilecek enflamasyonun vida stablitesini olumsuz yönde etkilediği sonucuna varmışlardır. (Miyawaki ve ark., 2003). Bu durum mini-vidanın bakımını önemli hale getirmiştir. Proflaktik antibiyotiklerin kullanımı, oral gargaralar, oral hijyen eğitimi mini-vidanın bakımında ve idamesinde önemli unsurlardır (Melsen, 2005;Melsen ve Verna, 2005; Maino ve ark., 2005; Kuroda ve ark., 2007; Motoyoshi ve ark., 2007a ve 2007b).

2.5. PrimerStabilite Ve Ölçüm Teknikleri

Günümüzde ortodontik mini-vidaların başarısızlık insidanslarının çoğunun erken dönemde oluşması ile erken yüklenmesi, primer stabilitenin önemini arttırmaktadır (Miyawaki ve ark., 2003; Antoszewska ve ark., 2009). Yeterli primer ve sekonder stabilitesinin olması ve tüm yükleme periyodunda stabil kalabilmesi bir

implantın başarılı olabilmesi için gerekli unsurlardır. Yerleştirme torkuyla indirekt olarak belirlenebilen primer stabilite, henüz yerleştirilmiş bir implantın kemik soketi içindeki ankırājını ifade eden mekanik bir faktördür. Mini-vida başarısı için uygulama torku ile elde edilen yeterli primer stabilite önemlidir (Albrektsson ve Johansson, 1987; Deguchi ve ark., 2006; Su ve ark., 2009; Chen ve ark., 2010). Sekonder stabilite ise kemik implant ara yüzeyindeki iyileşmeye ve osseointegrasyona baēlı olarak implantın kemik içindeki ankırājındaki artışı gösterir. Primer ve sekonder stabilite fazları arasında vida stabilitesi için kritik bir süreç mevcut olup bu süreçte kemik rezorpsiyonuna baēlı olarak primer stabilitede azalma olmakta ve bu sınırlı stabilite fazına stabilite dibi (stability dip) denmektedir (Raghavendra ve ark., 2005). Bu faz birçok implantın erken kaybına sebep olabilecek riske sahip bir süreçtir.

Deguchi ve ark. (2003) yaptıkları bir çalışmada kemik implant ara yüzeyindeki temasın yerleştirmeyi takiben 3-6. haftalarda azaldığını göstermişlerdir. Aşırı yüksek olan primer stabilite, stabilite dibini olumsuz etkileyebilmektedir. Örneēin; bir klinisyen implantı self-drilling yöntemiyle veya küçük predrill çapıyla yerleştirmeyi amaçlarsa yüksek primer stabilite elde eder (Kuhn ve ark., 1995). Ancak, implantın yerleştirilmesi sırasında peri-implant bölgede oluşan stresler, çatlak şeklinde mikro hasara ve nekroza, lokal olarak kompresyon ve buna baēlı iskemiye yol açabilir (Meredith, 1998; Huja ve ark., 2005). Sonuç olarak aşırı kemik remodeling süreci başlangıçta iyi primer stabiliteye sahip olan implantın çevresinde yıkıma, implantın erken kaybına ve hatta stabilitenin tamamen kaybına yol açabilir.

Primer stabilite ölçümünde, histolojik değerlendirmelere ilaveten radyolojik inceleme, periotest cihazı (Kim ve ark., 2005; Cha ve ark., 2008) ile yapılan ölçümler ve perküsyon testi kullanılmıştır. Fakat bu yöntemlerin doğruluklarının yeterliliēi tartışmalıdır (Adell ve ark., 1981; Meredith ve ark., 1996; Mortensen ve ark., 2009). Periotest cihazı diş mobilitesini ölçmek için geliştirilmiş olmasına rağmen implantın stabilitesinin ölçümünde de tercih edilebilmektedir. Uygulama torku ölçümü (Wilmes ve Drescher, 2009) ile çıkarma torku ölçümü (Ozawa ve ark., 2005; Kim ve ark., 2009) ve Ostell'in rezonans frekansı analizi (RFA) (Meredith ve ark., 1996;1997) ise primer stabilite değerlendirmesinde daha güvenilir yöntemlerdir.

Periotest: Periotest, en iyi belgelenmiş tekniklerden birisidir. Teknik dişin

mobilitelerini test etmek için kullanılan perküsyon testine benzerlik gösteren impact-impedans yöntemine dayanır. Periotest çok geçmeden implant/dayanak sistemlerinde uygulanmaya başlanmıştır. Sinyaller uyarıcı uca (impactingrod) bağlanmış olan akselerometreden gelerek temas zamanını belirlemek için kullanılır. Bu da periotest değerine ilişkilendirilir. Periotest işin özünde, doğal frekansı ve daha az bir seviyede diş veya kemik-implant ara yüzeyinin hareketini ölçer. Periotest'in doğal dişlerin mobilitelerini çok hızlı bir şekilde ölçmesine karşın özellikle implantlarda çok tutarsız olduğu bulunmuştur. Bazı çalışmalar klinik değişkenler için periotest değerlerinin büyük değişkenlik gösterebileceğini ispatlamıştır. Bunlar ölçüm ucunun implanta hangi pozisyonda temas etmesi gerektiği, ölçüm ucunun açısı ve fizyolojik değişkenlere olan hassasiyet düzeyidir. Periotest cihazının probunun çarpma mesafesi ve açlandırılması gibi perküsyon test değerini etkileyen faktörler sabit tutulması durumlarında perküsyon testinin (periotest) rahatlıkla mini-implantların mobilitelerini test etmede potansiyel olarak kullanılabilir veriler sağladığı düşünülmektedir (Çehreli, 2011).

Rezonans frekans analizi: Meredith (1998) temelde inşaat mühendisliğinde kullanılan bu non-invaziv tekniği diş hekimliğine uyarlamıştır. Dinamik vibrasyon analizi ile implantın sürekli uyarılması prensibine dayanan rezonans frekans analizi, implanta birleştirilen bir güç çeviricinin (transducer) belirli bir aralıktaki ses frekansları ile uyarılması sonucunda implantın titreşim dalgalarının ölçülmesi ile çalışır. Bu teknik implantın titreşmesine yol açarken implantın hareketini analiz eder ve 1-100 arasındaki bir skalada implant stabilite bölümü (Implant Stability Quotient-ISQ) şeklinde veri sunar. ISQ cihaz tarafından (Osstell, Integration Diagnostics) sunulan sayısal bir veri olup, elde edilen değerler herhangi bir spesifik fiziksel parametreyle ilişkili olmamaktadır. Rezonans frekans analizi ortodontik mikro implantlar için sadece deneysel amaçla kullanılmıştır. Veltri ve ark (2009) düşük yoğunluktaki kemiğe yerleştirilen üç farklı ortodontik vidanın primer stabilitesini rezonans frekans analizi ile tavşan femur modelinde inceledikleri araştırmalarında, transducer'ın bağlanabilmesi için implantların tepesine Astra Tech (Astra Tech AG, Mölndal, İsveç) dental implant sisteminin titanyum protetik dayanağı lazerle lehimlenerek mini-vida modifiye etmişlerdir. Rezonans frekans analizinin ortodontik mini-vidaların primer stabilitesini karşılaştırmalı değerlendirmesi için uygulanabilir olduğunu saptamışlardır.

Non-invaziv tekniklerin klinikte uygulanabilmesi için uygun donanım gereklidir ve her klinikte bulunmayabilir. Bu sebeple, cerrahın implantı yerleştirirken uyguladığı torku, kemik yoğunluğunu ve bundan oluşan implantın primer stabilitesini subjektif olarak skorlaması da üzerinde çalışmalar yapılmakta olan bir başka konudur. Fakat, hassasiyet oranının objektif tekniklerden daha düşük olduğu belirtilmektedir (Alsaadi ve ark., 2007).

Yerleştirme tork (cutting-torque) ölçümü: Bir implantı kemik içine yerleştirmek amacıyla kullanılacak kuvvet miktarına kesme ya da yerleştirme torku denir ve kemik yoğunluğuyla ilgilidir (Johansson ve Strid, 1994; Friberg ve ark., 1995). Yerleştirme torku vidanın yivleri ve kemik arasındaki sürtünmeye bağlı olarak gelişir ve implantın primer stabilitesini belirler. Kemiğin miktar ve yoğunluğu, soket çapı ve implant çapı arasındaki fark, vida özellikleri, yerleştirme tekniği (monokortikal ya da bikortikal), devamlı ya da aralıklı yerleştirme ve vidanın kuru veya ıslak koşullarda yerleştirilmesi, yerleştirme torkunu etkiler (Boyle ve ark. 1993).

Çıkarma tork (removal-torque) ölçümü: Mini-vidaların primer stabilitesinin değerlendirilmesinde çıkarma torkunun ölçümü de kullanılmaktadır. Çıkarma torku değerleri vida ve kemik ara yüzeyindeki biyomekanik durum hakkında bilgi vermektedir (Branemark ve ark., 1997).

Dışarı çekme testi (pull-out): Ayrıca kullanılan bu non-invazif teknikler haricinde, implantların primer ve sekonder stabilitesini ölçmek amacıyla pull-out (dışarı çekme) testi gibi kemik-implant ara yüzeyinin kaybıyla sonuçlanan invaziv testler de kullanılabilir. Kullanılan bir vidanın belirli bir materyalden çıkarılması için gereken gerilim kuvvetinin miktarı vidanın pull-out dayanıklılığıdır. Kemik-içi vidaların dayanabileceği maksimum kuvvetleri değerlendirmek amacıyla pull-out testleri sıklıkla kullanılmaktadır. Cerrahi olarak yerleştirilen kemik-içi vidaların göreceli dayanıklılığını veya kavrama gücünü (holding power) karşılaştırmada da doğru bir metot olarak kabul edilir. Başka bir deyişle, kemiğin kırılma noktasında vida tarafından taşınabilen maksimum yük miktarı aksiyel pull-out dayanıklılığını ifade eder. Yerleştirme tork ve aksiyel pull-out testleri, kemiğin içine yerleştirilen vidaların biyomekaniksel performanslarının değerlendirilmesinde en çok ortopedi, beyin cerrahisi, plastik cerrahi ve oral ve maksillo-fasiyal cerrahi alanlarında yapılmaktadır (Kwok ve ark., 1996; Huja

ve ark., 2005). Ortopedik işlemlerde ise vidalar kırık kemik segmentlerini stabilize etmek amacıyla kullanılmaktadır ve direkt olarak yüklenmezler. Fakat ortodontik ankiraj amacıyla kullanılan vidaların başlarına traksiyon mekanizması coil springler, elastikler vb. gibi elemanlarla direkt uygulanmaktadır. Hekimin bu vidaların biyomekanik performansı hakkında bilgisinin olması gereklidir. Pull-out testleri sığır femuru, domuz kaburgası, köpek femuru, köpek maksilla ve mandibulası gibi çeşitli hayvan kemiklerinde yapılmıştır (Boyle ve ark. 1993; Ellis ve Laskin, 1994; Oktenoglu ve ark., 2001; Huja ve ark., 2005; Salmória ve ark., 2008). Pull-out testleri insan mandibulalarında sınırlı sayıdadır. Kemik-içi vidaların fiksasyon potansiyelini ölçmede kesme kuvvetlerini göstermeyen pull-out testleri tek başına yeterli değildir. Pull-out ve kesme testlerindeki kuvvetler ortodontide kullanılan kuvvetlerin çok üstünde olmasına rağmen, mini-vidaların primer stabilitesi ve materyal özellikleri hakkında da önemli bilgiler sunmaktadırlar (Pickard ve ark., 2010).

2.6. Kemik Simanları

Kemik simanları, metilmetakrilat polimerizasyonu sonucunda meydana gelen, katı prepolimerize parçalar ve sıvı monomerden oluşan, boşluk dolduran bir materyaldir. Kemik simanları kemik ile kimyasal bir reaksiyona girmezler, sadece kemik ve implant arasındaki boşluğu doldururlar.

Kemik ve implant arasındaki boşluğu dolduran simanların kemikle ve implantla olan yüzeylerindeki bağlantıya bakıldığında en zayıf bağlantı siman-kemik yüzeyindedir. Kemik simanı, proteze iyi bir primer stabilite kazandırır. Elastisite modülü kemiğe yakındır ve viskoelastik bir madde olduğu için proteze aktarılan stressin kemiğe dağılımını sağlar (Chen ve ark., 2004).

Kemik simanı yerleştirildikten sonra çevredeki kemikte termal nekroz oluşumuna neden olabilir. Kemik simanı polimerize olmaya başlaması ile kemikle temas ettiği yüzeylerde meydana gelen yüksek ısının protein denatürasyon derecesine ulaşması ile nekroz oluşturur. Bu durum serum fizyolojik sıvısı yıkanması ile ve kemikteki kan dolaşımının soğutucu etkisi ile azaltılmaya çalışılır. Kemik simanı çevresindeki 3 mm kalınlığında yumuşak dokuda, oluşan ısı ve yabancı bir cisimle temas sonucunda akut enflamasyon meydana gelir. Bu enflamasyon bölgesinde 3.

haftadan sonra başlayan tamir iki yıla kadar devam eder (Willert ve ark., 1974). Protezde en son stabiliteye bu dönemin sonunda ulaşılır. Aynı zamanda akut enflamasyon dönemi sonrasında simanın çevresinde, makrofaj ve yabancı cisim dev hücrelerini kapsayan bir zar meydana gelir. Bu partikülleri içeren zarın, interlökin (IL)-2 ve prostaglandin E2 (PGE2) salgılanmasını artırması ile osteolitik süreci başlattıkları da düşünülmektedir (Korkusuz ve Korkusuz, 2003).

Kemik simanlarının viskoziteleri de önemli bir konudur. Viskoziteleri polimer/monomer oranına bağlı olarak değişir. Bu oranın artması viskoziteyi artırır. Azalması ise viskoziteyi düşürdüğü gibi sertleşme süresinin de uzamasına sebep olur. Aynı zamanda saklanma koşulları da viskoziteyi etkilemektedir. Düşük ısılarda saklanan kemik simanlarının viskoziteleri azaldığı gibi sertleşme süreleri de uzar (Webb ve Spencer, 2007). %8-15 arasında opaklaştırıcı materyal, kemik simanları içerisinde bulunmaktadır. Zirkonyumdioksit içeren kemik simanları, baryum sülfat içerenlere göre daha çok opak görünüm verirler (Kuehn ve ark., 2005).

Kemik simanının yaygın kullanıldığı alanlara bakacak olursak; kifoplasti, eklem artroplastileri, eklem rekonstrüksiyonu, vertebroplasti, patolojik kırıkların tespit edilmesi ve kemik defektlerinin doldurulması, kraniyoplasti sıralanabilir. Osteoporotik kemiklerde oluşan kırıkların teşhisinde, kemiğe destek amaçlı yararlanılabileceği gibi, yerleştirilen vidaların kemiğe stabilizasyonunu arttırmak için de kullanılabilir (Bajammal ve ark., 2008).

Kemik simanlarının ortodontik mini-vidaların stabilitesi üzerine etkisini inceleyen çalışmalar sınırlı sayıdadır. Ateş ve ark., (2013); çalışmalarında aynı hayvandan elde edilen kaburga kemiğinden 60 adet çalışma modeli elde etmişlerdir. 1,6 mm çığında ve 7 mm uzunluğunda Turkuaz markalı mini-vidalar ile self-drilling, self-tapping ve kemik simanı enjeksiyonu ile self-tapping olmak üzere 3 grup altında kemik simanının mini-vidaların stabilitesine etkisini incelenmiştir. Çalışma sonucunda kemik simanının mini-vida stabilitesi üzerine istatistiksel olarak anlamlı derecede etkili olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Kemik simanlarının mini-vida stabilitesini inceleyen iki tez yayını da mevcuttur(Bacopulos Marangu, 2015; Hoang, 2015). Sidney Üniversitesi'nde yapılan

çalışmalarda kemik simanının, özel üretim olan Sidney mini-vidaları ile stabilite üzerine etkisi araştırılmıştır. Bacopulos Marangu, (2015) kemik simanının histolojik incelemeler sonucunda da görüluğü üzere kemik trabeküllerinde başarılı bir dağılım gösterdiği primer stabiliteyi artırmak için önemli bir etken olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Hoang, (2015) yaptıkları çalışmada Aarhus mini-vidaları kontrol grubu olarak, Sidney mini-vidaları kemik simanlı ve kemik simansız olarak uygulamış ve 3 grupta kemik simanının etkinliği araştırılmıştır. Primer stabilitelelerini incelemek için çıkarma tork değerleri karşılaştırılmıştır. Siman ile uygulanan Sidney mini-vidaların çıkarma tork değerleri daha yüksek bir eğilim göstermesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu konuda daha fazla örnek içeren çalışmaların yapılması tavsiye edilmiştir.

2.6.1. Tarihçe

Kemik simanı olarak da bilinen polimetilmetakrilat (PMMA) 60 yıldan daha uzun süredir ortopedik cerrahide sıklıkla kullanılmaktadır. (Kuehn ve ark., 2005; Webb ve Spencer, 2007).1937 yılında Dr. Walter Wright'ın geliştirdiği (PMMA) esaslı akrilik rezinler en sık tercih edilen protez kaide materyali olmuştur.1958'de femoral baş protezini bağlamak için kemik simanı kullanımı ile bu alanda yeni bir çığır açmıştır (Charnley, 1960; Smith, 2005).Buchholz ve ark. (1981) klasik kemik simanına antibiyotik eklemesi ile antibiyotikli kemik simanları da ortopedik cerrahide kullanılmaya başlanmıştır.

2.6.2. Kemik Simanının İçeriği

Termoplastik bir polimer olan PMMA'nın, yumuşama sıcaklığının yüksek olması, parlak ve ışığı geçiren bir yapıya sahip olması diğer özellikleri arasında sayılabilir. Hidrofobiktir. Doğrusal yapıdaki bir zincir polimeridir. Oda sıcaklığında camsı halde bulunur. PMMA da, ana karbon dizilimde birer karbon atomu atlanarak karbon atomlarının üstüne metil ve metakrilat grupları bulunmakta olup, bu durum önemli derecede üç boyutlu düzen engeli meydana getirirler. Düzensiz karbon atomlarının rastgele yerleşimi, görünür ışığı tam geçiren, tamamen iç biçimsiz bir yapı oluşturur. Bu durum da PMMA' ya dayanıklı bir yapı özelliği verdiği gibi, iyi bir kimyasal dirence sahip olmasında da önemli derecede etkili olmuştur (Smith,1996; Sobral ve ark., 2003). PMMA, Lucite ve Plexiglas ticari isimleriyle tanınırlar ve akrilik termoplastiklerin önemli bir bölümünü oluşturmaktadırlar.

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma Ondokuz Mayıs Üniversitesi (1904) Lisansüstü Tezleri Destekleme Projesi kapsamında onaylanmış ve Ondokuz Mayıs Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

3.1. Mini-vidalar

Çalışmamızda iki farklı tip mini-vida kullanılmıştır:

Dewimed mini-vida (Dewimed, 25-16126, Tuttlingen, Deutschland) 1,6 mm çapında ve 6 mm uzunluğundadır (Şekil 2).

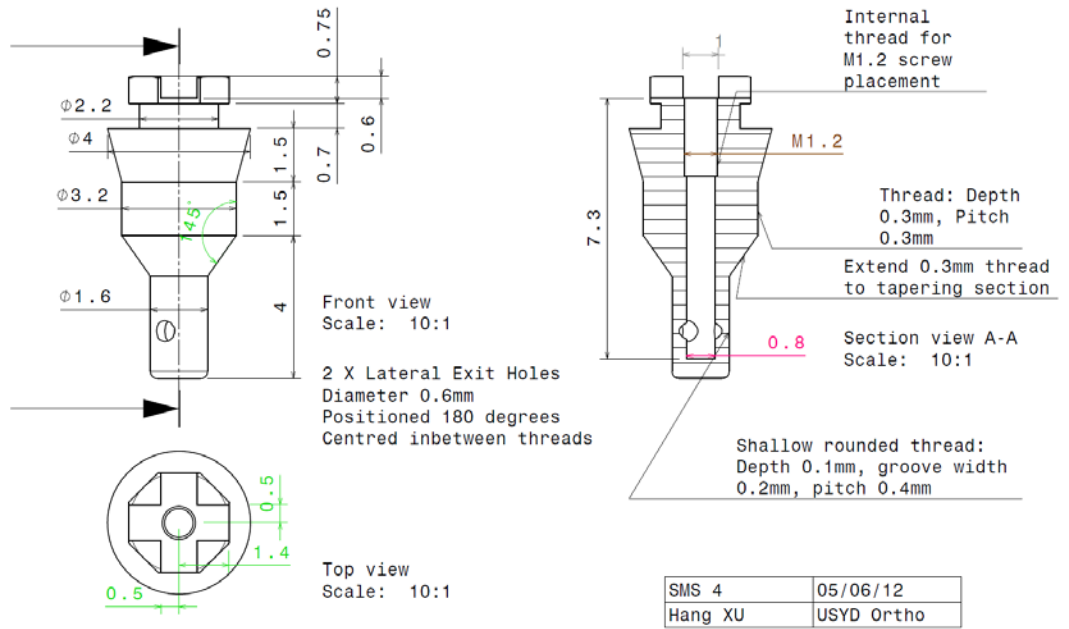


Şekil 2. Dewimed mini-vida

Sidney mini-vida (Russell Symes and Company Pty Ltd, Sydney, Australia) baş, yumuşak doku boynu ve üç aşamalı şaft kısımlarından oluşmaktadır. Vidanın gövdesinde baş kısmından şafta uzanan 0,8 mm çapından bir lümen vardır. Boyun kısmı konik şekillidir, 4,0 mm olan maksimum genişlik 3,2 mm daralmaktadır ve uzunluğu 1,5 mm'dir. Şaftın üst kısmı 3,2 mm çapında silindir şeklindedir. Şaftın orta kısmı 3,2 mm'den 1,6 mm'ye daralan konik şeklindedir. Şaftın alt kısmı üzerinde iki adet çıkış deliği ve retansiyon yivleri olan 1,6 mm çapında silindir şeklindedir. Vidanın toplam uzunluğu 8,3 mm'dir, boyun kısmına kadar olan uzunluğu ise 5,5 mm'dir (Şekil 3 ve 4).



Şekil 3. Sidney mini-vida



Şekil 4. Sidney mini-vida teknik çizim

3.2. Kemik Materyalinin Hazırlanması

Koyunlardan elde edilecek humerus kemikleri çalışmanın materyal bölümünü oluşturdu (Şekil 5). Taze kemikler, herhangi bir hastalığı bulunmayan hayvanların kesiminin yapıldığı, sertifikalı ürünler sunan mezbahanelerden sağlandı. Kemikler fizyolojik tuzlu su emdirilmiş gazlı bezler içerisinde -18°C'de muhafaza edildi (Cowin, 2001).

Humerus kemiklerinde "proksimal metafizi" bölgesinde çalışıldı. Testlerden 24 saat önce oda sıcaklığında bekletilerek çözülmeye bırakıldı. Soğutma işlemi kemiğin elastik özelliklerini olumsuz yönde etkilememektedir (Evans, 1973).



Şekil 5. Koyun humerus kemiği

3.3. Kemik Simanlarının Hazırlanması

Çalışmamızda "AF Cement 3" marka kemik simanı (Laboratorios SL S.A. – Subiton, Buenos Aires, Argentina) kullanıldı. Kemik simanı oda sıcaklığında, likit/toz oranı 2,5 g/ml olacak şekilde hazırlandı (Bacopulos Marangu, 2015; Hoang, 2015).

3.4. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Çalışmada yer alan gruplar aşağıda açıklandığı şekilde oluşturuldu (Şekil 6):

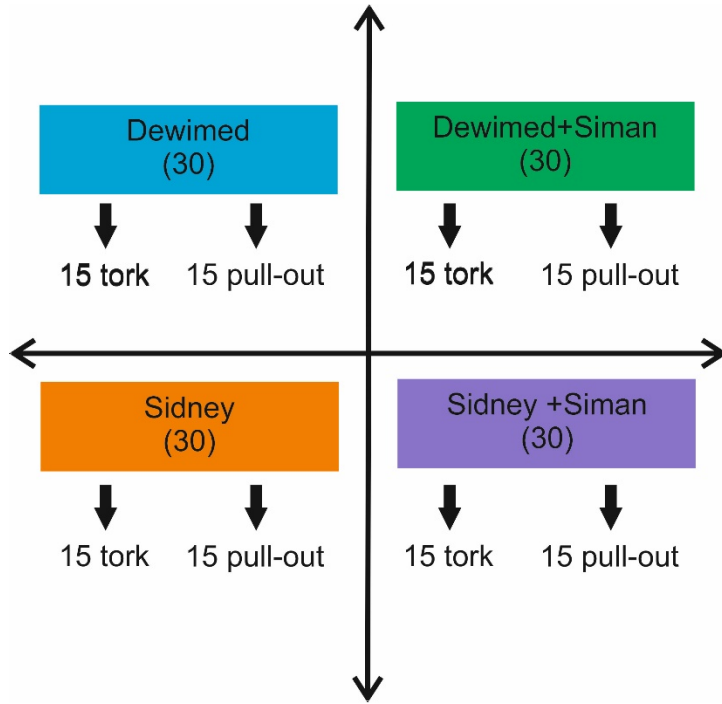
Dewimed: 30 Dewimed mini-vida vidalama öncesi rehber oluklar açılarak kemik bloğa yerleştirilmiştir.

Dewimed+Siman: 30 Dewimed mini-vida vidalama öncesi rehber oluklar açılarak ve rehber oluklara kemik simanı konularak kemik bloğa yerleştirilmiştir.

Sidney: 30 Sidney mini-vida vidalama öncesi rehber oluklar açılarak kemik bloğa yerleştirilmiştir

Sidney+Siman: Kemik simanı enjeksiyonunu mümkün kılan 30 Sidney mini-vida rehber oluklar hazırlandıktan kemik bloğa yerleştirilmiştir ve sonrasında vida içerisine kemik simanı enjekte edilmiştir.

Her bir grup, mini-vidaların stabilitesini değerlendirmek için, iki eşit alt gruba ayrılarak ve çıkarma tork değerleri ile pull-out değerleri ölçüldü.

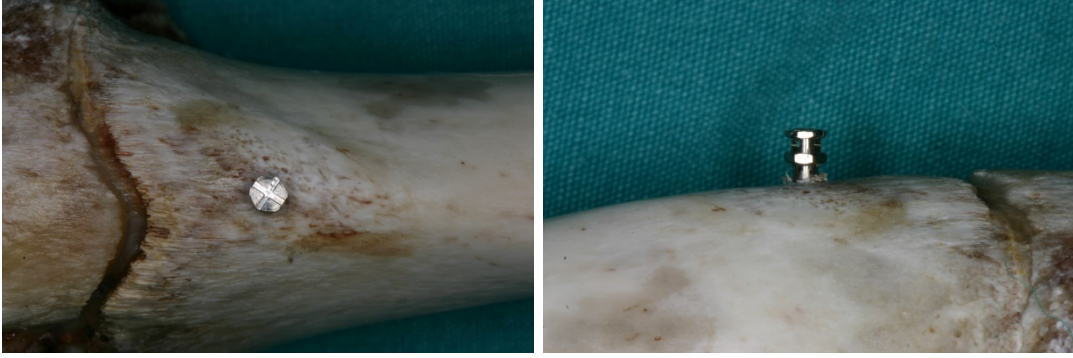


Şekil 6. Çalışma gruplarının oluşturulması

3.5. Mini-vidaların yerleştirilmesi

Dewimed mini-vidaların kemiğe yerleştirilmesinde 1,0 mm çapında bir mikro frez (Jeil Medical, 112-MC-201 Drill Bit(Micro), Ø1.0 mm) ile ön delme işlemi yapıldı. Ön delme işlemini takiben kemik simanı uygulanmayan örneklerde mini-vida vida boynuna kadar kemik içine uzun uçlu (Dewimed, 10-0004) tornavida (Dewimed, 10-0002) yardımı ile el ile yerleştirildi (Şekil 7).

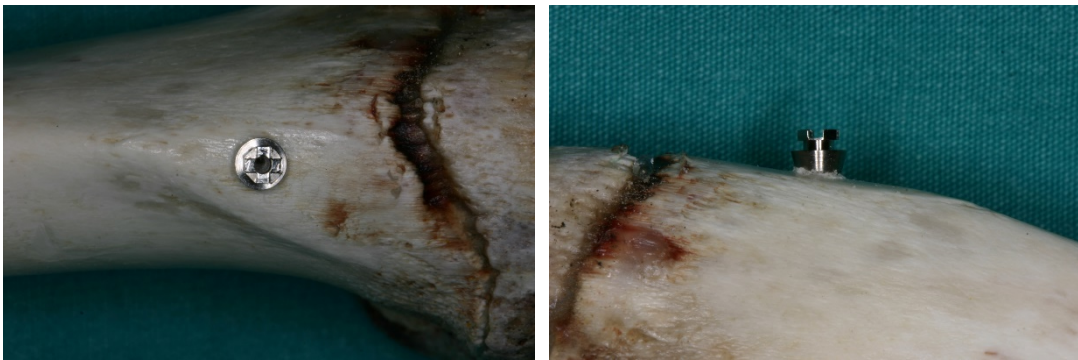
Kemik simanı uygulanan örneklerde hazırlanan kemik simanı lentülo (VDW GmbH, Munich, Germany) yardımı ile açılan deliğe gönderildi ve takiben mini-vida kemiğe yerleştirildi.



Şekil 7. Dewimed mini-vidanın kemiğe yerleştirilmesi

Sidney mini-vidaların kemiğe yerleştirilmesinde 2,3 mm çapında bir frez (SV2.3DS, SwissPlus Dental Implant Systems, Zimmer Dental) ile ön delme işlemi yapıldı. Ön delme işlemi takiben kemik simanı uygulanmayan örneklerde mini-vida vida boynuna kadar kemik içine kısa uçlu (Arhus System, 75.23.39) tornavida (Arhus System, 75.23.50) yardımı ile el ile yerleştirildi (Şekil 8).

Kemik simanı uygulanan örneklerde hazırlanan kemik simanı mini-vidaların kemiğe yerleştirilmesini takiben vida içerisine enjektör (Hayat dental enjektör 2 cc , 0,40 x 50 ml) yardımı ile enjekte edildi.



Şekil 8. Sidney mini-vidanın kemiğe yerleştirilmesi

3.6. Mekanik Testler

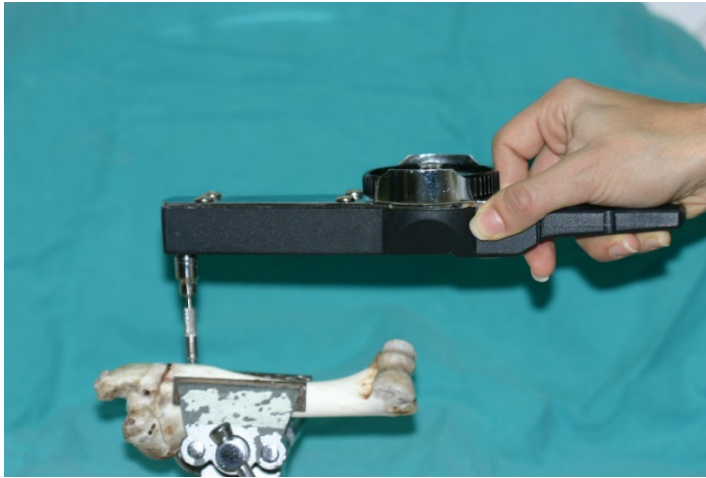
Tüm örnekler 37° C’da 24 saat bekletildikten sonra mekanik testler uygulandı.

Pull-out değeri ölçümleri Llyod Universal Test cihazı ile yapıldı. Cihazın hareketli parçasının hızı 0,05 mm/sn olacak şekilde ayarlandı ve maksimum pull-out değeri N (Newton) biriminden kaydedildi (Şekil 9).



Şekil 9. Pull-out test düzeneği

Çıkarma tork değeri ölçümleri saat tipi tork anahtarı (Geratech, AT-301) kullanılarak yapıldı. Maksimum sökme tork değerleri N-cm (Newton-santimetre) cinsinden kaydedildi (Şekil 10).



Şekil 10. Çıkarma tork değeri ölçüm düzeneği

3.7. İstatiksel Analiz

Her bir mini-vida türünde mekanik test değerlerinin gruplar arasında karşılaştırılmasında iki yönlü varyans analizinin parametrik olmayan alternatifi olan Friedman Testi kullanıldı ($P<0,05$). Friedman Testi istatistiksel olarak önemli olduğunda farkın hangi gruplar arasında olduğunu değerlendirmek için Bonferroni düzeltmesi ile Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi kullanıldı ($P<0,00833$).

4. BULGULAR

4.1. Tork Değerlerine İlişkin Bulgular

Dewimed, Dewimed+siman, Sidney, Sidney+siman'dan oluşan dört gruba ait tork değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistiksel bilgiler Tablo 1'de gösterilmektedir. Ortalama tork değerleri incelendiğinde Dewimed grubunda 40,67 Ncm, Dewimed + siman grubunda 39,00 Ncm, Sidney grubunda 28,67 Ncm ve Sidney + siman grubunda 21,33 Ncm olarak ölçüldü.

Tablo 1. Dewimed ve Sidney mini-vidalarının tork değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistiksel bilgiler.

Grup	Median	Ortalama	Standart Sapma	Minimum	Maximum
Dewimed	40,00	40,67	7,04	30,00	50,00
Dewimed + siman	40,00	39,00	8,28	20,00	50,00
Sidney	25,00	28,67	6,40	20,00	40,00
Sidney + siman	25,00	21,33	5,16	15,00	30,00

Tork değerlerinin gruplar arasında karşılaştırılması, gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğunu gösterdi (Tablo 2; $P < 0,001$)'de

Tablo 2. Dewimed ve Sidney mini-vidalarının tork değerlerinin gruplar arasında karşılaştırmalarına ilişkin bulgular.

Grup	N	Sıra Ortalama	df	χ^2	P
Dewimed	15	3,37			
Dewimed + siman	15	3,20	3	27,317	0,00000505
Sidney	15	2,17			
Sidney + siman	15	1,27			

Gruplar arasındaki farkın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 3'de verilmektedir.

Tablo 3. Dewimed ve Sidney mini-vidalarının tork değerlerinin ikili karşılaştırılmalarına ilişkin bulgular.

Grup	Sıralar	N	Sıra Ortalaması	Sıra Toplamı	z	P
Dewimed Dewimed+ siman	Negatif sıralar	7	8,00	56,00	-0,745	0,45625505
	Pozitif sıralar	6	5,83	35,00		
	Eşit	2				
	Toplam	15				
Dewimed Sidney	Negatif sıralar	12	8,42	101,00	-3,067	0,00216477*
	Pozitif sıralar	2	2,00	4,00		
	Eşit	1				
	Toplam	15				
Dewimed Sidney + siman	Negatif sıralar	15	8,00	120,00	-3,428	0,00060833**
	Pozitif sıralar	0	0,00	0,00		
	Eşit	0				
	Toplam	15				
Dewimed + siman Sidney	Negatif sıralar	12	8,25	99,00	-2,939	0,00329576*
	Pozitif sıralar	2	3,00	6,00		
	Eşit	1				
	Toplam	15				
Dewimed + siman Sidney + siman	Negatif sıralar	13	8,00	104,00	-3,252	0,00114487**
	Pozitif sıralar	1	1,00	1,00		
	Eşit	1				
	Toplam	15				
Sidney Sidney + siman	Negatif sıralar	11	6,55	72,00	-2,617	0,00886881
	Pozitif sıralar	1	6,00	6,00		
	Eşit	3				
	Toplam	15				

*P<0,008333333; **P<0,001666667; P<0,000166667

Her iki mini-vidanın siman uygulanmış ve uygulanmamış tork değerleri kendi içlerinde karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (P>0,0083).

Dewimed mini-vidanın siman uygulanmış ve uygulanmamış tork değerlerinin Sidney mini-vidanın siman uygulanmış tork değerlerinden istatistiksel olarak daha büyük olduğu izlendi (P<0,0016). Dewimed mini-vidanın siman uygulanmamış tork değerlerinin Sidney mini-vidanın siman uygulanmamış tork değerlerinden istatistiksel olarak daha büyük olduğu bulundu (P<0,0083).

4.2. Pull-out Değerlerine İlişkin Bulgular

Dewimed, Dewimed+siman, Sidney, Sidney+siman'dan oluşan dört gruba ait pull-out değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistiksel bilgiler Tablo 4'de gösterilmektedir. Ortalama pull-out değerleri incelendiğinde Dewimed grubunda 8,36 N, Dewimed + siman grubunda 6,86 N, Sidney grubunda 34,26 N ve Sidney + siman grubunda 40,49 N olarak ölçüldü.

Tablo 4. Dewimed ve Sidney mini-vidalarının pull-out değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistiksel bilgiler.

Grup	Median	Ortalama	Standart Sapma	Minimum	Maximum
Dewimed	8,27	8,36	2,43	4,53	12,47
Dewimed + siman	6,45	6,86	2,47	3,92	11,99
Sidney	32,58	34,26	12,57	12,12	60,96
Sidney + siman	39,76	40,49	9,84	20,81	61,88

Pull-out değerlerinin gruplar arasında karşılaştırılması, gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğunu gösterdi (Tablo 5; $P < 0,001$)'de

Tablo 5. Dewimed ve Sidney mini-vidalarının pull-out değerlerinin gruplar arasında karşılaştırmalarına ilişkin bulgular.

Grup	N	Sıra Ortalama	df	χ^2	P
Dewimed	15	1,87			
Dewimed + siman	15	1,20	3	36,360	0,00000006
Sidney	15	3,27			
Sidney + siman	15	3,67			

Gruplar arasındaki farkın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 6'da verilmektedir.

Tablo 6. Dewimed ve Sidney mini-vidalarının tork değerlerinin ikili karşılaştırılmalarına ilişkin bulgular.

Grup	Sıralar	N	Sıra Ortalaması	Sıra Toplamı	z	P
Dewimed Dewimed+ siman	Negatif sıralar	12	7,25	87,00	-1,533	0,12515346
	Pozitif sıralar	3	11,00	33,00		
	Eşit	0				
	Toplam	15				
Dewimed Sidney	Negatif sıralar	1	1,00	1,00	-3,351	0,00080528**
	Pozitif sıralar	14	8,50	119,00		
	Eşit	0				
	Toplam	15				
Dewimed Sidney + siman	Negatif sıralar	0	,00	,00	-3,408	0,00065496**
	Pozitif sıralar	15	8,00	120,00		
	Eşit	0				
	Toplam	15				
Dewimed + siman Sidney	Negatif sıralar	0	,00	,00	-3,408	0,00065496**
	Pozitif sıralar	15	8,00	120,00		
	Eşit	0				
	Toplam	15				
Dewimed + siman Sidney + siman	Negatif sıralar	0	,00	,00	-3,408	0,00065496**
	Pozitif sıralar	15	8,00	120,00		
	Eşit	0				
	Toplam	15				
Sidney Sidney + siman	Negatif sıralar	5	7,00	35,00	-1,420	0,15563546
	Pozitif sıralar	10	8,50	85,00		
	Eşit	0				
	Toplam	15				

P<0,008333333; P<0,001666667; P<0,000166667

Her iki mini-vidanın siman uygulanmış ve uygulanmamış pull-out değerleri kendi içlerinde karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (P>0,0083).

Sidney mini-vidanın siman uygulanmış ve uygulanmamış pull-out değerlerinin Dewimed mini-vidanın siman uygulanmış ve uygulanmamış pull-out değerlerinden istatistiksel olarak daha büyük olduğu izlendi (P<0,0016).

5. TARTIŞMA

5.1. Vida Seçimi

Bu çalışmada Sidney ve Dewimed marka mini-vidaların kullanımı ile kemik simanının mini-vida stabilitesine olan etkisi araştırılmıştır. Mini-vidaların stabilitelelerini etkileyen faktörler düşünüldüğünde mini-vidanın çap, uzunluk, yiv yapısı, yivlerin eğimi ve derinliği gibi fiziksel özelliklerinin önemli olduğu bilinmektedir (Wilmes ve ark., 2006; Kayalıoğlu ve ark., 2007; Kim ve ark., 2009; 2008; Brinley ve ark., 2009; Cunha ve ark., 2015).

1 mm çapındaki mini-vidaların stabilitelelerinin 1,5 ile 2,3 mm çapları arasındaki vidalara ve mini plaklara oranla çok daha düşük olduğunu Miyawaki ve arkadaşlarının (2003) yaptıkları çalışmada tespit etmişlerdir. 1,5 mm çapındaki (%83,9) ve 2,3 mm çapındaki (%85) vidaların stabilitesi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını belirtmişlerdir. Çapı 1 mm'den küçük olan mini-vidaların başarı oranlarının çok düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Domuz iliak kemiğinde yapılan in vitro çalışmalar mini-vida çapı ve mini-vida stabilitesi arasında güçlü bir ilişki olduğunu göstermektedir (Wilmes ve ark., 2006; 2008).

Vida uzunluğunun mini-vida başarısını etkilemediğini, klinik çalışmaların büyük bir kısmı ortaya koymaktadır (Miyawaki ve ark., 2003; Cheng ev ark., 2004).

Freudenthaler ve ark. (2001) mini-vidanın en az 5 mm uzunluğunda olması gerektiğini fakat uzunluğun bundan daha fazla olmasının primer stabilitenin artırılması açısından olumlu bir etki yaratmadığını bildirmişlerdir.

Mini-vida tutuculuğunu esas olarak kortikal kemikten aldığından açılı uygulamalarda tüm kortikal kemiğe temas sağlanması için kemik içerisindeki minimum uygulama derinliği en az 5-6 mm olmalıdır (Costa ve ark., 1998; Lin ve ark., 2010). Eğer mini-vidaların boyu 5 mm'den daha uzun ise stabiliteleleri ne kadar uzun olduklarından etkilenmemektedir (Miyawaki ve ark., 2003).

Aynı zamanda, mini-vida uzunluğunun tek başına etkili olduğunu söyleyen yayınlar da mevcuttur (Kuroda ve ark., 2004; Chen ve ark., 2006). Wilmes ve Drescher

(2009) yaptıkları in vitro çalışmada uygulamanın derinliğinin tek başına mini-vida primer stabilitesini önemli ölçüde arttırdığı sonucuna ulaşmışlardır.

Ateş ve ark.(2013) kemik simanının mini-vida stabilitesi üzerine etkisini inceledikleri çalışmada 1,6 mm çapında, 7 mm uzunluğundaki Turkuaz (Tasarım Med, İstanbul) mini-vidaların kullanımını tercih etmişlerdir.

Sidney mini-vidalarının kullanımına ilişkin iki tez yayını mevcuttur (Bacopulos Marangu, 2015; Hoang, 2015).

Bizim çalışmamızda Sidney mini-vidaların tercih edilmesinin sebebi, yivli bölümde kemik simanının, kemik-vida arasındaki boşluğa yayılmasını sağlayacak iki delik bulundurması ve vida başından kemik simanı enjeksiyonunu mümkün kılan dizayna sahip olmasıdır. Bu vidanın shaft kısmı üç bölümden oluşmaktadır: Shaftın üst kısmı 3,2 mm çapında silindir şeklindedir. Shaftın orta kısmı 3,2 mm'den 1,6 mm'ye daralan konik şeklindedir ve self-tapping yivlidir. Shaftın alt kısmı 1,6 mm çapında silindir şeklindedir ve yuvarlatılmış yivler içermektedir. Kemik içerisinde kalan shaftın toplam uzunluğu 5,5 mm'dir. Kemik simanı enjeksiyonunu mümkün kılan bu vidaya karşı uzunluğu 6,0 mm ve çapı 1,6 mm olan Dewimed mini-vidalar tercih edildi.

5.2. Kemik Materyalin Seçimi

Günümüze kadar, mini-vida araştırmalarında, sığır uyluk kemiği (Boyle ve ark., 1993; Cheung ve ark., 2003; Ateş ve ark., 2013), domuz kaburga kemiği (Da cunha ve ark., 2004), domuz uyluk kemiği (Pithon ve ark., 2013) köpek uyluk kemiği (Foley ve ark., 1989), koyun kafatası kemiği (Gosain ve ark., 1998) ve domuz kalça kemiği (Wilmes ve ark., 2008; 2009) gibi hayvan kemikleri, insan kadavra kemikleri (Brettin ve ark., 2008; Brinley ve ark., 2009; Morarend ve ark., 2009) ve yapay kemik (Brinley ve ark., 2009; Kim ve ark., 2009) kullanılmıştır.

Aynı zamanda mini-vidanın yerleştirildiği bölgedeki kortikal kemik kalınlığı da mini-vida stabilitesinde önemli bir yer tutar. (Huja ve ark., 2005; Struckhoff ve ark., 2006; Wilmes ve ark., 2006; Wilmes ve ark., 2008; Cha ve ark., 2010; Moon ve ark., 2010; Wang ve ark., 2010).

Mini-vida stabilitesi daha kalın kortikal kemikte daha iyidir (Wilmes ve ark., 2008; Pithon ve ark., 2012). Kortikal kemik 1 mm'den daha kalın olduğunda, mini-vida başarısında daha yüksek oranlar elde edildiği görülmüştür (Motoyoshi ve ark., 2007b).

Yoğunluğu 0,5 mm den daha az kalınlıkta olan kortikal kemiğe yerleştirilen mini-vida stabilitesinin de bu durumdan olumsuz etkilendiğini bildirmişlerdir (Wang ve ark., 2010).

Ateş ve ark. (2013) mini-vida stabilitesi üzerine yaptıkları çalışmada kortikal kemik kalınlığı yaklaşık olarak 2 mm civarında olan sığır kalça kemiği üzerinde çalışmışlardır.

Pithon ve ark. (2012) farklı mini-vidaların uzunluklarının mini-vida başarısına olan etkisi incelenirken domuz femur kemiğinde çalışmışlardır. Misch ve ark., 1999 yılında yaptıkları çalışmada domuz femurundaki kortikal kemik yoğunluğu ve kalınlığı, insan mandibulasına benzer değerlere sahip olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Biz çalışmamızda, koyun humerus kemiğinin proksimal metafizinde çalıştık. Hem bu bölgede önceden yaptığımız pilot çalışmalarda gözleendiği üzere, hem de Alpak ve ark., 2009 da yaptıkları, koyunun değişik bölgelerinin kemik kalınlıklarını değerlendiren çalışma göz önüne alındığında, bu bölgede yaklaşık 2-2,5 mm'lik kortikal kemik kalınlığına sahip alanlarda çalışıldı. Bu değerlerde insan mandibulası ve maksilasındaki kortikal kemik kalınlıkları ile benzer özellikler göstermektedir (Deguchi ve ark., 2006; Ono ve ark., 2008; Baumgaertel ve ark., 2009). Aynı zamanda koyun kemiğinin ucuz ve kolay elde edilebilirliği de koyun kemiğini seçmemizde önemli rol oynamıştır.

Mini-vida stabilitesini etkileyen diğer biyolojik koşullar (hastanın yaşı, oral hijyen koşulları, kuvvetin şiddeti, sürekliliği, çevre yumuşak dokularda meydana gelebilecek enflamasyonun varlığı v.b.) göz önüne alındığında in-vitro şartlarda çalıştığımız kemik modelleri canlı dokuyu birebir yansıtmamaktadır. Ancak mini-vidalarda, dental implantlarda beklenen iyileşme dönemi ya da osteointegrasyon süresine ihtiyaç yoktur. Mini-vidaların stabiliteeleri kemik ile aralarında oluşan mekanik kilitlenmeden kaynaklanır (Costa ve ark., 1998) Çalışmamızda koyun kol kemiğinin belirli bölgesinden elde edilmiş kemik örnekleri bize çalışma şartlarımızı standart hale getirmemize olanak sağlamıştır.

Bu çalışmanın odağı kemik simanı ile yerleştirilen mini-vidaların çıkartılmasındaki direnç kuvvetlerinin aralarındaki farklılıkları bulmak ve yerleştirilmiş vidaların stabilitesini karşılaştırmaktır. Bu nedenle vidaların yapılarından kaynaklanan fiziksel özellikleri haricindeki diğer tüm vida stabilitesini etkileyebilecek koşullar özdeş tutulmaya çalışılmıştır. Bu amaçla çalışmamızdaki tüm vidalar self-tapping metotla rehber bir oluk açılarak kemik içerisine yerleştirildi.

Kravitz ve ark.(2007), rehber delik açılacaksa, optimal stabilite için rehber delik vida gövdesinin çapının %85'inden fazla olmamalıdır sonucuna varmışlardır.

Wilmes ve ark.(2009), rehber deliğin çapı ve derinliğinin uygulanacak mini-vidanın boyutlarından daha az olması önemli bir nokta olduğunu vurgulamışlardır.

5.3. Kemik Simanın Seçimi

Ateş ve ark.(2013) mini-vida stabilitesi üzerine kemik simanın etkisini inceledikleri çalışmada; self-tapping mini-vidalar için 1,25 mm çapa sahip frezler yardımıyla 5 mm'lik rehber oluklar açılmıştır. Bizim çalışmamızda ise 1,6 mm çapa sahip Dewimed mini-vidalar için, 1 mm'lik frezler tercih edilmiş olup, Sdney mini-vidalar için 2,3mm'lik frezler kullanıldı.

Çalışmamızda da kullandığımız, polimetilmetakrilat kemik simanının yaygın kullanıldığı alanlara bakacak olursak; kifoplasti, eklem artroplastileri, eklem rekonstrüksiyonu, vertebroplasti, patolojik kırıkların tespit edilmesi ve kemik defektlerinin doldurulması, kraniyoplasti sıralanabilir. Osteoporotik kemiklerde oluşan kırıkların teşhisinde, kemiğe destek amaçlı yararlanılabileceği gibi, yerleştirilen vidaların kemiğe stabilizasyonunu arttırmak için de kullanılabilir (Bajammal ve ark., 2008).

Ateş ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada DePuy Endurance CMW isimli polimetilmetakrilat yapıdaki kemik simanını kullanmayı tercih etmişlerdir.

Çalışmamızda mini-vida stabilitesi üzerine etkisini incelediğimiz kemik simanı olarak toz ve likit iki komponent sistemden oluşan polimetilmetakrilat yapıdaki "AF Cement 3" marka kemik simanını kullandık.

Kemik simanlarının gerçekte adeziv özellikleri yoktur ve bunun yerine bağlanmaları, düzensiz kemik yüzeyi ve mini-vida arasındaki mekanik kilitleme prensibine dayanmaktadırlar (Chen ve ark., 2004).

Çalışmamızda mini-vidanın, kemiğin ve simanın durumu göz önünde bulundurulduğunda, çekme işlemlerinden sonra, siman partiküllerinin neredeyse büyük bir bölümü mini-vida ile beraber dışarı çıkmıştır, ama arta kalan simanın bir kısmı rehber oluk içinde görülebilmektedir. Bu da vida ve simanın, kemik ve simandan daha iyi bir ara yüzey oluşturduğunu gösterir.

Aynı zamanda, bazı partiküllerin rehber oluk içinde kalması durumuna karşın, mini-vidanın kemikten çıkartılmasının ardından iyileşme sürecini tespit etmek için başka in-vitro araştırmalar yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Yapılacak araştırmalarda farklı simanların kullanılması da düşünülebilir.

Polimetilmetakrilat materyalinin polimerizasyonu ekzotermik bir reaksiyondur. Simanın polimerleşmesinin tamamlanması hastanın ağızda gerçekleşiyorken, dikkate değer bir ısının çevre dokuya transfer olacağı göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu konuda, kemik çevresindeki dokunun polimerizasyon süresince ortaya çıkan yüksek ısıya bağlı olarak nekroz olması (Termal Nekroz) ve tepkimeye girmemiş monomerlerin yayılmasına bağlı olarak nekroz olması (Kimyasal Nekroz) şeklinde kemik siman kullanımı konusunda iki büyük problem rapor edilmiştir (Homsy ve ark., 1972; Dipisa ve ark., 1976). Stanczyka ve Van Rietbergen (2004) kemik hacminin bir kısmındaki sıcaklığın 45°C'dan 70°C'a kadar çıktığını hesaplamışlardır. Termal nekrozun kemik dokusu içerisinde meydana geldiğini bildiğimiz için 50°C'den daha fazlasına 1 dakikadan uzun süre maruz kalınması durumunda nekroz durumu beklenir (Eriksson ve ark., 1984).

Tüm bu durumlar göze alındığında, polimetilmetakrilat malzemesinin yaygın tıpta ve diş hekimliğinde yaygın kullanım alanları olmasına rağmen, ağız içindeki kullanımı soru işaretleri oluşturmaktadır.

Ayrıca kemik simanının polimerizasyonu ve sertleşme süresi düşünüldüğünde, simanın rehber oluklara ve vida içine enjeksiyonunda da sıkıntılar yaşanmıştır. Simanın enjeksiyonu için 25 mm'lik steril enjektörler kullanılmıştır. Ancak kısa çalışma aralığı

simanın çoğu kez enjektör içinde sertleşmesine neden olmuştur. Bu amaçla sık aralıklarla çalışılarak bu durum kompanse edilmeye çalışılmıştır. Ancak hasta ağzında ve klinik ortamda çalışılmak istendiğinde bu durum göz önünde bulundurulmalı ve aynı zamanda bu konuda daha çok in-vitro çalışma yapılmasına gerek duyulmaktadır.

Ortopedik cerrahilerde kullanılan vidaların geniş çaplarının (5,0 mm – 8,5 mm) doğal bir sonucu olarak vidanın yerleşmesinden önce hazırlanan kemik simanı vertebra gövdesinde önceden hazırlanmış olan rehber oluğa doğrudan enjekte edilebilmiştir (Chen ve ark., 2011). Ancak, bu araştırmada, kullanılan vida çapları küçük olduğu için önceden hazırlanmış oluk tamamen dolana kadar, düzgün bir dağılım için lentülo spirali ile uygulandı.

5.4. Mini-vida Stabilitesinin Değerlendirilmesi

Günümüze kadar primer stabilite değerlendirmelerinde, histolojik değerlendirmelere ek olarak perküsyon testi, radyolojik inceleme ve periotest cihazı kullanılmıştır. Ancak bunların yeteri derecede güvenilir olmadığı öne sürülmektedir (Adell ve ark., 1991; Meredith ve ark., 1996; Mortensen ve ark., 2009).

Ancak çıkarma torku ölçümleri implant ve kemik ara yüzeyindeki biyomekanik durumun değerlendirilmesinde tercih edilen güvenilir bir tekniktir (Branemark ve ark., 1997). Dental implantların osseointegre olabilme potansiyelleri etkisi altında stabilitelerinin ölçülmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Carlsson ve ark., 1988).

Çıkarma tork analizi mini-vida ve mini-implantların osseointegrasyon ve stabilitelerinin değerlendirilmesinde tercih edilen bir teknik olduğu çoğu çalışmada gösterilmiştir (Cha ve ark., 2008; Wu ve ark., 2009a; Kim ve ark., 2009; Mo ve ark., 2010).

Pull-out testleri ise sığır femuru, domuz kaburgası, köpek femuru, köpek maksilla ve mandibulası gibi çeşitli hayvan kemiklerinde yapılmıştır (Boyle ve ark. 1993; Ellis ve Laskin, 1994; Oktenoglu ve ark., 2001; Huja ve ark., 2005; Salmória ve ark., 2008).

Pull-out testlerinin insan mandibularında yapılan çalışmaları sınırlı sayıdadır. Kemik-içi vidaların fiksasyon potansiyelini ölçmede kesme kuvvetlerini göstermeyen pull-out testleri tek başına yeterli değildir. Pull-out ve kesme testlerindeki kuvvetler ortodontide kullanılan kuvvetlerin çok üstünde olmasına rağmen, mini-vidaların primer

stabilitesi ve materyal özellikleri hakkında da önemli bilgiler sunmaktadırlar (Pickard ve ark., 2010).

Cheung ve ark. 2003 yılında yaptıkları çalışmada taze hayvan kemiği üzerinde, 1,5 ve 2 mm çapında 2 ile 3 mini-vida içeren mini plakların pull-out değerlerinin ölçümü için Instron cihazı (Model 1185, Instron, England) tercih edilmiş olup , cihazın karşıt platformlarının birbirlerine göre hareket hızı dakikada 5mm olarak ayarlanmıştır.

Micheal ve ark.(2008) yaptıkları çalışmada, 15 adet öküz hayvanından elde edilmiş mandibula üzerinde 3 adet iskeletsel ankraj ünitesinin (silindirik mini-vida, konik mini-vida ve iki adet silindirik mini-vida içeren mini plak) pull-out değerlerin ölçümü için Instron cihazı (Model 1185; Instron, Norwood, Massachusetts, USA) tercih edilmiştir ve çekme testini yapacak karşıt ünitelerin birbirlerine göre hızı 1 mm/dk 'dır.

Huja ve ark. 2005 yılında yaptıkları çalışmada, köpek mandibulası ve maksillasına yerleştirilen 56 titanyum vidasının pull-out değerlerini ölçmek için MTS (Bionix 858, MTSSystems, Eden Prairie, Minn) cihazı kullanılmış olup, cihazın karşıt aparatlarının birbirlerine göre hızı 0,05 mm/sn'dir.

Bizim çalışmamızda mini-vidaların pull-out değerlerinin ölçümü için Llyod universal test cihazı (AMETEK Sensors Test & Calibration, West Sussex, England) kullanılmıştır. Karşıt ünitelerin birbirlerine karşı hareket etme hızı 0,05 mm/sn olarak ayarlanmıştır.

5.5. Çıkarma tork değerlerinin Gruplar Arasında Karşılaştırılması

Çalışmamızdan elde edilen tork değerleri incelendiğinde; Dewimed ve Sidney mini-vidaları karşılaştırıldığında Dewimed mini-vidaların tork değerinin istatistiksel olarak daha büyük olduğu izlenmiştir ($P<0,01$). Kemik simanı ile birlikte uygulanan mini-vidalarla, yapılan karşılaştırmalarda da aynı sonuç izlenmektedir. Bu durumda, kemik simanlı ya da kemik simansız uygulamanın sonucu değiştirmedeği izlenmektedir. Dewimed mini-vidaların tork değerlerinin Sidney mini-vidalarından büyük olması nedeni olarak mini-vidaların fiziksel yapılarındaki farklılıklar olarak gösterilebilir.

Kim ve ark.2009 yılında yaptıkları çalışmada,1,6 mm çapında 6 ve 8 mm uzunluklara sahip silindirik, konik ve çift dişli 60 adet mini-vida yapay kemik üzerine yerleştirilmiş olup yerleştirme ve çıkarılma tork değerleri karşılaştırılmıştır. Bu

çalışmadan elde edilen verilere göre, çift dişli mini-vidaların en düşük yerleştirme torkuna ve en yüksek çıkarma torkuna sahip olduğu ve düşük yerleştirme torkunun çevre dokulara daha az zararlı olduğu bulunmuştur. Uzun vidalar da daha yüksek yerleştirme ve çıkarma torkuna sahip bulunmuştur. Yani en iyi stabilite çift dişli ve uzun vidalarda bulunmuş, uzunluk arttıkça çıkarılma tork değerleri de arttığı sonucuna varılmıştır. Bu sonuç çalışmamızda elde edilen sonucu destekler niteliktedir. Sidney mini-vidaların yerleştirilmesinde 2,3 mm çapında frez ile ön delme işlemi yapılmıştır. Bu hazırlanan deliğe vida yerleştirildiğinde kemik ile tam temasta olan kısım vida şaftını 3,2 mm çapında ve 1,5 mm uzunluğundaki silindirik kısmıdır. Şaftın 3,2 mm'den 1,6 mm'ye incelen orta kısmında çok az bir yüzey teması vardır. Dewimed vidada ise bütün yiv içeren şaft kısmı kemik ile temas halindedir.

Pithon ve ark.(2012) yaptıkları çalışmada, 6, 8, 10 mm uzunluğundaki 405 mini-vidayı 3 ayrı grupta (n=105) toplamış ve yerleştirme torkları değerlendirildiğinde de uzun mini-vidalarda daha yüksek tork değerleri elde edildiği görülmüştür. Elde edilen sonuçlar, çalışmamızla paralellik göstermektedirler.

Buna karşın, vida uzunluğunun mini-vida başarısını etkilemediğini gösteren klinik çalışmalarda mevcuttur.(Miyawaki ve ark., 2003; Cheng ev ark., 2004).

Lee ve ark.(2005) yaptıkları çalışmada hemen yükleme yapılan 4 mm, 6 mm ve 10 mm uzunluğundaki mini-vidalar arasında yapılan sonlu elemanlar model analizi sonucunda, stabiliteyi arasında çok fark olmadığı asıl etkili faktörün vidanın şekli ve çapı olduğu sonucuna varmışlardır.

Cunha ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada aynı tip ancak farklı geometrik dizaynlara sahip, 30⁰x0,6 mm ölçüleri olan mini-vidalar ile 45⁰x0,8 mm ölçüleri olan mini-vidalar farklı kemik yoğunluklarına sahip yapay kemik blokları üzerinde yerleştirme ve çıkartma tork değerleri açısından kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde edilmiştir. Bu çalışma sonucunda yivler arasındaki mesafenin mini-vidanın stabilitesi üzerinde etkili olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Kısa yivler arası mesafe ve yerleştirilme açısı düşük olan mini-vidaların denstitesi yüksek kemikteki stabilitesi daha yüksek; uzun yivler arası mesafeye sahip ve yerleştirilme açısı düşük olan mini-vidaların densitesi yüksek kemiklerdeki primer stabilitesi daha yüksek bulunmuştur. Bu değerler, çalışmamızdaki Dewimed mini-vidaların yivler arası

mesafesi 0,7 mm, Sidney mini-vidaların 0,3 mm olması sebebiyle çalışmamız ile elde ettiğimiz sonuçları destekler niteliktedir.

Bacopulos Marangu, (2015) yaptığı çalışmada, kemik simanının kemik trabeküllerinde başarılı bir dağılım gösterdiğini ve primer stabiliteyi artırmak için önemli bir etken olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Hoang, (2015) yaptığı çalışmada Aarhus mini-vidaları ve Sidney mini-vidaları üzerinde çalışmıştır. Kemik simanının mini-vida stabilitesi üzerine etkisini göstermeyi amaçlayan çalışmada, çıkarma tork değerleri karşılaştırılmıştır. Siman ile uygulanan Sidney mini-vidaların çıkarma tork değerleri daha yüksek bir eğilim göstermesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu sonuç, çalışmamızla paralellik göstermektedir.

5.6. Pull-out Değerlerinin Gruplar Arasında Karşılaştırılması

Yapmış olduğumuz çalışmamızdan elde edilen, Dewimed ve Sidney mini-vidalarının pull-out değerleri incelendiğinde; Dewimed mini-vidaların pull-out değerlerinin istatistiksel olarak daha küçük olduğu izlenmiştir ($P < 0,01$). Mini-vidaların simanla yerleştirilmesi ile yapılan karşılaştırmalarda da aynı sonuç izlenmektedir. Bu durumda, kemik simanlı ya da kemik simansız uygulamanın sonucu değiştirmedığı izlenmektedir. Dewimed mini-vidaların pull-out değerlerinin Sidney mini-vidalarından küçük olması nedeni olarak mini-vidaların fiziksel yapılarındaki farklılıklar olarak gösterilebilir.

Brinley ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada kadavra ve sentetik kemik blokları üzerinde 1 mm, 1,25 mm ve 0,75 mm yiv mesafelerine sahip mini-vidaların yerleştirme tork değerleri ve pull-out değerleri karşılaştırılmıştır. Yivler arası mesafe azaldıkça mini-vidanın sökülmesine karşı direnç artmaktadır ve bu nedenle daha yüksek pull-out değerleri göstermektedirler. Bu sonuç, çalışmamızla paralellik göstermektedir.

Chang ve ark. (2011) 4 farklı tip mini-vidanın farklı dizayn parametrelerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda 0,16 mm, 0,24 mm, 0,32 mm dişli derinliğine sahip mini-vidaların pull-out dirençleri yüksek bulunmuş iken, 0,32 mm'den fazla dişli derinliğine sahip mini-vidalarda pull-out değerleri azalmaktadır. Mini-vidaların dizaynındaki modifikasyonların mini-vidaların mekanik özelliklerini etkilediği sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçta bu durumu destekler niteliktedir.

Ancak Ateş ve ark.(2013) çalışmalarında aynı hayvandan elde edilen kaburga kemiğinden 60 adet çalışma modeli elde etmişlerdir. 1,6 mm çığında ve 7 mm uzunluğunda Turkuaz markalı mini-vidalar ile self-drilling, self-tapping ve kemik simanı enjeksiyonu ile self-tapping olmak üzere 3 grup altında kemik simanının mini-vidaların stabilitesine etkisini incelenmiştir. Bu amaçla pull-out ve kesme testleri uygulanmıştır. Sonuçta self-drilling grup, diğer gruplara göre en düşük pull-out değerlerini göstermişlerdir ($p<0,01$). Kemik simanı ile yerleştirilen mini-vidaların pull-out değerleri diğer self-tapping grubundan istatistiksel olarak anlamlı daha büyük değerler göstermişlerdir ($p<0,01$). Kesme testlerinde ise gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Bu çalışmada bizim çalışmamızda farklı olarak; farklı türde kemik simanı kullanılması ve gruplarda daha az sayıda örnek ile çalışılması sebebiyle kemik simanının stabiliteye etkisinin anlamlı çıktığı düşünülmektedir. Bu konuda mini-vidaların ve kemik simanın değişik türlerinin kullanılması ve grup içi mini-vida sayılarının artırılarak daha çok çalışma yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Kemik simanlarının mini-vida stabilitesi üzerine etkisini inceleyen in-vitro çalışmamızda şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Sidney mini-vidaları ile Dewimed mini-vidaların, siman uygulanmış ve uygulanmamış tork ve pull-out değerleri kendi içlerinde karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı. Bu bulgu, kemik simanının mini-vida stabilitesi üzerinde etkisi olmadığını gösterdi.

2. Dewimed mini-vidanın çıkarma tork değerleri, Sidney mini-vidanın çıkarma tork değerlerinden istatistiksel olarak daha büyük olduğu bulundu. Bu sonuç, Dewimed mini-vidaların kemik temasının daha fazla olması ile açıklanabilir.

3. Sidney mini-vidanın pull-out değerleri Dewimed mini-vidanın pull-out değerlerinden istatistiksel olarak daha büyük olduğu izlendi. Bu sonuç, Sidney mini-vidalarda yiv aralığının daha kısa olması ile açıklanabilir.

4. Klinik insan çalışmalarına geçilmeden önce, kemik simanının mini-vida stabilitesi üzerine etkilerinin araştırılması için daha fazla sayıda in-vitro ve hayvan çalışmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10: 387-416.
- Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K, Jacobs R, Van Steenberghe D. A Biomechanical Assessment Of The Relation Between The Oral Implant Stability At Insertion And Subjective Bone Quality Assessment. *J. Clin. Periodontol.* 2007; 34: 359-366.
- Alpak H, Onar V, Mutuş R. The relationship between morphometric and long bone measurements of the Morkaraman sheep. *Turk. J. Vet. Anim. Sci.* 2009; 33(3): 199-207
- Antoszewska, J, Papadopoulos, M.A, Park, H.S, Ludwig, B. Five-Year Experience With Rthodontic Miniscrew İmplants: A Retrospective Investigation Of Factors İnfluencing Success Rates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136:158.E1-10.
- Ateş Mustafa B., Motro Melih, Kovan Ayşegül, Acar Yasemin Bahar, Erverdi Nejat, and Gülmez Turgut. Does the Bone Cement Affect Miniscrew Stability? *Turkish Journal of Orthodontics*: September 2013, Vol. 26, 119-128.
- Bacopulos Marangu, Anastacia .A comparative histomorphological and micro ct study of the primary stability and the osseointegration of the Sydney mini screw: an animal study using new zealand rabbits. Faculty of Dentistry, University of Sdney, Sydney, Master Thesis,2015; 68-110.
- Bajammal SS, Zlowodzki M, Lelwica A, Tornetta P 3rd, Einhorn TA, Buckley R, et al. The use of calcium phosphate bone cement in fracture treatment. A meta-analysis of randomized trials. *J Bone Joint Surg [Am].* 2008; 90: 1186-1196.
- Baker RW, Guay AH, Peterson HW. Current Concepts of Anchorage Management. *Angle Orthod.* 1972; 42:129-139.
- Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136:230-235.
- Becker W, Dahlin C, Becker BE, Lekholm U, van Steenberghe D, Higuchi K, Kultje C. The use of e-PTFE barrier membranes for bone promotion around titanium implants placed into extraction sockets: a prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(1):31-40.
- Berens A, Wiechmann D, Dempf R. Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop.* 2006; 67: 450–458.
- Bilgili E. Ortodontik Tedavilerde Kullanılan Mini-vida Tiplerinin Uygulama Kolaylığı ve Başarı Açısından Değerlendirilmesi. Ege Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, İzmir, Yüksek Lisans Bitirme Tezi, 2009.

- Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107:251-8.
- Boyle JM, Frost DE, Foley WL, Grady JJ. Torque And Pullout Analysis Of Six Currently Available Self-Tapping And “Emergency” Screws. *J Oral Maxillofac Surg.* 1993; 51: 45-50.
- Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977; 16: 1-132.
- Branemark R, Ohnell LO, Nilsson P, Thomsen P. Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat. *Biomaterials.* 1997; 18:969–978.
- Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:625-635.
- Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and Longitudinal Fluting Effects on the Primary Stability of Miniscrew Implants *Angle Orthod* 2009; 79: 1156–1161.
- Buchholz HW, Elson RA, Engelbrecht E, Lodenkämper H, Rottger J, Siegel A. Management of deep infection of total hip replacement. *J Bone Joint Surg [Br].* 1981; 63: 342-353.
- Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):473-9.
- Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod.* 2005; 6: 82- 97.
- Carano A, Melsen B. Implants in orthodontics. Interview. *Prog Orthod.* 2005; 6: 62–69.
- Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:21-24.
- Cha J, Kil J, Yoon T, Hwang C. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2010; 137: 73-79.
- Cha JY, Yoon TM, Hwang CJ. Insertion and removal torques according to orthodontic mini-screw design. *Korean J Orthod.* 2008; 38(1): 5-12.
- Chaddad K, Ferreira AF, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod.* 2008; 78: 107–113.

- Chang JZC, Chen YJ, Tung YY, ChiangYY, Lai EHH, Chen WP, Lin CP. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2012; 141: 279-288
- Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg [Br]*. 1960; 42: 28-30.
- Chen LH, Tai CL, Lee DM, Lai PL, Lee YC, et al. Pullout strength of pedicle screws with cement augmentation in severe osteoporosis: a comparative study between cannulated screws with cement injection and solid screws with cement pre-filling. *BMC Musculoskelet Disord*. 2011;12:33.
- Chen WP, Tai CL, Lee MS, Lee PC, Liu CP, Shih CH. Comparison of stress shielding among different cement fixation modes of femoral stem in total hip arthroplasty—a three-dimensional finite element analysis. *J Med Biol Eng*. 2004; 24: 183-187.
- Chen Y, Kyung HM, Gao L, Yu WJ, Bae EJ, Kim SM. Mechanical Properties Of Self-Drilling Orthodontic Micro-Implants With Different Diameters. *Angle Orthod*. 2010; 80:821-827.
- Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-tapping and self-drilling microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133:44–50.
- Chen CH, Chang CS, Hsieh CH, Tseng YC, Shen YS, Huang IY. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006; 64: 1209–1213.
- Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19: 100–106.
- Cheung LK, Zhang Q, Wong MC, Wong LL. Stability consideration for internal maxillary distractors. *J Craniomaxillofac Surg*. 2003;31(3):142-8.
- Cho IS, Kim SK, Chang YI, Baek SH. In vitro and in vivo mechanical stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*. 2011; 82:1-7.
- Christiansen FB, Dalstra M, Sejling F, Overgaard S, Bunger C. Titanium alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel. *Eur Spine J* 2000; 9: 97-103.
- Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-orthodontic micro-implant. *J Clin Orthod*. 2004; 38: 478–486.
- Cope JB. Temporary Anchorage Devices in Orthodontics: A Paradigm Shift. *Semin Orthod*. 2005;11:3-9.

- Costa A, Raffaini M, Melsen B Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report *Int. J. Adult Orthod. Orthog. Surg.* 1998; 13: 201-209.
- Cowin SC. *Bone Mechanics Handbook*. Boca Raton: CRC Press. 2001; 9-11.
- Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* 1983;17:266-9.
- Cunha AC, Freitas AO, Marquezan M, Nojima LI. Mechanical influence of thread pitch on orthodontic mini-implant stability. *Braz. Oral Res.* 2015;29: Epub Feb 16, 2015
- Çehreli S. *Ortodontik Mikro-İmplantların Primer Stabilitesinin İn Vitro Koşullarda İncelenmesi*. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi, 2011.
- Da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, et al. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth im-plants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:578-585.
- De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. The zygoma anchorage system, *J Clin Orthod.* 2002; 36: 455-459.
- De Coster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W. Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma.* 1990;4:169-174.
- Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative Evaluation Of Cortical Bone Thickness With Computed Tomographic Scanning For Orthodontic Implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 129 (6): 721 .7-12.
- Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res.* 2003;82:377-381.
- Dinea H, Sadikolu Y, Savci G, Demirci A, Tuncel E. Bone mineral density measurement by quantitative computed tomography in a normal Turkish population. *Eur J Radiol.* 1995;21:79-83.
- DiPisa, JA, Sih GS, Berman A The temperature problem at the bone-acrylic cement interface of the total hip replacement. *Clin Orthop.* 1976;121:95-98.
- Drago CJ, Del Castillo RA. A retrospective analysis of osseotite NT implants in clinical practice: 1-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006; 26: 337-345.
- Duyck J, Ronold HJ, Oosterwyck HV, Naert I, Sloten JV, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated

- implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12: 207–218.
- Ellis JA, Jr Laskin DM. Analysis Of Seating And Fracturing Torque Of Bicortical Screws. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 52: 483-486.
- Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B. Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1984;18:261–268.
- Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983; 50: 101–107.
- Evans FG. Preservation effects. In: Evans FG editors. *Mechanical properties of bone.* Springfield, Ill: Charles C. Thomas; 1973;p. 56–60.
- Foley WL, Frost DE, Paulin WB, Tucker MR. Uniaxial pull-out evaluation of internal screw fixation. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989;47:277–280.
- Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12: 358–363.
- Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation Of Bone Density Using Cutting Resistance Measurements And Microradiography: An In Vitro Study In Pig Ribs. *Clin Oral Implants Res.* 1995; 6: 164-171.
- Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium miniscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop.* 2004; 65: 410–418.
- Gainsfort Bl, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Sug.* 1945;31:406–17.
- Gapiski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:515–527.
- Gosain AK, Song L, Carrao MA, Pintar FA. Biomechanical evaluation of titanium, biodegradable plate and screw, and cyanoacrylate glue fixation systems in craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg.* 1998;101:582–591.
- Hedayati Z, Hashemi SM, Zamiri B, Fattahi HR. Anchorage value of surgical titanium screws in orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 36: 588–592.
- Heidemann W, Gerlach KL, Grobel KH, Kollner HG. Drill free screws: a new form of osteosynthesis screw. *J Craniomaxillofac Surg* 1998; 26: 163-168.

- Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J Craniomaxillofac Surg* 2001; 29: 69-74.
- Higuchi KW. *Orthodontic Applications of Osseointegrated Implants*, Quintessence Publishing Co, Inc. 2000.
- Hoang, Peter Duc. A comparative study of the retentive capability of the Sydney mini-screw with 6mm orthodontic anchorage miniscrews in the tibia and femur of New Zealand rabbits by removal torque test. Faculty of Dentistry ,University of Sdney, Sydney, Master Thesis,2015; 66-104.
- Homsy CA, Tullos HS, Anderson MS. Some physiological aspects of prosthesis stabilisation with acrylic polymer. *Clin Orthop*. 1972;83:317–328.
- Hua KS, Kangb MK, Kimc TW, Kimd KH, Kime HJ. Relationships between dental roots and surrounding tissues for orthodontic mini-screw installation. *Angle Orthod*. 2009; 79: 37–45.
- Huang L, Shotwell JL, Wang H. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J of Orthod Dentofacial Orthop*. 2005; 127: 713-722.
- Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-Out Strength Of Monocortical Screws Placed In The Maxillae And Mandibles Of Dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005; 127:307-313.
- Johansson C, Albrektsson T. Integration Of Screw Implants In The Rabbit: A 1-Year Follow-Up Of Removal Torque Of Titanium Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987; 2: 69-75.
- Johansson P, Strid CG. Assessment Of Bone Quality From Placement Resistance During Implant Surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9: 279-288.
- Jong WK, Sug JA, Young C. Histomorphometric and mechanical analysis of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128: 190-194.
- Kadioglu O, Buyukyilmaz T, Zachrisson BU, Maino BG. Contact damage to root surfaces of premolars touching miniscrews during orthodontic treatment. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop*. 2008;134:353–360.
- Kang YG, Kim JY, Lee YJ, Chung KR, Park YG. Stability of mini-screws invading the dental roots and their impact on the paradental tissues in beagles. *Angle Orthod*. 2009;79(2):248-255.
- Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*. 1997;31:763–7.
- Kawakami M, Miyawaki S, Nogushi H, Kirita T. Screw-type implants used as anchorage for lingual orthodontic mechanics: a case of bimaxillary protrusion with second premolar extraction. *Angle Orthod*. 2004;74:715-719.

- Kayalıoğlu M, Uzdil F, Kendi E, Toroğlu S M, Gürey E, Uzel I. Klinik ortodontide mini-implant uygulamaları, ADO klinik bilimler dergisi, 2007 1(2): 18-24
- Kaymak T. Akrilik Kemik Çimentosunun Modifikasyonu, Karakterizasyonu Ve Antibiyotik İlaç Salımındaki Kullanımları. Cumhuriyet Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü. Sivas. Yüksek Lisans Tezi. 2010.
- Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128:190–194.
- Kim SH, Cho JH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008a;134:36–43.
- Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. *Angle Orthod.* 2008b; 78: 692–698.
- Kim YK, Kim YJ, Yun PY, Kim JW. Effects of the taper shape, dual-thread and length on the mechanical properties of mini-implants. *Angle Orthod.* 2009; 79: 908–914.
- Kinzinger G, Gulden N, Yildizhan F, Hermanns-Sachweh B, Diedrich P. Anchorage efficacy of palatally-inserted miniscrews in molar distalization with a periodontally/miniscrew-anchored distal jet. *J Orofac Orthop.* 2008; 69: 110–120.
- Korkusuz P, Korkusuz F. Hard tissue-biomaterial interactions. In: Yaszemski MJ, Trantolo DJ, Lewansowski KU, Hasirci V, Altobelli DE, Wise DL, editors. *Biomaterials in orthopedics.* 2nd ed. New York: Marcel Dekker Inc. 2003; 1-40.
- Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(4):43-51.
- Kuehn KD, Ege W, Gopp U. Acrylic bone cements: composition and properties. *Orthop Clin North Am.* 2005; 36: 17-28.
- Kuhlberg A. Space closure and anchorage control. *Semin Orthod.* 2001, 7: 42-49.
- Kuhn A, Mciff T, Cordey J, Baumgart F, Rahn BA. Bone Deformation By Thread-Cutting And Thread-Forming Cortex Screws. 1995; *Injury* 26 (Suppl): 12-20.
- Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod.* 2004; 74: 558–567.
- Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(4 Suppl):68–S73.

- Kwok AW, Finkelstei, JA, Woodside T, Hearn TC, Hu RW. Insertional Torque And Pull-Out Strengths Of Conical And Cylindrical Pedicle Screws In Cadaveric Bone. *Spine*. 1996; 21: 2429-2434.
- Kyung HM, Park HS, Bae SM, Kwon OW, Sung JH. Handbook for the absoanchor orthodontic microimplant. 3rd.ed, 2004.
- Lee JS. Contact Non-linear Finite Element Model Analysis of Immediately Loaded Orthodontic Mini Implant. Yonsei University Seoul, Korea, [thesis]. 2005.
- Lee SJ, Ahn SJ, Lee JW, Kim SH, Kim TW. Survival analysis of orthodontic mini-implants *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2010; 137: 194-199.
- Lee SJ, Kim JK, Park YC, Vanarsdall RL. Application of orthodontic miniimplants. Quintessence Pub. Co. 2007;1-50.
- Lim JW, Kim IK, Son CY, Byun HI. Three dimensional finite element method for stress distribution on the lenght and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness, *Korea J. Orthod*. 2003; 33: 11-20.
- Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and lenght, *Angle Orthod*, 2008 78: 234-240.
- Lin CL, Yu JH, Liu HL, Lin CH, Lin YS. Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the Taguchi method. *J Biomech*. 2010;43(11):2174-81.
- Linkow LI. The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *Int J Orthod*. 1969;7:149-54.
- Liou EJ, Chen PH, Wang YC, Lin JC. A computed tomographic image study on the thickness of the infrazygomatic crest of the maxilla and its clinical implications for miniscrew insertion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 352-356.
- Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004; 126: 42-47.
- Luzi C, Verna C, Melsen B. A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Prog Orthod*. 2007; 8: 192-201.
- Mah J, Bergstrand F. Temporary anchorage devices: a status report. *J Clin Orthod*. 2005;39:132-136.
- Maino BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew implants: the spider screw anchorage system. *Semin Orthod*. 2005; 11: 40-46.
- Majzoub Z, Finotti M, Miotti F, Giardino R, Aldini NN, Cordioli G. Bone response to orthodontic loading of endosseous implants in the rabbit calvaria: early continuous distalizing forces. *Eur J Orthod*. 1999 Jun;21(3):223-30.

- Manni A, Cozzani M, Tamborrino F, Rinaldis S, Menini A. Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. *Eur J Orthod.* 2011;33(4):388-95.
- Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res.* 2000; 3: 23-28.
- Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Impl Res* 2001; 12: 144-152.
- Melsen B, Petersen JK, Costa A. Zygoma ligatures: an alternative form of maxillary anchorage. *J Clin Orthod.* 1998; 32 (3): 154-8.
- Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the aarhus anchorage system. *Semin Orthod.* 2005; 11: 24-31.
- Melsen B. Mini-implants: where are we? *J Clin Orthod.* 2005; 39: 539–547.
- Memili B. Çekimli Vakalarda Mini Vida Yöntemi İle Üst Kanin Distalizasyonunun Ankraj Yönünden Değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Doktora Tezi, 2009.
- Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 1996; 7: 261–267.
- Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implant Res.* 1997; 8: 226-233.
- Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 269-275.
- Meredith N. Assessment Of Implant Stability As A Prognostic Determinant. *Int J Prosthodont.* 1998; 11: 491–501.
- Miano BG, Bednar J, Pagin P, Mura P. The spider screw for skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* 2003; 37: 90-97.
- Miano BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew Implants: The Spider Screw Anchorage System. *Seminars in Orthodontics.* 2005;11: 40-46.
- Michael T. C. Leung, A. Bakr M. Rabie and Ricky W. K. Wong. Stability of connected mini-implants and miniplates for skeletal anchorage in orthodontics. *European Journal of Orthodontics* 2008;30: 483–489

- Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;57(6):700-6; discussion 706-8.
- 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 124: 373-378.
- Mo SS, Kim SH, Kook YA, Jeong DM, Chung KR, Nelson G Resistance to Immediate Orthodontic Loading of Surface-Treated Mini-Implants. *Angle Orthod* 2010; 80: 123–129.
- Moon CH, Lee DG, Lee HS, Im JS, Baek SH. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod.* 2008; 78: 101–106.
- Moon SH, Park SH, Lim WH, Chun YS Palatal Bone Density in Adult Subjects: Implications for Mini-Implant Placement. *Angle Orthod.* 2010;80:137-144.
- Mortensen MG, Buschang PH, Oliver DR, Kyung HM, Behrents RG Stability of immediately loaded 3- and 6-mm miniscrew implants in beagle dogs-a pilot study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009; 136: 251-259.
- Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007a; 36: 695–699.
- Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007b; 22: 779–784.
- Noorollahian S, Alavi S, Monirifard M. A processing method for orthodontic mini-screws reuse. *Dent Res J.* 2012;9(4):447-51.
- Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki KI, Okano T, Yamada S, Shibasaki Y. A clinical and histological evaluation of titanium mini implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001; 119: 489-497.
- Oktenoglu BT, Ferrara LA, Andalkar N, Ozer AF, Sarioglu, AC, Benzel EC. Effects Of Hole Preparation On Screw Pullout Resistance And Insertional Torque: A Biomechanical Study *J Neurosurg.* 2001; 94: 91-96.
- Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 37: 334–340.
- Ozawa T, Takahashi K, Yamagata M, Ohtori S, Aoki Y, Saito T, Inoue G, Ito T, Moriya H. Insertional torque of the lumbar pedicle screw during surgery. *J Orthop Sci.* 2005; 10: 133-136.

- Papadopoulos MA, Fadi TF. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 103: 6-15.
- Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 130: 18–25.
- Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod.* 2004; 74: 703–710.
- Park HS. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korean J Orthod.* 2003; 33: 151–156.
- Park HS. The use of microimplant as orthodontic anchorage. Seoul, Korea: Nare; 2001.
- Park Y, Lee S, Kim D, Jee S. Intrusion of posterior teeth using miniscrew implants, *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003; 123: 690-694.
- Pickard MB, Dechow P, Rossouw PE, Buschang PH. Effects Of Miniscrew Orientation On Implant Stability And Resistance To Failure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137: 91-99.
- Pithon MM, Nojima MG, Nojima LI. Primary stability of orthodontic mini-implants inserted into maxilla and mandible of swine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012; 113(6): 748-54.
- Pithon MM, Figueiredo DS, Oliveira DD. Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013;71(3):479-86.
- Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early Wound Healing Around Endosseous Implants: A Review Of The Literature *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20: 425-431.
- Rakosi T, Graber T. *Orthodontic and Dentofacial Orthopedic Treatment.* Thieme Publishing. 2009; 261-77.
- Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants, *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1984; 86: 95-111.
- Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, De Souza LT, Maruo H. Insertional Torque And Axial Pull-Out Strength Of Mini-Implants In Mandibles Of Dogs. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008; 33: 790.15-22.
- Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang NH. Ten-year results for Branemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(4):495-503.

- Shapiro PA, Kokich VG. Uses of implants in orthodontics. *Dent Clin North Am.* 1988; 32 (3): 539-550.
- Smith DC. The genesis and evolution of acrylic bone cement. *Orthop Clin North Am.* 2005; 36: 1-10.
- Smith FW. Orthopaedic Research Society, 42nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, Atlanta, GA, February, USA. 1996; 19–22.
- Sobral M, Samagaio AJB, Ferreira JMF, Labrincha JA. Mechanical and acoustical characteristics of bound rubber granulate, *Journal of Materials Processing Technology.* 2003; 142, 427-433.
- Southard TE, Marshall SD, Grosland NM. Friction does not increase anchorage loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007; 131: 412-4.
- Stanczyka M, Van Rietbergen B. Thermal analysis of bone cement polymerisation at the cement–bone interface. *J Biomech.* 2004;37:1803–1810.
- Struckhoff JA, Huja SS, Beck FM, Litsky AS. Pull-out strength of monocortical screws at six weeks postinsertion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129:82–83.
- Su YY, Wilmes B, Hönscheid R, Drescher D. Comparison Of Self-Tapping And Self-Drilling Orthodontic Mini-Implants: An Animal Study Of Insertion Torque And Displacement Under Lateral Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants .* 2009; 24: 404-411.
- Ülgen M. Ortodontik tedavi prensipleri. İstanbul Üniversitesi. Ankraj tipleri. 1983; 401, 3N: 15.
- Veltri M, Balleri B, Goracci C, Giorgetti R, Balleri R, Ferrari M. Soft Bone Primary Stability Of 3 Different Miniscrews For Orthodontic Anchorage: A Resonance Frequency Investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135: 642-648.
- Wang YC, Liou EJ. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133: 38–43.
- Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: A microcomputed tomographic analysis *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;137:100-107.
- Webb JC, Spencer RF. The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. *J Bone JointSurg [Br]* 2007;89:851-7.
- Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999; 116: 678-86.

- Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiler U, Diedrich P. The Orthosystem-a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. *J Orofac Orthop.* 1996a; 57 (3): 142-153.
- Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P, Glatzmaier J. The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem. *Clin Oral Implants Res.* 1996b;7(4):410-6.
- Wehrbein H, Glatzmaier J, Yildirim M. Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla: an experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1997 ;8 :131-141.
- Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:263–267.
- Willert HG, Ludwig J, Semlitsch M. Reaction of bone to methacrylate after hip arthroplasty: a long-term gross, light microscopic, and scanning electron microscopic study. *J Bone Joint Surg [Am].* 1974; 56: 1368-1382.
- Wilmes B, Drescher D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* 2009;79: 609–614.
- Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop.* 2008;69:42–50.
- Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop.* 2006; 67: 162–174
- Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants *Angle Orthod.* 2008; 78: 1065-1070.
- Wu J, Bai Y, Wang B. Biomechanical and Histomorphometric Characterizations of Osseointegration during Mini-Screw Healing in Rabbit Tibiae *Angle Orthod.* 2009a;79:558–563.
- Wu T, Kuang S, Wu C. Factors Associated With the Stability of Mini-Implants for Orthodontic Anchorage: A Study of 414 Samples in Taiwan, *J Oral Maxillofac Surgery,* 2009b;67: 1595-1599

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Canan Yerlikaya

Doğum Yeri: Zonguldak/ Türkiye

Doğum Tarihi: 15.03.1987

Medeni Hali: Bekâr

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl): İlköğretim Merkez Yayla İlköğretim Okulu 1993-1998; Ortaöğretim Merkez Yayla İlköğretim Okulu 1998-2001; Lise Zonguldak Fen Lisesi 2001-2004; Lisans ve Yüksek Lisans Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2004-2009; Doktora Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı 2010-2016

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı/ 2010- 2016

E-posta: yerlikaya_canan@hotmail.com