



**KORTİKAL KEMİK KALINLIĞI VE
KORTİKAL KEMİK YOĞUNLUĞUNDAKİ FARKLILIKLARIN
ORTODONTİK MİNİ-İMLANTLARIN PRİMER STABİLİTESİNE OLAN
ETKİSİNİN İN-VİTRO OLARAK ARAŞTIRILMASI**

Emine BUĞRA

**DOKTORA TEZİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

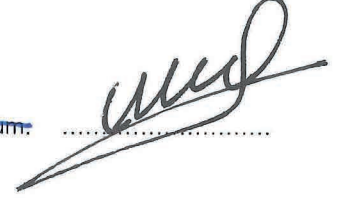
Temmuz 2018

Emine BUĞRA tarafından hazırlanan "Kortikal Kemik Kalınlığı ve Kortikal Kemik Yoğunluğundaki Farklılıkların Ortodontik Mini-İmplantların Primer Stabilitesine Olan Etkisinin İn-Vitro Olarak Araştırılması" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY~~ ~~ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof.Dr. Metin ORHAN

Ortodonti Anabilim Dalı, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi

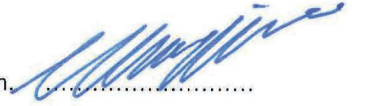
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~.



Başkan: Prof.Dr. Neslihan ÜÇÜNCÜ

Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

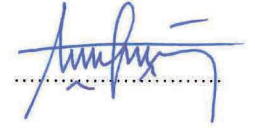
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~.



Üye: Doç.Dr. Teyfik DEMİR

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~.



Üye: Doç.Dr. Çağrı TÜRKÖZ

Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~.



Üye: Dr.Öğr.Ü. Özer ALKAN

Ortodonti Anabilim Dalı, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~.



Tez Savunma Tarihi: 23/07/2018

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Doktora Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dökümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

Bildirir ve aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Emine BUĞRA

23/07/2018



KORTİKAL KEMİK KALINLIĞI VE
KORTİKAL KEMİK YOĞUNLUĞUNDAKİ FARKLILIKLARIN
ORTODONTİK MİNİ-İMLANTLARIN PRİMER STABİLİTESİNE OLAN ETKİSİNİN
İN-VİTRO OLARAK ARAŞTIRILMASI
(Doktora Tezi)

Emine BUĞRA

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Temmuz 2018

ÖZET

Araştırmamızın amacı kortikal kemik yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığındaki farklılıkların mini-implantların primer stabilitesine olan etkilerinin in-vitro olarak incelenmesidir. Trabeküler kemik yoğunlukları aynı (25 grade), kortikal kemik yoğunlukları (40, 45, 50 grade) ve kortikal kemik kalınlıkları (1, 2, 3 mm) farklı olan toplam 9 adet sentetik kemik bloğu hazırlanmıştır. Blokların üzerine 1,8x8 mm'lik mini-implantlar yerleştirilmiş ve mini-implantların primer stabiliteleri; çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti ile değerlendirilmiştir. Ortalama çakma torku değerlerinin 8,96–16,85 Ncm arasında, ortalama dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinin ise 178,07–376,25 N arasında değiştiği belirlenmiştir. Hem çakma torku hem de dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde en etkili faktörün kortikal kemik yoğunluğu olduğu tespit edilmiştir. Çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvvetini etkileme açısından kortikal kemik yoğunluğu ve/veya kalınlığı arasında farklı ilişkiler var olduğu tespit edilmiştir. Çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında farklı regresyon denklemleri kurulabildiği saptanmıştır.

Bilim Kodu : 1045
Anahtar Kelimeler : Mini-implant, primer stabilite, kemik kalitesi
Sayfa Adedi : 134
Danışman : Prof.Dr. Metin ORHAN

EVALUTION OF THE EFFECTS OF DIFFERENCES IN CORTICAL BONE
THICKNESS AND CORTICAL BONE DENSITY ON THE PRIMARY
STABILITY OF ORTHODONTIC MINI-IMPLANTS IN-VITRO.

(Ph. D. Thesis)

Emine BUĞRA

GAZI UNIVERSITY

INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

July 2018

ABSTRACT

The purpose of this study is to examine the effects of differences in cortical bone density and cortical bone thickness on the primary stability of mini-implants, in-vitro. A total of 9 synthetic bone blocks which were formed in the the same trabecular bone densities (25 grade), different cortical bone densities (40 grade, 45 grade, 50 grade) and different cortical bone thicknesses (1 mm, 2 mm, 3 mm) were prepared. 1.8x8 mm mini-implants placed on the blocks and the primary stability of the mini-implants was assessed by insertion torque and pullout strength. The average insertion torque values varied between 8.96–16.85 Ncm while the average pullout strength values varied between 178.07–376.25 N. It has been determined that cortical bone density is the most effective factors on both the insertion torque and the pullout strength. In terms of influencing the insertion torque and the pullout strength, it has been determined that there are different relations between cortical bone density and/or thickness. It has been found that different regression equations can be established between the insertion torque and the pullout strength.

Science Code : 1045
Keywords : Mini-implant, primer stability, bone quality
Page Count : 134
Supervisor : Prof.Dr. Metin ORHAN

TEŞEKKÜR

Eğitim sürecinin başından beri, her bilgiye farklı açıdan yaklaşmamı sağlayan, mesleki dürüstlüğü öğreten, bilgisi ve tecrübesi ile doktora eğitim sürecim boyunca bana ışık tutan hocam Sayın Prof. Dr. Metin ORHAN'a,

Tezimin hazırlanmasında bilgisini ve desteğini asla benden esirgemeyen hocam Doç. Dr. Teyfik DEMİR'e, Doç.Dr. Çağrı TÜRKÖZ'e ve Doç.Dr. Deniz UZUNER'e,

Tezimin düzeltilmesinde bilgilerini ve desteklerini asla benden esirgemeyen, her koşulda sıkılmadan, usanmadan yardımına koşan Yrd.Doç.Dr. Özer ALKAN'a ve Yrd. Doç. Dr. Özge AKÇAM'a,

Doktora eğitimim süresince benden desteğini esirgemeyen kıdemli asistan arkadaşım Dr. Eren KORUNMUŞ'a, bütün aşamaları beraber geçirdiğimiz dönem arkadaşlarım ve sevgili dostlarım Dt. Yağmur UZUN ŞENGÖR'e ve Dt. Ayşegül AYHAN BANI'e,

Hayatta bütün önceliğini bana vermiş, bu günlere gelebilmem için kendilerinden fedakarlık etmiş sevgili annem Rabia Hamdullah ve babam Aburrehim TAŞBEK'e,

Hem hayatta hem de doktora eğitimim boyunca hiçbir konuda benden desteğini esirgemeyen, iyi-kötü her gün yanımda olan yol arkadaşım ve sevgili eşim Abdulkerim BUĞRA'ya, varlıklarıyla enerji veren kızım Nefise BUĞRA ve oğlum Arif Alptekin BUĞRA'ya,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

Emine BUĞRA

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Mini-implantların Tarihçesi	5
2.2. Mini-implant	7
2.3. Mini-implant Çeşitleri	8
2.3.1. Boyutuna göre mini-implant çeşitleri	8
2.3.2. Dizayn farklılıklarına göre mini-implant çeşitleri	10
2.3.3. Çakma yöntemine göre mini-implant çeşitleri	12
2.3.4. Kullanılan materyale göre mini-implant çeşitleri	13
2.3.5. Yüzey özelliklerine göre mini-implant çeşitleri	14
2.4. Mini-implantların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	15
2.4.1. Endikasyonları	15
2.4.2. Kontrendikasyonları	15
2.5. Mini-implant Yerleştirme Bölgeleri	16
2.6. Mini-implant Başarı Oranı	16
2.7. Mini-implant Stabilitesini Etkileyen Faktörler	17

2.7.1. Primer stabiliteyi etkileyen faktörler	17
2.8. Primer Stabilite Ölçüm Teknikleri	18
2.8.1. Çakma torku	19
2.8.2. Dikey çekip çıkartma kuvveti	19
2.9. Çalışmanın Amacı	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM	21
3.1. Mini-implantların Özellikleri	21
3.2. Sentetik Kemik Bloklar	22
3.2.1. Kortikal kemik blokların hazırlanması	24
3.2.2. Trabeküler kemik blokların hazırlanması	26
3.3. Torkmetre	30
3.4. Deney Düzeneği ve Yöntem	32
3.4.1. Çakma işlemleri	32
3.4.2. Dikey çekip çıkartma deneyi	35
3.5. Örneklem Büyüklüğü ve Güç	37
3.6. İstatistiksel Analiz	37
4. BULGULAR	39
4.1. Kortikal Kemik Kalınlıkları Aynı Olup Kortikal Kemik Yoğunlukları Farklı Olan Gruplararası Karşılaştırmalar	41
4.1.1. Kortikal kemik kalınlıkları aynı olup kortikal kemik yoğunlukları farklı olan gruplararası çakma torkundaki farklar	41
4.1.2. Kortikal kemik kalınlıkları aynı olup kortikal kemik yoğunlukları farklı olan gruplararası dikey çekip çıkartma kuvvetindeki farklar	43
4.2. Kortikal Kemik Yoğunlukları Aynı Olup Kortikal Kemik Kalınlıkları Farklı Olan Gruplararası Karşılaştırmalar	45
4.2.1. Kortikal kemik yoğunlukları aynı olup kortikal kemik kalınlıkları farklı olan gruplararası çakma torkundaki farklar	45

4.2.2. Kortikal kemik yoğunlukları aynı olup kortikal kemik kalınlıkları farklı olan gruplararası dikey çekip çıkartma kuvvetindeki farklar	47
4.3. Kortikal Kemik Yoğunluğu ile Kortikal Kemik Kalınlığının Etkisinin Birlikte İncelenmesi	49
4.3.1. Kortikal kemik yoğunluğu ile kortikal kemik kalınlığının çakma torkuna olan etkisinin birlikte incelenmesi	49
4.3.2. Kortikal kemik yoğunluğu ile kortikal kemik kalınlığının dikey çekip çıkartma kuvvetine etkisinin birlikte incelenmesi	53
4.4. Çakma Torku ile Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti Arasındaki Korelasyonlar	58
4.4.1. Kortikal kemik yoğunlukları ve kortikal kemik kalınlıkları dikkate alınmadan çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyonlar	58
4.4.2. Kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyonlar	58
4.4.3. Kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyonlar	59
4.5. Çakma Torku ile Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti Arasındaki Regresyonlar	60
4.5.1. Kortikal kemik yoğunlukları ve kortikal kemik kalınlıkları dikkate alınmadan çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki regresyonlar	60
4.5.2. Kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki regresyonlar	60
4.5.3. Kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki regresyonlar	61
5. TARTIŞMA	63
5.1. Amaç	63
5.2. Gereçler	65
5.2.1. Sentetik kemik blokları	65
5.2.2. Torkmetre	71
5.2.3. Mini-implant	72

5.3. ÇakmaYöntemi.....	76
5.3.1. Mini-implantların predirilling işlem ile indirek uygulanması ya da predirilling işlem gerektirmeden direk uygulanması	76
5.3.2. Çakma açısı	77
5.3.3. Çakma derinliği.....	78
5.4. Bulguların Tartışılması	79
5.4.1. Çakma torku	79
5.4.2. Dikey çekip çıkartma kuvveti	85
5.4.3. Kortikal kemik yoğunluğu.....	88
5.4.4. Kortikal kemik kalınlığı.....	96
5.4.5. Çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde en çok etkisi olan faktörün belirlenmesi.....	102
5.4.6. Çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyon.....	103
5.4.7. Çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki regresyon	107
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	111
6.1. Sonuçlar	111
6.2. Öneriler	114
KAYNAKLAR	115
EKLER.....	11531
ÖZGEÇMİŞ	134

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. ASTM F 1839-08 standardında belirtilen grade ve bu grade'lerin yoğunluk limitleri	22
Çizelge 3.2. Araştırmamızda kullanılan blok grupları için dikkate alınan yoğunluk değerleri	28
Çizelge 3.3. Poliüretan sentetik kemik blok katmanlarının tanımlanması.....	29
Çizelge 4.1. Farklı kortikal kemik yoğunluklarına ve kortikal kemik kalınlıklarına göre trabeküler kemik yoğunlukları (kg/m^3)	39
Çizelge 4.2. Farklı kortikal kemik yoğunluklarına ve kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku değerleri (Ncm).....	40
Çizelge 4.3. Farklı kortikal kemik yoğunluklarına ve kortikal kemik kalınlıklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti değerleri (N)	40
Çizelge 4.4. Kortikal kemik kalınlıkları aynı olduğunda kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torkundaki farklılıklar (Ncm).....	42
Çizelge 4.5. Kortikal kemik kalınlıkları aynı olduğunda kortikal kemik yoğunluklarına göre dikey çekip çıkartma kuvvetindeki farklılıklar (N).....	44
Çizelge 4.6. Kortikal kemik yoğunlukları aynı olduğunda kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torkundaki farklılıklar (Ncm)	46
Çizelge 4.7. Kortikal kemik yoğunlukları aynı olduğunda kortikal kemik kalınlıklarına göre dikey çekip çıkartma kuvvetindeki farklılıklar (N).....	48
Çizelge 4.8. Kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku (Ncm) ortalamaları	50
Çizelge 4.9. Farklı kortikal kemik yoğunluğundaki gruplar arasında çakma torku (Ncm) değerlerindeki farkların arasındaki farklılığın anlamlı olup olmadığını yansıtan istatistik poc-hoc testi tablosu	51
Çizelge 4.10. Kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku (Ncm) ortalamaları	51
Çizelge 4.11. Farklı kortikal kemik kalınlığındaki gruplar arasında çakma torku (Ncm) değerlerindeki farkların arasındaki farklılığın anlamlı olup olmadığını yansıtan istatistik poc-hoc testi tablosu	52
Çizelge 4.12. Çakma torku üzerinde en çok etkisi olan faktörün belirlenmesi	53

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.13. Kortikal kemik yoğunluklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti (N) ortalamaları	54
Çizelge 4.14. Farklı kortikal kemik yoğunluğundaki gruplar arasında dikey çekip çıkartma kuvveti (N) değerlerindeki farkların arasındaki farklılığın anlamlı olup olmadığını yansıtan istatistik poc-hoc testi tablosu.....	55
Çizelge 4.15. Kortikal kemik kalınlıklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti (N) ortalamaları	56
Çizelge 4.16. Farklı kortikal kemik kalınlığındaki gruplar arasında dikey çekip çıkartma kuvveti (N) değerlerindeki farkların arasındaki farklılığın anlamlı olup olmadığını yansıtan istatistik poc-hoc testi tablosu.....	57
Çizelge 4.17. Dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde en çok etkisi olan faktörün belirlenmesi	57
Çizelge 4.18. Kortikal kemik yoğunluğu ve kalınlığı dikkate alınmadan çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyonlar	58
Çizelge 4.19. Kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyonlar	59
Çizelge 4.20. Kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyonlar	59
Çizelge 5.1. Çalışmalarda kullanılan sentetik kemik bloklarına ait kortikal kemik kalınlığı, kortikal kemik yoğunluğu ve trabeküler kemik yoğunluğu değerleri.....	68
Çizelge 5.2. Çalışmalarda test edilen mini-implantların özellikleri; kullanılan poliüretan sentetik kemiğin kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğu, trabeküler kemik yoğunluğu ve ölçülen maksimum çakma torkları	81
Çizelge 5.3. Çalışmalarda test edilen mini-implantların özellikleri; kullanılan poliüretan sentetik kemiğin kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğu, trabeküler kemik yoğunluğu ve ölçülen dikey çekip çıkartma kuvveti değerleri.....	87

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Mini-implant yapısı (araştırmamızda kullanılan MTN-3 mini-implant)	7
Resim 3.1. MTN-3 ortodontik mini-implant.....	21
Resim 3.2. Poliüretan blokların hammaddesi: poliöl (solda) ve polizosiyanat (sağda).....	23
Resim 3.3. Açık ortamda tamamlanmış tepkime.....	23
Resim 3.4. Köpük kalıbının birleştirilmemiş ve monte edilmiş hali	24
Resim 3.5. Dremel ile karıştırma işlemi.....	25
Resim 3.6. A. Kortikal dilimler B. Dilimlerin kalıbın içine yerleştirilmesi	26
Resim 3.7. Köpük blok üzerine talaş kaldırma işlemin uygulanması.....	27
Resim 3.8. Testleri yapmaya uygun haldeki sentetik kemik bloğu	28
Resim 3.9. Futek tork sensörü	30
Resim 3.10. Tasarlanan kabza	31
Resim 3.11. Raşet mekanizması	31
Resim 3.12. İçinde dijital tork sensörü bulunan tornavida	31
Resim 3.13. Köpük üzerindeki min-implant yerleri	33
Resim 3.14. Çakma işlemlerinde mini-implantların dik açı ile yerleştirilebilmesi için ve yerleştirme esnasında mini-implant sallanmaması için kullanılan rehber parçası.....	33
Resim 3.15. Çakma işlemlerinde mini-implantların aynı derinliğinde yerleştirilebilmesi için tork metre ucuna yapılan rehber çizgi	34
Resim 3.16. Çakma torkunun kaydedilmesi.....	34
Resim 3.17. INSTRON 5944 test makinesi.....	35
Resim 3.18. Köpüğün deney düzeneğine yerleştirilmesi.....	36
Resim 3.19. Dikey çekip çıkartma deneyi başlaması ve mini-implantın sentetik kemik bloktan ayrılması.....	36
Resim 5.1. Deneyler sırasında katmanları ayrılan 45-2 köpük grubundan bir örnek.....	88
Resim 5.2. Kalıpta sızmalar ve conta uygulanması	90

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Kortikal kemik kalınlıkları aynı olduğunda kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torkunun (Ncm) ortalama ve standart sapmaları.....	42
Şekil 4.2. Kortikal kemik kalınlıkları aynı olduğunda kortikal kemik yoğunluklarına göre dikey çekip çıkartma kuvvetinin (N) ortalama ve standart sapmaları	44
Şekil 4.3. Kortikal kemik yoğunlukları aynı olduğunda kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torkunun (Ncm) ortalama ve standart sapmaları.....	46
Şekil 4.4. Kortikal kemik yoğunlukları aynı olduğunda kortikal kemik kalınlıklarına göre dikey çekip çıkartma kuvvetinin (N) ortalama ve standart sapmaları	48
Şekil 4.5. Kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku (Ncm) ortalama ve standart sapmaları	50
Şekil 4.6. Kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku (Ncm) ortalama ve standart sapmaları	52
Şekil 4.7. Kortikal kemik yoğunluklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti (N) ortalama ve standart sapmaları	54
Şekil 4.8. Kortikal kemik kalınlıklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti (N) ortalama ve standart sapmaları	56

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış olan bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

N	Newton
mm	Milimetre
Ncm	Newton x Santimetre (Tork Birimi)
T	Tork
r	Yarıçap
F	Kuvvet

Kısaltmalar

	Açıklama
ASTM	American Standard for Testing and Materials
EE	E-cam epoksi tabaka (E-glass epoxy sheets)
MÇ	Mini-implant Çapı
MU	Mini-implant Uzunluğu
SD	Selfdrilling
PD	Predrilling

1. GİRİŞ

Ortodontik tedavi sırasında hareket bölgesinde planlanmış olan diş hareketleri gerçekleşirken, kaçınılmaz olarak tepki kuvvetleri de ankraj bölgesindeki dişler üzerinde dağılarak bu dişlerde istenmeyen hareketlerin oluşmasına neden olabilmektedir [1-3]. İstenmeyen diş hareketine karşı gösterilen direnç olarak tanımlanan ankrajın kontrolü ise, ortodontik tedavi planlamasının ve elde edilecek tedavi sonuçlarının temel kısmını oluşturmaktadır [1, 2].

Günümüze kadar olan bu süreçteki ortodontik uygulamalarda ankraj kaynağı olarak ağızdışı aygıtlar (headgear veya reverse headgear gibi), ağız içi aygıtlar (nance aygıtı, lingual ve palatinal arklar, lip bumper gibi), intermaksiller elastikler, sabit aygıtların modifikasyonları (bukkal kök torku, uprighting spring, tip back bend gibi) ve dişler kullanılmıştır [1-4].

Ankraj kaynağı olarak hastanın kooperasyonunun gerektiği ağızdışı aygıtlar kullanıldığı zaman güvenilir bir ankrajın elde edilmesi oldukça zor olabilmektedir [1]. Günümüzde bu tip aygıtların kullanımındaki estetik kaygılar nedeniyle özellikle yetişkin bireylerdeki ortodontik uygulamalarda ankraj kaynağı olarak ağız içi aygıtlar, intermaksiller elastikler, sabit aygıtların modifikasyonları ve dişlerin kullanımı daha fazla tercih edilmesine karşın, bu uygulamalarda da allerji, iatrojenik yaralanmalar ve belli miktardaki ankraj kayıpları gibi sorunlarla karşılaşılabilir [1-3, 5].

Ankraj kaynağı olarak ağızdışı aygıtların, ağız içi aygıtların ve/veya dişsel ankrajın kullanılmasının istenmediği durumlarda ise dental implant [6, 7], onplant [8], palatinal implant [9], mini-plak [10] ve mini-implantların [11] iskeletsel ankraj olarak kullanılmaya başlandığı görülmektedir. Ortodontistin tedavi planlamasını çeşitlendirmesine yardımcı olduğu düşünülen iskeletsel ankraj uygulamaları ile birlikte ortodontik tedaviler sırasında karşılaşılabilen istenmeyen yan etkilerin de daha kolay engellenebileceği düşünülmektedir [12, 13].

Ortodontik uygulamalarda kullanılan iskeletsel ankraj aygıtlarından birisi olan mini-implantlar ise minimal cerrahi işlem gerektirmesi ve düşük maliyetli olması

nedeniyle günümüzde oldukça popülerite kazanmıştır. Başarı oranının %70 ila %100 arasında olduğu bildirilen mini-implantlardaki kayıpların en fazla ilk 4 ayda gerçekleştiği görülmektedir [14-21]. Mini-implantların kemik içine yerleştirilmesinden hemen sonraki stabilitesi olarak tanımlanan primer stabilite kavramının ise ortodontik uygulamalarda kullanılan mini-implantların başarısında önemli rol oynadığı bildirilmiştir [22, 23].

Mini-implantların primer stabilitesini etkileyen faktörler [23]:

1. Mini-implant dizaynı (mini-implant şekli, çapı ve uzunluğu, yiv şekli, yüzey özelliği),
2. Kemik kalitesi (kortikal kemik kalınlığı, kortikal ve trabeküler kemik yoğunluğu),
3. Çakma yöntemi,
 - Mini-implantın yerleştirileceği yerin hazırlanması (predrilling yapmamak ya da predrilling yapılan durumlarda hazırlanan yuvanın derinliği ve çapı),
 - Çakma açısı,
 - Çakma derinliği.

Günümüzde mini-implantların primer stabilitesi hakkında bilgi veren iki farklı ölçüm yöntemi, çakma torku (insertion torque) ile dikey çekip çıkartma kuvveti (pullout strength)'dir [24].

Çakma torku, mini-implantın kemiğe yerleştirilmesi esnasında karşılaştığı rezistans miktarını ifade etmektedir [25]. Dental implantolojide de, primer stabilitenin yeterli olup olmadığı çakma torku miktarı ile belirlenmektedir [23]. Yüksek çakma torku miktarı, aynı zamanda yüksek primer stabilite olarak kabul edilmektedir. Aşırı çakma torku miktarı ise, kemiğin fazla sıkıştırıldığını; yani peri-implant dokulara mekanik zarar verildiğini göstermektedir. Fazla kemik kompresyonunun hücre ölümü ile nekroza ve dolayısıyla kemik rezorbsiyonuna sebep olduğu belirtilmektedir [23, 26].

Dikey çekip çıkartma kuvveti, mini-implantı yerleştirildiği kemik bölgesinden ayırmak için gerekli olan dikey çekip çıkartma kuvveti olarak tanımlanmaktadır.

Stabilite açısından dikey çekip çıkartma kuvvetinin idealde maksimum olması istenmektedir [24, 27].

Dental implantların uzun dönem başarısında kemik kalitesi tartışmaya gerek duyulmayan bir faktör olarak kabul edilmektedir [28].

Kortikal kemik kalitesinin belirleyicisi iki temel özellik olan kemik yoğunluğu ve kemik kalınlığının mini-implantların başarısı üzerine etkilerini ayrı ayrı inceleyen çok sayıda araştırmalar [27, 29-50] bulunmasına karşın homojen yapıya sahip poliüretan sentetik kemik blokların kullanıldığı ve kortikal kemik yoğunluğu ile kortikal kemik kalınlığının etkilerinin bir arada değerlendirildiği sadece iki çalışma [24, 51] bulunabilmiştir.

Bu araştırmanın amacı ise kortikal kemik yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığındaki farklılıkların ortodontik mini-implantların primer stabilitesine olan etkilerinin in-vitro olarak incelenmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mini-implantların Tarihçesi

Yaklaşık 70 yıl önce iskeletsel ankraj yöntemi geleneksel ankraj yöntemlerine alternatif olarak sunulmaya başlanmıştır. Mini-implantların ankraj aygıtları olarak kullanımı ise dental implantların ve ortognatik fiksasyon yöntemlerinin gelişmesine dayanmaktadır [5, 12].

İlk olarak 1945 yılında Gainsforth ve Highley [52] ankrajı artırmak amacıyla yapmış oldukları çalışmalarında köpeklerin mandibular ramusuna vitallium mini-implantları yerleştirmişlerdir. Ancak tüm mini-implantların 16. ve 31. günlerin arasında kaybedildiği bildirilmiştir. Günümüzde ise mini-implantlarda kullanılan ana madde titanyum'dur. Dünya topraklarında en çok bulunan elementler arasında dokuzuncu sırada yer alan titanyumun 1791 yılında keşfedilmesine karşın, teknolojinin gelişmesine bağlı olarak ancak 1948 yılında üretilmeye başlanabilmiştir. Biyouyumlu bir element olarak kabul edilen titanyum paslanmaz çelikten 3 kat daha güçlü olmasına karşın, elektrik, ısı ve manyetik kuvvetlere daha az yanıt verdiği bilinmektedir [53].

1969 yılında Branemark ve diğerleri [54], diş eksikliklerinin protetik tedavisi amacı ile üretilen dental implantlarla yapmış oldukları çalışmalarında kemik-implant kontaktını ışık mikroskobu incelemelerinde tespit etmişlerdir. Titanyumun kemik dokusu içindeki biyouyumluluğunun fark edilmesi noktasında da osteointegrasyon kavramını ortaya koymuşlardır. Diş hekimliğinde o tarihten itibaren titanium dental implantların uygulanması üzerine yoğunlaşan çalışmalarda da başarı oranının %90'ın üzerinde olduğu rapor edilmektedir [7].

1970 yılında Linkow ve diğerlerinin [55] yapmış oldukları çalışmalarında ise dental implantların ortodontik ankraj amacıyla kullanılabileceği ileri sürmüştür.

Ortodonti biliminde ankraj aygıtı olarak kullanılacak olan mini-implantların geliştirilmesine yönelik çalışmalara 1980'li yılların başında rastlanılmaktadır.

Ortodontik ankraj amaçlı mini-implant kullanımı ile ilgili ilk vaka raporu 1983 yılında Creekmore ve Eklund [56] tarafından sunulmuştur. Derin kapanışa sahip 25 yaşındaki kadın hastanın spina nasalis anterior bölgesine ankraj amaçlı yerleştirilen mini-implantlarla birlikte gerekli miktardaki intrüzyonun gerçekleştirilebileceği de ilk kez bu çalışma ile gösterilmiştir.

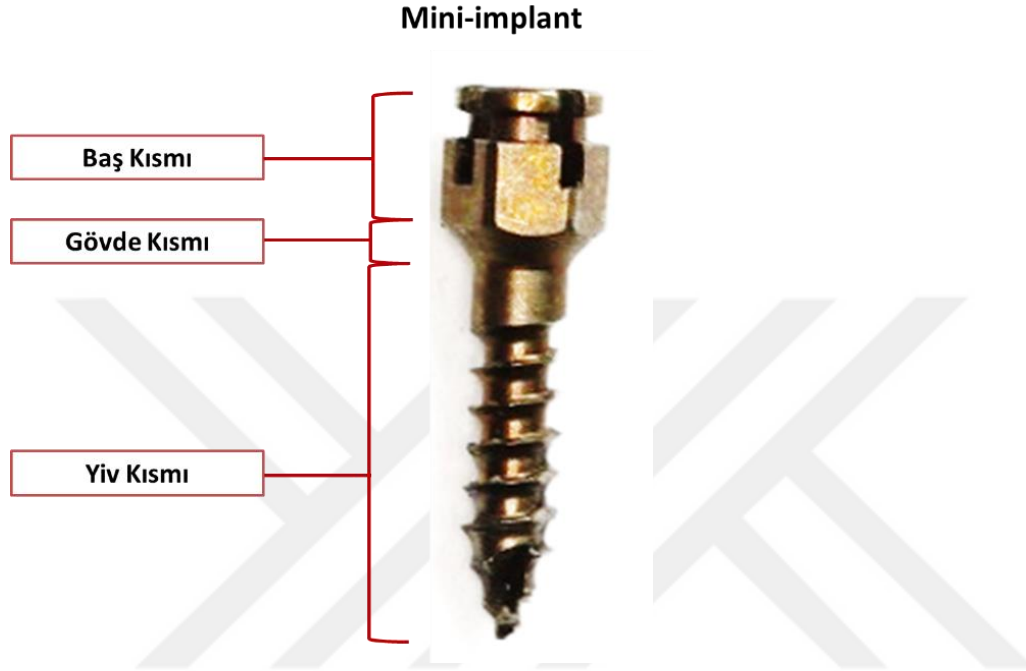
1997 yılında Kanomi [11] yapmış olduğu çalışmasında 1,2 mm çapında 6 mm uzunluğundaki silindirik tip titanyum mini-implantları flep kaldırıp, pilot yuvalar hazırlayarak yerleştirmiştir. Mini-implant ankrajı ile alt keser dişlerin başarıyla intrüze edildiği rapor edilen bu çalışmada mini-implant ankrajının; molar distalizasyonu, molar intrüzyonu ve distraksiyon osteogenezisinde de kullanılabileceğinden ilk kez bahsetmiştir.

1998 yılında ise Costa ve diğerleri [57] 2 mm çapındaki mini-implantları flep kaldırmadan 1,5 mm olarak açılan yuvalara yerleştirdikleri çalışmalarında 16 mini-implantın 14'ünün başarılı olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmaları takiben de iskeletsel ankraj amaçlı farklı özelliklere sahip mini-implantların son yıllarda piyasaya sunulduğu görülmektedir [58].

Geçici bir zaman sürecinde kullanıldığı için stabilitesi genellikle mekanik tutuculuğa dayanan ve çoğunlukla osteointegrasyon gerektirmeyen mini-implantlara "geçici ankraj aygıtları" (Temporary Anchorage Device, TAD) da denilmektedir [12]. Dental implantlara göre osteointegrasyon için bekleme süresine ihtiyaç duyulmayan mini-implant uygulamalarının en önemli avantajları: alveolar kemiğe ve hatta interdental alanlara yerleştirilebilecek kadar küçük olması, ortodontik kuvvetlere direnç gösterecek kadar güçlü olması, ortodontik mekanizmalara uyumlu tasarımı, kolay uygulanabilirliği, söküm kolaylığı ve yerleştirildikten sonra hemen kuvvet uygulanabilmesi, hasta kooperasyonu gerektirmemesi, maliyetinin uygun olması ve zaman kazandırıcıdır [14-21, 53, 58].

2.2. Mini-implant

Mini-implantlar genel olarak üç parçadan oluşmaktadır; baş kısmı, gövde kısmı ve yiv kısmı [5, 58, 59], (Resim 2.1).



Resim 2.1. Mini-implant yapısı (araştırmamızda kullanılan MTN-3 mini-implant)

1. Baş Kısım: Mini-implantın kuvvet uygulama kaidesini oluşturan baş kısmı gövde ve yivlere dönme torkunun iletilmesini sağlamaktadır.

2. Gövde Kısım: Baş kısmının altında bulunan gövde mini-implantların yumuşak doku içerisinde kalan kısmını oluşturmaktadır.

Bu bölgede oluşabilen perimukozitis ve periimplantitis gibi patolojik oluşumların ise mini-implantların erken kaybına sebep olabileceği bildirilmiştir [14, 58].

3. Yiv Kısım: Mini-implantların kemik içerisinde kalan kısmını oluşturan yivler mini-implantın kemiğe kolayca girmesini sağlamaktadır. Kemik ile kontakt alanını arttırarak kemikte gerilim oluşturan yivler olabildiğince fazla kemik temas yüzeyi oluşturmali iken, kemikte aşırı gerilime bağlı marjinal kemik kaybı ve nekroz gibi olumsuz bir etkiye de yol açmamalıdır [60, 61].

2.3. Mini-implant Çeşitleri

Mini-implantlar; uzunluğu ve çapı gibi boyutsal farklılıklarıyla; baş, gövde ve yiv kısmındaki dizayn farklılıklarıyla; mini-implant yüzey özelliklerindeki farklılıklarıyla çeşitlilik göstermektedir [58].

2.3.1. Boyutuna göre mini-implant çeşitleri

Mini-implantların dental implantlara ve mini plaklara göre en önemli avantajı küçük boyutları ile interdental aralığa yerleştirilebilmesi olarak gösterilmektedir [58].

Mini-implant uygulanacak bölgedeki mevcut boşluk ve kemik kalitesi, mini-implant çapı seçiminde önemli rol oynamaktadır. Günümüzde kullanılan mini-implantların çaplarının genelde 1,2 mm ile 2,3 mm arasında değiştiği bilinmektedir [58]. Mini-implantların güvenli yerleştirilebilmesi ve stabil kalması için etrafında belli miktarda kemik dokusu olması gerekmektedir. Literatürde bu miktarın en az 0,5 mm [62], 1 mm [63, 64], 1,5 mm [7] veya 2 mm [20] olması önerilmektedir. Ancak interradiküler aralığa yerleştirilen mini-implantların etrafını saran kemik dokusunun 1,5 mm'den daha fazla olmasının pek mümkün olmadığı görülmüştür [58].

Poggio ve diğerleri [64] Park ve diğerleri [14], interradiküler aralığa yerleştiren mini-implantların ideal çaplarının 1,2-1,5 mm arasında olmasını önermektedirler. Ancak, mini-implantların çapı küçüldükçe mini-implantın bükülme ve kırılma riskinin de artacağı bilinmektedir [65, 66].

Lee ve Baek [67], daha büyük çaplı ve konik şekilli self-drilling mini-implantların aşırı çakma torku oluşturarak kortikal kemikte aşırı basınç oluşturduğunu belirtmişlerdir. Bu aşırı basınç kortikal kemikte mikro-zedelenme ve kemiğin mikro-yapısında kalıcı deformasyona yol açmaktadır. Mikro-zedelenmenin birikmesi durumunda oluşabilen lokal iskemi, kemik nekrozu ve kemik remodelingi sonucunda ise mini-implantlar erken dönemde kaybedilebilmektedir. Bu nedenle 1,5 mm çaplı mini-implantların 2 mm çaplı mini-implantlara göre kortikal kemikte daha az mikro-zedelenme oluşturduğunu ileri sürmüşlerdir. Çok küçük çaptaki mini-implantların yerleştirme sırasında da kırılma riski artabilmekte ve çıkartma

torkuna düşük direnç gösterdiği için ortodontik kuvvet uyguladığında gevşeyerek düşebilmektedir. Bu nedenle, kortikal kemikte mikro-zedelenme oluşturulmaması ile mini-implantların fiziksel özelliklerinin zayıflatılmaması arasındaki dengeyi sağlayabilmek için 1,5 mm veya 1,6 mm çaplı mini-implantların kullanılması tavsiye edilmektedir [67].

Mini-implantların uzunluğunun 4 mm ile 15 mm arasında değiştiği bilinmektedir. Mini-implantların uzunluğu genelde yiv bölgesinin uzunluğu olarak belirtilirken, bazı çalışmalarda ise mini-implantların total uzunluğu olarak belirtilmektedir [58].

Kullanılacak mini-implantların uzunluğunun seçiminde kemiğin kalınlığı ve kalitesi, transmukozal kalınlık ve komşu vital yapılar dikkate alınmaktadır [58].

Dental arkta yerleştirme bölgelerine göre total kemik kalınlığı 4 mm ile 15 mm arasında değişim göstermektedir. Mini-implant uzunluğunun 10 mm'den daha fazla olması durumunda ise iatrojenik perforasyon riski artmaktadır [58]. Costa ve diğerleri [68], simfiz bölgesinde 12 mm, retromolar bölgede 10 mm, kesici fossa, kanin fossa ve mid-palatinal bölgede 4 mm uzunluğundaki mini-implantların güvenle kullanılabildiğini belirtmişlerdir. Ayrıca 4-6 mm uzunluğundaki mini-implantların da çoğu bölgede güvenle yerleştirilebildiğini belirtmişlerdir. Poggio ve diğerleri [64] ise, 6-8 mm'lik mini-implant uzunluğunu önermişlerdir.

Mini-implant uzunluğu arttıkça retansiyonu da artmaktadır [58]. Ancak birçok çalışmada implant stabilitesini etkileyen faktörler arasında kortikal kemik kalınlığı implant uzunluğuna göre daha önemli bulunmuştur [58, 69].

Yumuşak doku kalınlığı da mini-implant uzunluğunu belirlemede önemli rol oynamaktadır. Mini-implantın baş ve gövde kısmının uzunluğu (mini-implantın kemik dışında kalan kısmının uzunluğu) ile yiv kısmının uzunluğu (mini-implantın kemik içinde kalan kısmının uzunluğu) arasındaki oran 1:1 olarak önerilmektedir. Posterior palatinal bölgedeki ve mandibula retromolar bölgedeki yumuşak doku kalınlığı 4 mm civarındadır. Önerilen orana göre kemik içinde kalan kısmın uzunluğu 4 mm olmalı ve böylece bu bölgelere yerleştirecek mini-implantın uzunluğu en az 8 mm olmalıdır [58, 68].

Daha uzun mini-implantların çapı azaldıkça mini-implantın bükülme ve kırılma riskinin de arttığı belirtilmektedir. Bu nedenle daha uzun mini-implantların çapının daha büyük olması önerilmektedir [58].

Shah ve diğerleri [24], anatomik kısıtlılık nedeniyle ortodonti uygulamalarda daha uzun mini-implantların kullanılamamasına karşı, kısa ve daha kalın mini-implantların uygun bir alternatif olduğunu belirtmişlerdir. Mini-implantların uzunluğunun az olmasından kaynaklanan stabilitedeki dezavantajların mini-implant çapının arttırılmasıyla dengelenebildiğini bildirmişlerdir.

Mini-implantların yerleştirilmesi sırasında periodontal dokuların hasar görmesinden ve enflamasyondan kaçınılması da mini-implantların başarısını etkileyen bir diğer önemli konudur. Bu noktada yapışık dişetine yerleştirilen mini-implantların daha az yumuşak doku komplikasyonları gösterdiği bildirilmektedir [63, 65, 70].

2.3.2. Dizayn farklılıklarına göre mini-implant çeşitleri

Mini-implantın baş bölgesi ile ilgili dizayn farklılıkları

Ortodontik tedavi sırasında kullanılacak olan elastik, chain, coil, segmental ark gibi mekanizmalar mini-implantların baş kısmının seçiminde oldukça önemlidir[58].

Piyasada mini-implant baş kısmı dizaynına göre; hooklu, top şeklinde, delikli, tek slotlu ve çapraz slotlu olmak üzere 5 farklı tipte mini-implant bulunmaktadır. Ayrıca bu dizaynların kombinasyonu da mevcuttur [58].

Mini-implantın gövde bölgesi ile ilgili dizayn farklılıkları

Perimukozitis ve periimplantitis gibi patolojik oluşumlar nedeniyle gerçekleşebilen mini-implant başarısızlıklarının oranını azaltabilmek için mini-implantların gövde bölgesinin dizaynı oldukça önemlidir [10, 14, 58, 65, 71].

Mini-implantların gövde bölgesi; konik yapıda, silindirik yapıda ya da hiç bulunmayabilmektedir [58].

Mini-implant gövde bölgesinin şekli ne olursa olsun uygulama sonrasında yumuşak doku iyileşme göstererek bu şekillere uyum sağlamaktadır. Bu duruma karşın gingival perforasyon şekline ve mini-implant yerleştirme açısına göre bazı farklılıklar da gösterebilmektedir. Gövdesi silindirik şekilli olan mini-implantlara göre gövdesi konik şekilli olan mini-implantların yumuşak dokularda oluşturduğu basıncın daha az olduğu bulunmuştur. Aynı zamanda gövde bölgesi konik şekilli olan mini-implantların yerleştirilmesi sırasında daha az kanamanın olduğu ve mini-implant ile yumuşak doku arasında hermetik bir kapanış sağlandığı için de hijyen açısından daha avantajlı olduğu belirtilmektedir [58].

Mini-implant baş bölgesi çapının, gövde bölgesinden daha büyük olması durumunda ilgili bölgenin temizlenmesi daha zor olacağı için enflamasyon riski artabilmektedir. Bu nedenle mini-implantın baş bölgesi çapının gövde bölgesi çapına eşit ya da biraz küçük olması önerilmektedir [58].

Dişeti kalınlığının miktarı mini-implant gövde bölgesinin uzunluğunun belirlenmesinde oldukça önemli bir diğer konudur. Bu noktada mini-implant yerleştirilmeden önce ilgili bölgedeki dişeti kalınlığının ölçülmesi gerekmektedir. Goasind ve diğerleri [72], tipik dişeti kalınlığını ortalama 1,25 mm olarak belirtmişlerdir. Costa ve diğerleri [68], dişeti kalınlığının ölçüldüğü bölgelere göre 1,4 mm ile 4,2 mm arasında değiştiğini, Müller ve diğerleri [73] ise 0,7 mm ile 4,17 mm arasında değiştiğini çalışmalarında göstermişlerdir. Günümüzde kullanılan mini-implantların gövde bölgesinin uzunluğunun da genelde 1 mm ile 3 mm arasında değiştiği bilinmektedir. Çoğu zaman mini-implantın gövde bölgesinin 2 mm uzunluğunda olması mini-implantın dişetini transvers olarak geçmesi ve yumuşak doku ile arasında hermetik bir kapanışın sağlanması için yeterlidir [58].

Zitzmann ve diğerleri [74], mini-implantın gövde bölgesindeki plak birikimini ve iltihaplanma durumunu değerlendirdikleri çalışmalarında ilgili yüzeyin pürüzlü veya pürüzsüz olması arasında önemli bir farkın bulunmadığını bildirmişlerdir. Konuyla ilgili yapılmış olan diğer çalışmalarda ise, plak birikiminin azaltılması için mini-implantın gövde bölgesine ait yüzeylerin mümkün olduğunca pürüzsüz olması gerektiği ileri sürülmüştür [70].

Yiv bölgesi ile ilgili dizayn farklılıkları

Mini-implantlar saat yönünde veya saatin ters yönünde 360 derece yani 1 tur döndürüldüğünde yerleştirildiği bölgeye doğru ya da ters yöne doğru belli bir miktarda hareket etmektedir. Bu hareket miktarı yivler arası mesafe ile belirlenmektedir. Yivler arası uygun mesafe miktarının belirlenmesi de yerleştirecek bölgenin özelliğine yani kemiğin kalitesine bağlıdır. Kemik içine yerleştirilecek olan mini-implantların yivler arası mesafesinin optimum miktarı ise yaklaşık 0,8 mm olarak kabul edilmektedir [75].

Yivli bölgenin shaft çapı (iç çapı) ile yiv çapı (dış çapı) arasındaki fark mini-implant stabilitesini etkileyen diğer bir faktördür. Kemik kalitesi ve miktarı da uygun dış ile iç çap farkını belirlemede önemli rol oynamaktadır. Kortikal kemik tabakasında dış ile iç çap farkı 0,4 mm-0,6 mm olmalıdır. Daha yumuşak spongioz kemikte ise bu fark biraz daha büyük olabilmektedir [58].

Yiv bölgesinin konik ya da silindirik olmak üzere genelde 2 şekli bulunmaktadır. Konik şekilli mini-implantın yiv bölgesi uca doğru giderek incelmektedir. Silindirik şekilli mini-implantın yiv bölgesi ise uca doğru giderek incelmediği için konik şekilli mini-implantlara göre kırılmaya karşı daha dirençli olduğu bilinmektedir [58]. Jolley ve Chung ise [76], aynı çaptaki konik şekilli mini-implantın silindirik şekilli mini-implanta göre kırılmaya karşı daha fazla dayanıklı olduğunu göstermişlerdir.

Günümüzde yiv dizaynı ve özellikle yiv şekli kemik-mini-implant kontakını [77, 78], kemik üzerinde oluşan stresi [61] ve mini-implant primer stabilitesini [79] etkileyen en önemli faktörlerden biri olarak kabul edilmektedir.

2.3.3. Çakma yöntemine göre mini-implant çeşitleri

Self-tapping mini-implantlar (Predirilling işlem gerektiren indirek uygulanan mini-implantlar)

Rehber deliciler ile kemiğe mini-implantların çapından daha küçük bir rehber delik açarak yani predirilling işlem yaparak yerleştirilen mini-implantlar self-tapping mini-implantlar olarak tanımlanmaktadır. Self-tapping mini-implantların yiv kenarları

(flank), self-drilling mini-implantların yiv kenarlarına (flank) göre genelde daha yuvarlaktır. Self-tapping mini-implantların avantajı mini-implantın pozisyonunun yerleştirilmeden önce tespit edilebilmesi ve mini-implant yerleştirilirken daha az kemik doku sıkıştırıldığı için çoğu hastanın minimal rahatsızlık hissetmesi olarak bilinmektedir [58].

Self-drilling mini-implantlar (Predrilling işlem gerektirmeyen direk uygulanan mini-implantlar)

Herhangi bir ön preparasyon yapılmadan kemiğe direk olarak yerleştirilen mini-implantlar ise self-drilling mini-implantlar olarak tanımlanmaktadır. Self-drilling mini-implantların avantajı da çok kolay uygulanabilmesi ve uygulama için gerekli sürenin daha az olması olarak bilinmektedir [58].

2.3.4. Kullanılan materyale göre mini-implant çeşitleri

Mini-implantların üretiminde kullanılacak olan materyallerde aranan özellikler; biyouyumlu olması ve üzerine gelecek olan yüklere dayanıklı olmasıdır [80].

1945 yılında Gainsforth ve Highley tarafından kullanılan ilk mini-implantların üretiminde vitallium adı verilen CoCr alaşımı kullanılmıştır [52].

Mini-implantların üretiminde kullanılan biyouyumlu özelliğe sahip bir diğer materyal de paslanmaz çelik'tir. Titanyum materyaline göre daha yüksek elastiklik modüle sahip olan paslanmaz çelik materyalinden üretilen mini-implantlarda bükülme ve kırılmanın daha az olduğu görülmüştür. Günümüzde sadece Leone firması (Floransa, İTALYA) tarafından mini-implant üretiminde paslanmaz çelik materyali kullanılmaktadır. Son zamanlarda ortodonti pratiğinde kullanılan hemen hemen tüm mini-implantların ise titanyum ve titanyum alaşımlarından üretildiği bilinmektedir [58, 81].

Titanyum ve titanyum alaşımlarının sahip oldukları özellikler [58, 82]:

- Biyouyumluluğunun iyi olması,
- Osteointegrasyonunun iyi olması,
- Özellikle makaslama tipi kuvvetlere karşı dayanıklı olmasıdır.

2.3.5. Yüzey özelliklerine göre mini-implant çeşitleri

Mini-implantların yüzey özellikleri, mini-implantın kemik ve yumuşak doku temasının kalitesini etkileyen önemli bir faktördür. İlk dönemlerde mini-implantlar yüzeyi parlatılmış olarak üretilmişken, sonraki dönemlerde mini-implantın temas yüzey alanını arttırmak için kumlama, asitleme gibi çeşitli pürüzlendirme yöntemleri kullanılmıştır [83-85].

Yüzey özelliklerine göre mini-implant çeşitlerini şu şekilde sıralayabiliriz [58, 83-85]:

1. Yüzey işlenmiş mini-implantlar

- Parlatılmış,
- Asitle pürüzlendirilmiş,
- Kumla pürüzlendirilmiş,
- Kumla ve asitle pürüzlendirilmiş,
- Pöröz sinterlenmiş,
- Gritle pürüzlendirilmiş.

2. Yüzey kaplanmış mini-implantlar

- Plazma ile kaplanmış,
- Hidroksiapatit ile kaplanmış,
- Kalsiyum fosfat ile kaplanmış.

2.4. Mini-implantların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

2.4.1. Endikasyonları [20, 86-95]

1. Dental etki elde etmek amacıyla,
 - Meziyalizasyon veya distalizasyon diş hareketinde,
 - İntrüzyon ya da ekstrüzyon diş hareketinde,
 - Molar dikleştirilmesinde,
 - Sürmemiş dişlerin sürdürülmesinde,
 - Oklüzal eğimlerin düzeltiminde,
 - Ankrajın desteklenmesinde.
2. Ortopedik etki elde etmek amacıyla,
3. Hızlı maksiler genişletmede,
4. Sefalometrik çalışmalarda referans noktası olarak kullanılması amacıyla.

2.4.2. Kontrendikasyonları [1, 96-98]

1. Diabet, osteoporöz, osteomyelit, kan ve metobolizma hastalıkları gibi sistemik rahatsızlıkları varsa ya da kemik iyileşme mekanizmasını etkileyen ilaçlar kullanıyorsa,
2. Radyoterapi alıyorsa,
3. Uygulanacak mini-implantın üretim materyaline alerjisi varsa,
4. Aktif oral enfeksiyonları varsa,
5. Ağız hijyeni kötü ise,
6. Mini-implantın yerleştirileceği bölgedeki kemik genişliği ve derinliği yetersiz ise,
7. Yetersiz kemik kalitesinden dolayı gerekli mini-implant stabilizasyonu sağlanamayacak ise.

2.5. Mini-implant Yerleştirme Bölgeleri [1]

Mini-implant yerleştirme bölgeleri belirlenirken yeterli kemik kalitesi ve anatomik oluşumlara olan komşuluklar değerlendirilmesi gereken iki önemli konudur [99].

Mini-implantların yerleştirilmesi için önerilen uygulama alanlarıise:

1. İnfracigomatik Alan,
2. Maksilla ve Mandibulanın Vestibülündeki Interradikular Bölgeler [100],
3. Palatinal Bölge [101, 102],
 - Anterior palatinal bölge: Kortikal kemik kalınlığının bukkal interradikuler bölgeye göre daha fazla olduğu bu bölgede kök teması olasılığı daha az iken, yapışık diş eti miktarının daha uygun olduğu bilinmektedir.
 - Mid-palatinal sutur bölgesi: İnsiziv foramenin 3 mm-4 mm distalinde kemik kalınlığının fazla bulunduğu bilinmektedir.
 - Daimi 2. Premolar ile daimi 1. molar dişler arasındaki palatinal bölge.
4. Mandibular Retromolar Bölge,
5. Mandibular Simfiz Bölgesi,
6. Dişsiz Alveol Kret Bölgesidir.

2.6. Mini-implant Başarı Oranı

Khayat ve Milliez [103], dental implantlara ait 2 senelik başarı oranlarının %99,4; Bornstein ve diğerleri ise [104], 3 senelik başarı oranlarının %99,3 olduğunu bildirmişlerdir.

Yüksek klinik başarı oranına sahip dental implantlara kıyasla mini-implantların başarı oranının son derece değişkenlik gösterdiği görülmüştür [14-21, 105].

Antoszewska ve diğerleri [21], 350 adet self-tapping ortodontik mini-implantı inceledikleri retrospektif çalışmalarında başarı oranını %93,43 olarak bulmuşlardır.

Türköz ve diğerleri [105], yaş ortalaması 15,7±4,2 yıl olan 62 hastanın (24 erkek ve 38 kadın) üst çene daimi 1. molar ile üst çene daimi 2. Premolar dişleri arasına

yerleştirilen 112 adet mini-implanta ait başarı oranını %77,7 olarak tespit etmişlerdir.

Crismani ve diğerleri ise [16], 452 hasta ve 1519 adet farklı dizayna sahip ortodontik mini-implantı kapsayan 14 araştırmayı incelemiş oldukları çalışmalarında mini-implantların genel başarı oranını ortalama $83,8 \pm 7,4$ olarak belirtmişlerdir. Mini-implant başarısızlık oranının %10-%30 arasında olması ise günümüzde tatmin edici bulunmamaktadır [23].

2.7. Mini-implant Stabilitesini Etkileyen Faktörler

Mini-implantın yerleştirilmesinden hemen sonra kemik ve mini-implant arasındaki mekanik kilitlenme ile oluşan primer stabilite, mini-implantın kemik içindeki ankrajını ifade etmektedir. Belli bir süreç içinde kemik-mini-implant ara yüzeyindeki iyileşmeye ve osteointegrasyona bağlı olarak gelişen sekonder stabilite ise mini-implantın kemik içindeki ankrajını gösteren bir diğer durumdur. Primer stabilite doğrudan gerekli kemik gelişimini etkilediği için hem sekonder stabilite, hem de mini-implant başarı oranı için oldukça önemlidir [22, 23, 27, 106]. Wilmes ve diğerleri [106], mini-implantın başarısızlık oranını en aza indirmek için yeterli primer stabilite sağlanması gerektiğini bildirmişlerdir. Günümüzde ortodontik uygulamalarla mini-implantlara erken kuvvet yüklenmesi ve mini-implantların başarısızlığının çok erken dönemde (ilk 4 ayda) oluşması primer stabilitenin önemini arttırmaktadır [15, 44].

2.7.1. Primer stabiliteyi etkileyen faktörler [31, 58, 106]

1. Mini-implant dizaynı

- Mini-implant şekli (konik, silindirik, vb.),
- Mini-implant çapı ve uzunluğu,
- Mini-implant uç özellikleri,
- Mini-implant yiv şekli (sığ, derin, keskin açılı, dar açılı, geniş açılı, çift sarmalı),
- Mini-implant yüzey özelliği,

- Mini-implantın imal edildiği malzeme (titanyum, çelik vb.).

2. Kemik kalitesi

- Kortikal kemik kalınlığı,
- Kortikal ve trabeküler kemik yoğunluğu.

3. Çakma yöntemi

- Mini-implantın yerleştirileceği yerin hazırlanması (predrilling yapmamak ya da predrilling yapılan durumlarda deliğin derinliği ve çapı),
- Çakma açısı,
- Çakma derinliği.

2.8. Primer Stabilite Ölçüm Teknikleri

Günümüzde mini-implantların stabilitesinin ölçülmesi için birçok yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden bazıları tekrarlanabilirken bazıları ise tekrarlanması mümkün olmayan yöntemlerdir. Tekrarlanabilir yöntemlere örnek olarak; periotest, radyograf analizi ve rezonans frekans analizi verilebilir. Tekrarlanması mümkün olmayan yöntemlere ise örnek olarak; çakma torku ölçümü, sökme torku ölçümü, dikey çekip çıkartma testi, push-out testi, gerilim testi ve histomorfolojik inceleme [36, 47, 61, 67, 107-110] verilebilir.

Mini-implantların primer stabilitesini değerlendirmek için çakma ve sökme torku, dikey çekip çıkartma kuvveti ölçümleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu mekanik analizler, hem mini-implant tasarımından hem de mini-implant uygulanan bölgedeki kemik kalitesi ve miktarından etkilenmektedir [36, 47, 61, 67, 107-110].

2.8.1. Çakma torku

Tork, bir kuvvetin bir nesneyi döndürebilme kapasitesinin nicelik bakımından değeridir.

Tork değeri şu şekilde hesaplanabilir:

$$T \text{ (tork)} = r \text{ (kuvvet uygulama noktasındaki kaldıraç kolunun uzunluğu)} \times F \text{ (kuvvet)}$$

Tork değeri Ncm (Newton Santimetre) birimiyle ölçülmektedir. Günümüzde kullanılan ucuz cihazlarla birlikte bu tork değeri milyonda bir hassasiyet değerine kadar ölçülebilmektedir.

Çakma torku, mini-implantın kemiğe yerleştirilmesi esnasında karşılaştığı rezistans miktarını ifade etmektedir [25]. Dental implantolojide de, primer stabilitenin yeterli olup olmadığı çakma torku miktarı ile belirlenmektedir [23]. Yüksek çakma torku miktarı, yüksek primer stabilite olarak kabul edilmektedir. Aşırı çakma torku miktarı ise, kemiğin fazla sıkıştırıldığını; yani peri-implant dokulara mekanik zarar verildiğini göstermektedir. Fazla kemik kompresyonunun hücre ölümü ile nekroza ve dolayısıyla kemik rezorbsiyonuna sebep olduğu belirtilmektedir. Bu durumda mini-implantların stabilitesinin azalabileceği, gevşeyebileceği ve hatta düşebileceği belirtilmektedir [23, 26].

2.8.2. Dikey çekip çıkartma kuvveti

Dikey çekip çıkartma kuvveti, mini-implantı yerleştiği kemik bölgesinden ayırmak için gerekli olan dikey çekip çıkartma kuvvetini ifade etmektedir. Ortopedi, beyin cerrahisi ve maksillofasial cerrahi gibi alanlarda uygulanan implantların biyomekanik performansını değerlendirmek için kullanılan dikey çekip çıkartma testi implantların göreceli dayanıklılığını veya kavrama gücünü karşılaştırmada doğru bir metod olarak kabul edilmektedir [27]. Dikey çekip çıkartma kuvveti, ortodontide kullanılan kuvvetin çok üstünde olmasına karşın mini-implantların primer stabilitesi ve materyal özellikleri hakkında önemli bilgiler sunmaktadır [111]. Stabilite açısından ise dikey çekip çıkartma kuvveti idealde maksimum olmalıdır [24].

2.9. Çalışmanın Amacı

Bu araştırma dört amaçla yapılmaktadır.

Mini-implantların uygulandığı kemiğin kortikal tabakasının yoğunluğunun mini-implantın çakma torkuna olan etkisinin araştırılması,

Mini-implantların uygulandığı kemiğin kortikal tabakasının kalınlığının mini-implantın çakma torkuna olan etkisinin araştırılması,

Mini-implantların uygulandığı kemiğin kortikal tabakasının yoğunluğunun mini-implantın dikey çekip çıkartma kuvvetine olan etkisinin araştırılması,

Mini-implantların uygulandığı kemiğin kortikal tabakasının kalınlığının mini-implantın dikey çekip çıkartma kuvvetine olan etkisinin araştırılması.

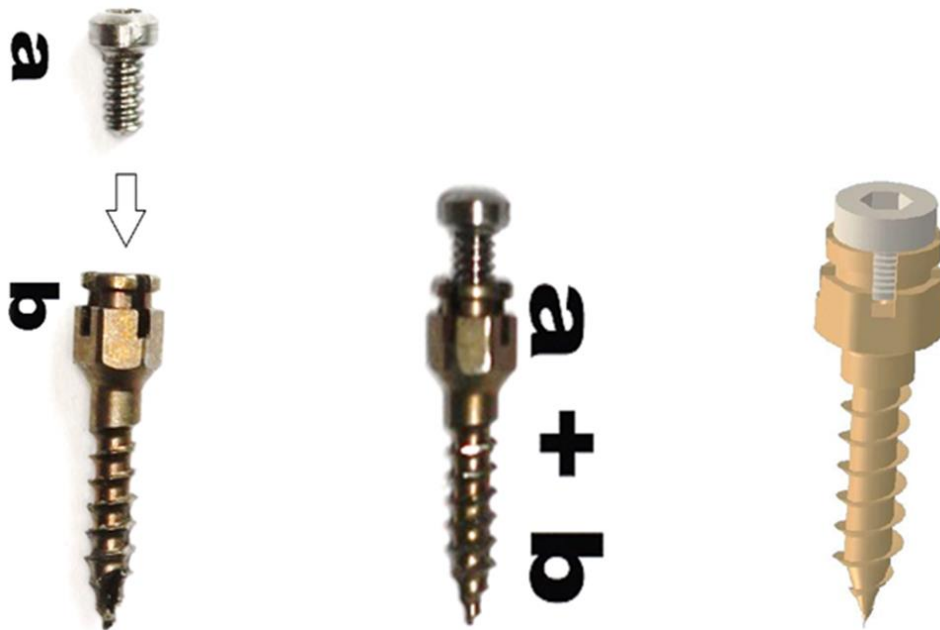
3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Mini-implantların Özellikleri

Araştırmada Tasarım-Med (Eyüp, İstanbul) firmasından satın alınmış olan MTN-3 ticari isimli 1,8 mm çapındaki 8 mm uzunluğundaki self-drilling ve self-tapping özelliğe sahip silindirik mini-implantlar kullanılmıştır (Resim 3.1).

MTN-3 mini-implantların baş kısmı altıgen yapıdadır ve baş kısmında çapraz slot mevcuttur. Slotun ortasında bir implant yuvası bulunmaktadır. MTN-3 tipi mini-implant ile diğer mini-implantları ayırt eden önemli dizayn farkı ise dental implantların yapısına benzer bu özelliğidir. Bu yuva ve abutment sayesinde mini-implant üzerine, kaynak veya lehime ihtiyaç olmadan plak, başlık gibi yapılar tutturulabilmektedir. Anodize yüzeye sahip bu mini-implantlar TiAl6V4-ELI Grade 23 titanyum alaşımlı malzemeden üretilmiştir.

Bu araştırmada MTN-3 mini-implantlar predirilling işlemi yapılmadan direkt sentetik kemik bloklara uygulanmıştır.



Resim 3.1. MTN-3 ortodontik mini-implant

3.2. Sentetik Kemik Bloklar

Biyomekanik testlerde kullanılacak sentetik kemik blokların sağlaması gereken standartlar ASTM F 1839-08 standardında belirtilmiştir [112]. Bu standartta poliüretan sentetik kemik köpükler yoğunluklarına göre grade (derece) aralıklarına ayrılmıştır. Çizelge 3.1’de ASTM F 1839-08 standardında belirtilen grade ve yoğunluk limitleri verilmiştir [112].

Çizelge 3.1. ASTM F 1839-08 standardında belirtilen grade ve bu grade’lerin yoğunluk limitleri

Grade	Asgari Yoğunluk (kg/m ³)	Azami Yoğunluk(kg/m ³)
5	72,10	88,10
10	144,00	176,00
12	173,00	211,50
15	216,00	264,50
20	288,00	352,50
25	360,00	440,50
30	432,00	528,50
35	504,00	617,00
40	576,00	705,00
50	721,00	881,00

Bu araştırmada TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Makina Mühendisliği A.D.’da Doç.Dr. Teyfik Demir’in danışmanlık ve gözetimi eşliğinde lisansüstü öğrencisi Emre Oflaz tarafından özel hazırlanan sentetik kemik bloklar (poliüretan köpükler) kullanılmıştır.

Testlerde kullanılacak tüm sentetik kemik bloklar TOBB ETÜ Teknoloji Merkezi Biyomekanik Laboratuvarında Doç.Dr. Teyfik Demir ve lisansüstü öğrencisi Emre Oflaz tarafından üretilmiş ve ASTM F 1839-08 standardına uygun olduğu yapılan testlerle onaylanmıştır.

Poliüretan blokların ham maddesi poliöl ve polizosiyanat adlı iki kimyasal maddeden oluşmaktadır. Resim 3.2’de gösterildiği şekilde sıvı haldeki bu iki

kimyasal madde karıştırıldığında tepkimeye girerek poliüretan köpüğü oluşturmaktadır.



Resim 3.2. Poliüretan blokların hammaddesi: poliöl (solda) ve polizosiyanat (sağda)

İki kimyasal madde hacim sınırlaması olmayan bir ortamda tepkimeye girdiğinde tepkime sonrası oluşan köpüğün hacmi tepkimeye giren maddelerin hacminden çok daha büyük olacaktır (Resim 3.3). Bu şekilde oluşan poliüretan köpüğün yoğunluğu ise oldukça düşüktür.



Resim 3.3. Açık ortamda tamamlanmış tepkime

İstenilen daha yüksek yoğunluklara ulaşılabilmek için tepkimenin hacmi belli kapalı bir metal kalıp içerisinde gerçekleşmesi gerekmektedir. Bu nedenle, 50 mm x 50 mm x 50 mm ebatlarında kübik bir iç hacme sahip bir köpük kalıbı tasarlanmıştır (Resim 3.4).



Resim 3.4. Köpük kalıbının birleştirilmemiş ve monte edilmiş hali

3.2.1. Kortikal kemik blokların hazırlanması

İlk adımda kortikal kısmı oluşturacak olan yüksek yoğunlukta poliüretan köpük bloklar hazırlanmıştır. Arzu edilen grade için uygun olan miktarda malzeme hesaplanmış, uygun miktarda poliol ve polizosiyanat maddeleri köpük kalıbın içine dökülmüştür. Küçük bir elektrikli el matkabı ile yüksek devirde, homojen bir karışım elde edilene kadar karıştırılmış, hemen sonrasında ise kalıbın üst kapağı kapatılmıştır (Resim 3.5).



Resim 3.5. Dremel ile karıştırma işlemi

Başarılı bir kapatma işleminden sonra kalıp beş saat boyunca kurumaya bırakılmıştır. Eğer tüm bu döküm işlemleri sırasında homojen olmama ve kırılma gibi durumlar söz konusu olmazsa son derece homojen olan köpük bloklar elde edilecektir. Köpüğün kenarlarındaki kalıp artığı parçalar temizlendikten sonra hassas terazide köpüğün ağırlığı ölçülmüş, köpük blok yoğunluğu hesaplanmış ve ASTM F 1839-08 standardına göre poliüretan köpüğün grade'i belirlenmiştir.

Bu araştırmada kullanılan kortikal kemik blokların yoğunlukları ASTM 1839-08'de belirtilen 40 grade, 45 grade ve 50 grade olarak üç tip olacak şekilde hazırlanmıştır.

40 ve 50 grade'nın yoğunluk limitleri, ASTM F 1839-08 standardında verilmiştir (Çizelge 3.1).

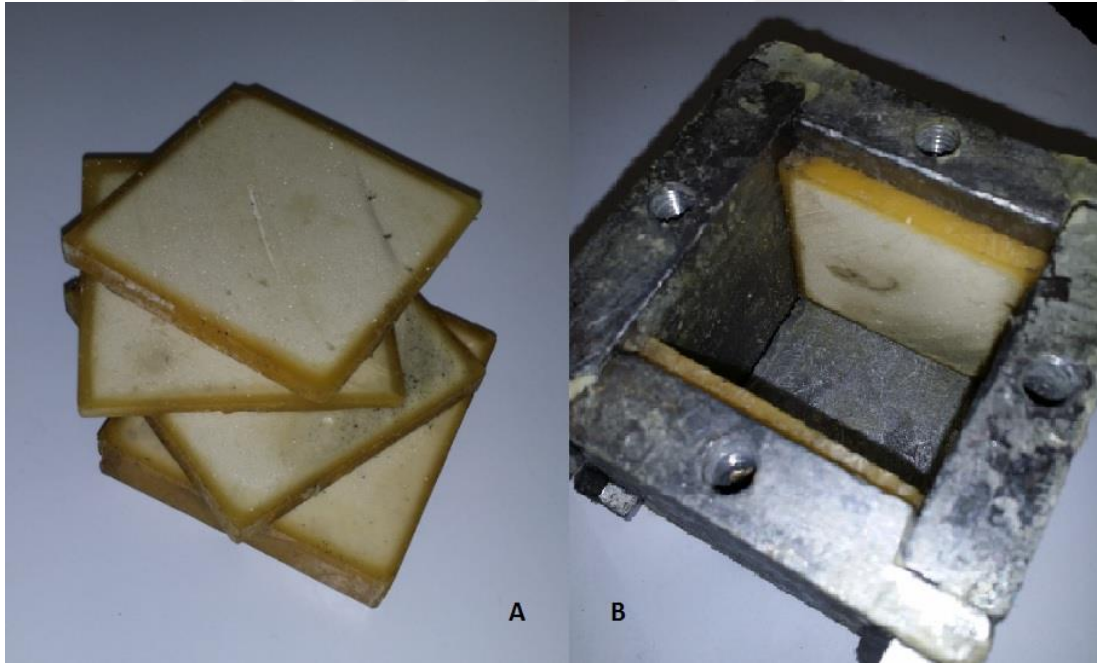
Ancak 45 grade'nın yoğunluk limitleri ASTM F 1839-08 standardında verilmediği için 40 grade standardının maksimum ve 50 grade standardının minimum yoğunluk limitleri arasında kalacak ve ortalama değerlere yakın olacak biçimde hesaplanmıştır.

İstenilen kortikal kemik yoğunluk değerine uygun olarak hazırlan köpük bloklar 8 mm kalınlığa sahip dilimlere ayrılmıştır. Dilimler üzerinde kalınlık ölçümleri yapılarak kalınlığının her bölgede aynı olmasına dikkat edilmiştir.

3.2.2. Trabeküler kemik blokların hazırlanması

Daha önce dilimlenen ve kalınlığı kontrol edilen kortikal kemik blok dilimleri döküm kalıbının iki yan yüzeyine yerleştirilmiştir (Resim 3.6).

Dilimler yerleştirildikten sonra kalıpta kalan boş hacim hesaplanmış, arzu edilen 25 grade trabeküler kemik yoğunluğunun elde edilmesi için gerekli ham madde miktarı hesaplanmıştır. Hazırlanan ham maddeler kalıba döküldükten sonra daha önceden de belirtilen karıştırma ve kalıp kapatma işlemleri uygulanmıştır.



Resim 3.6. A. Kortikal dilimler B. Dilimlerin kalıbın içine yerleştirilmesi

Elde edilen köpük, ortadaki trabeküler tabakanın tam ortasından, sağ ve soldaki kortikal kemik bloklarının yüzeylerine paralel olarak kesilmiştir. Böylece iki adet çift tabakalı (birbirine yapışık kortikal ve trabeküler kemik tabakaları olan) poliüretan köpük bloğu elde edilmiştir.

Kortikal tabaka kalınlıkları, talaşlı imalat yöntemi ile yüzeylerinden 1, 2, veya 3 mm'ye kadar inceltilmiştir (Resim 3.7).

Frezleme işlemi sonrasında elde edilen bloklar, oluşan tüm yüzey talaşlarından temizlenmiştir. Resim 3.8'de görüldüğü gibi poliüretan köpük blok istenilen testleri yapmaya uygun hale getirilmiştir.



Resim 3.7. Köpük blok üzerine talaş kaldırma işlemin uygulanması



Resim 3.8. Testleri yapmaya uygun haldeki sentetik kemik bloğu

Araştırmamızda kullanılan blok grupları için dikkate alınan yoğunluk değerleri Çizelge 3.2’de yer almaktadır.

Çizelge 3.2. Araştırmamızda kullanılan blok grupları için dikkate alınan yoğunluk değerleri

Grade	Asgari Yoğunluk (kg/m ³)	Azami Yoğunluk(kg/m ³)
25	360,00	440,50
40	576,00	705,00
45	705,00’ten büyük	721,00’dan küçük
50	721,00	881,00

Sentetik kemik bloklarının kortikal kemik kalınlıkları 1 mm, 2 mm ve 3 mm olmak üzere üç tip olacak şekilde ayarlanırken, tüm bloklarda trabeküler kemik kısımlarında ASTM 1839-08’de belirtilen 25 grade olacak şekilde üretilmiştir.

Kortikal kemik kısımları 1 mm, 2 mm, 3 mm kalınlıklarında ve. 40 grade, 45 grade, 50 grade yoğunluklarında, trabeküler kemik kısımları 25 grade yoğunluğunda olan toplam 9 adet sentetik kemik blok hazırlanmıştır. Bu bloklar 40-1, 40-2, 40-3, 45-1, 45-2, 45-3, 50-1, 50-2, 50-3 bloğu olarak tanımlanmıştır.

Poliüretan sentetik kemik blok katmanlarının tanımlanması:

40-1: Yoğunluğu 40 grade, kalınlığı 1 mm olan kortikal katmana sahip blok

40-2: Yoğunluğu 40 grade, kalınlığı 2 mm olan kortikal katmana sahip blok

40-3: Yoğunluğu 40 grade, kalınlığı 3 mm olan kortikal katmana sahip blok

45-1: Yoğunluğu 45 grade, kalınlığı 1 mm olan kortikal katmana sahip blok

45-2: Yoğunluğu 45 grade, kalınlığı 2 mm olan kortikal katmana sahip blok

45-3: Yoğunluğu 45 grade, kalınlığı 3 mm olan kortikal katmana sahip blok

50-1: Yoğunluğu 50 grade, kalınlığı 1 mm olan kortikal katmana sahip blok

50-2: Yoğunluğu 50 grade, kalınlığı 2 mm olan kortikal katmana sahip blok

50-3: Yoğunluğu 50 grade, kalınlığı 3 mm olan kortikal katmana sahip blok

Her bir sentetik kemik blok üzerine ise 10 adet mini-implant uygulanmıştır (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.3. Poliüretan sentetik kemik blok katmanlarının tanımlanması

Kortikal Kemik Katmanının Yoğunluğu	Kortikal Kemik Katmanının Kalınlığı	Sentetik Kemik Blokların Tanımı	Çakılan Mini-implant Sayısı (n)
40 Grade	1 mm	40-1	10
	2 mm	40-2	10
	3 mm	40-3	10
45 Grade	1 mm	45-1	10
	2 mm	45-2	10
	3 mm	45-3	10
50 Grade	1 mm	50-1	10
	2 mm	50-2	10
	3 mm	50-3	10

3.3. Torkmetre

Araştırmada mini-implantların çakma tork değerleri "FUTEK Miniature Screw Driver Sensor" (FUTEK, California, ABD) tipi sensörlü tornavida (manuel ve dijital) yardımı ile ölçölmüştür (Resim 3.9, 3.10, 3.11, 3.12). Torkmetreli tornavidanın üretimi Prof.Dr. Metin ORHAN'ın tasarımına uygun şekilde Tasarım-Med (Eyüp, İstanbul) firması tarafından gerçekleştirilmiştir. Her 0,1 saniyede bir ölçüm yapabilen bu torkmetre sensörün ölçüm kapasitesi 100 inch-oz ya da 70,6 Ncm iken, ölçüm hassasiyeti 0,01 Ncm'dir. Torkmetre hem saat yönünde hem de saatin ters yönünde kayıt alabilmektedir. Araştırmaya başlamadan önce ise torkmetre sensörü firmaya (FUTEK, California, ABD) gönderilerek gerekli kalibrasyon ayarları yaptırılmıştır (EK 1, 2).

Torkmetre sensörü USB girişi vasıtasıyla bilgisayara bağlanmış ve yapılan ölçümler FUTEK Sensit yazılımı aracılığıyla Ncm olarak kaydedilmiştir. FUTEK Sensit programı içerisindeki Data-Logging modu ile de kayıtlar excel dosyasına aktarılmıştır.



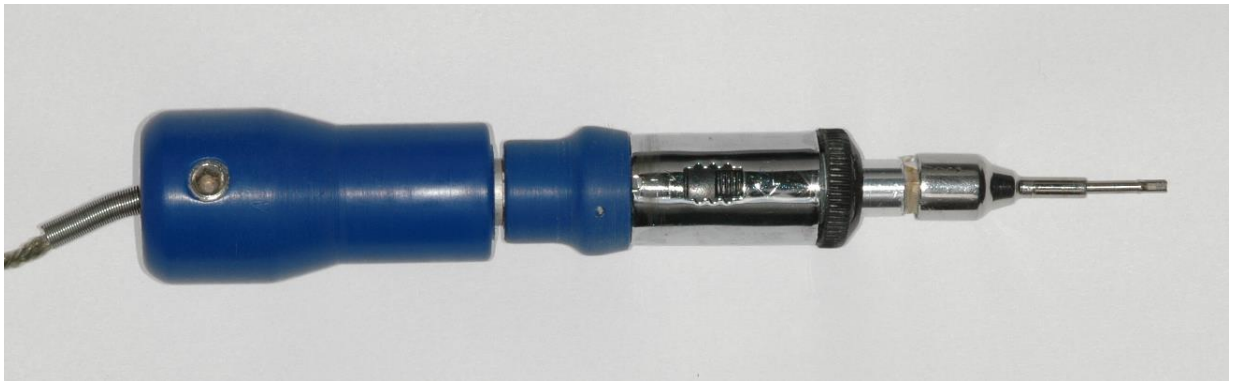
Resim 3.9. Futek tork sensörü



Resim 3.10. Tasarlanan kabza



Resim 3.11. Raşet mekanizması



Resim 3.12. İçinde dijital tork sensörü bulunan tornavida

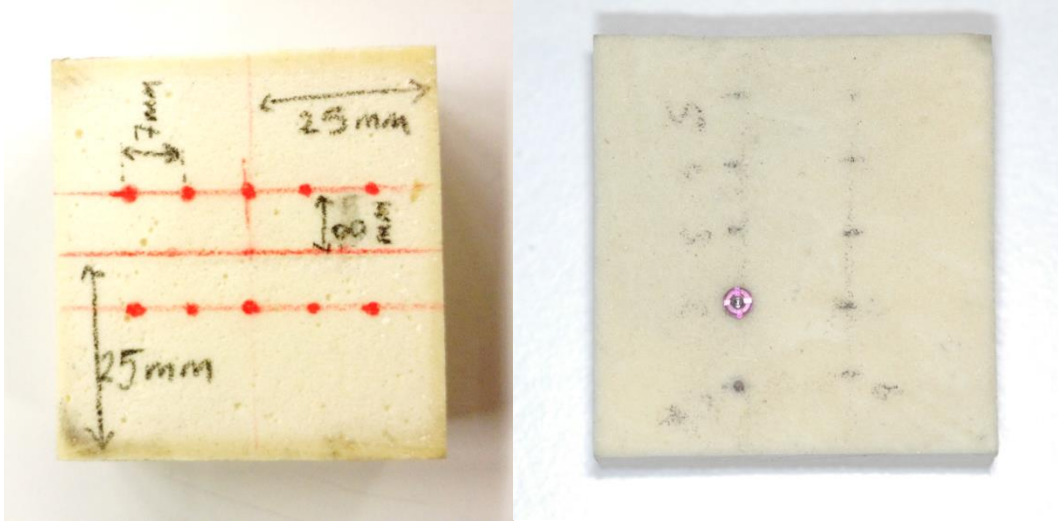
3.4. Deney Düzeneği ve Yöntem

3.4.1. Çakma işlemleri

Mini-implantlar yerleştirilmeden önce hazırlanan 1 mm, 2 mm, 3 mm farklı kortikal kemik kalınlıklarından ve 40 grade, 45 grade, 50 grade farklı kortikal kemik yoğunluklarından oluşan 40-1, 40-2, 40-3, 45-1, 45-2, 45-3, 50-1, 50-2, 50-3 toplam 9 adet sentetik kemik blok üzerinde mini-implantların yerleştirileceği yerler belirlenmiştir (Resim 3.13).

Uygun mini-implant yerlerinin belirlenmesi şu şekildedir:

- Köpük frezeleme işlemi sırasında kemik kalınlık ölçümleri köpüğün orta bölgesinde alınmıştır. Olası talaşlı imalat hatalarının önüne geçilebilmesi için mini-implant yerleri belirlenirken köpüğün orta hattına yakın olmasına dikkat edilmiştir.
- Sınır koşullarının etkisinin azaltılması için mini-implantların köşelerden ve kenarlardan mümkün olduğunca uzağa yerleştirilmesi planlanmıştır.
- Her bir sentetik kemik blok 10 adet mini-implant uygulanacak şekilde ayarlanmıştır.
- Ardı ardına yapılacak dikey çekip çıkartma işlemleri nedeniyle köpükte oluşacak hasarlardan etkilenilmemesi için mini-implantların arasındaki mesafe ≥ 5 mm olarak ayarlanmıştır. Mini-implantlar arasında mesafenin mini-implant çapının 1,5 katından daha fazla (mini-implant çapı 1,8 mm x 1,5=2,7mm) olmasına dikkat edilmiştir.



Resim 3.13. Köpük üzerindeki mini-implant yerleri

Tüm mini-implantlar özel olarak imal ettiğimiz sensörlü tornavidamız ile birlikte tek araştırmacı (EO) tarafından önceden belirlenen yerlere sentetik kemik bloğun yüzeyine dik olacak şekilde uygulanmış ve anlık çakma tork değerleri kaydedilmiştir.

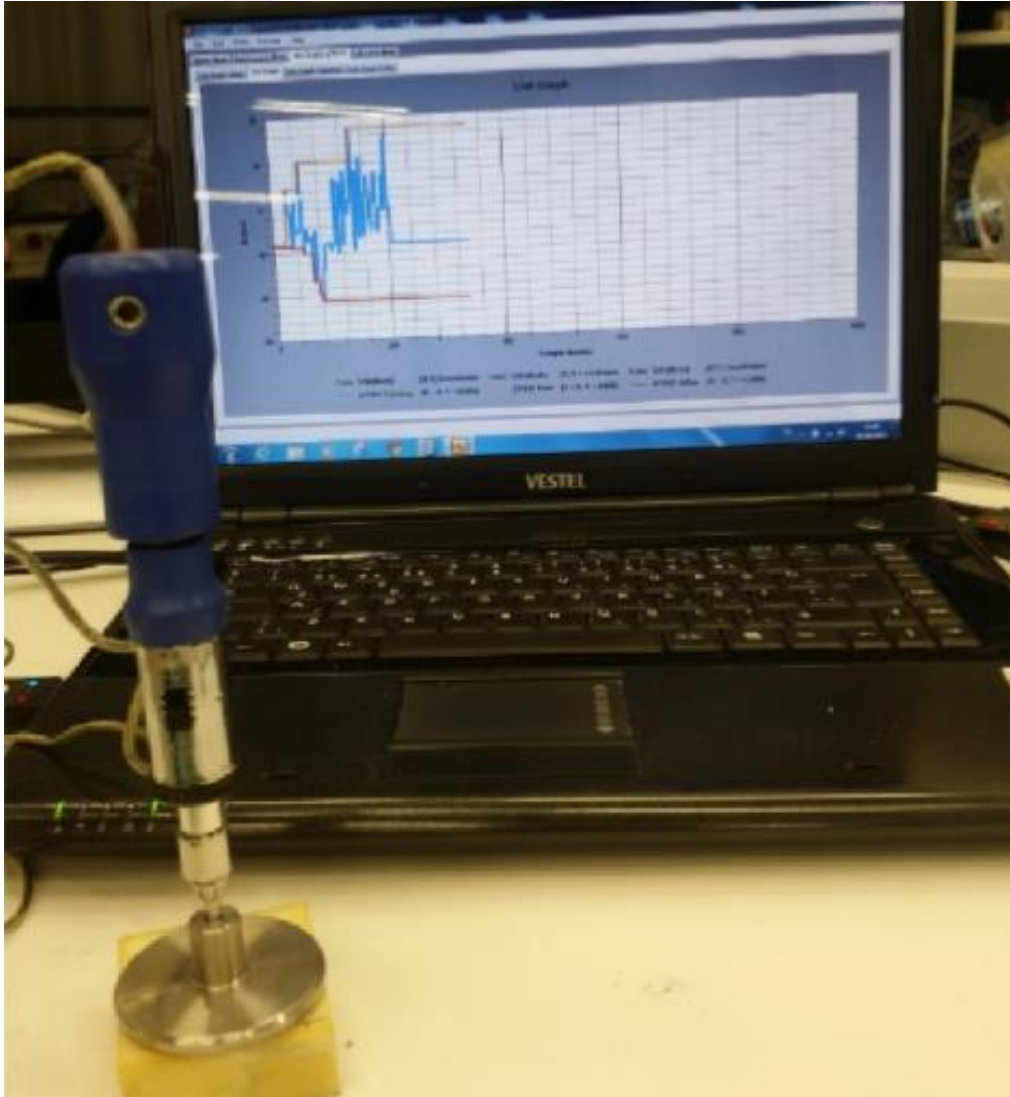
Mini-implantların sentetik kemik bloğuna dik açı ile yerleştirilebilmesi ve yerleştirme esnasında sallanmaması için bir rehber parçası kullanılmıştır (Resim 3.14). Ayrıca torkmetre ucuna yapılan rehber çizgi yardımıyla tüm mini-implantların aynı derinliğe yerleştirilebilmesi sağlanmıştır (Resim 3.15).



Resim 3.14. Çakma işlemlerinde mini-implantların dik açı ile yerleştirilebilmesi için ve yerleştirme esnasında mini-implant sallanmaması için kullanılan rehber parçası



Resim 3.15. Çakma işlemlerinde mini-implantların aynı derinliğinde yerleştirilebilmesi için tork metre ucuna yapılan rehber çizgi



Resim 3.16. Çakma torkunun kaydedilmesi

Her bir sentetik kemik bloğa 10 adet mini-implant uygulanmıştır. 40-1, 40-2, 40-3, 45-1, 45-2, 45-3, 50-1, 50-2, 50-3 olmak üzere 9 adet sentetik kemik blokta toplam 90 adet MTN-3 mini-implant kullanılmıştır. Yapılan ölçümler FUTEK Sensit yazılımı aracılığıyla Ncm olarak kaydedilmiştir. FUTEK Sensit programı içerisindeki Data-Logging modu ile de kayıtlar excel dosyaya aktarılmıştır (Resim 3.16).

3.4.2. Dikey çekip çıkartma deneyi

Mini-implantları çakma işleminden sonraki tüm dikey çekip çıkartma deneyleri INSTRON 5944 test makinesinde (INSTRON, Canton, MA, ABD) tensile test yöntemi kullanılarak yapılmıştır (Resim 3.19).

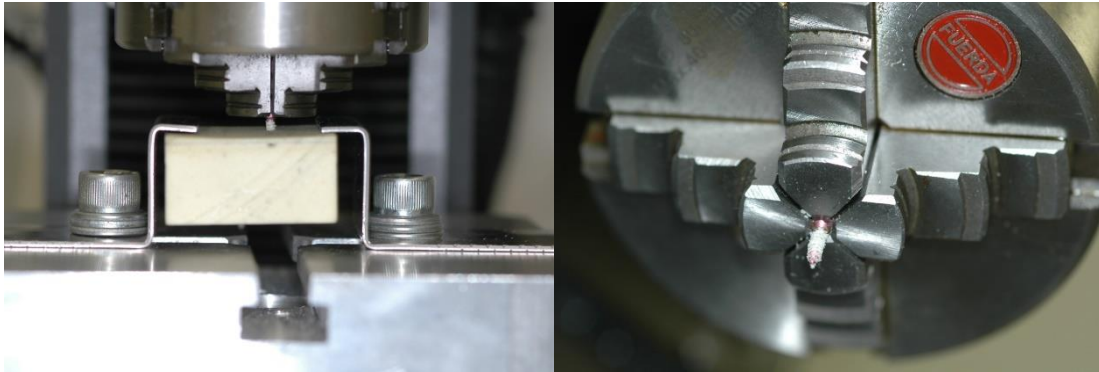


Resim 3.19. INSTRON 5944 test makinesi

Mini-implantların baş kısmının test makinesine sıkıştırarak yerleştirilmesi esnasında ezilmemesi için test yapılmadan önce mini-implantların baş kısmındaki mini-implant yuvasına bir abutment yerleştirilmiştir. Daha sonra mini-implantlar ve yerleştirildikleri köpük deney düzeneğine bağlanarak deneye başlanılmıştır (Resim 3.20, 3.21). Cihaz deney başlatıldığı andaki deplasmanı ve mini-implant üzerindeki yükü anlık olarak kaydetmeye başlamıştır. Her mini-implantın yük–deplasman grafiği ve köpükten çıkmadan taşıyabildiği maksimum yük değerleri ise Bluehill test yazılımı (INSTRON, Canton, MA, ABD) kullanılarak kaydedilmiştir.



Resim 3.20. Köpüğün deney düzeneğine yerleştirilmesi



Resim 3.21. Dikey çekip çıkartma deneyi başlaması ve mini-implantın sentetik kemik bloktan ayrılması

3.5. Örneklem Büyüklüğü ve Güç

Araştırmada kullanılan 3 x 3 (3²) çok faktörlü deney düzeneği için gereken örneklem büyüklüğü hesaplaması için; G*Power (Franz Faul, Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., & Buchner, A. (2007). G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior Research Methods, 39, 175-191.) paket programı kullanıldı.

Birincil çıktı (primer outcome) değişkenlerimiz olan çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti için kısmi etki genişliği $\eta^2=0,40$ (effect size $f=0,816$) olacak şekilde toplam 9 grupta, $\alpha=0,05$ Tip I hata ve $\beta=0,05$ Tip II hata ile %95 güç elde edebilmek için toplamda en az 47 örneklem birimi üzerinde çalışmamız gerektiği saptandı. Toplam örneklem büyüklüğünü gruplara dağıttığımızda her bir gruba en az $5,22 \approx 6$ örnek almamız gerektiği ortaya çıktı. Kullanacağımız sentetik kemik bloklarında 10'ar örnek için alan bulunması ve olası bilgi kayıplarının telafisi için (deney sırasında mini-implatın kırılması, bükülmesi, ölçüm alınamaması vb) her bir gruba 4'er adet yedek eklenerek, her grupta 10'ar adet olmak üzere toplamda 90 örneklem birimi ile çalışmanın gerekli olduğuna karar verildi.

3.6. İstatistiksel Analiz

Örneklem birimlerinden elde edilen ölçüm değerleri bilgisayar ortamına aktarıldı. Gerekli hata kontrolleri yapıldı. Ölçümle elde edilen çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti değişkelerinin normal dağılıma uygunluğu grafiksel olarak ve Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Her iki değişkenin de normal dağılıma uydukları görüldü. Tanımlayıcı istatistiklerin gösteriminde ortalama $\pm$ standart sapma değerleri kullanıldı. Kortikal kemik yoğunluğuna veya kortikal kemik kalınlığına göre çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti farklılıkları tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) ile incelendi. Farklılık bulunduğu farkın kaynağını araştırmak için post-hoc ikili karşılaştırmalarda Bonferroni testine başvuruldu.

Çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki ilişkileri araştırmak için Pearson korelasyon katsayısı hesaplandı. Çakma torku yardımıyla dikey çekip

ıkartma kuvvetini tahmin etmek için basit doėrusal regresyon yöntemi ile regresyon eřitliėi belirlendi.

Kortikal kemik yoğunluğu ve kemik kalınlığının tek tek ve birlikte çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti üzerine etkisini belirlemek için univariate varyans analizi uygulandı. Faktörlerden hangisinin çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde etkili olduğunun belirlenebilmesi için kısmı η^2 değerleri kullanıldı.

İstatistiksel analiz ve hesaplamalar ile grafik çizimleri için MS-Excel 2007 ve IBM SPSS Statistics 21,0 (IBM Corp. Released 2012. IBM SPSS Statisticsfor Windows, Version 21,0. Armonk, NY: IBM Corp.) programları kullanılmıştır. İstatistiksel kararlarda $p<0,05$ düzeyi anlamlı farklılığın göstergesi olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Araştırma için 1 mm, 2 mm ve 3 mm olmak üzere üç farklı kortikal kalınlıkta, her bir kortikal kalınlık için 40, 45 ve 50 grade olmak üzere üçer yoğunlukta ve her biri aynı 25 grade trabeküler yoğunlukta olan toplam 9 yapay kemik üretildi.

Her bir yapay kemik için trabeküler (25 grade) ve kortikal kemik yoğunluğu standart (40, 45 ve 50 grade) malzeme ile hazırlanmasına karşın, yapılan ölçüm sonucunda trabeküler kemik yoğunluğunun 361 ile 413 kg/m³ arasında değiştiği ve ortalama trabeküler kemik yoğunluğunun ise 388 (IQR=25) kg/m³ olduğu görüldü.

Farklı kortikal kemik yoğunluklarına ve kortikal kemik kalınlıklarına göre trabeküler kemik yoğunlukları Çizelge 4.1’de gösterildi.

Çizelge 4.1. Farklı kortikal kemik yoğunluklarına ve kortikal kemik kalınlıklarına göre trabeküler kemik yoğunlukları (kg/m³)

Kortikal Kemik Kalınlığı	Kortikal Kemik Yoğunluğu	Trabeküler Kemik Yoğunluğu (kg/m ³)
1 mm	40 Grade	390
	45 Grade	362
	50 Grade	368
2 mm	40 Grade	413
	45 Grade	398
	50 Grade	388
3 mm	40 Grade	361
	45 Grade	365
	50 Grade	388

Farklı kortikal kemik yoğunluklarına ve kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku değerleri Çizelge 4.2’de; dikey çekip çıkartma kuvveti değerleri ise Çizelge 4.3’de gösterilmiştir.

45-2 no’lu grupta 4 numunede, dikey çekip çıkartma testleri sırasında kortikal katman ile trabeküler katman arasında ayrılma görüldüğü için, ve 50-1 grupta 4 tane ve 50-2 grupta 1 tane numunede ölçüm hatası olduğu için toplam 9 adet dikey çekip çıkartma kuvveti değeri kaydedilememiştir.

Çizelge 4.2. Farklı kortikal kemik yoğunluklarına ve kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku değerleri (Ncm)

numune sayısı	Gruplar								
	40-1	40-2	40-3	45-1	45-2	45-3	50-1	50-2	50-3
1	5,93	13,06	12,35	11,82	11,45	13,05	14,75	13,72	23,97
2	8,99	9,10	6,35	8,34	12,04	13,71	11,81	14,93	15,30
3	8,59	6,26	11,15	10,41	7,87	10,92	16,44	19,26	16,45
4	8,07	9,27	9,39	7,12	11,70	15,21	15,10	17,17	13,63
5	11,95	6,15	14,52	12,12	13,78	18,46	20,55	17,81	17,76
6	7,32	6,15	10,78	9,92	8,96	20,95	13,63	17,57	16,09
7	9,87	8,21	14,27	6,28	14,98	19,06	9,22	22,09	13,72
8	12,76	13,60	15,84	8,06	15,95	16,38	14,84	15,05	14,63
9	10,33	9,75	13,58	6,30	16,26	17,04	16,13	15,65	21,49
10	9,48	8,04	14,55	9,62	15,84	19,07	16,32	14,68	15,50

Çizelge 4.3. Farklı kortikal kemik yoğunluklarına ve kortikal kemik kalınlıklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti değerleri (N)

numune sayısı	Gruplar								
	40-1	40-2	40-3	45-1	45-2	45-3	50-1	50-2	50-3
1	192	219,96	218,56	189,74	311,25	274,30	245	332,75	383,26
2	201	230,49	226,25	192,53	289,54	283,70	270	333,09	382,37
3	206	227,96	222,01	170,25	319,24	293,64	284	331,52	380,18
4	199	259,11	219,29	176,04	315,48	323,58	289	345,45	334,07
5	206	221,37	210,74	149,91	255,90	291,31	313	346,00	364,68
6	200	231,97	218,79	185,75	278,49	293,82	285	342,98	394,17
7	205	220,20	222,54	179,66		285,38		326,49	355,13
8	211	247,26	195,96	183,85		306,89		330,97	383,84
9	208	224,29	193,11	166,28		305,90		310,11	407,59
10	203	217,35	219,47	186,67		329,98			377,16

4.1. Kortikal Kemik Kalınlıkları Aynı Olup Kortikal Kemik Yoğunlukları Farklı Olan Gruplararası Karşılaştırmalar

4.1.1. Kortikal kemik kalınlıkları aynı olup kortikal kemik yoğunlukları farklı olan gruplararası çakma torkundaki farklar

Kortikal kemik kalınlıkları aynı olduğunda kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku açısından farklılık olup olmadığı incelendi. Her üç kortikal kemik kalınlığında da kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torkunun istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdiği görüldü (Çizelge 4.4).

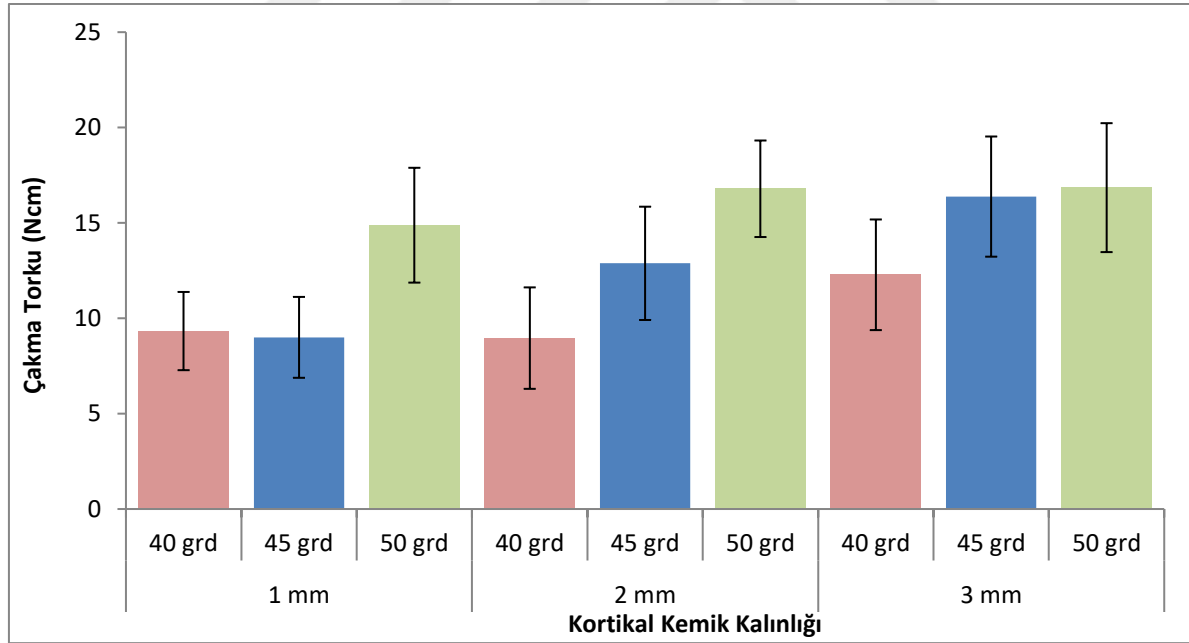
Kortikal kemik kalınlığı 1 mm olan grupta; kortikal kemik yoğunluğu 40 grade ile 50 grade ($p<0,001$) ve 45 grade ile 50 grade ($p<0,001$) olan örnekler arasındaki fark anlamlı iken, 40 grade ile 45 grade arasında çakma torku açısından önemli bir fark bulunamadı ($p=1,000$). Kortikal kemik kalınlığı 1 mm olan grupta, kortikal kemik yoğunluğu 40 ve 45 grade iken herhangi bir farklılık yokken, kemik yoğunluğu 50 grade olduğunda çakma torku anlamlı miktarda artmaktadır (Şekil 4.1).

Kortikal kemik kalınlığı 2 mm olan grupta; kortikal kemik yoğunluğu 40 grade ile 45 grade ($p=0,010$), 40 grade ile 50 grade ($p<0,001$) ve 45 grade ile 50 grade ($p=0,010$) olan örnekler arasındaki çakma torku farkı anlamlıdır. Kortikal kemik kalınlığı 2 mm iken, kortikal kemik yoğunluğundaki artışlar çakma torkunu da arttırmaktadır (Şekil 4.1).

Kortikal kemik kalınlığı 3 mm olan grupta; kortikal kemik yoğunluğu 40 grade ile 45 grade ($p=0,021$) ve 40 grade ile 50 grade ($p=0,009$) yoğunluklarında çakma torku açısından fark varken, 45 grade ile 50 grade ($p=1,000$) olan örneklerde çakma torku açısından fark bulunamadı. Kortikal kemik kalınlığı 3 mm iken, kortikal kemik yoğunluğu 45 grade ve daha yüksek olduğunda 40 grade göre daha yüksek çakma torkuna ihtiyaç duyulmaktadır (Şekil 4.1).

Çizelge 4.4. Kortikal kemik kalınlıkları aynı olduğunda kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torkundaki farklılıklar (Ncm)

Kortikal Kemik Kalınlığı	Kortikal Kemik Yoğunluğu	n	En Az	En Çok	Ortalama	Std.Sapma	F; p
1 mm	40 Grade	10	5,93	12,76	9,33	2,05	18,459; <0,001
	45 Grade	10	6,28	12,12	9,00	2,12	
	50 Grade	10	9,22	20,55	14,88	3,01	
2 mm	40 Grade	10	6,15	13,60	8,96	2,66	20,658; <0,001
	45 Grade	10	7,87	16,26	12,88	2,97	
	50 Grade	10	13,72	22,09	16,79	2,53	
3 mm	40 Grade	10	6,35	15,84	12,28	2,90	6,384; 0,005
	45 Grade	10	10,92	20,95	16,38	3,15	
	50 Grade	10	13,63	23,97	16,85	3,38	



Şekil 4.1. Kortikal kemik kalınlıkları aynı olduğunda kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torkunun (Ncm) ortalama ve standart sapmaları

4.1.2. Kortikal kemik kalınlıkları aynı olup kortikal kemik yoğunlukları farklı olan gruplararası dikey çekip çıkartma kuvvetindeki farklar

Kortikal kemik kalınlıkları aynı olduğunda kortikal kemik yoğunluklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti açısından farklılık olup olmadığı incelendi. Her üç kortikal kemik kalınlığında da kortikal kemik yoğunluklarına göre dikey çekip çıkartma kuvvetinin istatistiksel olarak anlamlı miktarda farklı olduğu belirlendi (Çizelge 4.5).

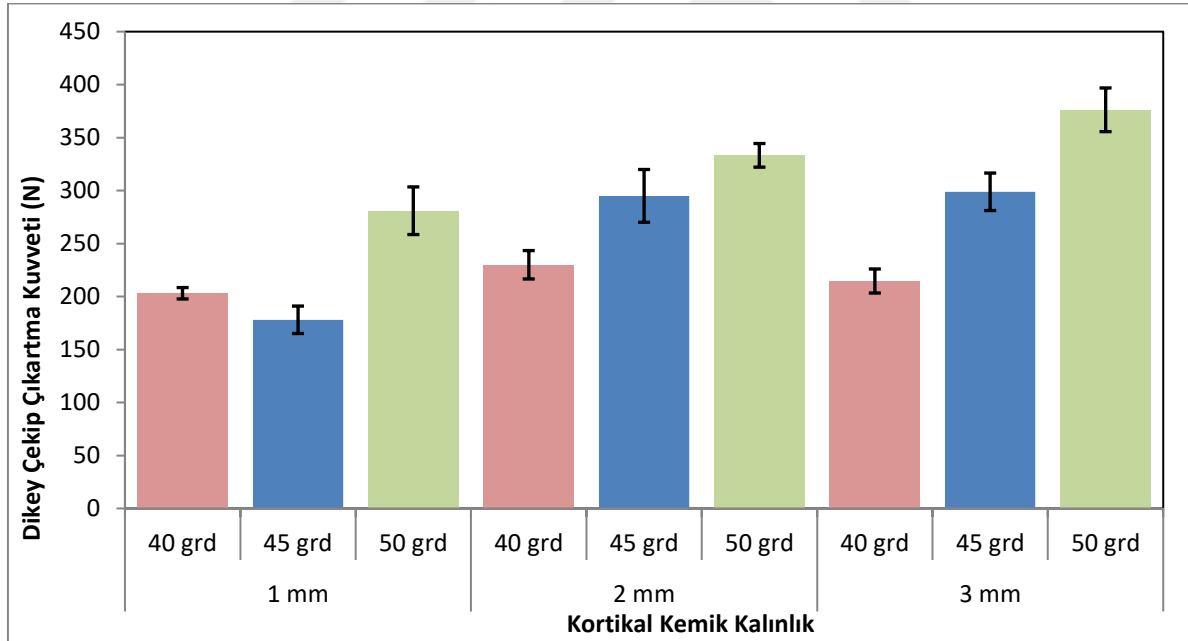
Kortikal kemik kalınlığı 1 mm olan grupta; kortikal kemik yoğunluğu 40 grade ile 50 grade ($p=0,001$), 40 grade ile 45 grade ($p<0,001$) ve 45 grade ile 50 grade ($p<0,001$) olan örnekler arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. Kortikal kemik kalınlığı 1 mm iken, kortikal kemik yoğunluğu 45 grade olan örneklerde ilginç bir şekilde dikey çekip çıkartma kuvveti 40 grade olan gruptan daha düşük bulundu (Şekil 4.2).

Kortikal kemik kalınlığı 2 mm olan grupta; kortikal kemik yoğunluğu 40 grade ile 45 grade ($p<0,001$), 40 grade ile 50 grade ($p<0,001$) ve 45 grade ile 50 grade ($p=0,001$) olan örnekler arasındaki fark anlamlıdır. Kortikal kemik kalınlığı 2 mm iken, kortikal kemik yoğunluğu arttıkça dikey çekip çıkartma kuvvetinin de arttığı görüldü (Şekil 4.2).

Kortikal kemik kalınlığı 3 mm olan grupta; kortikal kemik yoğunluğu 40 grade ile 45 grade ($p<0,001$), 40 grade ile 50 grade ($p<0,001$) ve 45 grade ile 50 grade ($p<0,001$) olan örnekler arasındaki fark anlamlıdır. Kortikal kemik kalınlığı 3 mm iken, kortikal kemik yoğunluğu arttıkça dikey çekip çıkartma kuvvetinin de arttığı görüldü (Şekil 4.2).

Çizelge 4.5. Kortikal kemik kalınlıkları aynı olduğunda kortikal kemik yoğunluklarına göre dikey çekip çıkartma kuvvetindeki farklılıklar (N)

Kortikal Kemik Kalınlığı	Kortikal Kemik Yoğunluğu	n	En Az	En Çok	Ortalama	Std.Sapma	F; p
1 mm	40 Grade	10	192,00	211,00	203,10	5,38	109,228; <0,001
	45 Grade	10	149,91	192,53	178,07	12,96	
	50 Grade	6	245,00	313,00	281,00	22,49	
2 mm	40 Grade	10	217,35	259,11	229,99	13,40	99,493; <0,001
	45 Grade	6	255,90	319,24	294,98	24,91	
	50 Grade	9	310,11	346,00	333,26	11,16	
3 mm	40 Grade	10	193,11	226,25	214,67	11,34	226,138; <0,001
	45 Grade	10	274,30	329,98	298,85	17,69	
	50 Grade	10	334,07	407,59	376,25	20,61	



Şekil 4.2. Kortikal kemik kalınlıkları aynı olduğunda kortikal kemik yoğunluklarına göre dikey çekip çıkartma kuvvetinin (N) ortalama ve standart sapmaları

4.2. Kortikal Kemik Yoğunlukları Aynı Olup Kortikal Kemik Kalınlıkları Farklı Olan Gruplararası Karşılaştırmalar

4.2.1. Kortikal kemik yoğunlukları aynı olup kortikal kemik kalınlıkları farklı olan gruplararası çakma torkundaki farklar

Kortikal kemik yoğunlukları aynı olduğunda kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku açısından farklılık olup olmadığı incelendi. Kortikal kemik yoğunluğu 40 ve 45 grade olan gruplarda kortikal kemik kalınlığına göre çakma torkunun istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdiği, kortikal kemik yoğunluğu 50 grade olan grupta ise kortikal kemik kalınlığına göre çakma torkunun benzer olduğu görüldü (Çizelge 4.6).

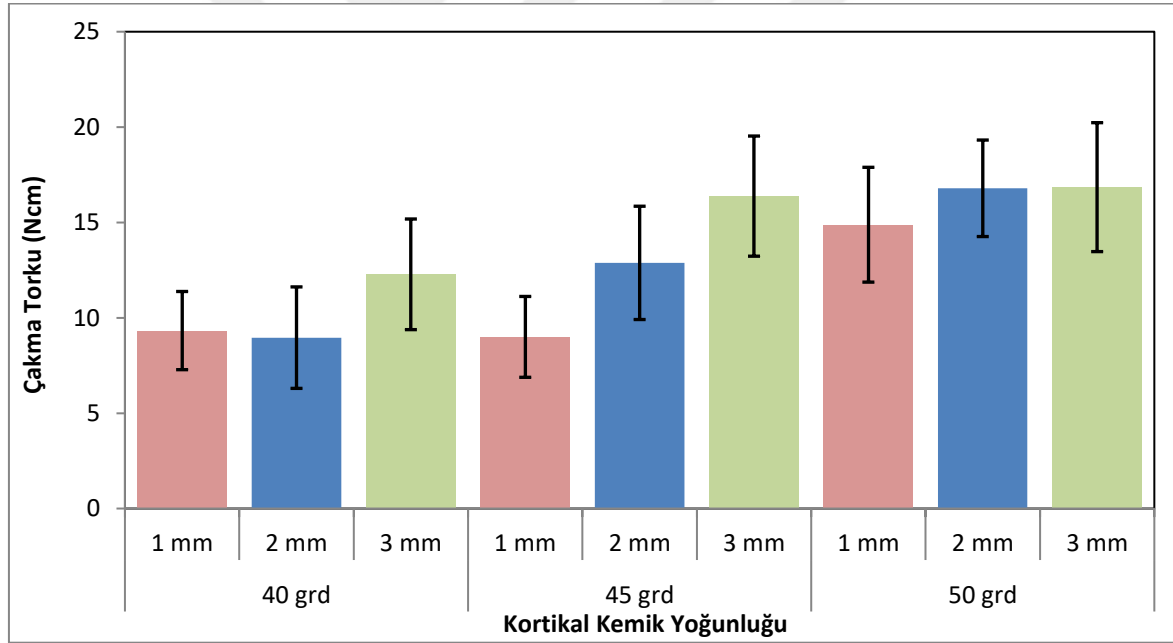
Kortikal kemik yoğunluğu 40 grade olan grupta; kortikal kemik kalınlığı 1 mm ile 3 mm ($p=0,047$) ve 2 mm ile 3 mm ($p=0,022$) olan örnekler arasındaki fark anlamlı iken, 1 mm ile 2 mm arasında çakma torku açısından önemli bir fark bulunamadı ($p=1,000$). Kortikal kemik yoğunluğu 40 grade iken, kortikal kemik kalınlığı 3 mm olmadıkça çakma torku benzerdir (Şekil 4.3).

Kortikal kemik yoğunluğu 45 grade olan grupta; kortikal kemik kalınlığı 1 mm ile 2 mm ($p=0,013$), 1 mm ile 3 mm ($p<0,001$) ve 2 mm ile 3 mm ($p=0,027$) olan örnekler arasındaki çakma torku farkı önemli miktarda farklılık göstermektedir. Kortikal kemik yoğunluğu 45 grade iken, kortikal kemik kalınlığı arttıkça çakma torku artmaktadır (Şekil 4.3).

Kortikal kemik yoğunluğu 50 grade olan grupta; kortikal kemik kalınlığı 1 mm ile 2 mm ($p=0,492$), 1 mm ile 3 mm ($p=0,455$) ve 2 mm ile 3 mm ($p=1,000$) olan örnekler arasındaki çakma torku açısından fark yoktur. Kortikal kemik yoğunluğu 50 grade iken, kortikal kemik kalınlığı değişimi çakma torkunu etkilememektedir (Şekil 4.3).

Çizelge 4.6. Kortikal kemik yoğunlukları aynı olduğunda kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torkundaki farklılıklar (Ncm)

Kortikal Kemik Yoğunluğu	Kortikal Kemik Kalınlığı	n	En Az	En Çok	Ortalama	Std.Sapma	F; p
40 Grade	1 mm	10	5,93	12,76	9,33	2,05	5,050; 0,014
	2 mm	10	6,15	13,6	8,96	2,66	
	3 mm	10	6,35	15,84	12,28	2,90	
45 Grade	1 mm	10	6,28	12,12	9,00	2,12	17,602; <0,001
	2 mm	10	7,87	16,26	12,88	2,97	
	3 mm	10	10,92	20,95	16,38	3,15	
50 Grade	1 mm	10	9,22	20,55	14,88	3,01	1,410; 0,262
	2 mm	10	13,72	22,09	16,79	2,53	
	3 mm	10	13,63	23,97	16,85	3,38	



Şekil 4.3. Kortikal kemik yoğunlukları aynı olduğunda kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torkunun (Ncm) ortalama ve standart sapmaları

4.2.2. Kortikal kemik yoğunlukları aynı olup kortikal kemik kalınlıkları farklı olan gruplararası dikey çekip çıkartma kuvvetindeki farklar

Kortikal kemik yoğunlukları aynı olduğunda kortikal kemik kalınlıklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti açısından farklılık olup olmadığı incelendi. Her üç kortikal kemik yoğunluğunda da kortikal kemik kalınlıklarına göre dikey çekip çıkartma kuvvetinin istatistiksel olarak anlamlı miktarda farklı olduğu belirlendi (Çizelge 4.7).

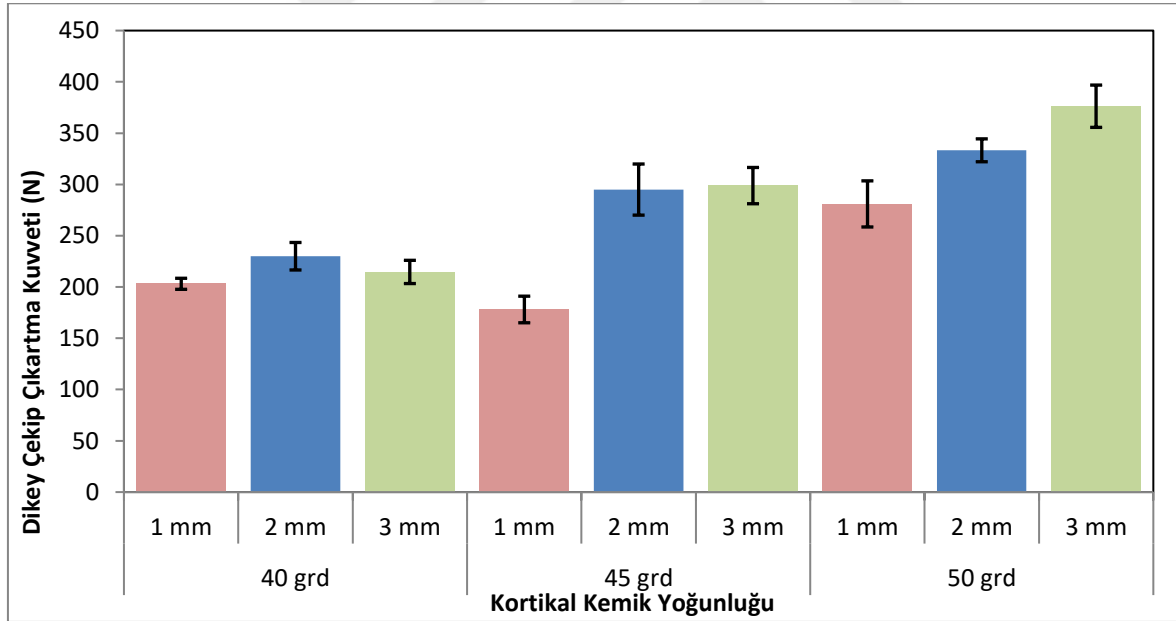
Kortikal kemik yoğunluğu 40 grade olan grupta; kortikal kemik kalınlığı 1 mm ile 2 mm ($p=0,001$) ve 2 mm ile 3 mm ($p=0,010$) olan gruplarda dikey çekip çıkartma kuvveti anlamlı farklılık gösterirken, 1 mm ile 3 mm ($p=0,065$) olan gruplar arasında önemli bir farklılık yoktur (Şekil 4.4). Kortikal kemik kalınlığı 2 mm olan örneklerde ilginç bir şekilde dikey çekip çıkartma kuvveti 3 mm olan gruptan daha yüksek bulundu.

Kortikal kemik yoğunluğu 45 grade olan örneklerde; kortikal kemik kalınlığı 1 mm ile 2 mm ($p<0,001$) ve 1 mm ile 3 mm ($p<0,001$) olan gruplarda dikey çekip çıkartma kuvveti anlamlı farklılık gösterirken, 2 mm ile 3 mm ($p=1,000$) olan gruplar arasında önemli bir farklılık yoktur (Şekil 4.4).

Kortikal kemik yoğunluğu 50 grade olan örneklerde; kortikal kemik kalınlığı 1 mm ile 2 mm, 1 mm ile 3 mm ve 2 mm ile 3 mm arasında istatistiksel olarak da anlamlı farklılık vardır ($p<0,001$). Kortikal kemik yoğunluğu 50 grade olduğunda kemik kalınlığındaki değişimler dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde etkilidir (Şekil 4.4).

Çizelge 4.7. Kortikal kemik yoğunlukları aynı olduğunda kortikal kemik kalınlıklarına göre dikey çekip çıkartma kuvvetindeki farklılıklar (N)

Kortikal Kemik Yoğunluğu	Kortikal Kemik Kalınlığı	n	En Az	En Çok	Ortalama	Std.Sapma	F; p
40 Grade	1 mm	10	192,00	211,00	203,10	5,38	16,191; <0,001
	2 mm	10	217,35	259,11	229,99	13,40	
	3 mm	10	193,11	226,25	214,67	11,34	
45 Grade	1 mm	10	149,91	192,53	178,07	12,96	135,689; <0,001
	2 mm	6	255,90	319,24	294,98	24,91	
	3 mm	10	274,30	329,98	298,85	17,69	
50 Grade	1 mm	6	245,00	313,00	281,00	22,49	51,382; <0,001
	2 mm	9	310,11	346,00	333,26	11,16	
	3 mm	10	334,07	407,59	376,25	20,61	



Şekil 4.4. Kortikal kemik yoğunlukları aynı olduğunda kortikal kemik kalınlıklarına göre dikey çekip çıkartma kuvvetinin (N) ortalama ve standart sapmaları

4.3. Kortikal Kemik Yoğunluğu ile Kortikal Kemik Kalınlığının Etkisinin Birlikte İncelenmesi

Bu aşamaya kadar sadece kortikal kemik kalınlığının veya kortikal kemik yoğunluğunun çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti üzerine etkileri incelenmiştir. Ancak kortikal kemik kalınlığı ile kortikal kemik yoğunluğunun birlikte etkisini inceleyebilmek için 3 x 3 (3^2) çok faktörlü deney düzeninin analiz edilmesi gereklidir. Bu sayede kemik yoğunluğu ve kemik kalınlığının yalın etkilerinin yanı sıra birlikte oluşturdıkları etkileşim etkisinin (interaction effect) incelenmesi de mümkün olabilecektir.

4.3.1. Kortikal kemik yoğunluğu ile kortikal kemik kalınlığının çakma torkuna olan etkisinin birlikte incelenmesi

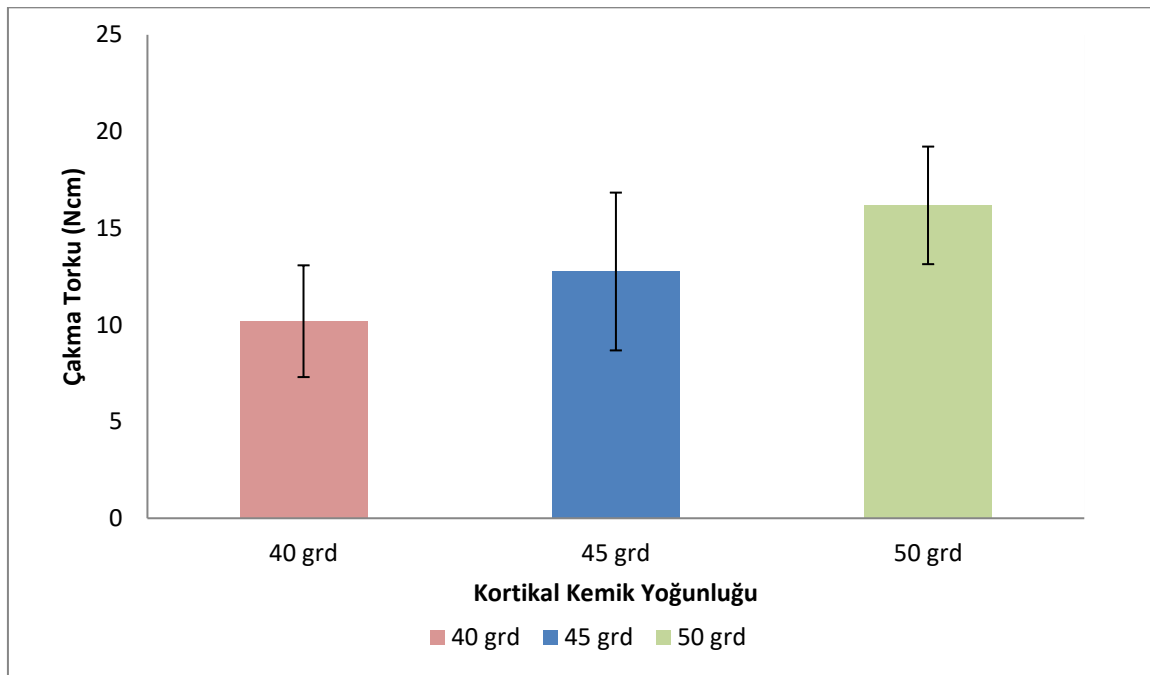
Kortikal kemik yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığının faktör olarak yer aldığı, bağımlı değişkeninin ise çakma torku olduğu model kurulduğunda; kortikal kemik yoğunluğunun ($F=270,644$; $p<0,001$, $\eta^2=0,463$), kortikal kemik kalınlığının ($F=16,359$; $p<0,001$, $\eta^2=0,288$) ve kemik yoğunluğu x kemik kalınlığı etkileşim etkisinin ($F=27,671$; $p<0,001$, $\eta^2=0,150$) anlamlı farklılık oluşturduğu görüldü.

Çakma torkundaki farklılığın hangi kortikal kemik yoğunluğundan kaynaklandığının değerlendirilmesi

Yapılan ölçüm sonucunda 40 grade, 45 grade ve 50 grade kortikal kemik yoğunluklarına sahip olan sentetik kemik bloklara yerleştirilen mini-implantlara ait ortalama çakma torku değerlerinin sırasıyla $10,19\pm2,89$ Ncm, $12,76\pm4,08$ Ncm, $16,18\pm3,04$ Ncm olduğu görüldü. Kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku değerleri Çizelge 4.8 ve Şekil 4.5’da gösterildi.

Çizelge 4.8. Kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku (Ncm) ortalamaları

Kortikal Kemik Yoğunluğu	n	En Az	En Çok	Çakma Torku (Ncm)	
				Ortalama	Std.Sapma
40 Grade	30	5,93	15,84	10,19	2,89
45 Grade	30	6,28	20,95	12,76	4,08
50 Grade	30	9,22	23,97	16,18	3,04



Şekil 4.5. Kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku (Ncm) ortalama ve standart sapmaları

Çakma torkundaki farklılığın hangi kortikal kemik yoğunluğundan kaynaklandığı post-hoc test ile araştırıldığında; 40 grade ile 45 grade arasında 2,57 Ncm ($p=0,002$), 40 grade ile 50 grade arasında 5,99 Ncm ($p<0,001$) ve 45 grade ile 50 grade arasında 3,42 Ncm farklılık ($p<0,001$) bulunduğu ve tüm farkların istatistiksel olarak da önemli oldukları görüldü.

Kortikal kemik yoğunluğu arttıkça çakma torkunun da yükseldiği belirlendi (Çizelge 4.9).

Çizelge 4.9. Farklı kortikal kemik yoğunluğundaki gruplar arasında çakma torku (Ncm) değerlerindeki farkların arasındaki farklılığın anlamlı olup olmadığını yansıtan istatistik poc-hoc testi tablosu

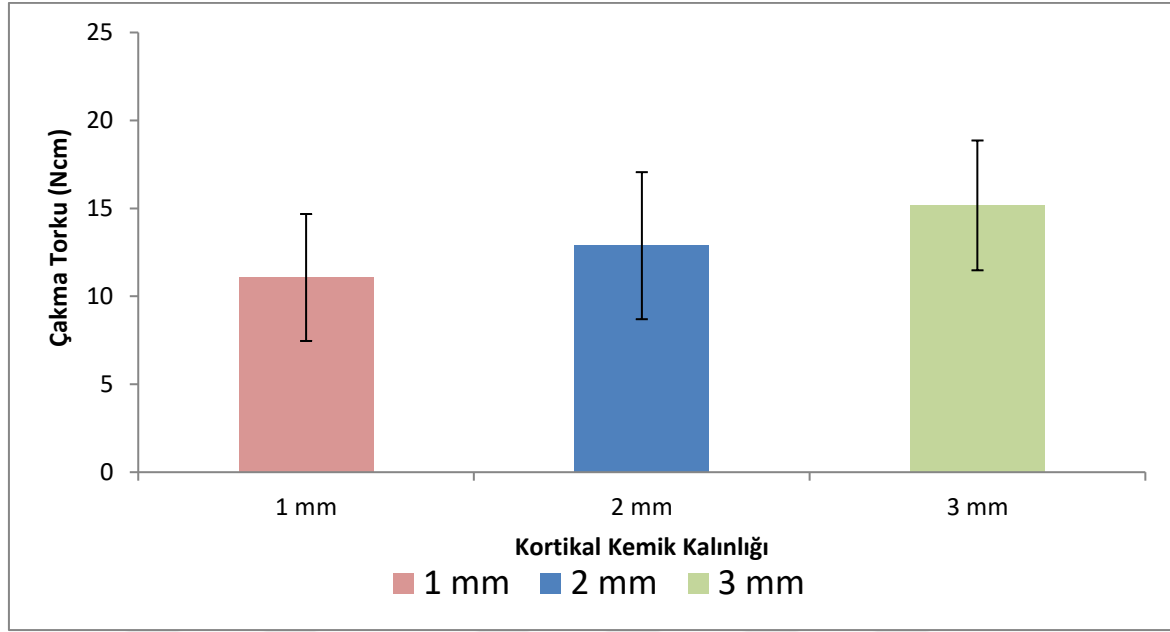
Gruplar	Çakma Torku Değerindeki Fark	
	(Ncm)	P
40 Grade ile 45 Grade	2,57	0,002
45 Grade ile 50 Grade	3,42	<0,001
40 Grade ile 50 Grade	5,99	<0,001

Çakma torkundaki farklılığın hangi kemik kalınlığından kaynaklandığının değerlendirilmesi

Yapılan ölçüm sonucunda 1 mm, 2 mm ve 3 mm kortikal kemik kalınlıklarına sahip olan sentetik kemik bloklara yerleştirilen mini-implantlara ait ortalama çakma torku değerlerinin sırasıyla $11,07 \pm 3,61$ Ncm, $12,88 \pm 4,18$ Ncm, $15,17 \pm 3,69$ Ncm olduğu görüldü. Kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku değerleri Çizelge 4.10 ve Şekil 4.6'de gösterildi.

Çizelge 4.10. Kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku (Ncm) ortalamaları

Kortikal Kemik Kalınlığı	n	En Az	En Çok	Çakma Torku (Ncm)	
				Ortalama	Std.Sapma
1 mm	30	5,93	20,55	11,07	3,61
2 mm	30	6,15	22,09	12,88	4,18
3 mm	30	6,35	23,97	15,17	3,69



Şekil 4.6. Kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku (Ncm) ortalama ve standart sapmaları

Çakma torkundaki farklılığın hangi kemik kalınlığından kaynaklandığı post-hoc test ile araştırıldığında; kortikal kemik kalınlığı 2 mm olduğunda 1 mm olan gruba göre çakma torkunun yaklaşık 1,81 Ncm fazla ve bu farkın istatistiksel olarak da anlamlı olduğu ($p=0,041$) bulundu. Benzer şekilde kemik kalınlığı 3 mm olduğunda 2 mm olan gruptan yaklaşık 2,94 Ncm daha fazla bir çakma torku gerektiği ve bu artışın da önemli olduğu ($p=0,006$) görüldü. Kemik kalınlığı 3 mm olan grup ile 1 mm olan grup arasında ise çakma torku açısından 4,10 Ncm'lik anlamlı bir fark bulunduğu belirlendi ($p<0,001$).

Kortikal kemik kalınlığı arttıkça çakma torkunun da arttığı görüldü (Çizelge 4.11).

Çizelge 4.11. Farklı kortikal kemik kalınlığındaki gruplar arasında çakma torku (Ncm) değerlerindeki farkların arasındaki farklılığın anlamlı olup olmadığını yansıtan istatistik poc-hoc testi tablosu

Gruplar	Çakma Torku Değerindeki Fark	
	(Ncm)	P
1 mm ile 2 mm	1,81	0,041
2 mm ile 3 mm	2,94	0,006
1 mm ile 3 mm	4,10	<0,001

Çakma torku üzerinde en çok etkisi olan faktörün belirlenmesi (Çizelge 4.12)

Çakma torku üzerinde kortikal kemik yoğunluğu ile kortikal kemik kalınlığının birlikte oluşturduğu etkileşim etkisinin de anlamlı olması, çakma torku üzerinde en çok etkisi olan faktörün belirlenmesi gereksinimini doğurdu. Çakma torku üzerinde en yüksek etkinin hangi faktörden kaynaklandığı kısmı eta kare (partial η^2) değişimleri ile incelendi. Çakma torkundaki toplam değişimin %46,3'ünün kortikal kemik yoğunluğu, %28,8'inin kortikal kemik kalınlığı ve %15'inin ise kemik yoğunluğu x kemik kalınlığı etkileşim etkisi ile açıklanabildiği hesaplandı.

Çakma torku üzerinde en yüksek etkiye sahip olan faktörün kortikal kemik yoğunluğu olduğu belirlendi.

Çizelge 4.12. Çakma torku üzerinde en çok etkisi olan faktörün belirlenmesi

Faktör	Çakma Torku Üzerindeki Etkisi
Kortikal kemik yoğunluğu	%46,3
Kortikal kemik kalınlığı	%28,8
Kemik yoğunluğu x Kemik kalınlığı	%15

4.3.2. Kortikal kemik yoğunluğu ile kortikal kemik kalınlığının dikey çekip çıkartma kuvvetine etkisinin birlikte incelenmesi

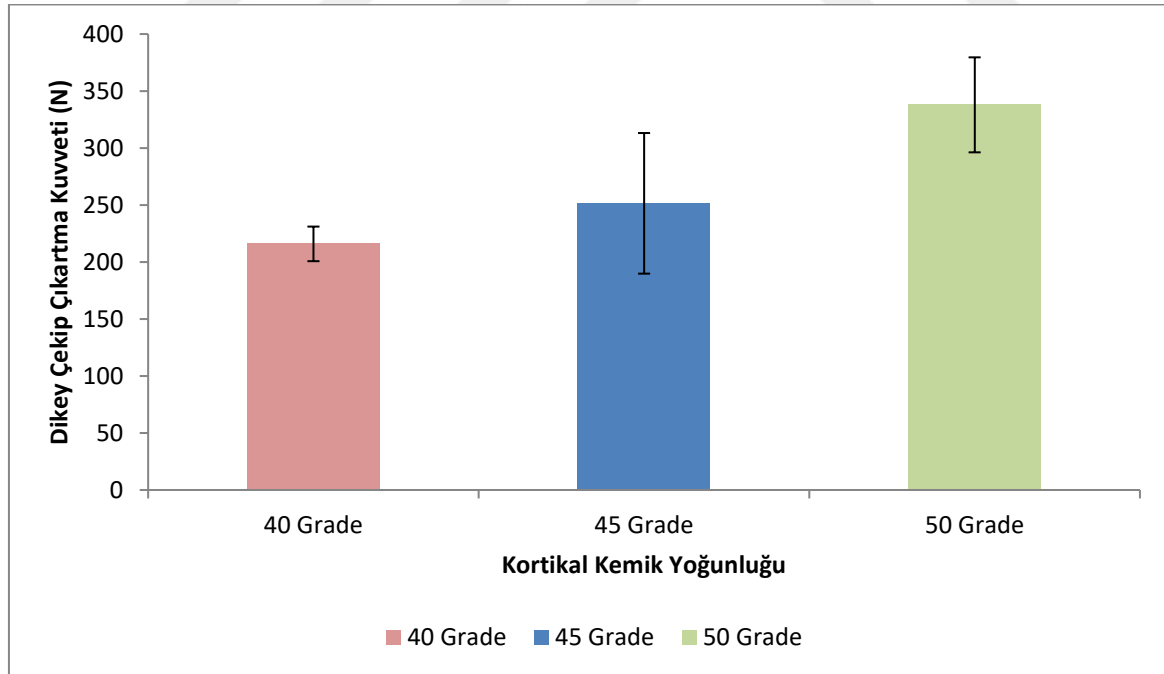
Kortikal kemik yoğunluğu ile kortikal kemik kalınlığının faktör olarak yer aldığı, bağımlı değişkeninin ise dikey çekip çıkartma kuvveti olduğu model kurulduğunda; kortikal kemik yoğunluğunun ($F=370,491$; $p<0,001$, $\eta^2=0,911$), kortikal kemik kalınlığının ($F=173,428$; $p<0,001$, $\eta^2=0,828$) ve kemik yoğunluğu x kemik kalınlığı etkileşim etkisinin ($F=40,243$; $p<0,001$, $\eta^2=0,691$) anlamlı farklılık oluşturduğu görüldü.

Dikey çekip çıkartma kuvvetindeki farklılığın hangi kemik yoğunluğundan kaynaklandığının değerlendirilmesi

Yapılan ölçüm sonucunda 40 grade, 45 grade ve 50 grade kortikal kemik yoğunluklarına sahip olan sentetik kemik bloklara yerleştirilen mini-implantlara ait ortalama dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinin sırasıyla $215,92 \pm 15,17$ N, $251,50 \pm 61,68$ N, $337,91 \pm 41,67$ N olduğu görüldü. Kortikal kemik yoğunluklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti değerleri Çizelge 4.13 ve Şekil 4.7’de gösterildi.

Çizelge 4.13. Kortikal kemik yoğunluklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti (N) ortalamaları

Kortikal Kemik Yoğunluğu	n	En Az	En Çok	Dikey çekip çıkartma kuvveti (N) Ortalama	Std.Sapma
40 Grade	30	192,00	259,11	215,92	15,17
45 Grade	26	149,91	392,98	251,50	61,68
50 Grade	25	245,00	407,59	337,91	41,67



Şekil 4.7. Kortikal kemik yoğunluklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti (N) ortalama ve standart sapmaları

Dikey çekip çıkartma kuvvetindeki farklılığın hangi kemik yoğunluğundan kaynaklandığı post-hoc test ile araştırıldığında; Kortikal kemik yoğunluğu açısından bakıldığında 40 grade ile 45 grade arasında 41,4 N ($p<0,001$), 40 grade ile 50 grade arasında 114,2 N ($p<0,001$) ve 45 grade ile 50 grade arasında 72,9 N farklılık ($p<0,001$) bulunduğu ve tüm farkların istatistiksel olarak da önemli oldukları görüldü.

Kortikal kemik yoğunluğu arttıkça dikey çekip çıkartma kuvvetinin yükseldiği belirlendi (Çizelge 4.14).

Çizelge 4.14. Farklı kortikal kemik yoğunluğundaki gruplar arasında dikey çekip çıkartma kuvveti (N) değerlerindeki farkların arasındaki farklılığın anlamlı olup olmadığını yansıtan istatistik poc-hoc testi tablosu

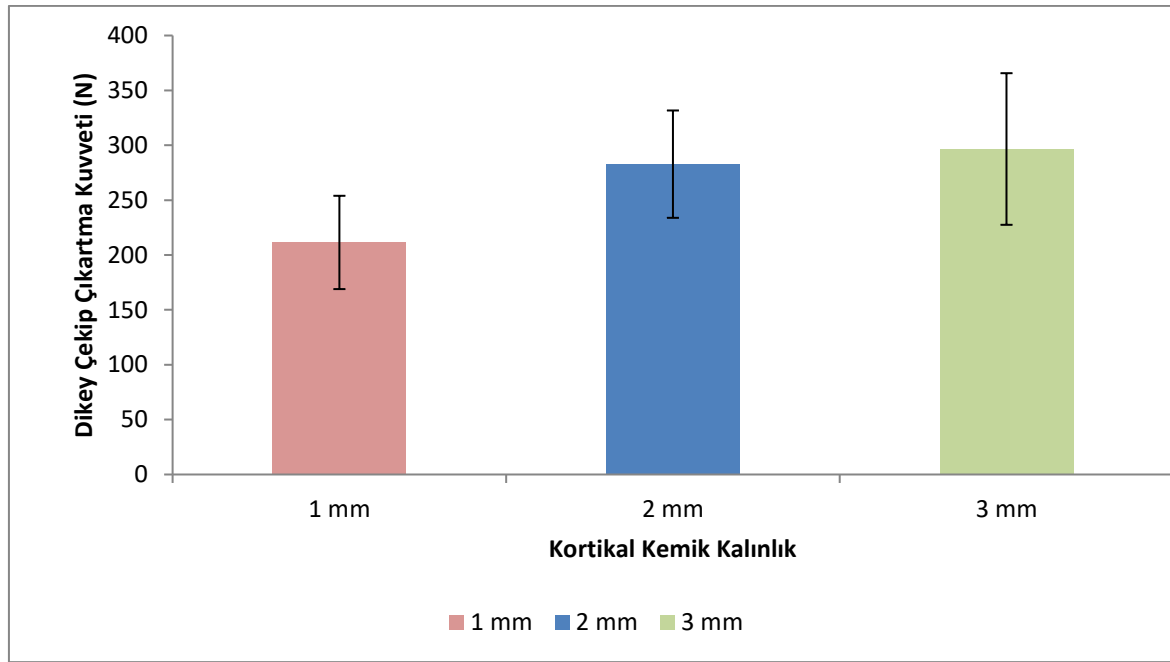
Dikey çekip çıkartma kuvveti		
Gruplar	Değerindeki Fark (N)	P
40 Grade ile 45 Grade	41,4	<0,001
45 Grade ile 50 Grade	72,9	<0,001
40 Grade ile 50 Grade	114,2	<0,001

Dikey çekip çıkartma kuvvetindeki farklılığın hangi kemik kalınlığından kaynaklandığının değerlendirilmesi

Yapılan ölçüm sonucunda 1 mm, 2 mm ve 3 mm kortikal kemik kalınlıklarına sahip olan sentetik kemik bloklara yerleştirilen mini-implantlara ait ortalama dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinin sırasıyla $211,45\pm42,50$ N; $282,77\pm48,91$ N; $296,59\pm69,08$ N olduğu görüldü. Kortikal kemik kalınlıklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti değerleri Çizelge 4.15 ve Şekil 4.8'de gösterildi.

Çizelge 4.15. Kortikal kemik kalınlıklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti (N) ortalamaları

Kortikal Kemik Kalınlığı	n	En Az	En Çok	Dikey çekip çıkartma kuvveti (N) Ortalama	Std.Sapma
1 mm	26	192,00	313,00	211,45	42,50
2 mm	25	217,35	346,00	282,77	48,91
3 mm	30	193,11	407,59	296,59	69,08



Şekil 4.8. Kortikal kemik kalınlıklarına göre dikey çekip çıkartma kuvveti (N) ortalama ve standart sapmaları

Dikey çekip çıkartma kuvvetindeki farklılığın hangi kemik kalınlığından kaynaklandığı post-hoc test ile araştırıldığında; kortikal kemik kalınlığı 2 mm olduğunda 1 mm olan gruba göre dikey çekip çıkartma kuvvetinin yaklaşık 65,4 N daha yüksek olduğu, bu farkın ise istatistiksel olarak da anlamlı olduğu ($p < 0,001$) bulundu. Benzer şekilde kemik kalınlığı 3 mm olduğunda 1 mm olan gruptan yaklaşık 75,9 N daha fazla bir dikey çekip çıkartma kuvveti gerektiği ve bu artışın da anlamlı olduğu ($p < 0,001$) görüldü. Kemik kalınlığı 3 mm olan grup ile 2 mm olan grup arasında ise dikey çekip çıkartma kuvveti açısından 10,5 N'luk bir fark olmasına karşın bu farkın istatistiksel olarak önemli olmadığı belirlendi ($p = 0,052$).

Kortikal kemik kalınlığı 1 mm'den 2 mm'ye ve 1 mm'den 3 mm'ye çıkarken dikey çekip çıkartma kuvveti artmasına karşın, 2 mm'den 3 mm'ye çıkarken dikey çekip çıkartma kuvvetinde önemli bir artış olmamaktadır (Çizelge 4.16).

Çizelge 4.16. Farklı kortikal kemik kalınlığındaki gruplar arasında dikey çekip çıkartma kuvveti (N) değerlerindeki farkların arasındaki farklılığın anlamlı olup olmadığını yansıtan istatistik poc-hoc testi tablosu

Dikey Çekip Çıkartma		
Gruplar	Kuvveti Değerindeki Fark (N)	P
1 mm ile 2 mm	65,4	<0,001
2 mm ile 3 mm	10,5	0,052
1 mm ile 3 mm	75,9	<0,001

Dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde en çok etkisi olan faktörün belirlenmesi

Dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde kemik yoğunluğu ve kemik kalınlığının birlikte oluşturduğu etkileşim etkisinin de anlamlı olması, dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde en çok etkisi olan faktörün belirlenmesini gereksinimini doğurdu. Dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde en yüksek etkinin hangi faktörden kaynaklandığı kısmi eta kare (partial η^2) değişimleri ile incelendi. Dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde kortikal kemik yoğunluğunun %91,1; kortikal kemik kalınlığının %82,8 ve kemik yoğunluğu x kemik kalınlığı etkileşim etkisinin ise %69,1 oranında etkili olduğu tespit edildi.

Kortikal kemik yoğunluğunun dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde de en yüksek etkiye sahip olan faktör olduğu kararına varıldı (Çizelge 4.17).

Çizelge 4.17. Dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde en çok etkisi olan faktörün belirlenmesi

Dikey çekip çıkartma kuvveti	
Faktör	Üzerindeki Etkisi
Kortikal kemik yoğunluğu	%91,1
Kortikal kemik kalınlığı	%82,8
Kemik yoğunluğu x Kemik kalınlığı	%69,1

4.4. Çakma Torku ile Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti Arasındaki Korelasyonlar

4.4.1. Kortikal kemik yoğunlukları ve kortikal kemik kalınlıkları dikkate alınmadan çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyonlar

Kortikal kemik yoğunluğu ve kalınlığı dikkate alınmadan çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki ilişkiye bakıldığında; aralarında anlamlı ve kuvvetli bir ilişki olduğu bulundu ($r=0,698$; $p<0,001$), (Çizelge 4.18).

Çakma torku arttıkça dikey çekip çıkartma kuvveti de yükselmektedir.

Çizelge 4.18. Kortikal kemik yoğunluğu ve kalınlığı dikkate alınmadan çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyonlar

Kortikal Kemik Yoğunluğu ve Kalınlığı Dikkate Alınmadan	Çakma Torku ile Dikey çekip çıkartma kuvveti Arasındaki Korelasyonlar	
	R	P
	0,698	<0,001

4.4.2. Kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyonlar

Kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki ilişkiler incelendi. Kortikal kemik yoğunluğu 45 grade iken çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında anlamlı ve orta kuvvette bir ilişki olduğu görüldü ($r=0,614$; $p=0,001$). Kortikal kemik yoğunluğu 40 ve 50 grade olan örneklerde ise çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki ilişki anlamlı değildi (sırasıyla $r=-0,068$; $p=0,720$ ve $r=0,364$; $p=0,074$), (Çizelge 4.19).

Kortikal kemik yoğunluğu 45 grade iken çakma torkunun artması ile dikey çekip çıkartma kuvvetinin de arttığı, diğer kortikal kemik yoğunluklarında ise aralarında bir ilişki olmadığı görüldü.

Çizelge 4.19. Kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyonlar

Kortikal Kemik Yoğunluklarına Göre	Çakma Torku ile Dikey çekip çıkartma kuvveti Arasındaki Korelasyonlar	
	R	P
40 Grade	-0,068	0,720
45 Grade	0,614	0,001
50 Grade	0,364	0,074

4.4.3. Kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyonlar

Kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki ilişkiler incelendi. Kortikal kemik kalınlığı 1 mm iken çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında anlamlı ve kuvvetli bir ilişki olduğu görüldü ($r=0,788$; $p<0,001$). Benzer şekilde kortikal kemik kalınlığı 2 mm iken de çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında anlamlı ve kuvvetli bir ilişki vardı ($r=0,734$; $p<0,001$). Kortikal kemik kalınlığı 3 mm iken ise çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki ilişki anlamlı ancak orta kuvvette idi ($r=0,547$; $p=0,002$), (Çizelge 4.20).

Her üç kortikal kemik kalınlığında da çakma torkunun artması ile dikey çekip çıkartma kuvvetinin de arttığı görüldü. Ancak artış lineer değildir. Çakma torkunun arttığı oranda dikey çekip çıkartma kuvveti artmamaktadır.

Çizelge 4.20. Kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyonlar

Kortikal Kemik Kalınlığına Göre	Çakma Torku ile Dikey çekip çıkartma kuvveti Arasındaki Korelasyonlar	
	R	P
1mm	0,788	<0,001
2mm	0,734	<0,001
3mm	0,547	0,002

4.5. Çakma Torku ile Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti Arasındaki Regresyonlar

4.5.1. Kortikal kemik yoğunlukları ve kortikal kemik kalınlıkları dikkate alınmadan çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki regresyonlar

Kortikal kemik yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığı dikkate alınmadan mini-implant çakma torku sayesinde mini-implantın doğrudan çekilerek çıkartılması durumunda uygulanması gereken dikey çekip çıkartma kuvvetini tahmin etmek için regresyon denklemi kuruldu (Eşitlik 1). Kurulan regresyon denklemi istatistiksel olarak anlamlıdır ($F=1492,368$; $p<0,001$).

$$\text{Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti} = 119,317 + (\text{Çakma Torku} \times 11,172)$$

(Eşitlik - 1)

4.5.2. Kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki regresyonlar

Kortikal kemik kalınlığı dikkate alınmadan, kortikal kemik yoğunluğuna göre mini-implant çakma torku sayesinde mini-implantın doğrudan çekilerek çıkartılması durumunda uygulanması gereken dikey çekip çıkartma kuvvetini tahmin etmek için gereken regresyon denklemleri kuruldu. Kurulan regresyon denklemlerinden sadece 45 grade kemik yoğunluğuna sahip örnekler için kurulan modelin anlamlı olduğu ($F=14,542$; $p=0,001$) diğer kemik yoğunlukları için anlamlı bir regresyon denkleminin kurulamayacağı ($p>0,05$) görüldü. 45 grade kemik yoğunluğu için kurulan model Eşitlik 2'de gösterilmiştir.

$$\text{Yoğunluk 45 grade için Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti} = 140,476 + (\text{Çakma Torku} \times 9,032)$$

(Eşitlik - 2)

4.5.3. Kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki regresyonlar

Kortikal kemik yoğunluğu dikkate alınmadan, kortikal kemik kalınlığına göre mini-implant çakma torku sayesinde mini-implantın doğrudan çekilerek çıkartılması durumunda uygulanması gereken dikey çekip çıkartma kuvvetini tahmin etmek için gereken regresyon denklemleri kuruldu (Eşitlik 3.a, 3.b, 3.c). Kurulan regresyon denklemleri dikey çekip çıkartma kuvveti'ni tahmin etmek için kullanılabilir (sırasıyla $F=39,393$; $p<0,001$, $F=26,835$; $p<0,001$ ve $F=11,957$; $p=0,002$).

*Kalınlık 1 mm için Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti = $108,707 + (\text{Çakma Torku} \times 9,283)$
(Eşitlik - 3.a)*

*Kalınlık 2 mm için Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti = $172,292 + (\text{Çakma Torku} \times 8,578)$
(Eşitlik - 3.b)*

*Kalınlık 3 mm için Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti = $141,204 + (\text{Çakma Torku} \times 10,242)$
(Eşitlik - 3.c)*



5. TARTIŞMA

5.1. Amaç

Mini-implantların son derece değişkenlik gösteren başarı oranlarının dental implantlara göre daha düşük olduğu bilinmektedir [14-20]. Mini-implant uygulamalarında tespit edilen %10 ile %30 [14-21, 105] arasındaki başarısızlık oranları günümüzde tatmin edici görülmediği için mini-implantların başarısını etkileyen faktörleri inceleyen çok sayıda çalışmaya literatürde rastlanılmaktadır[14-21, 24, 27, 29-50, 60, 61, 105, 113-117].

Dental implantların uzun dönem stabilitelerinde en etkili faktörün kortikal kemik kalınlığının trabeküler kemik kalınlığına oranı olduğu kabul edilmiştir. 1985 yılında Lekholm ve Zarb [118] bu kabule dayanarak, kemik kalitesini dört grupta inceleyen bir sınıflama yapmışlardır.

- **Grup 1:** Tamamen kortikal kemikten oluşan kemikleri,
- **Grup 2:** Yoğun trabeküler kemik ve onu çevreleyen kalın kortikal kemikleri,
- **Grup 3:** Yoğun trabeküler kemik ve onu çevreleyen ince kortikal kemikleri,
- **Grup 4:** Düşük yoğunlukta trabeküler kemik ve onu çevreleyen ince kompakt kemikleri ifade etmektedir.

Daha sonraki dönemde Misch [119], kemik yoğunluğunun dental implantların stabilitesine kortikal kemiğin trabeküler kemiğe oranından daha fazla etkisi olduğunu düşündüğü için sadece kemik yoğunluğunu dikkate alarak bir sınıflama yapmıştır.

Kortikal kemik trabeküler kemiğe göre daha yüksek elastisite modülüne sahip olduğu için daha güçlü ve deformasyona karşı daha dirençli olarak kabul edilmektedir [120]. Bu nedenle kortikal kemiğe trabeküler kemikten daha fazla kuvvetin uygulanılabileceği düşünülmüştür [53].

Miyamoto ve diğerkleri [69] ise, kortikal kemik kalınlığının dental implantların stabilitesi açısından üzerinde düşünülmesi gereken oldukça önemli bir faktör olduğunu belirtmişlerdir.

Geçici bir zaman sürecinde kullanılan mini-implantların stabilitesi dental implantlardan farklı olarak mekanik tutuculuğa dayandığı için çoğunlukla osteointegrasyona gerek duyulmamaktadır. Bu nedenle dental implantların başarısında oldukça önemli olduğu kabul edilen kemik kalitesinin mini-implantların başarısı üzerine etkilerinin benzer olmasına karşın bire bir aynı olmadığı düşünülmektedir [12].

Literatürde kortikal kemiğin iki temel özelliği olan kortikal kemik yoğunluğuile kortikal kemik kalınlığının mini-implantların başarı oranı üzerindeki etkilerini ayrı ayrı inceleyen çalışmalar vardır [27, 29-50].

Homojen yapıya sahip poliüretan sentetik kemik blokların kullanıldığı ve kortikal kemik yoğunluğu ile kortikal kemik kalınlığının etkilerinin bir arada değerlendirildiği ise sadece iki çalışma bulunabilmiştir [24, 51].

Bu çalışmalarda; mini-implantlara ait çap [24, 51], uzunluk [24, 51], yiv tasarımı [51] ve yerleştirme açısı [51] gibi farklı faktörlerin mini-implantların primer stabilitesi üzerine olan etkilerinin bir arada değerlendirildiği görülmektedir. Bu çalışmada değerlendirilen parametrelerden; çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvvetinin ise mini-implantın boyutu, tasarımı [14, 30, 35, 43, 58] ile çakma açısından [116-117] etkilendiği bildirilmiştir.

Kortikal kemik yoğunluğu ile kalınlığının mini-implantların primer stabilitesi üzerindeki etkilerinden hangisinin daha önemli olduğunun belirlenmesi durumunda ise, mini-implantların kullanımında nelere dikkat edilmesi gerektiği noktasında önemli bilgilere ulaşılabileceğini düşünmekteyiz.

Literatürde mini-implantların stabilitesinin ölçümünde periotest [121], perküsyon testi [122], radyograf analizi [47] ve rezonans frekans analizi [36], çakma torku ölçümü [60], sökme torku ölçümü [41], dikey çekip çıkartma testi [24], push-out

testi [75], gerilim testi [123, 124], FEM analizi [125] ve histomorfolojik [126] inceleme gibi birçok yöntemin kullanıldığı görülmektedir.

Günümüzde mini-implantların primer stabilitesinin değerlendirilmesinde ise çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti ölçümlerinin referans olarak kullanılabileceği belirtilmektedir [22, 28, 33, 34, 39, 47].

Nitekim çakma torkunun mini-implantların primer stabilitesinin tespit edilmesinde yeterli olduğunu savunan çok sayıda çalışma bulunmasına karşın [22, 28, 34, 39-41], sadece iki çalışmada bu konuda herhangi bir kanıtın bulunmadığı belirtilmiştir [17, 37].

Dikey çekip çıkartma kuvveti; ortopedi, beyin cerrahisi ve maksillofasial cerrahi gibi alanlarda implantların göreceli dayanıklılığını veya kavrama gücünü karşılaştırmada referans metod olarak kabul edilmektedir [27]. Dikey çekip çıkartma kuvvetinin mini-implantların primer stabilitesi ve materyal özellikleri hakkında da önemli bilgiler sunduğu bildirilmiştir [111].

Sökme torkunun daha çok mini-implantların sekonder stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılabileceği düşünülmektedir [109, 127]. Sökme torku, sökme anında kemik-implant ara yüzeyinin dönme kuvvetlerine karşı dayanıklılığını ölçmek için geliştirilmiş bir test olarak tanımlanmıştır [122]. Bu yüzden mini-implantların primer stabilitesinin incelendiği araştırmamızda sökme torku testi tercih edilmemiştir.

Bu araştırmanın amacı ise kortikal kemik yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığındaki farklılıkların ortodontik mini-implantların primer stabilitesine olan etkilerinin in-vitro olarak incelenmesidir.

5.2. Gereçler

5.2.1. Sentetik kemik blokları

Mini-implant stabilitesini değerlendirmek için yapılmış olan çalışmalarda tavşan [128], rat [129], köpek [130], koyun [131], maymun [132], domuz [35], sığır [44,

133] ve insan [48, 134, 135] kemikleri kullanılmasına karşın, bu kemiklerde homojen kemik yoğunluğunun ve kemik kalınlığının sağlanamadığı görülmüştür. Bu durumun ise çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti gibi parametreleri etkiliyebileceği tespit edilmiştir [136]. Bu noktada istenilen kemik yoğunluğunda ve kemik kalınlığında hazırlanabilen ve aynı zamanda homojen yapıya sahip olan sentetik kemik blokları, mini-implantların stabilitesinin değerlendirildiği çok sayıda çalışmada tercih edilmiştir [24, 39, 49, 60, 136-144].

Araştırmamızda kullanılan poliüretan sentetik kemik blokların özellikleri bu blokların üretiminden ve dikey çekip çıkartma testlerinden sorumlu olan TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi çalışma grubu üyelerinin kanaat, tecrübe ve önerileri doğrultusunda seçilmiştir.

Kemik yoğunluğu

Seong ve diğerlerinin [145] ortalama yaşları 83,25 yıl olan 4 erkek bireyin maksilla ve mandibulasına ait kadavra kemiklerini incelenmiş oldukları çalışmalarında kemik mineral yoğunluğu maksillada 0,67 g/cc, mandibulada ise 1,18 g/cc olarak bulunmuştur.

Schwartz ve Dechow'un [146] ortalama yaşları 64,3 yıl olan 7 erkek ile ortalama yaşları 62 yıl olan 3 kadın bireyin mandibulasına ait kadavra kemiklerini incelemiş oldukları çalışmalarında mandibuler kortikal kemik yoğunluğu 1,85 g/cc-2,0 g/cc olarak bulunmuştur.

Nkenke ve diğerleri [147], 3 erkek bireyin maksilla ve mandibulasına ait kadavra kemiklerini inceledikleri çalışmalarında trabeküler kemik mineral yoğunluğunu maksillada 0,259 g/cc, mandibulada ise 0,349 g/cc olarak bulmuşlardır.

Devlin ve diğerlerinin [148], ortalama yaşları 64,3 yıl olan 39 bireye ait kemik yoğunluklarını inceledikleri çalışmalarında kemik yoğunluğu: mandibular gövde kısmında $1,11 \pm 0,3$ g/cm², maksiller anterior kısmında $0,55 \pm 0,14$ g/cm², maksiller posterior bölgede $0,31 \pm 0,14$ g/cm², sert damak bölgesinde $0,5 \pm 0,16$ g/cm² olarak bulunmuştur.

Literatürde maksilla ve mandibula için belirlenmiş olan kemik mineral yoğunlukları ASTM F 1839-08 standardına göre değerlendirildiğinde; maksiller kortikal kemik yoğunluğunun [145] yaklaşık 40 grade, mandibuler kortikal kemik yoğunluğunun [145, 146, 148] ise yaklaşık 50 grade olduğu tespit edilmiştir.

Araştırmamızda kortikal kemik yoğunluğu; maksiller kortikal kemik yoğunluğuna denk olan 40 grade, mandibuler kortikal kemik yoğunluğuna denk olan 50 grade ve 45 grade olmak üzere üç farklı yoğunlukta ayarlanmıştır.

Trabeküler kemiğin kortikal kemikten daha düşük bir yoğunluğa sahip olduğu bilinmektedir [145-148]. Çalışmalarda kullanılan sentetik kemik bloklarına ait trabeküler kemik yoğunlukları da bu nedenle kortikal kemik yoğunluklarından daha düşük olarak hazırlanmaktadır [137, 138, 143].

Sentetik kemik bloklarına ait kortikal kemik yoğunluklarının 40-50 grade olarak belirlendiği çalışmalarda trabeküler kemik yoğunluklarının ise, 5 grade [144], 20 grade [137, 138, 143] ve 30 grade [24, 49, 140] olacak şekilde değişkenlik gösterebildiği görülmüştür (Çizelge 5.1).

Literatürde trabeküler kemik yoğunluğu 20 grade [137, 138, 143] olarak daha fazla tercih edilmesine karşın, araştırmamızda 20 grade trabeküler kemik yoğunluğuna sahip sentetik kemik bloklarının hazırlanması sırasında hammadde miktarı çok az olduğu için tartı sırasında ölçüm hatalarının olabileceği görülmüştür. Bu noktada laboratuvar işlemlerinin daha kolay olması nedeniyle tüm örneklerin yüksek standartta hazırlanabildiği 25 grade trabeküler kemik yoğunluğuna sahip poliüretan sentetik kemik blokları tercih edilmiştir.

Çizelge 5.1. Çalışmalarda kullanılan sentetik kemik bloklarına ait kortikal kemik kalınlığı, kortikal kemik yoğunluğu ve trabeküler kemik yoğunluğu değerleri

	Yazar	Kortikal Kemik		Trabeküler Kemik
		Kalınlığı(mm)	Yoğunluğu(g/cc)	Yoğunluğu(g/cc)
Poliüretan Sentetik Kemik Blokları	Brinley ve diğerleri [136]	0	0	0,24
	Chen ve diğerleri [139]	0	0	0,32; 0,48; 0,64
	Shah ve diğerleri [24]	1 ve 2	0,64; 0,55	0,48
	Kim ve diğerleri [138]	1,5	0,64	0,32
	Petrey ve diğerleri [144]	1,5	0,64	0,08
	Hong ve diğerleri [142]	2	0,48	0,16
	Hung ve diğerleri [49]	2	0,64; 0,8	0,48
	Wu ve diğerleri [137, 143]	2	0,64	0,32
	Cho ve Baek [140]	3	0,8	0,48
	Cho ve diğerleri [141]	2 ve 4	1,64	0,64
EE Kemik Blokları	Song ve diğerleri [60]	0; 1; 1,5; 2	EE 1,7	0,64
	Lim ve diğerleri [39]	1; 1,5; 2	EE 1,7	0,64

*EE:E-cam epoksi tabaka (E-glass epoxy sheets)

Kortikal kemik kalınlığı

Miyamoto ve diğerleri [69], mini-implantların stabilitesi üzerinde etkili olduğunu düşündükleri kortikal kemik kalınlığını değerlendirmek için yapmış oldukları çalışmalarında ortalama yaşları 52,5 yıl olan 25 erkek, 25 kadın toplam 50 hastanın mandibuler kemikleri üzerinde 127 adet, maksiller kemikleri üzerinde 98 adet ölçüm yapmışlardır. Ortalama kortikal kemik kalınlıkları maksiller kemikte $1,49 \pm 0,34$ mm (0,92 mm-2,54 mm), mandibular kemikte ise $2,22 \pm 0,47$ mm (0,79 mm-3,2 mm) olarak bulunmuştur.

Park ve Cho [149], yaş ortalamaları 27,1 yıl olan 30 erkek, 30 kadın toplam 60 bireyin başlangıç üç boyutlu görüntülerini inceledikleri çalışmalarında kortikal kemik kalınlıklarının maksiller bukkal bölgede 1,17 mm ile 1,31 mm arasında, mandibuler bukkal bölgede 1,26 mm ile 2,91 mm arasında, palatinal bölgede 1,15

mm ile 1,25 mm arasında, retromolar bölgede ise 1,96 mm ile 2,06 mm arasında değiştiğini görmüşlerdir.

Ono ve diğerlerinin [150] ortalama yaşları 24 yıl olan 32 erkek, 11 kadın toplam 43 bireyin üç boyutlu görüntülerini inceledikleri çalışmalarında maksiller kortikal kemik kalınlığının 1,09 mm ile 2,12 mm arasında, mandibuler kortikal kemik kalınlığının 1,59 mm ile 3,03 mm arasında değiştiğini bildirmişlerdir.

Baumgaerte ve Hans [151], yetişkin bireylere ait 30 adet kuru kafa üzerinde yapmış oldukları çalışmalarında maksiller ve mandibuler bukkal bölgelerdeki kortikal kemik kalınlıklarının 0,75 mm ile 3,12 mm arasında değiştiğini tespit etmişlerdir. Mandibulada maksillaya göre daha fazla kortikal kemik bulunduğunu bildirmiş oldukları bu çalışmalarında mandibuler ve maksiller anterior bukkal segmentlerdeki kortikal kemik kalınlıklarının ölçüm noktası alveoler kretten uzaklaştıkça arttığını da bulmuşlardır.

Kortikal kemik kalınlığının değerlendirildiği çalışmalarda grupları oluşturan bireylerin farklı yaş, cinsiyet ile ırktan olmaları ve ölçümlerin yapıldığı bölgelerin farklı olmaları nedeniyle bu bireylere ait kortikal kemik kalınlığı değerlerinde büyük değişkenlikler görülebilmektedir.

Literatürde maksiller ve mandibuler bölgedeki kortikal kemik kalınlıklarının en düşük değerinin 0,75 mm [151] en yüksek değerinin ise 3,21mm [69] olduğu bulunmuştur.

Mini-implant stabilitesini değerlendirmek için yapılmış çalışmalarda farklı kortikal kemik yoğunlukları ve kemik kalınlıklarında üretilen poliüretan sentetik kemik bloklarının kullanıldığı bilinmektedir (Çizelge 5.1), [24, 39, 49, 60, 136-144]. Bu çalışmalarda kullanılan sentetik kemik bloklarına ait kortikal kemik kalınlıklarının ise:

- 0 mm (Song ve diğerleri [60], Brinley ve diğerleri [136], Chen ve diğerleri [139]),
- 1 mm (Song ve diğerleri [60], Lim ve diğerleri [39], Shah ve diğerleri [24]),

- 1,5 mm (Song ve diğerleri [60], Lim ve diğerleri [39], Kim ve diğerleri [138], Petrey ve diğerleri [144]),
- 2 mm (Song ve diğerleri [60], Hung ve diğerleri [49], Shah ve diğerleri [24], Lim ve diğerleri [39], Cho ve diğerleri [141], Hong ve diğerleri [142], Wu ve diğerleri [137, 143]),
- 3 mm (Cho ve Baek [140]),
- 4 mm (Cho ve diğerleri [141]) olarak değiştiği görülmektedir.

Motoyoshi ve diğerlerinin [29] mini-implantların başarısında kortikal kemik kalınlığı ve çakma torkunun etkisini incelemiş oldukları çalışmalarında yaşları 14,6-42,8 arasında değişen 4 erkek, 28 kadın üzerinde uygulanan toplam 87 adet mini-implantı değerlendirmeye dahil etmişlerdir. 1 mm'den daha ince kortikal kemiğe uygulanan mini-implantlara ait başarısızlık oranlarının 1 mm ve üzerinde kortikal kemiğe uygulanan mini-implantlara göre 6,93 kat daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Bu noktada mini-implantların başarısı için kortikal kemik kalınlığının en az 1 mm olması önerilmiştir.

Araştırmamızda kullanılan poliüretan sentetik kemik bloklarında en düşük 1 mm'lik kortikal kemik kalınlığı tercih edilmiştir. Bu durumun Motoyoshi ve diğerlerinin [29], mini-implantların başarısı için kortikal kemik kalınlığının en az 1 mm olması gerektiği hakkındaki önermeleri ile uyumlu olduğu görülmüştür.

Maksillaya göre mandibuladaki çakma torku değerlerinin ve kortikal kemik kalınlıklarının daha yüksek olduğunun görüldüğü bu çalışmada [29] çakma torku ile kortikal kemik kalınlıkları arasında pozitif bir korelasyon tespit edilmiştir. Mini-implantların başarı oranlarının kortikal kemik kalınlığı ile ilişkili olduğu bilinmektedir. Mandibuladaki kortikal kemik kalınlıkları maksilladakinden daha fazla bulunmasına rağmen bu çalışmada benzer başarı oranları elde edilmiştir.

Mini-implantların yerleştirilebilmesi için en az 1 mm'lik kortikal kemik kalınlığının bulunması gerektiği [29] ve mandibuler ve maksiller kortikal kemik kalınlıklarının 0,75 [151] ile 3,2 mm [69] arasında değişmesi gibi literatürdeki referans veriler dikkate alındığında bu araştırmada kullanılan sentetik kemik bloklarına ait kortikal kemik kalınlıklarının 1 mm, 2 mm ve 3 mm olarak belirlenmesine karar verilmiştir.

Literatürdeki bazı çalışmalarda [60, 152, 153] kullanılan poliüretan sentetik kemik bloklarına ait kortikal kemik tabakası ile trabeküler kemik tabakasının ayrı ayrı üretilerek akrilik bir yapıştırıcıyla birleştirildiği görülmüştür. Ancak bu yöntemde yapıştırıcı nedeniyle oluşacak olan ve sertlik derecesi belirlenemeyen katmanın deney sonuçlarını değiştirebileceği düşünüldüğü için araştırmamızda bu yöntem tercih edilmemiştir. Bu araştırmada insan kemiğinin daha doğru temsil edilebileceği düşüncesiyle kortikal kemik tabakası ile trabeküler kemik tabakası arasının doğal kaynaşmasını sağlayacak olan iki aşamalı döküm işlemi uygulanmıştır.

5.2.2. Torkmetre

Çeşitli çalışmalarda çakma torkunu ölçebilmek amacıyla ya analog [22, 28] ya da dijital [23, 41], ya motorlu [40, 106, 154, 155] ya da manuel [22, 28, 32] torkmetreler kullanılmıştır.

Hem in-vivo hem de in-vitro çalışmalarda kullanılabilen manuel cihazlar genelde spesifik ortodontik mini-implant tornavidası ile kombine edilerek uygulanmaktadır [22, 126]. In-vitro çalışmalarda kullanılabilen motorlu düzenekler ise genellikle sabit bir hızda mini-implant çakma ya da sökme işleminin yapılmasına izin vermektedirler [106, 154, 155]. Dijital torkmetrelerin analog olanlara göre daha hassas ölçüm yapabilmeleri ve torkmetre ucuna farklı anahtarların (wrenches) takılabilmesi ise en önemli avantajları olarak kabul edilmektedir [41].

Araştırmada mini-implantların çakma tork değerleri "FUTEK Miniature Screw Driver Sensor" (FUTEK, California, ABD) tipi sensörlü manuel ve dijital tornavida yardımı ile ölçülmüştür. Torkmetreli tornavidanın üretimi Prof. Dr. Metin ORHAN'ın tasarımı üzerine Tasarım-Med (Eyüp, İstanbul) firması tarafından gerçekleştirilmiştir. Her 0,1 saniyede bir ölçüm yapabilen bu torkmetre sensörün ölçüm kapasitesi 100 inch-oz ya da 70,6 Ncm iken, ölçüm hassasiyeti 0,01 Ncm'dir. Torkmetre hem saat yönünde hem de saatin ters yönünde kayıt alabilmektedir. Araştırmaya başlamadan önce ise torkmetre sensörü firmaya (FUTEK, California, ABD) gönderilerek gerekli kalibrasyon ayarları yaptırılmıştır.

Araştırma öncesinde yapılan denemelerde sensörün boyunun çok kısa ve ince olması tutuş ergonomisi açısından yetersiz bulunmuştur. Ayrıca mini-implant çakma işlemi esnasında sensörün arkasındaki kablonun kendi üzerine ya da sensör üzerine kıvrılarak araştırmacıyı rahatsız ettiği ve bu kıvrılma sebebiyle çakma işleminin zorlaştığı gözlenmiştir. Verilerin güvenilirliğini etkileyecek bu dezavantajları önlemek için de Tasarım-Med (Eyüp, İstanbul) firmasının yardımıyla sarmayı engelleyecek raşet benzeri bir mekanizma ile birlikte sensörün içine yerleşeceği ergonomik, avuca oturan hafif bir kabza tasarlanmıştır (Resim 3.9, 3.10, 3.11, 3.12). Takiben tekrarlanan denemelerde ise sensör için yaptırılan tornavidanın çakma işlemini kolaylaştırdığı görülmüştür.

5.2.3. Mini-implant

Klinik uygulamalarda kullanılacak olan mini-implantların çapı, uzunluğu, uç özellikleri ve yiv şekli gibi fiziksel özellikleri ile mini-implantların yüzey özellikleri mini-implantların primer stabilitesini etkileyen önemli faktörler olarak kabul edilmektedir [31, 58].

1,2 mm ile 2,3 mm arasında değişen mini-implantların çaplarının seçiminde uygulamanın yapılacağı bölgedeki mevcut boşluk ve kemik kalitesi önemli rol oynamaktadır [14, 58]. Mini-implantların güvenli yerleştirilebilmesi ve stabil kalabilmesi için etrafında belli miktarda kemik dokusu olması gerekmektedir. Literatürde bu miktarın en az 0,5 mm [62], 1 mm [63, 64], 1,5 mm [7] veya 2 mm [20] olması önerilmektedir. Ancak interradyiküler aralığa yerleştirilen mini-implantların etrafını saran kemik dokusunun 1,5 mm'den daha fazla olmasının pek mümkün olmadığı görülmüştür [58].

Poggio ve diğerleri [64], Park ve diğerleri [14], interradyiküler aralığa yerleştiren mini-implantların ideal çaplarının 1,2 mm-1,5 mm arasında olmasını önermektedirler. Ancak, mini-implantların çapı küçüldükçe mini-implantın bükülme ve kırılma riskinin de artacağı bilinmektedir [65, 66].

Lee ve Baek [67], daha büyük çaplı ve konik şekilli self-drilling mini-implantların aşırı çakma torku oluşturarak kortikal kemikte aşırı basınç oluşturduğunu

belirtmişlerdir. Bu aşırı basınç kortikal kemikte mikro-zedelenme ve mikro-yapısında kalıcı deformasyona yol açmaktadır. Mikro-zedelenmenin birikmesi durumunda oluşabilen lokal iskemi, kemik nekrozu ve kemik remodelingi sonucunda ise mini-implantlar erken dönemde kaybedilebilmektedir. Bu nedenle 1,5 mm çaplı mini-implantların 2 mm çaplı mini-implantlara göre kortikal kemikte daha az mikro-zedelenme oluşturduğunu ileri sürmüşlerdir. Çok küçük çaptaki mini-implantların yerleştirme sırasında da kırılma riski artabilmekte ve çıkartma torkuna düşük direnç gösterdiği için ortodontik kuvvet uygulandığında gevşeyerek düşebilmektedir. Bu nedenle, kortikal kemikte mikro-zedelenme oluşturulmaması ile mini-implantların fiziksel özelliklerinin zayıflatılmaması arasındaki dengeyi sağlayabilmek için 1,5 mm veya 1,6 mm çaplı mini-implantların kullanılması tavsiye edilmektedir.

Miyawaki ve diğerlerinin [10] yaptıkları çalışmada 1,0 mm'den küçük çaptaki mini-implantların başarısızlık oranının yüksek olduğu, çapı 1,2 mm, 1,5 mm ve 2,3 mm olan mini-implantların ise yüksek başarı oranına sahip olduğu bulunmuştur.

Araştırmamızda literatürle de uyumlu olarak 1,8 mm çapındaki mini-implantların kullanımı tercih edilmiştir.

Kullanılacak mini-implantların uzunluğunun seçiminde kemiğin kalınlığı ve kalitesi, transmukozal kalınlık ve komşu vital yapılar dikkate alınmaktadır [58].

Dental arkta yerleştirme bölgelerine göre total kemik kalınlığı 4 mm ile 16 mm arasında değişim göstermektedir. Mini-implant uzunluğunun 10 mm'den daha fazla olması durumunda iatrojenik perforasyon riski artmaktadır [58]. Costa ve diğerleri [68], 4-6 mm uzunluğundaki mini-implantların birçok bölgede güvenle yerleştirebildiğini belirtmişlerdir. Poggio ve diğerleri [64] ise, 6-8 mm'lik mini-implant uzunluğunu önermişlerdir.

Mini-implant uzunluğu arttıkça retansiyonu da artmaktadır [58]. Ancak birçok çalışmada implant stabilitesini etkileyen faktörler arasında kortikal kemik kalınlığı implant uzunluğuna göre daha önemli bulunmuştur [58, 69].

Yumuşak doku kalınlığı da mini-implant uzunluğunu belirlemekte önemli rol oynamaktadır. Mini-implantın baş ve gövde kısmının uzunluğu (mini-implantın kemik dışında kalan kısmının uzunluğu) ile yiv kısmının uzunluğu (mini-implantın kemik içinde kalan kısmının uzunluğu) arasındaki oran 1:1 olarak önerilmektedir [58]. Posterior palatinal bölgedeki ve mandibula retromolar bölgedeki yumuşak doku kalınlığı 4 mm civarındadır. Önerilen orana göre kemik içinde kalan kısmın uzunluğu 4 mm olmalı ve böylece bu bölgelere yerleştirecek mini-implantın uzunluğu en az 8 mm olmalıdır [68].

Mini-implantın uzunluğu mekanik özelliklerini de etkilemektedir. Daha uzun mini-implantların çapı azaldıkça mini-implantın bükülme ve kırılma riskinin de arttığı belirtilmektedir. Bu nedenle daha uzun mini-implantların çapının daha büyük olması önerilmektedir [58].

Shah ve diğerleri [24], yaptıkları çalışmalarında kısa ve daha kalın mini-implantların uygun bir alternatif olduğunu belirtmişlerdir. Mini-implantların uzunluğunun az olmasından kaynaklanan stabilitedeki dezavantajların mini-implant çapının artırılmasıyla dengelenebildiğini bildirmişlerdir.

Chen ve diğerleri [156], mini-implantların stabilitesinin değerlendirildiği 16 farklı araştırmayı inceledikleri çalışmalarında mini-implantın minimum uzunluğunun 6 mm olması gerektiği sonucuna varmışlardır. Mini-implant uzunluğu 6 mm'den daha fazla olduğunda ise stabilitesinin arttığını ileri sürmüşlerdir [156, 157].

Araştırmamızda literatürle de uyumlu olarak 8 mm uzunluğundaki mini-implantların kullanımı tercih edilmiştir.

Yiv bölgesinin konik ya da silindirik olmak üzere genelde iki şekli bulunmaktadır. Konik şekilli mini-implantın yiv bölgesi uca doğru giderek incelmektedir. Silindirik şekilli mini-implantın yiv bölgesi ise uca doğru giderek incelmediği için konik şekilli mini-implantlara göre kırılmaya karşı daha dirençli olduğu bilinmektedir. Jolley ve Chung ise [76], aynı çaptaki konik şekilli mini-implantın silindirik şekilli mini-implanttan kırılmaya karşı yaklaşık 2 kat daha fazla dayanıklı olduğunu göstermişlerdir. O'Sullivan ve diğerleri [158] silindirik şekilli mini-implantlara göre

konik şekilli mini-implantların daha iyi bir primer stabiliteye sahip olduğunda bildirmişlerdir. Heidemann ve diğerleri [159] ise, konik şekilli implantın yerleştirilmesi sırasında kemikte oluşturduğu basınç etkisiyle kortikal kemikte mikro-çatlakların meydana gelebildiğini ileri sürmüşlerdir.

Araştırmamızda literatürle de uyumlu olarak silindirik şekilli mini-implantların kullanımı tercih edilmiştir.

Mini-implantların üretiminde kullanılacak olan materyallerde aranan özellikler; biyouyumlu olması, kemikte rezorbsiyon alanları oluşturmaması ve üzerine gelecek olan yüklere dayanıklı olmasıdır. Literatürde mini-implantların üretiminde vitalyum [52], paslanmaz çelik [58, 80], titanium ve modifiye titanyum gibi [14-21, 24, 27, 29-50, 60, 61, 105, 113-117, 132] materyallerin kullanılmış olduğu görülmektedir.

1945 yılında Gainsforth ve Highley [52] tarafından kullanılan ilk mini-implantların üretiminde vitalyum adı verilen CoCr alaşımı kullanılmıştır.

Mini-implantların üretiminde kullanılan biyouyumlu özelliğe sahip bir diğer materyal de paslanmaz çelik'tir. Titanyum materyaline göre daha yüksek elastiklik modüle sahip olan paslanmaz çelik materyalinden üretilen mini-implantlarda bükülme ve kırılmanın daha az olduğu görülmüştür. Günümüzde sadece Leone firması (Floransa, İTALYA) tarafından mini-implant üretiminde paslanmaz çelik materyali kullanılmaktadır. Son zamanlarda ortodonti pratiğinde kullanılan hemen hemen tüm mini-implantların ise titanyum ve titanyum alaşımlarından üretildiği bilinmektedir [58, 81].

Araştırmamızda literatürle de uyumlu olarak TiAl6V4-ELI Grade 23 titanyum alaşımlı malzemeden üretilmiş olan anodize yüzeyli mini-implantların kullanımı tercih edilmiştir.

5.3. ÇakmaYöntemi

5.3.1. Mini-implantların predirilling işlem ile indirek uygulanması ya da predirilling işlem gerektirmeden direk uygulanması

Self-tapping Mini-implantlar (Predirilling işlem gerektiren indirek uygulanan mini-implantlar)

Rehber deliciler ile kemiğe mini-implantların çapından daha küçük bir kılavuz delik açarak, yani predirilling işlem yaparak, yerleştirilen mini-implantlar self-tapping mini-implantlar olarak tanımlanmaktadır. Self-tapping mini-implantların yiv kenarları (flank), self-drilling mini-implantların yiv kenarlarına (flank) göre genelde daha yuvarlaktır. Self-tapping mini-implantların avantajı mini-implantın pozisyonunun yerleştirilmeden önce tespit edilebilmesi ve mini-implant yerleştirilirken daha az kemik doku sıkıştırıldığı için çoğu hastanın minimal rahatsızlık hissetmesi olarak bilinmektedir [58].

Self-drilling Mini-implantlar (Predirilling işlem gerektirmeyen direk uygulanan mini-implantlar)

Herhangi bir ön preparasyon yapılmadan kemiğe direkt olarak yerleştirilen mini-implantlar ise self-drilling mini-implantlar olarak tanımlanmaktadır. Self-drilling mini-implantların avantajı da çok kolay uygulanabilmesi ve uygulama için gerekli sürenin daha az olması olarak bilinmektedir [58].

Pithon ve diğerlerinin [41] yaptıkları çalışmada self-drilling tipi mini-implantların stabilitesinin daha yüksek olduğu bulunmuştur. Türköz ve diğerleri [105] yapmış oldukları çalışmalarında ise hem kuvvet yüklemeden önce hem de kuvvet yüklendikten 1 ay sonra self-drilling tipi mini-implantların stabilitesinin daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Heidemann ve diğerleri [159], self-drilling tipi mini-implantlarla elde edilen mini-implant-kemik temasının predrilling tipi mini-implantlardan daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Sowden ve Schmitz [160] ise, predrilling tipi mini-implantlara göre self-drilling tipi mini-implantların kortikal kemikte daha fazla deformasyona ve

mikro-zedelenmeye neden olduğunu göstermişlerdir. Gupta ve diğerleri [161], self-drilling tipi mini-implantların, kılavuz deliğe gerek duymaması, uygulama süresinin az olması, kılavuz delik hazırlarken meydana gelebilecek termal hasarın oluşmaması gibi avantajları sayesinde self-tapping tipi mini-implantlarından daha üstün olduğunu belirtmişlerdir. Yüksek yoğunluklu kemik ve kortikal kemik kalınlığının fazla olduğu bölgelerde ise kılavuz delik açılarak uygulamaların yapılmasını önermektedirler.

Araştırmamızda hem self-drilling hem de self-tapping özelliklere sahip olan MTN-3 tipimini-implantlar kullanılmıştır. Mini-implantların poliüretan sentetik kemik bloklara uygulanması sırasında herhangi bir predrilling işlemi yapılmamıştır.

5.3.2. Çakma açısı

Park ve diğerleri [115], mini-implant uygulamasından diş köklerinin zarar görmesini önlemek için dişlerin apikal bölgelerindeki kökler arası mesafenin daha fazla olduğu gerçeğine dayanarak mini-implantların oblik şekilde yerleştirilmesini önermişlerdir.

Zhao ve diğerleri [116], köpek kemiğine 30°, 50°, 70° ile 90°'lik açıyla uygulanmış olan mini-implantların stabilitesini karşılaştırmış oldukları çalışmalarında özellikle kuvvet uygulanmış olan mini-implantlarda daha iyi bir stabilite elde etmek için mini-implantların 50° ile 70° arasındaki bir açıyla yerleştirilmesini tavsiye etmişlerdir. Mini-implantların 30°'lik eğik açıyla yerleştirilmesinin ise mini-implantların stabilitesini azalttığı ileri sürülmüştür. Mini-implantların 30° gibi çok eğik açılarla yerleştirildiğinde kortikal kemikte daha fazla mikro-hasarlara yol açabileceği ve yerleştirme derinliğinin daha az olacağı ifade edilmektedir.

Wilmes ve diğerleri [117], domuz kemiğine 7 farklı çakma açısıyla (30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°) uyguladıkları mini-implantların çakma torkunu karşılaştırmış oldukları çalışmalarında en yüksek primer stabilitenin 60 ile 70 derecelik bir çakma açısıyla elde edildiğini ileri sürmüşlerdir.

Petrey ve diğerkleri [144] yapmış oldukları çalışmalarında mini-implantları poliüretan sentetik kemik bloklara 90 derecelik çakma açısıyla yerleştirdiklerinde en iyi retansiyon değerlerini elde ettiklerini bildirmişlerdir. Woodall ve diğerkleri ise [135], insan kadavrası üzerinde yapmış oldukları çalışmalarında 30 ile 60 derecelik çakma açısıyla yerleştirilen mini-implantlara göre 90 derece çakma açısıyla yerleştirilen mini-implantların daha iyi ankraj direnci gösterdiğini bildirmişlerdir.

Çakma açısının mini-implantların primer stabilitesi üzerine etkisini izole etmek amacıyla, 90 derecelik çakma açısı daha kolay uygulanabildiği için ve tüm literatürle de uyumlu olarak, mini-implantlar özel olarak imal ettiğimiz sensörlü tornavidamız kullanılarak tek araştırmacı tarafından sentetik kemik bloklarına 90 derecelik çakma açısıyla uygulanmıştır. Mini-implantları sentetik kemik bloklara dik açı ile yerleştirebilmek ve wobbling (titreme) hareketinin oluşmasını önlemek için ise özel olarak hazırlanmış olan rehber parçası kullanılmıştır (Resim 3.16).

5.3.3. Çakma derinliği

Wilmes ve Drescher [23], domuzların kalça kemiğine predrilling işlem yapıldıktan sonra 1,6×10 mm'lik mini-implantları farklı derinliklerde (7,5 mm, 8,5 mm, 9,5 mm) yerleştirdikleri çalışmalarında çakma derinliği arttıkça çakma torkunun da arttığını yani daha iyi bir primer stabilite sağlandığını bulmuşlardır.

Wawrzinek ve diğerkleri [26], mini-implantların daha derine yerleştirilmesi sırasında daha fazla basınç oluşması nedeniyle kortikal kemikte daha geniş çatlakların oluştuğunu bildirmişlerdir. Ayrıca mini-implantlar tornavida kullanarak el ile kemik segmente yerleştirildiği için, yerleştirme sırasında kemik ve mini-implant arasında sallanma meydana gelebileceğini ileri sürmüşlerdir.

Mini-implantlar kemiğe uygulanırken klinisyenin elini titretmeden stabil tutması ve uyguladığı açığı bozmaması gerekmektedir. Aksi halde elinin titretmesinden oluşan wobbling hareketi ile mini-implantın çevresindeki kortikal kemiğe zarar verilebilmekte ve mini-implantın hem primer stabilitesini hem de sekonder stabilitesini kötü etkilemektedir [162].

Literatürlerde wobbling hareketini engellemek için birçok yöntem önerilmektedir [49, 162, 163]:

- Mini-implantların tutacağına sıkıca bağlı olduğundan emin olmalı,
- Mini-implantların yerleştirilmesi sırasında kemik üzerinde kaymaması, kemikte aşırı ısınma oluşturmaması ve çakma yönünün korunması için mini-implantlar düşük basınçla (çok bastırmadan) ve düşük çakma hızı ile çakılmalı,
- Uzun mini-implantlar kullanıldığında mini-implantların motor ile çakılması önerilebilir,
- Mini-implantlar kortikal kemik yoğunluğu yüksek olan bölgelere çakıldığında wobbling hareketini artırabildiği için predrilling işlem yapılması önerilebilir,
- İn-vitro çalışmalarda mini-implantları ve kullanılan kemik blokları sıkı sabitleyen düzenekler kullanılarak wobbling hareketin oluşması engellenebilir. Bu tip düzenekler genellikle motorlu olup, sabit bir hızda mini-implant çakma ya da sökme işlemi yapılmasına izin vermektedirler [106, 154, 155].

Araştırmamızda çakma derinliğinin mini-implantların primer stabilitesi üzerine etkisini izole etmek amacıyla tüm mini-implantlar torkmetre ucuna özel olarak yapılmış olan rehber çizgiler kullanılarak aynı derinliğe yerleştirilmiştir (Resim 3.17).

5.4. Bulguların Tartışılması

5.4.1. Çakma torku

Mini-implantların yerleştirilmesi sırasında ölçülen çakma torku değerlerinin yerleştirilecek olan mini-implantların fiziksel özellikleri, yerleştirilen bölgedeki kemik kalitesi ve çakma yöntemleri gibi birçok faktörden etkilendiği bilinmektedir [22, 29, 34, 39, 164-166].

Mini-implantların primer stabilitesini değerlendirmek için yapılan çalışmalarda farklı tip ve boyuttaki mini-implantların çeşitli yoğunluk ve kalınlıktaki kortikal ve trabeküler kemik tabakalarına sahip poliüretan sentetik kemik bloklara yerleştirilmesinde farklı çakma yöntemlerinin kullanılması nedeniyle çakma torku

değerlerinin 1,5 Ncm [167] ile 81,88 Ncm [39] arasında değişiklikler gösterdiği tespit edilmiştir (Çizelge 5.2).

1,8 mm çapındaki 8 mm uzunluğundaki self-drilling ve self-tapping özelliğe sahip silindirik mini-implantların 1 mm, 2 mm ve 3 mm olmak üzere üç farklı kortikal kalınlıkta, her bir kortikal kalınlık için 40, 45 ve 50 grade olmak üzere üç farklı yoğunlukta ve her biri aynı 25 grade trabeküler yoğunluktaki poliüretan sentetik kemik bloklara 90 derecelik çakma açısıyla yerleştirildiği araştırmamızda ise çakma torku değerlerinin 5,93 Ncm ile 23,97 Ncm arasında değiştiği görülmüştür (Çizelge 4.4).



Çizelge 5.2. Çalışmalarda test edilen mini-implantların özellikleri; kullanılan poliüretan sentetik kemiğin kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğu, trabeküler kemik yoğunluğu ve ölçülen maksimum çakma torkları

Yazar	Mini-implant Özellikleri		Kortikal Kemik		Trabeküler Kemik	Maksimum ÇakmaTorku (Ncm)
	Tipi ve Sayısı	Çapı ve Uzunluğu(mm)	Kalınlığı(mm)	Yoğunluğu (g/cc)	Yoğunluğu(g/cc)	
Meira ve diğerleri [167]	34 (SD)	MÇ: 1,6 MU: 7	1,5	0,64	0,24	2,36±0,86- 2,96±0,71
Chen ve diğerleri [139]	Absoanchor 24 (SD)	MÇ: 1,2; 1,3; 1,4; 1,5;1,6 MU: 7	0		0,32; 0,48; 0,64	3,28±0,59- 14,65±1,46
Hong ve diğerleri [142]	Biomaterials 20 (SD)	MÇ: 1,3; 1,9 MU: 5,5, 6,1	2	0,48	0,16	4,17±0,70-9,45±1,0
Shah ve diğerleri [24]	Dentos 18 (SD)	MÇ: 1,75; 2 MU: 5,5; 2,5	1, 2	0,64; 0,55	0,48	4,64±0,54- 11,26±0,98
Hung ve diğerleri [49]	Absoanchor 20 (SD)	MÇ: 1,6 MU: 6	2	0,64; 0,8	0,48	4,86±1,64- 13,09±0,87
Wu ve diğerleri [137]	Absoanchor 5, Bioray 5, Lomas 5	MÇ: 2 MU: 7, 8	2	0,64	0,32	5,9±0,54-11,66±0,6

*EE: E-cam epoksi Tabakası (E-glass epoxy sheets); MÇ: Mini-implant Çapı; MU: Mini-implant Uzunluğu; SD: Selfdrilling; PD: Predrilling

Çizelge 5.2 Devamı. Çalışmalarda test edilen mini-implantların özellikleri; kullanılan poliüretan sentetik kemiğin kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğu, trabeküler kemik yoğunluğu ve ölçülen maksimum çakma torkları

Yazar	Mini-implant Özellikleri		Kortikal Kemik		Trabeküler Kemik	Maksimum ÇakmaTorku (Ncm)
	Tipi ve Sayısı	Çapı ve Uzunluğu (mm)	Kalınlığı (mm)	Yoğunluğu (g/cc)	Yoğunluğu (g/cc)	
Wu ve diğerleri [143]	Absoanchor 5	MÇ: 2	2	0,64	0,32	6,2±0,73-11,5±1,56
	Bioray 5	MU: 12,13				
	Lomas 5					
Kim ve diğerleri [138]	Osstem 10 (SD)	MÇ: 1,6 MU:6	1,5	0,64	0,32	9,92±0,75 - 12,01±0,05
Cho ve Baek [140]	Biomaterials 5 (SD)	MÇ: 1,45 MU: 7	3	0,8	0,48	11,33±0,41- 17,82±0,17
Lim ve diğerleri [39]	Biomaterials 5 (SD)	MÇ:1,15; 1,45; 1,75; 2,0; 2,50 MU: 6, 7, 8, 9	1; 1,5; 2	EE 1,7	0,64	16,5±0,40- 81,38±0,50
Cho ve diğerleri [141]	C implant 8 (PD)	MÇ: 1,8; MU:6,5	2, 4	1,64	0,64	28,63±0,79- 29,75±1,34

*EE: E-cam epoksi Tabakası (E-glass epoxy sheets); MÇ: Mini-implant Çapı; MU: Mini-implant Uzunluğu; SD: Selfdrilling; PD: Predrilling

Yüksek çakma torku değerlerinde daha iyi primer stabilite elde edilebileceği düşünülmektedir. Ancak fizyolojik sınırları aşan yüksek çakma torku değerlerinde peri-implant dokularda meydana gelen hasarın mini-implantların stabiliteini azaltabildiği belirtilmiştir [22, 29, 34].

Mini-implantların stabilitesinin daha yüksek olmasını sağlayabilecek herkesin üzerinde ittifak ettiği bir tork seviyesi henüz önerilmemiştir [168, 169].

Motoyoshi ve diğerleri [22], 24,9 yıl yaş ortalamasına sahip hasta grubunda kullandıkları 124 adet 1,6 mm x 8 mm çapındaki konik şekilli mini-implantı 1,3mm genişlikte kılavuz yuvalar açarak uygulamış oldukları çalışmalarında ortalama başarı oranını %85,5 olarak bulmuşlardır. 6 ay ve daha uzun sürelerde mini-implantların mobilite göstermemesi ise başarı kriteri olarak kabul edilmiştir. Bu çalışmada mini-implantlara ait çakma torku değerlerinin 5 Ncm'den daha düşük olduğunda başarı oranı %72,7; 5 Ncm ile 10 Ncm arasında olduğunda %96,2; 10 Ncm'nin üzerinde olduğunda ise %60,9 olarak tespit edilmiştir. 5 Ncm'nin altındaki çakma torku değerlerinde primer stabilite eksikliğinden dolayı, 10 Ncm'nin üzerindeki çakma torku değerlerinde ise çevre dokuların mekanik olarak daha fazla sıkışarak beslenememesi neticesinde oluşabilen rezorbsiyon alanları sebebiyle mini-implantların sekonder stabiliteilerinin daha düşük olabileceğini bildirmişlerdir. Nitekim bu sonuçlara dayanarak 1,6 mm x 8 mm çapındaki konik şekilli mini-implantlara ait başarı oranlarını artırmak için ideal çakma torku değerlerinin 5 Ncm ile 10 Ncm arasında olması gerektiğini önermişlerdir.

Motoyoshi ve diğerlerinin [29] mini-implantların yerleştirilmesi sırasında ölçülen çakma torku değerleri ile kortikal kemik kalınlıkları arasında pozitif bir korelasyonun bulunduğu çalışmada 8 Ncm ile 10 Ncm arasında çakma torku değerlerinin ölçüldüğü mini-implantların başarı oranları %100 iken, bu oran 8 Ncm'den daha küçük çakma torkuna sahip gruplarda %83,9; 10 Ncm'den daha büyük çakma torkuna sahip gruplarda ise %78,6 olarak bulunmuştur. Bu çalışmada önerilen 8 Ncm ile 10 Ncm arasındaki optimum çakma torku değerlerinin de önceki çalışmalarla uyduğu görülmüştür.

McManusve diğerleri [170] 96 adet 1,5 mm x 11mm'lik titanyum mini-implantı 24 maksilla 24 mandibula kadavra kemiğine çakmış oldukları çalışmalarında kemik

yüzeyine paralel kuvvetler uygulayarak mini-implantların ankraj kuvvetini değerlendirmişlerdir. Yapmış oldukları bu çalışmayla birlikte klinik çalışmalarda mevcut oral hijyen, farklı ortodontik kuvvetler ve kas fonksiyonu gibi hasta değişkenlerinin sınırlandırılarak çakma torku değerini tek faktör olarak incelediğini ileri sürmüşlerdir. Mini-implantların maksimum çakma torku ile bukkal kortikal kemik kalınlıkları arasında anlamlı bir korelasyonun bulunduğu bu çalışmada çakma torkunun minimum değeri 5 Ncm olarak önerilmiş olmasına karşın çakma torkunun olması gereken maksimum değeri belirlenememiştir.

Araştırmamızın tüm gruplarına ait ortalama çakma torku değerlerinin 5 Ncm'den düşük olmadığı tespit edilmiştir. Bu durumun literatürde önerilen ideal çakma torkunun en düşük değerleri olan 5 Ncm ile uyumlu olduğu görülmüştür [22,169].

Araştırmamızın 40-3, 45-2, 45-3, 50-1, 50-2, 50-3 gruplarındaki ortalama çakma torku değerlerinin 10 Ncm'den daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Mini-implantların yerleştirilmesi sırasındaki 10 Ncm'den yüksek çakma torku değerlerinin peri-implant dokularında oluşan sıkışma nedeniyle stabiliteyi olumsuz etkileyebileceği belirtilmiştir [22, 29]. Mini-implantların yerleştirilmesi sırasında karşılaşılabilen bu gibi durumlarda ise predrilling işleminin tercih edilmesi önerilmektedir [67]. Araştırmamızda 40-3, 45-2, 45-3, 50-1, 50-2, 50-3 gruplarda tespit edilen 10 Ncm'den yüksek çakma torku değerleri nedeniyle kortikal kemik kalınlığının fazla olabileceği maksilla ve mandibula bölgelerinde mini-implantların predrilling işlemi ile çakılması alternatif olarak düşünülmelidir.

Wilmes ve diğerleri [106] yapmış oldukları in-vitro çalışmalarında 1,6 mm ve 2,0 mm çapındaki mini-implantları kılavuz delikler açarak çeşitli derinliklerde domuz kemiklerine yerleştirmişlerdir. Çakma torkunun 23 Ncm'nin üzerine çıktığı durumlarda mini-implantlarda kırılmaların meydana gelebildiğini gözlemledikleri çalışmalarında çapı 2,0 mm'ye kadar olan mini-implantlarda çakma torku değerinin 20 Ncm'yi geçmemesini önermişlerdir.

Araştırmamızda, literatürle [106] de uyumlu olarak tüm gruplardaki "ortalama çakma torku değerleri"nin 20 Ncm'den daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

20 Ncm'yi geçtiği tespit edilen çakma torku değerlerinde ise hiçbir mini-implant kırılmamıştır. Bu durum araştırmamızda kullanılan 1,8 mm çapındaki mini-implantların kırılmalara karşı yeterince güçlü olduğuna kanaat getirmemize sebep olmuştur.

5.4.2. Dikey çekip çıkartma kuvveti

Mini-implantların başarısının değerlendirilmesinde kullanılan parametrelerden biri olan dikey çekip çıkartma kuvvetinin olması gereken en düşük değeri hakkında bir bilgiye rastlanmamıştır.

Ortodonti pratiğinde kullanılan mini-implantı yerleştiği kemik bölgesinden ayırmak için gerekli olan dikey çekip çıkartma kuvvetinin ortodontide kullanılan kuvvetlerin çok üzerinde olmasına karşın, mini-implantların primer stabilitesi ve materyal özellikleri hakkında önemli bilgiler sunduğu kabul edilmektedir [111].

Daha önce yapılan çalışmalarda farklı tip ve boyuttaki mini-implantların primer stabilitesini değerlendirmek için çok çeşitli kalınlıktaki ve yoğunluktaki kortikal ve trabeküler kemik tabakasından oluşan poliüretan sentetik kemik blokları kullanılması nedeniyle dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinin 5,41 N [136] ile 740 N [43] arasında değişkelikler gösterdiği tespit edilmiştir (Çizelge 5.3).

Araştırmamızda 1,8 mm çapındaki 8 mm uzunluğundaki self-drilling ve self-tapping özelliğe sahip silindirik mini-implantların 1 mm, 2 mm ve 3 mm olmak üzere üç farklı kortikal kalınlıkta, her bir kortikal kalınlık için 40, 45 ve 50 grade olmak üzere üçer yoğunlukta ve her biri aynı 25 grade trabeküler yoğunluktaki poliüretan sentetik kemik bloklara 90 derecelik çakma açısıyla yerleştirildiğinde dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinin 149,91 N ile 407,59 N arasında değiştiği görülmüştür (Çizelge 4.5).

Literatür incelemesinde kortikal kemik yoğunluğu ve kalınlığı bakımından araştırmamıza benzer sentetik kemik blokların kullanıldığı çalışmalar görülmüştür [24, 49, 167].

Shah ve diğerleri [24] dikey çekip çıkartma kuvvetinin olabildiğince yüksek değerlerde olmasının istendiğini belirtmişlerdir.

Shah ve diğerlerinin [24], farklı mini-implant uzunluğu (2,5 mm ile 5,5 mm) ile çapının (1,75 mm ile 2 mm) ve farklı kortikal kemik kalınlığı (1mm ile 2 mm) ile yoğunluğunun (0,55 g/cc, 0,64 g/cc) mini-implantların primer stabilitesi üzerindeki etkilerini inceledikleri in-vitro çalışmalarında mini-implantlara ait dikey çekip çıkartma kuvvetinin $65,41 \pm 7,75$ N ile $334,48 \pm 8,04$ N arasında değiştiği görülmüştür.

Hung ve diğerleri [49] yapmış oldukları in-vitro çalışmalarında 1,6 mm çapta ve 6 mm uzunluğundaki mini-implantları 2 mm kortikal kemik kalınlığına sahip iki farklı yoğunluktaki (0,64 g/cc, 0,8 g/cc) poliüretan sentetik kemik bloklara pilot delik açmadan, 1 mm ve 1,4 mm çapında pilot delikler açarak üç farklı şekilde yerleştirmişlerdir. Çalışmada mini-implantlara ait dikey çekip çıkartma kuvvetinin $166,31 \pm 15,78$ N ile $342,90 \pm 37,04$ N arasında değiştiği tespit edilmiştir. Bu noktada yüksek yoğunluktaki kemik bloklara uygulanan mini-implantlara ait dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinin düşük yoğunluktaki kemik bloklara uygulanan mini-implantlara kıyasla daha yüksek olduğu bulunmuştur. Ayrıca pilot deliğin çapı arttıkça dikey çekip çıkartma kuvvetinin azaldığı görülmüştür.

Meira ve diğerleri [167] yapmış oldukları in-vitro çalışmalarında kortikal kemik kalınlığı 1,5 mm, yoğunluğu 0,64 g/cc ve trabeküler kemik yoğunluğu 0,24 g/cc olan poliüretan sentetik kemik bloklara toplam 102 adet 1,6 mm çapında 7 mm uzunluğundaki mini-implantları 45, 60, 90 derecelik üç farklı açı ile yerleştirmişlerdir. Mini-implantlar 45, 60, 90 derecelik açı ile yerleştirildiğinde ölçülen dikey çekip çıkartma kuvveti değerleri sırasıyla $175,011 \pm 45,22$ N, $153,57 \pm 43,63$ N, $133,55 \pm 41,29$ N olarak bulunmuştur. Bu durum daha eğik açı ile yerleştirilen mini-implantlarda kortikal kemik kontaktı daha fazla olacağı için dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerlerinde daha yüksek olacağı şeklinde açıklanmıştır.

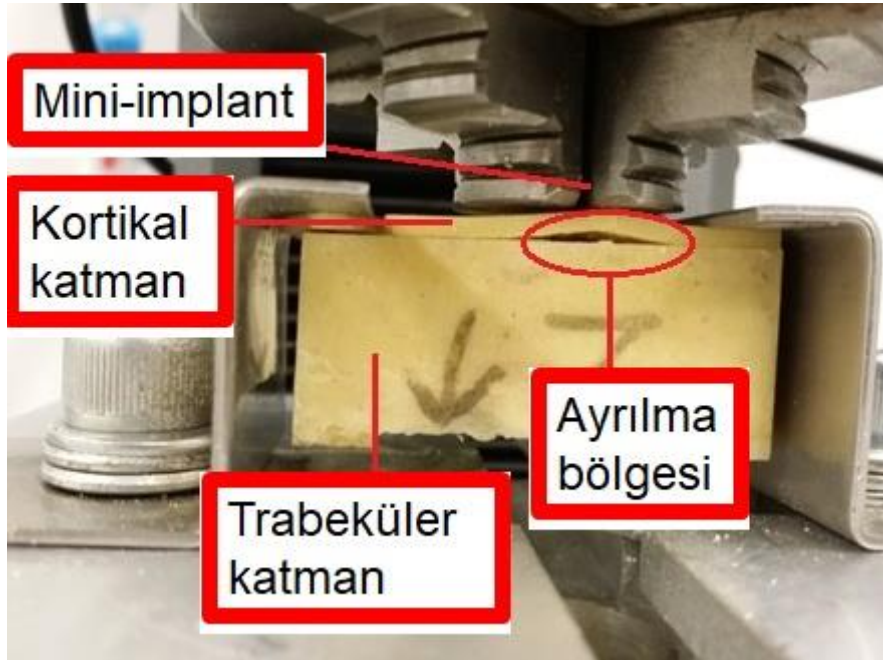
Bu noktada ortalama dikey çekip çıkartma kuvveti için tespit edilen en düşük $178,07 \pm 12,96$ N ve en yüksek $376,25 \pm 20,61$ N değerler (Çizelge 4.5) literatürle uyumlu olmasına karşın, hem en düşük hem de en yüksek değerlerin benzer çalışmalardan daha yüksek olduğu görülmüştür.

Çizelge 5.3. Çalışmalarda test edilen mini-implantların özellikleri; kullanılan poliüretan sentetik kemiğin kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğu, trabeküler kemik yoğunluğu ve ölçülen dikey çekip çıkartma kuvveti değerleri

Yazar	Mini-implant Özellikleri		Kortikal Kemik		Trabeküler Kemik	Dikey çekip çıkartma kuvveti (N)
	Tipi ve Sayısı	Çapı ve Uzunluğu (mm)	Kalınlığı (mm)	Yoğunluğu (g/cc)	Yoğunluğu (g/cc)	
Brinley ve diğerleri [136]	Biomaterials 15 (SD)	MÇ: 1,6; 1,8 MU: 6	0		0,24	5,41-58,83
Shah ve diğerleri [24]	Dentos 18 (SD)	MÇ: 1,75; 2 MU: 5,5; 2,5	1, 2	0,64; 0,55	0,48	65,41±7,75-334,48±8,04
Meira ve diğerleri [167]	34 (SD)	MÇ: 1,6 MU: 7	1,5	0,64	0,24	133,55±41,29-175,01± 45,22
Wu ve diğerleri [143]	Absoanchor 5 Bioray 5 Lomas 5	MÇ: 2 MU: 12,13	2	0,64	0,32	142,4±16,05-178,1±9,01
Hung ve diğerleri [49]	Absoanchor 20 (SD)	MÇ: 1,6 MU: 6	2	0,64; 0,8	0,48	166,41±17,06-343,11±37,07
Gracco ve diğerleri [171]	VectorTAS 7 (SD)	MÇ: 2 MU: 12	0		0,32	170,0±10,3-192,8±13,3
Yu ve diğerleri [114]	ST 10, DT 10	MÇ: 1,6 MU: 9,5	0,1, 2	EE 1,7	0,8	181,0±12,55-386,26±16,44
Migliorati ve diğerleri [43]	ORTHOLimplant 24 Orthoeasy Tomas (PD)	MÇ: 1,6; 1,7; 1,8 MU: 10	1,1, 2,2	1,8		340±7-740±8

*EE: E-cam epoksi Tabakası (E-glass epoxy sheets); MÇ: Mini-implant Çapı; MU: Mini-implant Uzunluğu; SD: Selfdrilling; PD: Predrilling; ST: Single-threaded (0,8-mm pitch); DT: dual-threaded (0,25-mm pitch)

Dikey çekip çıkartma testleri sırasında özellikle 45-2 grupta kortikal katman ile trabeküler katman arasında ayrılma görülmüştür (Resim 5.1). Dikey çekip çıkartma test sırasında mini-implant tutunumuna bağlı olarak kortikal katmanda esneme gerçekleşmiştir. Bu esneme, katmanların ayrılmasına neden olmuştur. 1 mm'lik kortikal katmana sahip köpüklerde yeterli mini-implant tutunumunun olmamasına bağlı olarak benzer bir ayrılmanın olmadığı düşünülmektedir. 3 mm'lik kortikal katmana sahip olan bloklarda ise yüksek kalınlık nedeniyle herhangi bir esneme olmamış, dolayısıyla da bir ayrılma gerçekleşmemiştir. Katmanlarında ayrılma olan blokların deneyleri ise tekrarlanmıştır.

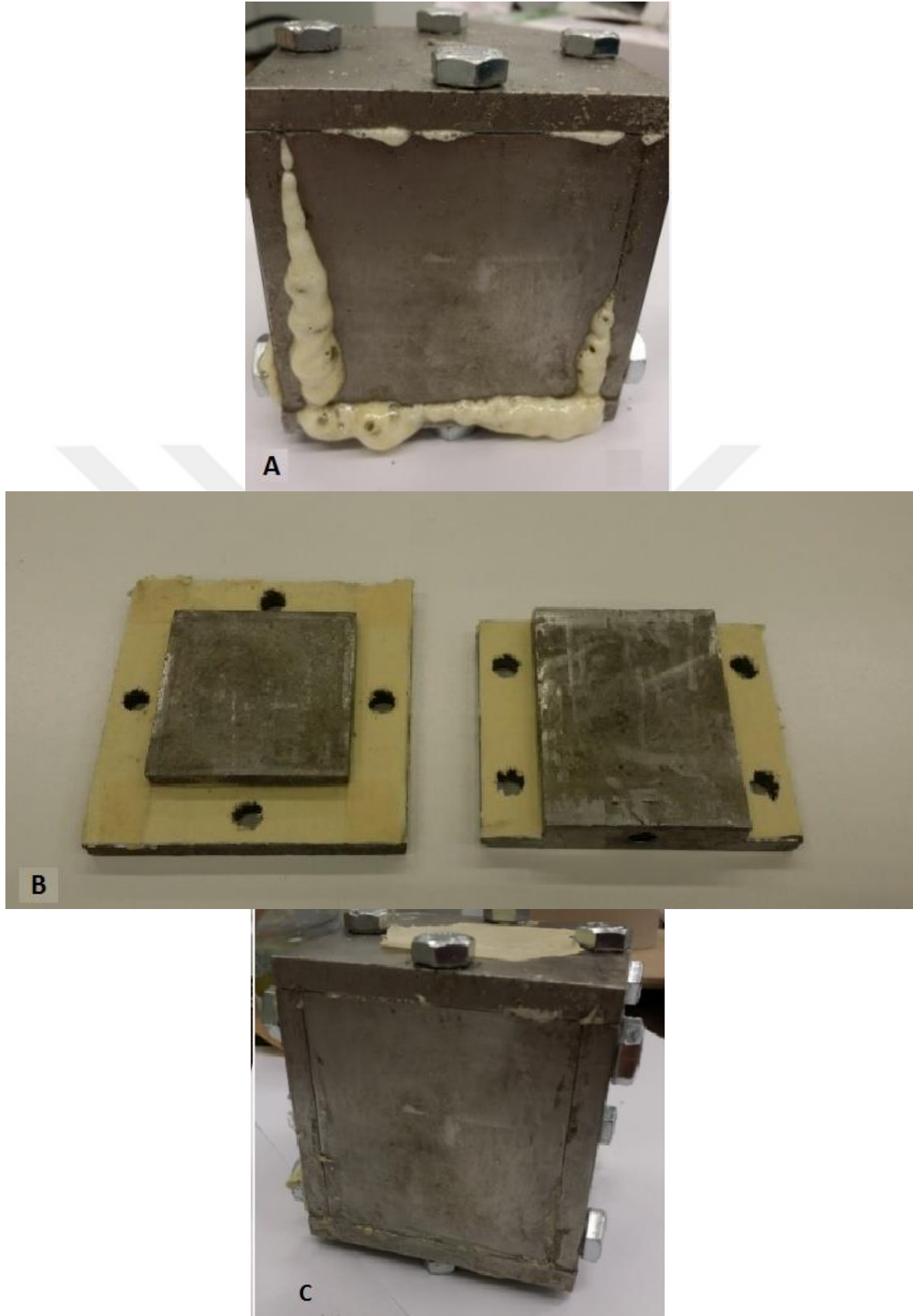


Resim 5.1. Deneyler sırasında katmanları ayrılan 45-2 köpük grubundan bir örnek

5.4.3. Kortikal kemik yoğunluğu

Araştırmada kullanılan 8 mm uzunluğundaki mini-implantları kortikal kemik kalınlıkları 1 mm ile 3 mm arasında değişen poliüretan sentetik kemik bloklara 90 derecelik çakma açısıyla yerleştirdiğimizde mini-implantların 5 mm ile 7 mm arasında değişen yiv kısımları trabeküler kemikle temasta kalmaktadır. Bu noktada bulguların doğruluğu açısından araştırmamızda kullanılacak olan poliüretan sentetik kemik blokların uygun kemik yoğunluğunda ve uygun kemik kalınlığında hazırlanabilmesi oldukça önemli olmaktadır. Poliüretan sentetik kemik blokların

dökümünde karşılaşılan en önemli sorun ise kalıplardaki sızdırmadır. Kalıpların hacminin aynı olmasına karşın oluşan sızdırma sorunu poliüretan malzeme miktarını azaltarak poliüretan sentetik kemik blokların yoğunluğunu doğrudan etkileyebilmektedir. Sızdırma sorunu özellikle köpük genişlemesinin fazla olduğu trabeküler kemik bloğunun dökümünde çok önem arz etmiştir. Bu sorunu gidermek için kalıp parçalarının birleşme yüzeylerine conta sistemi uygulanmıştır (Resim 5.2). Montaj sırasında vidaların sıkılmasıyla kalıp parçaları arasında ezilen 1 mm kalınlığındaki çift taraflı bantlar conta görevi görerek sızdırmayı en aza indirmiştir. Daha sonra elde edilmiş olan tüm poliüretan sentetik kemik bloklarının trabeküler katmanlarından örnekler alınarak trabeküler yoğunlukları kontrol edilmiştir. Trabeküler kemik bloklara ait yoğunluk değerlerinin ise ASTM standartlarına göre 25 grade olduğu görülmüştür.



Resim 5.2. Kalıpta sızmalar ve conta uygulanması

A. Conta uygulanmamış kalıpta meydana gelen sızmalar. B. Kalıp parçalarına uygulanan contalar. C. Conta uygulanmış kalıpta sızmaların en aza inmesi

Literatürde kortikal kemik yoğunluğunun mini-implantların primer stabilitesi üzerindeki etkilerini inceleyen çalışmaların da bulunduğu görülmüştür [24, 32, 44-51]. Çakma torku, sökme torku, dikey çekip çıkartma kuvveti ve makaslama testi gibi ölçümleri kullanarak mini-implantların primer stabilitesinin değerlendirildiği bu çalışmaların birçoğunda primer stabilite ile kortikal kemik yoğunluğu arasında pozitif bir korelasyonun olduğu ileri sürülmüştür [24, 45, 47-50]. Bu çalışmalar arasında kortikal kemik yoğunluğunun, mini-implantların primer stabilitesi üzerindeki etkilerini çakma torku ve/veya dikey çekip çıkartma kuvveti ile inceleyen çalışmalar şunlardır:

Marquezan ve diğerlerinin [44] iliak ve pubik sığır kemik bloklarında yapmış oldukları in-vitro çalışmada kortikal kemik kalınlığının yaklaşık 1 mm olan bölgesindeki kemik tabakasının mineral yoğunluğudual enerjili X-ray absorpsiyometrisi kullanılarak belirlenmiştir. Trabeküler kemik alanları ise histomorfometrik olarak değerlendirilmiştir. 1,4 mm çapında 6 mm uzunluğundaki mini-implantların iliak ve pubik sığır kemik bloklarına uygulanmasını takiben primer stabilitelelerini değerlendirmek için çakma torku değerleri ile dikey çekip çıkartma kuvveti değerleri ölçülmüştür. İliak kemiklerin pubik kemiklere kıyasla kemik mineral yoğunlukları önemli derecede düşük bulunmuştur. Kortikal kemik kalınlığının 1 mm olduğu iliak ve pubik sığır kemik dokularında çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvvetlerinin kemik mineral yoğunluğundan etkilenmediği belirtilmiştir.

Marquezan ve diğerlerinin [46] sığır pelvis kemiği üzerinde yapmış oldukları in-vitro çalışmada mini-implant uygulanan bölgenin total kemik mineral yoğunluğu ve trabeküler kemik mineral yoğunluğu yükseldikçe mini-implant tutunumunun arttığı belirtilmiştir. Ancak kortikal kemik yoğunluğu ile çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti arasında korelasyon bulunmamıştır. Bunun nedeninin diğer çalışmalarda kemik yoğunluğu ölçümünde farklı yöntemlerin kullanılması olduğu belirtilmiştir. Ayrıca trabeküler kemiğin de mini-implant primer stabilitesinde önemli rol oynadığı ileri sürülmüştür.

Wang ve diğerleri [47], 8 erişkin 8 adölesan köpeğin mandibula anterior bölgesine mini-implantları uygulamış oldukları in-vitro çalışmalarında micro-CT ile birlikte

kemik yoğunluğu, göreceli kemik hacmi ve kortikal kemik kalınlığı üzerine ölçümler yapmışlardır. Ayrıca dikey çekip çıkartma kuvveti de ölçülmüştür. Kortikal kemik kalınlığı erişkin ile adölesan köpek gruplarında benzer bulunmuşken, kemik yoğunluğu ve dikey çekip çıkartma kuvveti farklı bulunmuştur. Dikey çekip çıkartma kuvvetinin en çoktan aza doğru sırasıyla kemik densitesi ($r^2=0,92$, $P=0,000$), göreceli kemik hacmi ($r^2=0,81$, $P=0,000$) ve kortikal kemik kalınlığıyla ($r^2=0,263$, $P=0,004$) korelasyon olduğu gösterilmiştir.

Cha ve diğerleri [32], 6 adet köpeğin maksilla ve mandibular kemiğine 96 adet 1,4mm çapında 7mm uzunluğunda silindirik ve konik şekilli mini-implantları yerleştirdikleri çalışmalarında kemik mineral yoğunluğunun, kortikal kemik kalınlığının, mini-implant tasarımının ve mini-implant pozisyonunun mini-implant stabilitesi üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Çakma torku ile sökme torku, kortikal kemik mineral yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığı arasında pozitif bir korelasyon bulunmuştur. Mini-implant pozisyonunun aynı olması durumunda çakma torku ile sökme torku değerlerinin mandibulada maksillaya göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Çakma torku değerinin en çoktan aza doğru sırasıyla mini-implant pozisyonundan, mini-implant tipinden ve kortikal kemiğin mineral yoğunluğundan etkilendiği görülmüştür.

Lemieux ve diğerleri [48] yaptıkları çalışmada yaş ortalaması 87 yıl olan iki erkek, üç kadın toplam beş adet insan kadavrasına 6 mm, 8 mm ve 10 mm uzunluğundaki toplam 60 adet mini-implantı uygulamışlardır. CT taraması ile birlikte mini-implant yerleştirilen bölgedeki kemiklerin mineral yoğunlukları ve kalınlıkları belirlenerek dikey çekip çıkartma kuvveti değerlendirilmiştir. Sonuçta kemik yoğunluğunun dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde etkili olduğu görülen bu çalışmada maksimum ankraj kuvvetini belirleyen en önemli unsurların kemik yoğunluğu ile yerleştirme derinliği olduğunu belirtmişlerdir.

Hung ve diğerlerinin [49] yapmış oldukları in-vitro çalışmada kemik yoğunluğundaki artışın çakma torku değeri ve dikey çekip çıkartma değerinde yükselme sağladığı bulunmuştur.

Shah ve diğerleri [24] yaptıkları in-vitro çalışmalarında kortikal kemik yoğunluğu arttıkça çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinde önemli artışlar görmüşlerdir. Kortikal kemik yoğunluğu %14 azaldığında (0,64 g/cc'den 0,56 g/cc'ye) çakma torku değerinin %12,5–%18,8; dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinin ise %14,8–%16,1 azaldığı belirtmişlerdir.

Holm ve diğerlerinin [51] yapmış oldukları in-vitro çalışmada kortikal kemik kalınlığının 1 mm ve 2 mm olduğu gruplarda çakma torku değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamışken, kortikal kemik yoğunluğunun 50 grade olduğu gruplarda çakma torku değerleri 30 grade olan gruplara göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu durum kortikal kemik kalınlığına göre kortikal kemik yoğunluğunun mini-implantların primer stabilitesi üzerinde daha yüksek etkiye sahip oldukları şeklinde yorumlanmıştır.

Hung ve diğerleri [49], Shah ve diğerleri [24], Holm ve diğerleri [51] homojen kemik bloklarını kullanarak yapmış oldukları çalışmalarında kortikal kemik yoğunluğu ile birlikte kortikal kemik kalınlığı, mini-implant dizaynı ve yerleştirme yöntemi gibi mini-implantın primer stabilitesini etkileyen faktörleri bir arada incelemişlerdir. Marquezan ve diğerlerinin [44, 46], Wang ve diğerlerinin [47], Cha ve diğerlerinin [32], Lemieux ve diğerlerinin [48] yapmış oldukları benzer çalışmalarda ise homojen olmayan kemik bloklarının kullanıldığı görülmüştür. Bu noktada araştırmamıza benzer şekilde dizayn edilmiş bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır.

Araştırmamızda kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku değerlerindeki farklılıklar değerlendirildiğinde kortikal kemik kalınlığı 1 mm, 2 mm ve 3 mm olan gruplarda kortikal kemik yoğunluklarındaki artışın çakma torkunu "farklı" etkilediği belirlenmiştir (Çizelge 4.4, Şekil 4.1).

Kortikal kemik kalınlığı 2 mm olan gruplarda kortikal kemik yoğunluğu arttıkça çakma torku değerlerinde artması literatürle uyumlu bir durumdur [24, 49, 51].

Kortikal kemik kalınlığı 1 mm olan grupta; kortikal kemik yoğunluğu 50 grade olmadıkça çakma torkunun istatistiksel olarak benzer olduğu görülmüştür. Kortikal

kemik kalınlığı 3 mm iken, kortikal kemik yoğunluğu 45 grade ve daha yüksek olduğunda 40 grade'e göre daha yüksek çakma torkuna ihtiyaç duyulmaktadır. Literatürlerde benzer sonuç gösteren çalışmalara rastlanmamıştır.

Araştırmamızda, kortikal kemik kalınlığı 1 mm ve 3 mm olan gruplarda ve kortikal kemik yoğunluğu 40 grade ve 45 grade olan gruplarda mini-implant uygulamalarında çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvvetinin değişken olduğu görülmüştür. Bu bulguların aydınlatılması amacıyla, yapılan literatür taramasında Pithon ve diğerlerinin [41] kortikal kemik kalınlığı 0, 1, 2, 3 ve 6 mm olan domuz kemiği kullandıkları ve kortikal kemik kalınlığının etkisini inceledikleri çalışmalarına benzer olarak kalınlıkları arasındaki fark daha belirgin olan kortikal kemiklerin kullanıldığı ileriki çalışmalara gerek olduğu düşünülmektedir. Yu ve diğerlerinin [113] yaptıkları çalışmalarına benzer olarak kortikal kemik mini-implant temas alanını arttıran ve dolayısı ile kortikal kemik yoğunluğu ve kalınlığının etkisini daha fazla belirginleştiren çift yiv tasarımı mini-implantların kullanıldığı ileriki çalışmalar da yapılabilir.

Araştırmamızda kortikal kemik kalınlıkları farklı (1 mm, 2 mm, 3 mm) olan gruplarda kortikal kemik yoğunluklarındaki artışın dikey çekip çıkartma kuvvetini de "farklı" etkilediği belirlenmiştir (Çizelge 4.5, Şekil 4.2).

Kortikal kemik kalınlığı 1 mm olan grupta; kortikal kemik yoğunluğu 45 grade olan örneklerde ilginç bir şekilde dikey çekip çıkartma kuvveti 40 grade olan gruptan daha düşük bulunmuştur.

Araştırmamızda kullanılan poliüretan sentetik kemik bloklardan rasgele şekilde örnek parçalar alınarak kortikal ve trabeküler kemik yoğunlukları test edilmiştir. Kortikal ve trabeküler kemik yoğunlukları tam olarak istediğimiz şekilde hazırlandığına emin olduğumuz sentetik kemik bloklar üzerinde ise çakma ve dikey çekip çıkartma testleri uygulanmıştır.

Mini-implantların çakıldığı bölgelerden incelenmek üzere örnek parça alınması mümkün olmadığı için mini-implantların yerleştirme bölgelerinin kemik yoğunlukları tek tek test edilememiştir. Bu noktada 45-1 grubunda kullanılmak üzere

hazırlanmış olan poliüretan sentetik kemik blokların özellikle mini-implant çakıldığı bölgelerin kemik yoğunluklarında bir farklılık olmuş olabilir. Aynı zamanda talaşlı imalat yöntemi ile hazırlanan poliüretan sentetik kemik bloklarda uygun kortikal kemik kalınlıklarının oluşturulması sırasında kortikal ve trabeküler katmanlar arasındaki bağlantı eklenmiş olabilir. Bu durumda poliüretan sentetik kemik bloklara uygulanan mini-implantlara ait dikey çekip çıkartma kuvvet değerlerinin de etkilemiş olabileceği düşünülmektedir. Daha sonraki dönemlerde yapılacak benzer in-vitro çalışmalarda bu tür olası problemlerin önüne geçebilmek için poliüretan sentetik kemik blokların kortikal ve trabeküler katmanları arasında ayrışma testinin yapılması ve poliüretan sentetik kemik blokların kemik yoğunluklarının rasgele şekilde kontrol edilmesi yerine mini-implant çakılacak bölgelerin kemik yoğunluklarının ayrı ayrı incelenmesi önerilebilir. Ancak poliüretan sentetik blokların mini-implantların çakıldığı bölgedeki kortikal kemik yoğunluklarını ultrason, bilgisayarlı tomografi (CT), manyetik rezonans görüntüleme (MR) gibi radyolojik yöntemlerle inceleyen bir çalışmaya literatürde rastlanılmamıştır.

Ayrıca mini-implantın yerleştirilmesi sırasında oluşan wobbling hareketinin çakma torku değeri üzerine etkili olabileceği düşünülmektedir. Mini-implantların elle yerleştirilmesi sırasında oluşan wobbling hareketi, mini-implantın primer stabilitesini olumsuz yönde etkileyen bir faktör olarak bilinmektedir [162]. Araştırmamızda mini-implantların dik açı ile aynı derinliğe yerleştirilebilmesi ve wobbling hareketinin oluşturulmaması için mini-implantların yerleştirilmesi sırasında rehber bir parça kullanılmıştır. Ancak rehber parça kullanmamıza rağmen wobbling hareketi tamamen engellenememiştir.

Sonuç olarak bu tür problemlerle daha az karşılaşmak için poliüretan kemik blokların özellikle mini-implant uygulanacak bölgelerinin homojen olup olmadığı ve belirlenen kemik yoğunluğu ve kalınlığında olup olmadığı tespit edilmelidir. Ayrıca; mini-implantların el ile çakılması yerine daha stabil ve daha az wobbling hareketi oluşturan motor ile yerleştirilmesi, kullanılan kemik bloklara sıkı şekilde sabitlenen düzeneklerin kullanılması, kortikal kemik yoğunluğu yüksek olan bölgelere çakıldığında predrilling işlemi yapılması ve araştırmada kullanılacak olan örnek sayısının artırılması tercih edilebilir.

Kortikal kemik kalınlığı 2 mm ve 3 mm olan grupta, kortikal kemik yoğunluğu arttıkça dikey çekip çıkartma kuvvetinin de istatistiksel olarak arttığı belirlenmiştir. Bu durumun ise literatürle uyumlu olduğu görülmüştür [24, 49].

Kortikal kemik yoğunluğu ile kortikal kemik kalınlığının etkisi birlikte değerlendirildiğinde, kortikal kemik yoğunluğu arttıkça ortalama çakma torku değerlerinin [24, 49, 51] (Çizelge 4.9) ve ortalama dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinin (Çizelge 4.14) yükselmesi literatürle uyum göstermektedir [24, 49].

5.4.4. Kortikal kemik kalınlığı

Literatürde kortikal kemik kalınlığının mini-implantların başarı oranı üzerindeki etkilerini inceleyen çok sayıda in-vivo, in-vitro ve FEM çalışması bulunmaktadır [24, 27, 29-43, 51, 60, 61, 113, 114, 167, 170]. Çakma torku, sökme torku, dikey çekip çıkartma kuvveti, gerilim, Ostell Stabilite Birimi (ISQ, Implant Stability Quotient) ve periotest gibi ölçümleri kullanarak mini-implantların primer stabilitesinin değerlendirildiği bu çalışmaların birçoğunda primer stabilite ile kortikal kemik kalınlığı arasında pozitif bir korelasyonun olduğu ileri sürülmüştür [24, 27, 29-43, 167, 170]. Kortikal kemik kalınlığının mini-implantların primer stabilitesi üzerindeki etkilerini çakma torku ve/veya dikey çekip çıkartma kuvveti gibi parametrelerle inceleyen çalışmalardan bazıları şunlardır:

Huja ve diğerlerinin [27] 4 adet köpek çenesinin çeşitli bölgelerine 2mm çapında 6mm uzunluğundaki 56 adet mini-implantı yerleştirmiş oldukları in-vitro çalışmalarında mini-implantların dikey çekip çıkartma kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Köpek mandibula kemiğinin anterior bölgesinde posterior bölgesine göre daha ince kortikal kemiğin bulunduğu bu çalışmada dikey çekip çıkartma kuvvetinin $134,5 \pm 24$ N'luk en düşük değerinin mandibuler keser/kanin bölgesinde, $388,3 \pm 23,1$ N'luk en yüksek değerinin ise mandibulanın posterior bölgesinde ölçüldüğü tespit edilmiştir. Bu noktada kortikal kemik kalınlığı ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında pozitif bir korelasyonun olduğu ($r=0,39$) bulunmuştur. Yani kortikal kemik kalınlığı arttıkça dikey çekip çıkartma kuvvetinin de arttığı görülmüştür. Ayrıca kemik yoğunluğunun da dikey çekip çıkartma kuvvetine etki edebilecek bir faktör olarak düşünülmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Salmoria ve diğeri [37] yapmış oldukları in-vivo çalışmada 60 adet 1,6mm çapında 6 mm uzunluğundaki mini-implantı 10 adet köpeğin çene kemiklerine yerleştirmişlerdir. Çakma torku ve mini-implantların yerleştirilmesinin ardından 0., 15., 60. günlerdeki dikey çekip çıkartma kuvvetlerinin değerlendirildiği bu çalışmada $331,15 \pm 136,15$ N'luk immediat dikey çekip çıkartma kuvveti ile $2,65 \pm 0,52$ mm'lik başlangıç kortikal kemik kalınlığı arasında regüler bir korelasyon bulunmuştur ($r=0,44$, $P=0,05$). Çakma torku ile kortikal kemik kalınlığı arasında ve çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında ise bir korelasyon bulunmamıştır ($P>0,05$). Bu nedenle çakma torkunun mini-implantların primer stabilitesini öngörmede etkili bir yöntem olamayabileceğini belirtmişlerdir.

Marquezan ve diğeri [46], 13 adet sığır pelvis kemiği üzerinde yapmış oldukları in-vitro çalışmada kortikal kemik tabakası bulunan ve kortikal kemik tabakası bulunmayan farklı kemik mineral yoğunluğuna sahip iliak ve pubik kemiklerinden oluşan dört grup kemik blok üzerinde 52 adet 1,4 mm çapında 6 mm uzunluğunda olan self-drilling mini-implantı yerleştirmişlerdir. Micro-CT ile trabeküler kemik kalınlığı, trabeküler kemik mineral yoğunluğu, total kemik mineral yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığı üzerine ölçümler yapılmıştır. Primer stabilizeyi değerlendirmek için de çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti ölçülmüştür. Kortikal kemik kalınlığı ile çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti arasında pozitif bir korelasyon bulunmuştur.

Pithon ve diğeri [41] yapmış oldukları in-vitro çalışmalarında 1,5 ve 1,6 mm çapında; 5 mm, 7 mm ve 8 mm uzunluğunda; silindirik I, silindirik II, silindirik III, konik I ve konik II şeklindeki beş farklı tasarımlı 50 adet mini-implantı kortikal kemik kalınlığı 0, 1, 2, 3 ve 6 mm olan domuz kemiğine yerleştirmişlerdir. Çalışmada kullanılan mini-implantların stabilitesini değerlendirmek için çakma torku ve sökme torku ölçülmüştür. Silindirik tip mini-implantlara kıyasla konik tip mini-implantların çakma torku ve sökme torku değerlerindaha yüksek olduğu görülmüştür. Kortikal kemik kalınlığına göre değerlendirildiğinde ise silindirik I tip mini-implantların çakma torku $0<1<2=3<6$ mm olarak, silindirik II tip mini-implantların çakma torku $0<1=2<3=6$ mm olarak, silindirik III tip mini-implantların çakma torku $0<1<2<3<6$ mm olarak, konik I tip mini-implantların çakma torku $0<1<2<3<6$ mm olarak, konik II tip mini-implantların çakma torku $0<1<2<3<6$ mm

olarak bulunmuştur. Bu noktada çakma torku değerlerinin doğrudan kortikal kemik kalınlığı ile ilişkili olduğunu ileri sürmüşlerdir.

McManus ve diğerleri [170] yapmış oldukları çalışmalarında maksimum çakma torku ile bukkal kortikal kemik kalınlığı arasında anlamlı bir korelasyon bulmuşlardır.

Song ve diğerlerinin [60], kortikal tabakası aynı yoğunlukta (1,7 g/cc); 0 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm kalınlıkta, trabeküler tabakası ise 0,64g/cc yoğunlukta sentetik kemik blokları kullanarak yapmış oldukları in-vitro çalışmalarında 1,5 mm, 1,6 mm ve 2 mm çapında; 7 mm ve 8 mm uzunluğundaki farklı tasarımlı üç tip mini-implantın çakma ve sökme torkları değerlendirilmiştir. Kortikal kemik kalınlığına göre değerlendirildiğinde Tip A mini-implantların çakma torku $0 < 1 = 1,5 = 2$ mm olarak, Tip B mini-implantların çakma torku $0 < 1 < 1,5 < 2$ mm olarak, Tip C mini-implantların çakma torku $0 < 1 < 1,5 < 2$ mm olarak bulunmuştur. Kortikal kemik kalınlığının çakma torku üzerindeki etkisinin ise mini-implant türüne bağlı olarak farklı olabileceği ileri sürülmüştür.

Lim ve diğerlerinin [39], kortikal tabakası aynı yoğunlukta (1,7 g/cc); 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm kalınlıkta, trabeküler tabakasının yoğunluğu 0,64 g/cc olan sentetik kemik blokları kullanarak yaptıkları in-vitro çalışmalarında farklı çap (1,2 mm, 1,5 mm, 1,8 mm, 2,0 mm, 2,5 mm), uzunluk (6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm) ve yiv şekline (silindirik, konik) sahip mini-implantların çakma torku değerlerini değerlendirmişlerdir. Sonuçta 1,5 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki silindirik mini-implantlarda çakma torku $1 < 1,5 = 2$ mm olarak bulunurken, diğer tüm mini-implantlarda kortikal kemik kalınlığı arttıkça çakma torku değerlerinin de arttığı belirtilmiştir.

Yu ve diğerleri [114] kortikal tabakası aynı yoğunlukta (1,7 g/cc); 0 mm, 1 mm ve 2 mm kalınlıkta, trabeküler tabakası 0,8 g/cc yoğunlukta olan sentetik kemik blokları kullanarak yaptıkları in-vitro çalışmalarında çapı 1,6 mm uzunluğu 9,5 mm olan ancak yiv tasarımı farklı tek yivli (Single-threaded, ST) ve çift yivli (Dual-threaded, DT) iki çeşit mini-implantın çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerini incelemişlerdir. Tek yivli mini-implantlara kıyasla çift yivli mini-implantların kemik-

mini-implant temas alanı kortikal kemik kalınlığı 1 mm iken %1,85, kortikal kemik kalınlığı 2 mm iken ise %4,43 daha yüksek bulunmuştur. Çakma torku ST mini-implantlarda 0<1=2 mm olarak bulunurken, DT mini-implantlarda kortikal kemik kalınlığı arttıkça çakma torku değerlerinin de arttığı belirtilmiştir. Kortikal kemik kalınlığı arttıkça dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinin ise hem ST hem de DT mini-implantlarda arttığı belirtilmiştir.

Meira ve diğerlerinin yapmış oldukları [167] çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvvetinin değerlendirildiği çalışmanın testleri sonrasında optik mikroskop kullanılarak mini-implant ile temas halindeki kortikal bölgenin kalınlığı ölçülmüştür. En yüksek kalınlık değerinin 45 derecelik grupta, en düşük değer ise 90 derecelik grupta olduğu belirlenmiştir. Çalışma sonucunda en yüksek dikey çekip çıkartma kuvvetine sahip grubun 45 derecelik grup olduğu, en düşük değer ise 90 derecelik grupta olduğu görülmüştür. Dikey çekip çıkartma değeri ile mini-implantın temas ettiği kortikal kemik kalınlığı arasında pozitif ve regular bir korelasyon ($r=0,34$; $P<0,05$) olduğu tespit edilmiştir. Çakma torku ile mini-implantın temas ettiği kortikal kemik kalınlığı arasında ise pozitif ancak zayıf bir korelasyon ($r=0,29$; $P<0,05$) olduğu belirtilmiştir.

Holm ve diğerlerinin [51] yapmış oldukları in-vitro çalışmada kortikal kemik kalınlığı 1 mm ve 2 mm, kortikal kemik yoğunluğu 30 ve 50 grade, trabeküler kemik yoğunluğu ise 10 grade olan poliüretan sentetik kemik bloklara toplam 260 adet farklı çap (1,5 mm, 2,0 mm), uzunluk (6 mm, 9 mm) ve yiv tasarımlı mini-implant 60, 75, 90 derecelik açılar ile yerleştirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda kortikal kemik kalınlığının 1 mm ve 2 mm olduğu gruplarda çakma torku değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Kortikal kemik kalınlığı ile çakma torku arasında pozitif korelasyonun bulunduğu çalışmalara göre bu durum farklı mini-implant, farklı sentetik kemikblokları ve farklı yerleştirme yöntemlerinin kullanılmasıyla açıklanmıştır.

Shah ve diğerlerinin [24] yaptıkları in-vitro çalışmada kortikal kemik kalınlığı arttıkça çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinde önemli artışların olduğu görülmüştür. Kortikal kemik kalınlığı %50 oranında azaldığında ise çakma torku değeri %27,1 ile %31 arasında azalırken, dikey çekip çıkartma kuvveti

değerlerinin %15,4 ile %19,1 arasında azaldığı tespit edilmiştir. Sonuçta kortikal kemik kalınlığının çakma torku üzerine olan etkisinin dikey çekip çıkartma kuvveti üzerine olan etkisinden daha fazla olduğu belirtilmiştir. Ayrıca mini-implantların mandibulanın posterior bölümündeki gibi kortikal kemik kalınlığının fazla olduğu bölgelere uygulanması durumunda kemikte mikro-çatlak oluşma riskinin yüksek olması nedeniyle sekonder stabilitenin olumsuz etkilenebileceği düşünülmüştür.

Song ve diğerleri [60], Lim ve diğerleri [39], Meira ve diğerleri [167], Holm ve diğerleri [51], Shah ve diğerlerinin [24], homojen kemik bloklarını kullanarak yapmış oldukları çalışmalarında kortikal kemik kalınlığı ile birlikte kortikal kemik yoğunluğu, mini-implant dizaynı ve yerleştirme yöntemi gibi mini-implantların primer stabilitesini etkileyen faktörleri bir arada incelemiş oldukları görülmektedir. Huja ve diğerleri [27], Salmoria ve diğerleri [37], Pithon ve diğerleri [41], Yu ve diğerleri [114], McManusve diğerleri [170] ise yapmış oldukları benzer çalışmalarda homojen olmayan kemik bloklarını kullanmışlardır. Araştırmamıza benzer olarak aynı özelliklere sahip mini-implantları aynı çakma yöntemi ile homojen yapıya sahip poliüretan sentetik kemik bloklarına çakarak kortikal kemik kalınlığı ile kortikal kemik yoğunluğunun hem ayrı ayrı, hem de birlikte etkilerinin gösterildiği bir çalışmaya ise literatürde rastlanmamıştır.

Araştırmamızda kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku değerlerindeki farklılıklar değerlendirildiğinde kortikal kemik yoğunluğu 40 grade, 45 grade, 50 grade olan gruplarda kortikal kemik kalınlıklarındaki artışın çakma torkunu "farklı" etkilediği belirlenmiştir (Çizelge 4.6, Şekil 4.3).

Kortikal kemik yoğunluğu 45 grade iken, kortikal kemik kalınlığı arttıkça çakma torku istatistiksel olarak anlamlı biçimde artmaktadır. Bu literatürle uyumlu bir durumdur [24, 167].

Kortikal kemik yoğunluğu 40 grade iken, kortikal kemik kalınlığının ancak 3 mm'ye ulaşması durumunda çakma torkunun istatistiksel olarak anlamlı biçimde artmış olduğu görülmüştür. Holm ve diğerlerinin [51] yapmış oldukları in-vitro çalışmada ise literatürden farklı olarak kortikal kemik kalınlığı ile çakma torku arasında bir korelasyon bulamamalarını benzer çalışmalarda kullanılan mini-implant, sentetik

kemik blokları ve yerleştirme yöntemlerindeki farklılıklarla açıklamaya çalışmışlardır. Song ve diğerleri [60], Tip B ve Tip C mini-implantlardan farklı olarak Tip A mini-implantların çakma torku değerinin $0 < 1,5 = 2$ mm olarak bulunmasının kortikal kemik kalınlığının çakma torku üzerindeki etkisinin mini-implant türüne bağlı olarak farklı olabileceğini ileri sürmüşlerdir. Lim ve diğerleri [39], 1,5 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki silindirik mini-implantlarda çakma torkunun $1 < 1,5 = 2$ mm olarak bulunması ile ilgili; Yu ve diğerleri [114] ise ST mini-implantlarda çakma torkunun $0 < 1 = 2$ mm olarak bulunması ile ilgili herhangi bir açıklama yapmamışlardır. Literatürdeki bu bilgiler dikkate alınarak [39, 51, 60, 113] araştırmamızda tek tip mini-implant ve sentetik kemik blokları kullanarak aynı çakma yöntemi uygulanmıştır.

Kortikal kemik yoğunluğu 50 grade iken, kortikal kemik kalınlığı ne kadar artarsa artsın çakma torku değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadığı için kortikal kemik kalınlıklarındaki artışın, çakma torku üzerinde etkili olmadığı düşünülmektedir. Bu bulgu, 50 grade kemik yoğunluğuna sahip olduğu daha önceki çalışmalarla [145, 146, 148] gösterilmiş olan mandibula kemiğine mini-implant uygulamalarında kortikal kemik kalınlığı 1mm ve üzerinde olduğunda, kortikal kemik kalınlığının mini-implant yerleşim bölgesi seçiminde önemli bir faktör olmadığını göstermektedir.

Araştırmamızda kortikal kemik yoğunluğu farklı (40 grade, 45 grade, 50 grade) olan gruplarda kortikal kemik kalınlıklarındaki artışın dikey çekip çıkartma kuvvetini de "farklı" etkilediği belirlenmiştir (Çizelge 4.7, Şekil 4.4).

Kortikal kemik yoğunluğu 40 grade olan grupta; kortikal kemik kalınlığı 1 mm ile 3 mm ($p=0,065$) olan gruplar arasında önemli bir farklılık yoktur. Ancak kortikal kemik kalınlığı 2 mm olan örneklerde ilginç bir şekilde dikey çekip çıkartma kuvvetinin 3 mm olan gruptan daha yüksek olduğu bulunmuştur. Kortikal kemik kalınlığının 1 mm olduğu gruplarda kortikal kemik yoğunluğunun dikey çekip çıkartma kuvveti üzerine etkisini incelediğimizde karşılaştığımız gibi bu durumun da üç nedenden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. İlk nedeni, 40-3 grubunda kullanılmak üzere hazırlanmış olan poliüretan sentetik kemik blokların özellikle mini-implant çakıldığı bölgelerinin kemik yoğunluklarında bir farklılık olmuş

olabileceği; ikinci nedenin poliüretan sentetik kemik bloklara ait kortikal kemik kalınlıklarının talaşlı imalat yöntemi ile inceltilmesi sırasında kortikal ve trabeküler katmanlar arasındaki bağlantının etkilenmiş olabileceği, üçüncü nedenin ise mini-implantın yerleştirilmesindeki wobbling hareketinin olabileceği düşünülmektedir.

Kortikal kemik yoğunluğu 45 grade olan örneklerde; kortikal kemik kalınlığı 2 mm ve daha üstünde olduğunda ise 1 mm'e göre daha yüksek dikey çekip çıkartma kuvvetine ihtiyaç duyulmaktadır. Ancak bu bulgularımızı destekleyen bir çalışmaya literatürlerde rastlanmamaktadır.

Kortikal kemik yoğunluğu 50 grade olan örneklerde; kortikal kemik kalınlığı arttıkça dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinin yükselmesi literatürle uyum göstermektedir [24, 114, 167].

Kortikal kemik yoğunluğu ile kortikal kemik kalınlığının etkisi birlikte değerlendirildiğinde, kortikal kemik kalınlığı arttıkça ortalama çakma torku değerlerinin yükselmesi (Çizelge 4.11) literatürle uyum göstermektedir [24, 167].

Kortikal kemik kalınlığı 2 veya 3mm olduğunda ise 1 mm'e göre dikey çekip çıkartma kuvvetinin daha yüksek olduğu görülmüştür (Çizelge 4.16). Ancak bu bulgumuzu destekleyen bir çalışmaya literatürlerde rastlanmamaktadır. Bu durumun, 40-3 grubun dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinin ilginç bir şekilde 40-2 gruptan daha düşük bulunmasından ve böylece kortikal kemik kalınlığı 3 mm olan grupların dikey çekip çıkartma kuvveti ortalamasının etkilenmesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

5.4.5. Çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde en çok etkisi olan faktörün belirlenmesi

Holm ve diğerleri [51] yapmış oldukları in-vitro çalışmalarında kortikal kemik kalınlığına göre kortikal kemik yoğunluğunun mini-implantların primer stabilitesi üzerinde daha yüksek etkiye sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Araştırmamızda kortikal kemik yoğunluğu ile kortikal kemik kalınlığının çakma torku üzerindeki etkileri birlikte incelediğinde toplam değişimin %46,3'ünün kortikal

kemik yoğunluğu, %28,8'inin kortikal kemik kalınlığı ve %15'inin kemik yoğunluğu x kemik kalınlığı etkileşimi ile açıklanabildiği görülmüştür (Çizelge 4.12).

Kortikal kemik yoğunluğu ile kortikal kemik kalınlığının dikey çekip çıkartma kuvveti üzerindeki etkileri birlikte incelendiğinde ise toplam değişimin %91,1'inin kortikal kemik yoğunluğu, %82,8'inin kortikal kemik kalınlığı ve %69,1'inin kemik yoğunluğu x kemik kalınlığı etkileşimi ile açıklanabileceği belirlenmiştir (Çizelge 4.17).

Ryken ve diğerlerinin [172] bildirdiğine göre dikey çekip çıkarma kuvveti üzerine kemik yoğunluğu ve çakma torkunun nisbi katkısını değerlendirmek için yapılan çoklu regresyon analizi sonucunda dikey çekip çıkarma kuvveti değişimin %76,9'undan çakma torku, %28,3 ünden ise kemik yoğunluğunun sorumlu bulunduğunu bildirmişlerdir. "Genel olarak bu sonuçlar dikey çekip çıkarma kuvveti üzerine çakma torkunun daha büyük etkiye sahip olduğunu göstermektedir" demişlerdir.

Çalışmamızda mini-implantların primer stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılan çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti gibi parametrelerin üzerinde en yüksek etkiye sahip olan faktörün kortikal kemik yoğunluğu olduğunun tespit edilmesi bazı literatürlerle uyumlu bir durumdur [51].

Ancak literatürde kemik kalitesi ve kemik yoğunluğu gibi kavramların en önemli faktörler olduğu üzerine çok sayıda makale olmakla birlikte bu konu henüz tam olarak ispatlanmamış olup çok sayıda klinik araştırma da henüz gerçekleştirilerek doğrulaması yapılamamıştır.

5.4.6. Çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki korelasyon

Shah ve diğerlerinin [24] yapmış oldukları in-vitro çalışmalarında çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvvetinin mini-implantların primer stabilitesi hakkında bilgi veren iki parametre olduğu kabul edilmektedir. Bu parametrelerden çakma torku değerinin peri-implant dokulara zarar vermeyecek minimum düzeyde olması gerektiği; dikey çekip çıkartma kuvvetinin ise maksimum düzeyde olması gerektiği

önerilmiştir. Çalışmalarında kullandıkları üç farklı tipteki mini-implantın çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvvetleri arasında önemli ve pozitif bir korelasyon bulunmuştur.

Hung ve diğerlerinin [49] yapmış oldukları in-vitro çalışmalarında kemik yoğunluğundan bağımsız olarak pilot delik açılmayan mini-implantların çakma tork ile dikey çekip çıkartma kuvveti değerleri pilot delik açıldığı durumlara oranla anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Pilot delik açılmayan ($r=0,755$; $P<0,001$) ile 1 mm çapında pilot delik ($r=0,773$; $P<0,001$) açılan durumlarda çakma tork ve dikey çekip çıkartma kuvveti arasında önemli korelasyon bulunurken, 1,4 mm çapında pilot delik açıldığında ise ($r=0,331$; $P=,037$) daha düşük seviyede bir korelasyon bulunmuştur. Pilot delik çapından bağımsız olarak 0,64 g/cc kemik yoğunluğundaki sentetik kemik bloklara uygulanan mini-implantlara ($r=0,626$; $P<0,001$) kıyasla 0,8 g/cc kemik yoğunluğundaki sentetik kemik bloklara uygulanan mini-implantların çakma tork ve dikey çekip çıkartma kuvveti değerleri arasında daha yüksek ($r=0,755$; $P<0,001$) bir korelasyon bulunmuştur.

Brinley ve diğerleri [136], yiv kısmı farklı tasarlanmış olan mini-implantların primer stabilitelelerini değerlendirmek için poliüretan sentetik kemik bloklarda ve kadavra kemik modellerinde yapmış oldukları çalışmalarında hem poliüretan sentetik kemik bloklarında ($r=0,504$; $P<0,001$) hem de kadavra kemik modellerinde ($r=0,502$; $P<0,001$) çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti değerleri arasında benzer moderate pozitif korelasyonun olduğunu görmüşlerdir.

Salmoria ve diğerleri [37] yapmış oldukları in-vivo çalışmada çakma torku değeri ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında bir korelasyonun bulunmadığını göstermiştir ($P>0,05$).

Wang ve diğerleri [152] yapmış oldukları çalışmalarında kortikal ve trabeküler köpük katmanlarını birbirlerine akrilat yapıştırıcı (Scotch, 3M) ile yapıştırarak iki katmanlı poliüretan sentetik kemik blokları oluşturmuşlardır. Bu sentetik kemik bloklara üç farklı markaya ait infrazigomatik mini-implantlar AbsoAnchor (2x12 mm), Bioray (2x12 mm), Lomas (2x13 mm) yerleştirilmiştir. Mini-implantların mekanik dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde ise çakma torku ile dikey çekip

çıkartma kuvveti parametreleri kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda da çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında önemli bir korelasyon olmadığı tespit edilmiştir. Benzer olarak Lu ve diğerleri [173] yaptıkları in-vitro çalışmalarında çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında önemli bir korelasyonun olmadığını bildirmişlerdir.

Araştırmamızda kortikal kemik yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığı dikkate alınmadan çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki ilişkiye bakıldığında; aralarında anlamlı ve kuvvetli bir ilişki olduğu bulunmuştur ($r=0,698$; $p<0,001$) (Çizelge 4.18).

Literatürle de uyumlu olarak çakma torku değeri arttıkça dikey çekip çıkartma kuvvetinin de yükseldiği görülmüştür [24, 51, 136]. Ancak bu bulgumuzun yukarıdaki çalışmalardan bazılarıyla da çeliştiği belirlenmiştir [37, 152, 173]. Bu noktada Salmoria ve diğerleri [37], çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında bir korelasyonun bulunamamasını çalışmalarında kullandıkları homojen yapıya sahip olmayan kemiklerden kaynaklı olabileceği şeklinde açıklamışlardır. Benzer bulgulara sahip diğer iki çalışmada [152, 173] ise bu durum hakkında herhangi bir açıklamanın yapılmadığı görülmüştür.

Araştırmamızda kortikal kemik yoğunluklarına göre çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki ilişkiler incelenmiştir. Kortikal kemik yoğunluğu 45 grade iken, çakma torkunun artması ile dikey çekip çıkartma kuvvetinin de arttığı, diğer kortikal kemik yoğunluklarında ise aralarında bir ilişkinin olmadığı görülmüştür (Çizelge 4.19). Wang ve diğerleri [152] ve Lu ve diğerlerin [173] yaptıkları in-vitro çalışmalarında çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında önemli bir korelasyonun bulunmaması ile ilgili herhangi bir açıklama yapmamışlardır. Araştırmamızda kortikal kemik yoğunluğu 40 grade iken; çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında korelasyonun bulunmamasının, 40-3 grubun mini-implant çakılan bölgelerinin kemik yoğunluğunun tam olarak istediğimiz şekilde hazırlanmamasından ve mini-implantların el ile yerleştirilmesi sırasında oluşan wobbling hareketinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Araştırmamızda kortikal kemik yoğunluğu 50 grade iken ise; çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında korelasyonun bulunmamasının, kortikal kemik

kalınlığındaki artışın çakma torku üzerinde etkili olmaması ile beraber dikey çekip çıkartma dirancini arttırdığından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Araştırmamızda kortikal kemik kalınlıklarına göre çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki ilişkiler incelendiğinde kortikal kemik kalınlığı 1 mm ve 2 mm iken, çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında anlamlı ve kuvvetli bir ilişki olduğu görülmüştür. Kortikal kemik kalınlığı 3 mm iken ise çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki ilişki anlamlı ancak orta kuvvettedir (Çizelge 4.20). Her üç kortikal kemik kalınlığında da çakma torkunun artmasıyla birlikte dikey çekip çıkartma kuvvetinin de arttığı görülmüştür. Ancak artış lineer değildir. Çakma torkunun arttığı oranda dikey çekip çıkartma kuvveti artmamaktadır. Yüksek çakma torku değerlerinin, kortikal kemikte oluşan aşırı basınçlar nedeniyle kortikal kemiğin yapısında mikro-zedelenmelere ve kalıcı deformasyonlara yol açtığı bilinmektedir [23, 67].

Araştırmamızda 1 mm, 2 mm ve 3 mm kortikal kemik kalınlıklarına sahip olan sentetik kemik bloklara yerleştirilen mini-implantlara ait ortalama çakma torku değerlerinin sırasıyla $11,07 \pm 3,61$ Ncm, $12,88 \pm 4,18$ Ncm, $15,17 \pm 3,69$ Ncm olduğu görülmüştür. Her üç kortikal kemik kalınlığındaki ortalama çakma torku değerlerinin, literatürde önerilen 10 Ncm çakma torku değerinden [22, 29] daha yüksek olduğu bulunmuştur. Araştırmamızda dikey çekip çıkartma kuvveti ise hem en düşük hem de en yüksek değerlerin benzer sentetik kemik blokların kullanıldığı çalışmalardan daha yüksek olduğu görülmüştür [24, 49, 167].

Kortikal kemik kalınlığı artıkça peri-implant bölgesinde oluşabilecek mikro-zedelenmeler mini-implantın kemikteki kavrama gücünü azatabilir. Bu durum, dikey çekip çıkartma kuvvetinde beklenen değerlere ulaşılamamasının nedeni olabilir. Araştırmamızda kortikal kemik kalınlığı 3 mm iken, 1 mm ve 2 mm olan gruplara göre çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasında daha düşük bir korelasyonun bulunmasında aşırı çakma torkundan kaynaklı olarak peri-implant bölgesinde oluşabilecek mikro-zedelenmelerin etkili olabileceği düşünülmektedir.

5.4.7. Çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki regresyon

Ryken ve diğerlerinin çalışması çakma torkunun, dikey çekip çıkartma kuvvetini tahmin etmede en önemli faktör olduğunu gösteren bir çalışmadır. [172].

Ryken ve diğerlerinin [172] yaptığı bu kadavra çalışmasında 99 servikal vertebra gövdesine unikortikal veya bikortikal vidalar yerleştirilmiştir.

Dual X Işını Absorpsiyometresi kullanılarak Kemik Mineral Yoğunluğu belirlenmiştir. Çakma torku ise dijital elektronik tork anahtarı kullanılarak ölçülmüştür. Araştırmacılar çekip çıkartma kuvveti değerini tahmin etmek amacıyla hem kemik mineral yoğunluğu, hem de çakma torku değerlerinin kullanıldığı bir denklem ile Tutunum indeksi adını verdikleri bir hesaplamadan bahsetmişlerdir. Bu Tutunum indeksi değerini kullanarak "Dikey çekip çıkartma kuvveti= $647,3 \times \text{Tutunum indeksi} - 13,52$; $r=0,92$, $p<0,0001$ " şeklinde lineer ilişki olan bir regresyon denklemi kurmuşlardır Ancak Tutunum indeksini hesaplama denklemini çalışmalarında belirtmemişlerdir [172].

Ryken ve diğerlerinin [172] geliştirmiş olduklarını belirttikleri regresyon denkleminde Tutunum indeksinin hesaplanmasına gerek duyulmakta olup araştırmacılar Tutunum indeksini hesaplamak için gerekli denklemi vermediği için bu regresyon denklemi kullanılması mümkün değildir. Hesaplama yöntemi bile belirtilmeyen bir indeksin kullanıldığı bu çalışmanın tekrarlanması da mümkün değildir. Ayrıca daha sonraki yıllarda araştırmacılar tarafından bu konu ile ilgili yapılmış olan yeni bir çalışmaya da rastlanmamıştır.

Ryken ve diğerleri [172]; biri kendilerine diğeri An ve diğerlerine ait olmak üzere yayınlanmamış iki araştırmanın sonuçlarını verileri sunmaksızın değerlendirmeye almışlardır.

Ryken ve diğerleri [172] İstatistiklerin yorumlamalarında da istatistiki açıdan aralarında kaydadeğer fark olmayan iki ortalamadan birinin diğerinden büyük olmasına dikkat çekmeye çalışarak sonuçları çarpıtmışlardır. Ayrıca Maiman ve diğerlerinin [174] farklı sonuç bulmasını örneklem büyüklüğüne bağlayarak yorum

hatasına da düşmüşler, önyargılı davranmışlardır. Halbuki örneklem büyüklüğü artınca sonuçlar daha da güçlenebilirdi.

Bu sebeplerle çalışmamıza benzeyen tek çalışma olan ve bir kadavra çalışması olarak kıymetli olan Ryken ve diğerlerinin çalışmasından ihtiyatlı olunarak istifade edilmiştir.

Varghese ve diğerlerinin [175] yaptıkları in-vitro çalışmada ise 6×40 ve 7×40 mm'lik poliaksiyal pedikül vidaların 5 grade, 10 grade, 15 grade, 20 grade'lik poliüretan sentetik kemik bloklar üzerine 4 farklı açıyla farklı derinliklere yerleştirilmesinden sonra dikey çekip çıkartma kuvveti ölçülmüştür. Pedikül vidasının dikey çekip çıkartma kuvvetini öngörmek için " $F_{pullout} = S_{shear} \times \pi L D_o \times (\frac{1}{2}$

$+ \frac{1}{\sqrt{3}} \frac{d}{p})$, ($F_{pullout}$: Dikey çekip çıkartma kuvveti, S_{shear} : Sentetik kemiğin kesme dayanımı, L: Vidanın kemik içinde kalan kısmının uzunluğu, D_o : Yivlerin dış çapı, d: Yivlerin derinliği, p: Yivler arası mesafe.)" şeklinde lineer ilişki de olmayan bir denklem geliştirilmiştir. Birçok unsurun etkisinin bir arada düşünüldüğü bu öngörme denkleminde kullanılan parametrelerden yivlerin dış çapı ve yivler arası mesafe kolayca belirlenebilecek vida özellikleri iken, kemiğin kesme dayanımı ve vidanın kemik içinde kalan kısmının uzunluğunun belirlenmesi klinik açıdan oldukça zordur. Bu nedenle bu öngörme denkleminin klinik açısından kullanımının oldukça zor olduğunu düşünmekteyiz.

Araştırmamızda yaptığımız regresyon analizleri sonucunda; kortikal kemik yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığı dikkate alınmadan, mini-implantların yerleştirilmesi sırasında ölçülebilen çakma torku değeri ile mini-implantın doğrudan çekilerek çıkartılması durumunda uygulanması gereken dikey çekip çıkartma kuvvetini tahmin etmek için bir regresyon denklemi kurulmuştur (Eşitlik-1).

$$\text{Dikey Çekip Çıkartma kuvveti} = (\text{Çakma Torku} \times 11,172) + 119,317$$

(Eşitlik - 1)

Araştırmamızda; Ryken ve diğerlerinin [172] çalışmasından farklı olarak, kortikal kemik kalınlığı dikkate alınmadan, 45 grade kemik yoğunluğuna sahip örnekler için

ve kortikal kemik yoğunluğu dikkate alınmadan, farklı kortikal kemik kalınlığına sahip örnekler için mini-implant çakma torku değeri ile mini-implantın doğrudan çekilerek çıkartılması durumunda uygulanması gereken dikey çekip çıkartma kuvvetini tahmin etmek için gereken regresyon denklemleri (Eşitlik 2, .3.a, 3.b, 3.c) de kurulmuştur.

Yoğunluk 45 grade için Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti = 140,476 + (Çakma Torku × 9,032) (Eşitlik – 2)

Kalınlık 1 mm için Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti = 108,707 + (Çakma Torku × 9,283) (Eşitlik – 3.a)

Kalınlık 2 mm için Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti = 172,292 + (Çakma Torku × 8,578) (Eşitlik – 3.b)

Kalınlık 3 mm için Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti = 141,204 + (Çakma Torku × 10,242) (Eşitlik – 3.c)

Ancak araştırmamızda kortikal kemik kalınlığı dikkate alınmadan kortikal kemik yoğunluğu 40 grade ile 50 grade olan gruplarda, çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti aralarında bir ilişki bulunmadığı için dikey çekip çıkartma kuvvetini tahmin etmek için gereken regresyon denklemleri kurulamamıştır.

Araştırmamızdan elde edilen regresyon denklemleri ile sadece çakma torku değeri bilinen bir mini-implantın dikey çekip çıkartma kuvveti değerinin tahmin edilmesi hedeflenmiştir. Araştırmamızın bulgularında tespit edilen anlamlı korelasyonlar da çakma torku ile dikey çekip çıkartma kuvveti arasındaki ilişkinin lineer ($r < 1$) olmadığı görülmüştür. Bu nedenle sonuçları etkileyen faktörler ve standart sapma genişlikleri de göz önüne alınarak bu konuda daha fazla in-vitro ve klinik çalışmaya gereksinim duyulmaktadır.



6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

- 1) Araştırmamızdaki çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti değerlerinin mini-implantların başarısı için literatürde kabul edilen değerlerin üzerinde olduğu görülmüştür.
- 2) Araştırmamızda yapılan Grupiçi ve Gruplararası Karşılaştırma Analizleri değerlendirildiğinde;
 - A. Araştırmamızda sadece kortikal kemik yoğunlukları farklı (40 grade, 45 grade, 50 grade) olan gruplarda kortikal kemik kalınlıklarındaki artışın çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvvetini "farklı" etkilediği görülmüştür.
 - B. Araştırmamızda sadece kortikal kemik kalınlıkları farklı (1 mm, 2 mm, 3 mm) olan gruplarda kortikal kemik yoğunluklarındaki artışın çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvvetini "farklı" etkilediği belirlenmiştir.
 - C. Kortikal kemik yoğunluğu ile kortikal kemik kalınlığı birlikte değerlendirildiğinde, hem çakma torku hem de dikey çekip çıkartma kuvveti değerleri üzerinde en etkili faktörün kortikal kemik yoğunluğu olduğu belirlenmiştir. Sonra sırasıyla kortikal kemik kalınlığı ve kemik yoğunluğu x kemik kalınlığı etkileşimi gelmektedir.
- 3) Araştırmamızda yapılan Korelasyon Analizleri değerlendirildiğinde, çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti arasında bulunan ilişkiler şunlardır:
 - A. Her kalınlık ve/veya yoğunlukta ($r=0,698$; $p<0,001$) biçiminde anlamlı ve kuvvetli bir ilişki vardır.
 - B. Sadece kortikal kemik yoğunluğu dikkate alındığında, yoğunluk 45 grade için ($r=0,698$; $p<0,001$) biçiminde anlamlı ve kuvvetli bir ilişki vardır.

- C. Sadece kortikal kemik kalınlığı dikkate alındığında, kalınlık 1 ve 2 mm için anlamlı ve kuvvetli bir ilişki; kalınlık 3 mm için anlamlı ve orta kuvvette bir ilişki vardır.

4) Yapılan Regresyon Analizleri;

Araştırmamızda mini-implantların yerleştirilmesi sırasında ölçülen çakma torku ve mini-implantın doğrudan çekilerek çıkartılması durumunda uygulanması gereken dikey çekip çıkartma kuvvetini tahmin etmek için kurulabilen Regresyon denklemleri şunlardır:

- A. Kortikal kemik yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığı hiç dikkate alınmadan, her kalınlık ve/veya yoğunlukta tahmin yapılmak istendiğinde

$$\text{Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti} = (\text{Çakma Torku} \times 11,172) + 119,317$$

(Eşitlik - 1)

- B. Sadece kortikal kemik yoğunluğu dikkate alınarak tahmin yapılmak istendiğinde

$$\text{Yoğunluk 45 grade için Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti} = 140,476 + (\text{Çakma Torku} \times 9,032)$$

(Eşitlik - 2)

- C. Sadece kortikal kemik kalınlığı dikkate alınarak tahmin yapılmak istendiğinde

$$\text{Kalınlık 1 mm için Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti} = 108,707 + (\text{Çakma Torku} \times 9,283)$$

(Eşitlik - 3.a)

$$\text{Kalınlık 2 mm için Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti} = 172,292 + (\text{Çakma Torku} \times 8,578)$$

(Eşitlik - 3.b)

$$\text{Kalınlık 3 mm için Dikey Çekip Çıkartma Kuvveti} = 141,204 + (\text{Çakma Torku} \times 10,242)$$

(Eşitlik - 3.c)

Yorumlar:

- 1- Çalışmamızda kullanılan mini-implantlardan elde edilen değerler kabul edilen değerlerin üzerindedir.
- 2- Araştırma düzeneği ve araştırma ortam şartları yenilenerek ileri laboratuvar ve klinik araştırmalar yapmak gerekmektedir.
- 3- Çakma torku ve dikey çekip çıkarma kuvveti arasında bazı korelasyonlar ve regresyon denklemleri kurulabilmiştir.
- 4- Araştırmamızda belirlenen korelasyon değerlerinin lineer olmaması nedeniyle kurulabilen regresyon denklemlerinin klinik uygulamalardaki kullanımında ihtiyatlı olunmalıdır.

Araştırmamızda sadece bir tip mini-implant kullanılmış olup mini-implantların tasarımı ve üretildikleri malzemelerdeki farklılıkların çalışma sonuçlarını etkileyebileceği, kemik blokların özelliklerinin yurt dışı üretici firmalar tarafından bile $\pm$ %10 farklılık barındırabileceğinin bildirildiği, in-vitro ortam ile in-vivo ortamda farklı sonuçların görülebileceği hususları dikkate alınmalıdır.

6.2. Öneriler

Araştırmamızda çakma torku ve dikey çekip çıkartma kuvveti üzerinde en yüksek etkiye sahip faktörün kortikal kemik yoğunluğu olduğu tespit edildiğinden dolayı mini-implantların yerleştirileceği bölgelerin seçiminde kortikal kemik yoğunluğunun dikkatlice değerlendirilmesinin gerekli olduğunu düşünülebilir.

Araştırmamıza ait 40-3, 45-2, 45-3, 50-1, 50-2, 50-3 gruplarında 10 Ncm ve üzerinde tespit edilen yüksek çakma torku değerlerinin peri-implant bölgelerinde fazla mikro-zedelenme oluşturabileceği ve mini-implantların başarısını olumsuz etkileyebileceği düşünülmüştür. Bu sebeple mini-implantların kortikal kemik kalınlığının fazla olduğu maksillanın palatinal ve interdental bölgelerinde ve mandibulanın tüm bölgelerinde kılavuz delik açma işlemi (predrilling) ile çakılması dikkate alınmalıdır.

Araştırmamızda ortaya çıktığını gördüğümüz bazı beklenmeyen sonuçların mini-implantın çakılması sırasında oluşan wobbling hareketinden ve/veya sentetik kemik blokların kortikal ve trabeküler kemik yoğunluklarının standartlara uygun olmamasından kaynaklandığı düşünülmüştür. Bu yüzden **benzer in-vitro çalışmalarda:**

1. Ayrıca satın alınmış veya imal edilmiş olan poliüretan kemik blokların tümünün homojenitesinin, yoğunluğunun ve kalınlığının istenen standartlara uygun olduğunun çalışma öncesinde doğrulanmasının yapılması önerilebilir.
2. Poliüretan sentetik kemik bloklara ait kortikal kemik kalınlıklarının talaşlı imalat yöntemi ile inceltilmesi sırasında kortikal ve trabeküler katmaları arasındaki bağlantı uygunluğunun çalışma öncesinde ayrışma testleri ile doğrulanması önerilebilir.
3. Olası wobbling (salınım, mini-implant savrulması, konik savrulma, konik salınım) hareketini azaltmak için wobbling'e sebep olduğu düşünülen mini-implantların el ile çakılması yöntemi yerine başka yöntemlerin denenmesi uygun olacaktır. Örneğin hem mini-implantları hem de kullanılan kemik blokları sıkıca sabitleyen motorlu düzenekler kullanılması düşünülebilir.

KAYNAKLAR

1. Melsen, B. and Verna, C. (2012). Anchorage problems In: Melsen, B. (Eds.), *Adult orthodontics*. UK: Wiley-Blackwell, 132-162.
2. Strang, R.H.W. (1941). Orthodontic Anchorage. *The Angle Orthodontist*, 11(3), 173-186.
3. Kuhlberg, A J. and Priebe, DN. (2001). Space closure and anchorage control. *Seminars in Orthodontics*, 7(1), 42-49.
4. Schopf, P., et al. (2008). The problem of anchorage. In: Ludwig, B., Baumgaertel, S., Bowman, S. (Eds.), *Mini-Implants in Orthodontics: Innovative Anchorage Concepts*. Berlin: Quintessence Publishing, 5-10.
5. Prabhu, J. and Cousley, R. R. (2006). Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *Journal of Orthodontics*, 33(4), 288-307.
6. Linkow, L.I. (1969). The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *International Journal of Orthodontics*, 7(4), 149-54.
7. Huang, L. H., Shotwell, J. L. and Wang, H. L. (2005). Dental implants for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(6), 713-722.
8. Block, M. S. and Hoffman, D. R. (1995). A new device for absolute anchorage for orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 107(3), 251-258.
9. Tinsley, D., O'dwyer, J. J., Benson, P. E., Doyle, P. T. and Sandler, J. (2004). Orthodontic palatal implants: clinical technique. *Journal of Orthodontics*, 31(1), 3-8.
10. Miyawaki, S., Koyama, I., Inoue, M., Mishima, K., Sugahara, T. and Takano-Yamamoto, T. (2003). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(4), 373-378.
11. Kanomi, R. (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 31(11), 763-767.
12. Cope, J. B. (2005). Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift. *Seminars in Orthodontics*, 11(1), 3-9.
13. Park, YC. (1997). Biomechanical considerations with temporary anchorage devices. In: Graber, L., et al. (Eds), *Orthodontics current principles and techniques*. Saint Louis: Mosby, 381-420.
14. Park, H. S., Jeong, S. H. and Kwon, O. W. (2006). Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(1), 18-25.

15. Moon, C. H., Lee, D. G., Lee, H. S., Im, J. S. and Baek, S. H. (2008). Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *The Angle Orthodontist*, 78(1), 101-106.
16. Crismani, A. G., Bertl, M. H., Celar, A. G., Bantleon, H. P. and Burstone, C. J. (2010). Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 108-113.
17. Reynders, R., Ronchi, L. and Bipat, S. (2009). Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(5), 564.e1 -564.e19.
18. Schatzle, M., Mannchen, R., Zwahlen, M. and Lang, N. P. (2009). Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 20(12), 1351-1359.
19. Fritz, U., Ehmer, A. and Diedrich, P. (2004). Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 65(5), 410-418.
20. Liou, E. J., Pai, B. C. and Lin, J. C. (2004). Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(1), 42-47.
21. Antoszewska, J., Papadopoulos, M. A., Park, H. S. and Ludwig, B. (2009). Five-year experience with orthodontic miniscrew implants: a retrospective investigation of factors influencing success rates. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(2), 158.e1-158.e10.
22. Motoyoshi, M., Hirabayashi, M., Uemura, M. and Shimizu, N. (2006). Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clinical Oral Implants Research*, 17(1), 109-114.
23. Wilmes, B. and Drescher, D. (2009). Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist*, 79(4), 609-614.
24. Shah, A. H., Behrents, R. G., Kim, K. B., Kyung, H. M. and Buschang, P. H. (2012). Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. *The Angle Orthodontist*, 82(4), 603-610.
25. Meursinge Reynders, R., Ronchi, L., Ladu, L., Van Etten-Jamaludin, F. and Bipat, S. (2013). Insertion torque and orthodontic mini-implants: a systematic review of the artificial bone literature. *Journal of Engineering in Medicine*, 227(11), 1181-1202.
26. Wawrzinek, C., Sommer, T. and Fischer-Brandies, H. (2008). Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 69(2), 121-134.

27. Huja, S. S., Litsky, A. S., Beck, F. M., Johnson, K. A. and Larsen, P. E. (2005). Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(3), 307-313.
28. Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O. and Kusakari, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 18(3), 357-368.
29. Motoyoshi, M., Yoshida, T., Ono, A. and Shimizu, N. (2007). Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(5), 779-784.
30. Motoyoshi, M., Uemura, M., Ono, A., Okazaki, K., Shigeeda, T. and Shimizu, N. (2010). Factors affecting the long-term stability of orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(5), 588.e1-588.e5.
31. Wilmes, B. and Drescher, D. (2011). Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(7), 697-703.
32. Cha, J. Y., Kil, J. K., Yoon, T. M. and Hwang, C. J. (2010). Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 73-79.
33. Cehreli, S. and Arman-Ozgirpici, A. (2012). Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(2), 187-195.
34. McManus, M. M. (2010). *Effect of mini-screw maximum insertion torque on skeletal orthodontic anchorage*. Master's thesis, Iowa University, Iowa.
35. Migliorati, M., Benedicenti, S., Signori, A., Drago, S., Barberis, F., Tournier, H. and Silvestrini-Biavati, A. (2012). Miniscrew design and bone characteristics: an experimental study of primary stability. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(2), 228-234.
36. Nienkemper, M., Wilmes, B., Panayotidis, A., Pauls, A., Golubovic, V., Schwarz, F. and Drescher, D. (2013). Measurement of mini-implant stability using resonance frequency analysis. *The Angle Orthodontist*, 83(2), 230-238.
37. Salmoria, K. K., Tanaka, O. M., Guariza-Filho, O., Camargo, E. S., De Souza, L. T. and Maruo, H. (2008). Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(6), 790.e15-790.e22.

38. Su, Y. Y., Wilmes, B., Honscheid, R. and Drescher, D. (2009). Application of a wireless resonance frequency transducer to assess primary stability of orthodontic mini-implants: an in vitro study in pig ilia. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(4), 647-654.
39. Lim, S. A., Cha, J. Y. and Hwang, C. J. (2008). Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *The Angle Orthodontist*, 78(2), 234-240.
40. Tachibana, R., Motoyoshi, M., Shinohara, A., Shigeeda, T. and Shimizu, N. (2012). Safe placement techniques for self-drilling orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 41(11), 1439-1444.
41. Pithon, M. M., Nojima, M. G. and Nojima, L. I. (2011). In vitro evaluation of insertion and removal torques of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(1), 80-85.
42. Marquezan, M., Mattos, C. T., Sant'anna, E. F., De Souza, M. M. and Maia, L. C. (2014). Does cortical thickness influence the primary stability of miniscrews?: A systematic review and meta-analysis. *The Angle Orthodontist*, 84(6), 1093-1103.
43. Migliorati, M., Benedicenti, S., Signori, A., Drago, S., Cirillo, P., Barberis, F. and Silvestrini Biavati, A. (2013). Thread shape factor: evaluation of three different orthodontic miniscrews stability. *European Journal of Orthodontics*, 35(3), 401-405.
44. Marquezan, M., Souza, M. M., Araujo, M. T., Nojima, L. I. and Nojima Mda, C. (2011). Is miniscrew primary stability influenced by bone density? *Brazilian Oral Research*, 25(5), 427-432.
45. Da Cunha, A. C., Marquezan, M., Lima, I., Lopes, R. T., Nojima, L. I. and Sant'anna, E. F. (2015). Influence of bone architecture on the primary stability of different mini-implant designs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147(1), 45-51.
46. Marquezan, M., Lima, I., Lopes, R. T., Sant'anna, E. F. and De Souza, M. M. (2014). Is trabecular bone related to primary stability of miniscrews? *The Angle Orthodontist*, 84(3), 500-507.
47. Wang, Z., Zhao, Z., Xue, J., Song, J., Deng, F. and Yang, P. (2010). Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 100-107.
48. Lemieux, G., Hart, A., Cheretakis, C., Goodmurphy, C., Trexler, S., McGary, C. and Retrouvey, J. M. (2011). Computed tomographic characterization of mini-implant placement pattern and maximum anchorage force in human cadavers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(3), 356-365.

49. Hung, E., Oliver, D., Kim, K. B., Kyung, H. M. and Buschang, P. H. (2012). Effects of pilot hole size and bone density on miniscrew implants' stability. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(3), 454-460.
50. Iijima, M., Takano, M., Yasuda, Y., Muguruma, T., Nakagaki, S., Sakakura, Y., Ochi, M. and Mizoguchi, I. (2013). Effect of the quantity and quality of cortical bone on the failure force of a miniscrew implant. *European Journal of Orthodontics*, 35(5), 583-589.
51. Holm, L., Cunningham, S. J., Petrie, A. and Cousley, R. R. (2012). An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist*, 82(6), 1022-1028.
52. Gainsforth Bl. and Highly, L. (1945). A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 31, 406-417.
53. Lee, J. S., Kim, J. K., Park, YC. and Vanarsdall, R. I. (2007). *Applications of Orthodontic Mini-Implants*. Canada: Quintessence, 1-12.
54. Branemark, P. I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B. O., Lindstrom, J. and Ohlsson, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3(2), 81-100.
55. Linkow, L. I. (1970). Implanto-orthodontics. *Journal of Clinical Orthodontics*, 4(12), 685-690.
56. Creekmore, T. D. and Eklund, M. K. (1983). The possibility of skeletal anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 17(4), 266-269.
57. Costa, A., Raffaini, M. and Melsen, B. (1998). Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*, 13(3), 201-209.
58. Lietz, T. (2008). Miniscrews-Aspects of assessment and selection among different systems. In: Ludwig, B., Baumgaertel, S., Bowman, S. (Eds). *Mini-Implants in Orthodontics: Innovative Anchorage Concepts*. Berlin: Quintessence Publishing, 11-72.
59. Paik, C.H. (2008). *Orthodontic miniscrew implants: clinical applications*. Edinburgh; New York: Mosby/Elsevier, 22-32.
60. Song, Y. Y., Cha, J. Y. and Hwang, C. J. (2007). Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *The Angle Orthodontist*, 77(6), 979-985.
61. Cha, J. Y., Hwang, C. J., Kwon, S. H., Jung, H. S., Kim, K. M. and Yu, H. S. (2015). Strain of bone-implant interface and insertion torque regarding different miniscrew thread designs using an artificial bone model. *European Journal of Orthodontics*, 37(3), 268-274.

62. Maino, B. G., Maino, G. and Mura, P (2005). Spider Screw: skeletal anchorage system. *Progress in Orthodontics*, 6(1), 70-81.
63. Schnelle, M. A., Beck, F. M., Jaynes, R. M. and Huja, S. S. (2004). A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. *The Angle Orthodontist*, 74(6), 832-837.
64. Poggio, P. M., Incorvati, C., Velo, S. and Carano, A. (2006). "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *The Angle Orthodontist*, 76(2), 191-197.
65. Mah, J. and Bergstrand, F. (2005). Temporary anchorage devices: a status report. *Journal of Clinical Orthodontics*, 39(3), 132-136.
66. Barros, S. E., Janson, G., Chiqueto, K., Garib, D. G. and Janson, M. (2011). Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(4), e181-192.
67. Lee, N. K. and Baek, S. H. (2010). Effects of the diameter and shape of orthodontic mini-implants on microdamage to the cortical bone. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(1), 8 e1-8; discussion 8-9.
68. Costa A, P. G., Bergamaschi G. (2005). Intraoral hard and soft-tissue depths for temporary anchorage devices. *Seminars in Orthodontics*, (11), 10–15.
69. Miyamoto, I., Tsuboi, Y., Wada, E., Suwa, H. and Iizuka, T. (2005). Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*, 37(6), 776-780.
70. Melsen, B. (2005). Mini-implants: Where are we? *Journal of Clinical Orthodontics*, 39(9), 539-547.
71. Cheng, S. J., Tseng, I. Y., Lee, J. J. and Kok, S. H. (2004). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 19(1), 100-106.
72. Goaslind, G. D., Robertson, P. B., Mahan, C. J., Morrison, W. W. and Olson, J. V. (1977). Thickness of facial gingiva. *Journal of Periodontology*, 48(12), 768-771.
73. Muller, H. P., Schaller, N., Eger, T. and Heinecke, A. (2000). Thickness of masticatory mucosa. *Journal of Clinical Periodontology*, 27(6), 431-436.
74. Zitzmann, N. U., Abrahamsson, I., Berglundh, T. and Lindhe, J. (2002). Soft tissue reactions to plaque formation at implant abutments with different surface topography. An experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*, 29(5), 456-461.

75. You, Z. H., Bell, W. H., Schneiderman, E. D. and Ashman, R. B. (1994). Biomechanical properties of small bone screws. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 52(12), 1293-1302.
76. Jolley, T. H. and Chung, C. H. (2007). Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. *Journal of Clinical Orthodontics*, 41(6), 326-328.
77. Steigenga, J., Al-Shammari, K., Misch, C., Nociti, F. H., Jr. and Wang, H. L. (2004). Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *Journal of Periodontology*, 75(9), 1233-1241.
78. Favero, L., Brollo, P. and Bressan, E. (2002). Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(1), 84-94.
79. Migliorati, M., Signori, A. and Silvestrini-Biavati, A. (2012). Temporary anchorage device stability: an evaluation of thread shape factor. *European Journal of Orthodontics*, 34(5), 582-586.
80. Safiya Sana, M. G. (2013). Mini- Implant Materials: An Overview. *Journal of Dental and Medical Sciences*, 7(2), 15-20.
81. Hermen R, C. J. (2005). Miniscrew implants: IMTEC Mini Ortho Implants. *Seminars in Orthodontics*, 11(1), 32–39.
82. Muguruma, T., Iijima, M., Brantley, W. A., Yuasa, T., Ohno, H. and Mizoguchi, I. (2011). Relationship between the metallurgical structure of experimental titanium miniscrew implants and their torsional properties. *European Journal of Orthodontics*, 33(3), 293-297.
83. Chaddad, K., Ferreira, A. F., Geurs, N. and Reddy, M. S. (2008). Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *The Angle Orthodontist*, 78(1), 107-113.
84. Cho, Y. C., Cha, J. Y., Hwang, C. J., Park, Y. C., Jung, H. S. and Yu, H. S. (2013). Biologic stability of plasma ion-implanted miniscrews. *The Korean Journal of Orthodontics*, 43(3), 120-126.
85. Shikinami, Y. and Okuno, M. (2001). Bioresorbable devices made of forged composites of hydroxyapatite (HA) particles and poly L-lactide (PLLA). Part II: practical properties of miniscrews and miniplates. *Biomaterials*, 22(23), 3197-3211.
86. Park, H. S. and Kwon, T. G. (2004). Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *The Angle Orthodontist*, 74(5), 703-710.
87. Gelgor, I. E., Buyukyilmaz, T., Karaman, A. I. Y., Dolanmaz, D. and Kalayci, A. (2004). Intraosseous screw-supported upper molar distalization. *The Angle Orthodontist*, 74(6), 838-850.

88. Herman, R. J., Currier, G. F. and Miyake, A. (2006). Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: A pilot study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(2), 228-235.
89. Kuroda, S., Katayama, A. and Takano-Yamamoto, T. (2004). Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *The Angle Orthodontist*, 74(4), 558-567.
90. Kravitz, N. D., Kusnoto, B., Tsay, P. T. and Hohlt, W. F. (2007). Intrusion of overerupted upper first molar using two orthodontic miniscrews. *The Angle Orthodontist*, 77(5), 915-922.
91. Jeon, Y. J., Kim, Y. H., Son, W. S. and Hans, M. G. (2006). Correction of a canted occlusal plane with miniscrews in a patient with facial asymmetry. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(2), 244-252.
92. Giancotti, A., Arcuri, C. and Barlattani, A. (2004). Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(1), 113-117.
93. Leung, M. T. C., Lee, T. C. K., Rabie, A. B. M. and Wong, R. W. K. (2008). Use of miniscrews and miniplates in orthodontics. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66(7), 1461-1466.
94. Xun, C. L., Zeng, X. L. and Wang, X. (2007). Microscrew anchorage in skeletal anterior open-bite treatment. *The Angle Orthodontist*, 77(1), 47-56.
95. Harzer W, S. M., Gedrange T (2004). Rapid maxillary expansion with palatal anchorage of the hyrax expansion screw-Pilot study with case presentation. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 65, 419-424.
96. Chen, Y. J., Chang, H. H., Huang, C. Y., Hung, H. C., Lai, E. H. H. and Yao, C. C. J. (2007). A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clinical Oral Implants Research*, 18(6), 768-775.
97. Hoste, S., Vercruyssen, M., Quirynen, M. and Willems, G. (2008). Risk factors and indications of orthodontic temporary anchorage devices: a literature review. *Australian Orthodontic Journal*, 24(2), 140-148.
98. Kuroda, S., Sugawara, Y., Deguchi, T., Kyung, H. M. and Takano-Yamamoto, T. (2007). Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(1), 9-15.
99. Morea, C., Dominguez, G. C., Wuo Ado, V. and Tortamano, A. (2005). Surgical guide for optimal positioning of mini-implants. *Journal of Clinical Orthodontics*, 39(5), 317-321.

100. Ludwig, B., Glasl, B., Kinzinger, G. S., Lietz, T. and Lisson, J. A. (2011). Anatomical guidelines for miniscrew insertion: Vestibular interradicular sites. *Journal of Clinical Orthodontics*, 45(3), 165-173.
101. Kang, S., Lee, S. J., Ahn, S. J., Heo, M. S. and Kim, T. W. (2007). Bone thickness of the palate for orthodontic mini-implant anchorage in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(4), 74-81.
102. Ludwig, B., Glasl, B., Bowman, S. J., Wilmes, B., Kinzinger, G. S. and Lisson, J. A. (2011). Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites. *Journal of Clinical Orthodontics*, 45(8), 433-441.
103. Khayat, P. G. and Milliez, S. N. (2007). Prospective clinical evaluation of 835 multithreaded tapered screw-vent implants: results after two years of functional loading. *Journal of Oral Implantology*, 33(4), 225-231.
104. Bornstein, M. M., Harnisch, H., Lussi, A. and Buser, D. (2007). Clinical performance of wide-body implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: results of a 3-year follow-up study in a referral clinic. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 22(4), 631-638.
105. Turkoz, C., Atac, M. S., Tuncer, C., Balos Tuncer, B. and Kaan, E. (2011). The effect of drill-free and drilling methods on the stability of mini-implants under early orthodontic loading in adolescent patients. *European Journal of Orthodontics*, 33(5), 533-536.
106. Wilmes, B., Rademacher, C., Olthoff, G. and Drescher, D. (2006). Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 67(3), 162-174.
107. Çehreli, S. (2011). *Ortodontik mikro-implantların primer stabilitesinin in vitro koşullarda incelenmesi*. Doktora Tezi. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
108. Kim, T. W., Baek, S. H., Kim, J. W. and Chang, Y. I. (2008). Effects of microgrooves on the success rate and soft tissue adaptation of orthodontic miniscrews. *The Angle Orthodontist*, 78(6), 1057-1064.
109. Chang, C. S., Lee, T. M., Chang, C. H. and Liu, J. K. (2009). The effect of microrough surface treatment on miniscrews used as orthodontic anchors. *Clinical Oral Implants Research*, 20(10), 1178-1184.
110. Köni, K. (2015). *Ortodontik mini-implantların stabilitesinin Rezonans frekans analizi ve torkmetre ile İn vivo olarak değerlendirilmesi*. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
111. Pickard, M. B., Dechow, P., Rossouw, P. E. and Buschang, P. H. (2010). Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 91-99.

112. ASTM F1839-08, Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments, *ASTM International, West Conshohocken, PA*, 2008.
113. Plana, J. C., Villafranca, F. D. C., Escalada, E. M. and Suárez, A. Á. (2013). Influence of the thickness of cortical bone on the stability of orthodontic miniscrews. *Journal of Dentofacial Anomalies and Orthodontics*, 16(4), 405-416.
114. Yu, Jh., Lin, YS., Chang, WJ., Chang, YZ. (2012). Mechanical effects of micro-thread orthodontic mini-screw design on artificial cortical bone. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 34(1), 49-55.
115. Park, H. S., Bae, S. M., Kyung, H. M. and Sung, J. H. (2001). Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *Journal of Clinical Orthodontics*, 35(7), 417-422.
116. Zhao, L., Xu, Z., Wei, X., Zhao, Z., Yang, Z., Zhang, L., Li, J. and Tang, T. (2011). Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews: a microcomputed tomographic and biomechanical analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(5), 628-635.
117. Wilmes, B., Su, Y. Y. and Drescher, D. (2008). Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist*, 78(6), 1065-1070.
118. Lekholm U, Z. G. (1985). Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. (Eds), *Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 199-209.
119. Misch, C.E. (2008) *Density of Bone: Effect on surgical approach and healing. Contemporary Implant Dentistry*. St Louis: Mosby, 645-667.
120. Rho, J. Y., Ashman, R. B. and Turner, C. H. (1993). Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of Biomechanics*, 26(2), 111-119.
121. Hosein, Y. K., Dixon, S. J., Rizkalla, A. S. and Tassi, A. (2017). A Comparison of the Mechanical Measures Used for Assessing Orthodontic Mini-Implant Stability. *Implant Dentistry*, 26(2), 225-231.
122. Çağlar, S., Aylıkçı, Ö. (2013). Techniques to measure miniscrew implant stability. *Journal of Orthodontic Research*, 1(1), 5-10.
123. Çehreli, S., Özçirpici, A. A. and Yilmaz, A. (2013). Tilted orthodontic micro implants: a photoelastic stress analysis. *European Journal of Orthodontics*, 35(5), 563-567.

124. Gracco, A., Cirignaco, A., Cozzani, M., Boccaccio, A., Pappalettere, C. and Vitale, G. (2009). Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *European Journal of Orthodontics*, 31(1), 12-20.
125. Lin, T. S., Tsai, F. D., Chen, C. Y. and Lin, L. W. (2013). Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(2), 182-189.
126. Salmanlı, O. (2012). *Mini-vidaların yüklenmesiyle kemikte oluşan değişikliklerin histopatolojik, histomorfometrik, immünohistokimyasal ve tomografik değerlendirilmesi*. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
127. Okazaki, J., Komasa, Y., Sakai, D., Kamada, A., Ikeo, T., Toda, I., Suwa, F., Inoue, M. and Etoh, T. (2008). A torque removal study on the primary stability of orthodontic titanium screw mini-implants in the cortical bone of dog femurs. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 37(7), 647-650.
128. Wu, J., Bai, Y.X. and Wang, B.K. (2009). Biomechanical and Histomorphometric Characterizations of Osseointegration during Mini-Screw Healing in Rabbit Tibiae. *The Angle Orthodontist*, 79(3), 558-563.
129. Yano, S., Motoyoshi, M., Uemura, M., Ono, A. and Shimizu, N. (2006). Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *European Journal of Orthodontics*, 28(6), 541-546.
130. Mortensen, M. G., Buschang, P. H., Oliver, D. R., Kyung, H. M. and Behrents, R. G. (2009). Stability of immediately loaded 3- and 6-mm miniscrew implants in beagle dogs--a pilot study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(2), 251-259.
131. Peltoniemi, H. H., Tulamo, R. M., Toivonen, T., Hallikainen, D., Tormala, P. and Waris, T. (1999). Biodegradable semirigid plate and miniscrew fixation compared with rigid titanium fixation in experimental calvarial osteotomy. *Journal of Neurosurgery*, 90(5), 910-917.
132. Romanos, G. E., Toh, C. G., Siar, C. H., Wicht, H., Yacoob, H. and Nentwig, G. H. (2003). Bone-implant interface around titanium implants under different loading conditions: a histomorphometrical analysis in the *Macaca fascicularis* monkey. *Journal of Periodontology*, 74(10), 1483-1490.
133. Mischkowski, R. A., Kneuert, P., Florvaag, B., Lazar, F., Koebke, J. and Zoller, J. E. (2008). Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 37(10), 948-954.

134. Suzuki, E. Y., Suzuki, B., Aramrattana, A., Harnsiriwattanakit, K. and Kowanich, N. (2010). Assessment of miniscrew implant stability by resonance frequency analysis: a study in human cadavers. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(11), 2682-2689.
135. Woodall, N., Tadeipalli, S. C., Qian, F., Grosland, N. M., Marshall, S. D. and Southard, T. E. (2011). Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(2), e147-e152.
136. Brinley, C. L., Behrents, R., Kim, K. B., Condoor, S., Kyung, H. M. and Buschang, P. H. (2009). Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *The Angle Orthodontist*, 79(6), 1156-1161.
137. Wu JH, Wang HC, Chen CM, et al. (2009). Pullout strengths of orthodontic palatal mini-implants tested in vitro. *Journal of Dental Sciences*, 6: 200–204.
138. Kim SC, Kim HY and Lee SJ. (2011). Influence of surface treatment on the insertion pattern of self-drilling orthodontic mini-implants. *The Korean Journal of Orthodontics*; 41(4): 268–279.
139. Chen, Y., Kyung, H. M., Gao, L., Yu, W. J., Bae, E. J. and Kim, S. M. (2010). Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters. *The Angle Orthodontist*, 80(5), 821-827.
140. Cho, K. C. and Baek, S. H. (2012). Effects of predrilling depth and implant shape on the mechanical properties of orthodontic mini-implants during the insertion procedure. *The Angle Orthodontist*, 82(4), 618-624.
141. Cho IS, Choo HR and Kim SK. (2011). The effects of different pilot-drilling methods on the mechanical stability of a mini-implant system at placement and removal: a preliminary study. *The Korean Journal of Orthodontics*, 41, 354–360.
142. Hong, C., Lee, H., Webster, R., Kwak, J., Wu, B. M. and Moon, W. (2011). Stability comparison between commercially available mini-implants and a novel design: part 1. *The Angle Orthodontist*, 81(4), 692-699.
143. Wu, J. H., Lu, P. C., Lee, K. T., Du, J. K., Wang, H. C. and Chen, C. M. (2011). Horizontal and vertical resistance strength of infrazygomatic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(5), 521-525.
144. Petrey, J. S., Saunders, M. M., Kluemper, G. T., Cunningham, L. L. and Beeman, C. S. (2010). Temporary anchorage device insertion variables: effects on retention. *The Angle Orthodontist*, 80(4), 446-453.
145. Seong, W. J., Kim, U. K., Swift, J. Q., Hodges, J. S. and Ko, C. C. (2009). Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(5), 306-318.

146. Schwartz-Dabney, C. L. and Dechow, P. C. (2003). Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *American Journal Of Physical Anthropology*, 120(3), 252-277.
147. Nkenke, E., Hahn, M., Weinzierl, K., Radespiel-Troger, M., Neukam, F. W. and Engelke, K. (2003). Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clinical Oral Implants Research*, 14(5), 601-609.
148. Devlin, H., Horner, K. and Ledgerton, D. (1998). A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(3), 323-327.
149. Park, J. and Cho, H. J. (2009). Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(3), 314.e1-314.e12.
150. Ono, A., Motoyoshi, M. and Shimizu, N. (2008). Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 37(4), 334-340.
151. Baumgaertel, S. and Hans, M. G. (2009). Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(2), 230-235.
152. Wang, C. H., Wu, J. H., Lee, K. T., Hsu, K. R., Wang, H. C. and Chen, C. M. (2011). Mechanical strength of orthodontic infrazygomatic mini-implants. *Odontology*, 99(1), 98-100.
153. Chen, C. M., Wu, J. H., Lu, P. C., Wang, H. C., Lee, H. E., Wang, C. H. and Du, J. K. (2011). Horizontal pull-out strength of orthodontic infrazygomatic mini-implant: an in vitro study. *Implant Dentistry*, 20(2), 139-145.
154. Su, Y. Y., Wilmes, B., Honscheid, R. and Drescher, D. (2009). Comparison of Self-Tapping and Self-Drilling Orthodontic Mini-Implants: An Animal Study of Insertion Torque and Displacement Under Lateral Loading. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 24(3), 404-411.
155. Serra, G., Morais, L. S., Elias, C. N., Meyers, M. A., Andrade, L., Muller, C. and Muller, M. (2008). Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(1), 44-52.
156. Chen, Y., Kyung, H. M., Zhao, W. T. and Yu, W. J. (2009). Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(3), 284-291.
157. Tseng, Y. C., Hsieh, C. H., Chen, C. H., Shen, Y. S., Huang, I. Y. and Chen, C. M. (2006). The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 35(8), 704-707.

158. O'sullivan, D., Sennerby, L. and Meredith, N. (2004). Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clinical Oral Implants Research*, 15(4), 474-480.
159. Heidemann, W., Terheyden, H. and Gerlach, K. L. (2001). Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 29(2), 69-74.
160. Sowden, D. and Schmitz, J. P. (2002). AO self-drilling and self-tapping screws in rat calvarial bone: an ultrastructural study of the implant interface. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 60(3), 294-299.
161. Gupta, N., Kotrashetti, S. M. and Naik, V. (2012). A comparative clinical study between self tapping and drill free screws as a source of rigid orthodontic anchorage. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 11(1), 29-33.
162. Cho, I. S., Baek, S. H. and Kim, Y. H. (2013). Effects of wobbling angle on the stability measures of orthodontic mini-implants during insertion and removal procedures. *The Angle Orthodontist*, 83(6), 1009-1014.
163. Kim, J. S., Choi, S. H., Cha, S. K., Kim, J. H., Lee, H. J., Yeom, S. S. and Hwang, C. J. (2012). Comparison of success rates of orthodontic mini-screws by the insertion method. *Korean Journal of Orthodontics*, 42(5), 242-248.
164. Tricio, J., Van Steenberghe, D., Rosenberg, D. and Duchateau, L. (1995). Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(6), 608-612.
165. Tepedino, M., Masedu, F. and Chimenti, C. (2017). Comparative evaluation of insertion torque and mechanical stability for self-tapping and self-drilling orthodontic miniscrews - an in vitro study. *Head and Face Medicine*, 13(1):1-7.
166. Degidi, M., Perrotti, V., Strocchi, R., Piattelli, A. and Iezzi, G. (2009). Is insertion torque correlated to bone-implant contact percentage in the early healing period? A histological and histomorphometrical evaluation of 17 human-retrieved dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 20(8), 778-781.
167. Meira, T. M., Tanaka, O. M., Ronsani, M. M., Maruo, I. T., Guariza-Filho, O., Camargo, E. S. and Maruo, H. (2013). Insertion torque, pull-out strength and cortical bone thickness in contact with orthodontic mini-implants at different insertion angles. *European Journal of Orthodontics*, 35(6), 766-771.
168. Meursinge Reynders, R. A., Ronchi, L., Ladu, L., Van Etten-Jamaludin, F. and Bipat, S. (2012). Insertion torque and success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(5), 596-614 e595.

169. Nguyen, M. V., Codrington, J., Fletcher, L., Dreyer, C. W. and Sampson, W. J. (2018). The influence of miniscrew insertion torque. *European Journal of Orthodontics*, 40(1), 37-44.
170. Mcmanus, M. M., Qian, F., Grosland, N. M., Marshall, S. D. and Southard, T. E. (2011). Effect of miniscrew placement torque on resistance to miniscrew movement under load. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(3), e93-98.
171. Gracco, A., Giagnorio, C., Incerti Parenti, S., Alessandri Bonetti, G. and Siciliani, G. (2012). Effects of thread shape on the pullout strength of miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(2), 186-190.
172. Ryken, T. C., Clausen, J. D., Traynelis, V. C. and Goel, V. K. (1995). Biomechanical analysis of bone mineral density, insertion technique, screw torque, and holding strength of anterior cervical plate screws. *Journal of Neurosurgery*, 83(2), 325-329.
173. Lu, P. C., Wu, C. H., Wang, H. Ch., Lee, K. T., Lee, H. E., and Chen, C. M. (2011). A study of the mechanical strength of miniscrews and miniplates for skeletal anchorage. *Journal of Dental Sciences*, 6(3), 165-169.
174. Maiman DJ., Pinter FA., Yoganandan N., et al. (1992). Pull-out strength of Caspar cervical screws. *Neurosurgery* 31:1097–1101.
175. Varghese, V., Ramu, P., Krishnan, V. and Saravana Kumar, G. (2016). Pull out strength calculator for pedicle screws using a surrogate ensemble approach. *Computer methods and programs in biomedicine*, 137, 11-22.





EKLER

EK 1. Futek tork sensörünün kalibrasyon sertifikası (a)

Certificate of Calibration					
Certificate Number 1008230037	 ADVANCED SENSOR TECHNOLOGY, INC.				
<u>Sensor Info:</u>					
S/N 271189	Model TAT200				
Item # FSH01679	Capacity 50 in-oz				
<u>Description:</u> TAT200, 50 in-oz, Mini Screw Driver Reaction Torque Sensor, Material - 2024-T4, 1/4-Sq. Drive, 28 Awg 4 Conductor Braided Shielded Clear PVC, 10 ft Long					
Calibration Procedure OP1000					
<u>CALIBRATION EQUIPMENT USED</u>					
<u>Digital Multimeter:</u>					
HP Model: Agilent 34401A, S/N: US36133125					
<u>Dead Weight(s):</u>					
0.2 - 8 oz. Traceability No: 501668					
<u>Torque Equipment:</u>					
Model: 2500-S-0-(2.5 in), S/N: 1323, Traceability No: M71302-2					
This certifies that the following sensor has been calibrated using equipment traceable to NIST. Supporting documentation relative to traceability is on file and is available for examination upon request.					
This certificate shall not be reproduced except in full, without the written approval of FUTEK.					
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%; padding: 5px;"> Calibrated By: <i>Victor Gardalazo</i> </td> <td style="width: 50%; padding: 5px;"> Re-Calibration Date: One Year After Shipment Date </td> </tr> <tr> <td style="padding: 5px;"> Shipment Date: 8/23/2010 </td> <td></td> </tr> </table>		Calibrated By: <i>Victor Gardalazo</i>	Re-Calibration Date: One Year After Shipment Date	Shipment Date: 8/23/2010	
Calibrated By: <i>Victor Gardalazo</i>	Re-Calibration Date: One Year After Shipment Date				
Shipment Date: 8/23/2010					

EK-2. Futek tork sensörünün kalibrasyon sertifikası (b)

Certificate Number 1008230037

FUTEK
 ADVANCED SENSOR TECHNOLOGY, INC.
*Single Channel Item***CALIBRATION DATA**

Test Temp ... 72.3 °F (22.4 °C)	Relative Humidity ... 52.5 %
Input Resistance 997 Ω	Output Resistance 1,001 Ω
Excitation 9.98 Vdc	Zero Balance -0.0040 mV/V

TorqueCW

Load (in-oz)	Output (mV/V)	Non-Lin. Error (% R.O.)
0	0.0000	0.000
10	0.1891	0.002
20	0.3776	-0.059
30	0.5658	-0.152
40	0.7551	-0.129
50	0.9454	0.000
0	-0.0004	

SHUNT CALIBRATION**TorqueCW**

Shunt Value (K Ω)	Shunt Connection	Output Value (mV/V)	Equivalent Load
301	(-Ex, -S)	0.8323	44.018 in-oz.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı : BUĞRA, Emine
Uyruğu : T.C.
Doğum Tarihi ve Yeri : 08/03/1979, Xinjiang
Medeni Hali : Evli
Telefon : 0 312 203 42 59
e-posta : emineaaa@yahoo.com



Eğitim

Derece

Eğitim Birimi

Mezuniyet Yılı

Doktora

Gazi Üniversitesi/Ortodonti AD

Devam ediyor

Lisans

Peking Üniversitesi/Dış Hekimliği

2003

Lise

Urumqi 8.Okul

1997

Yabancı Dil

İngilizce (iyi Düzeyde)

Çince (iyi Düzeyde)

Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

Türk Ortodonti Derneği



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..