



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**KULLANILMIŞ VE KULLANILMAMIŞ SELF-
TAPPING, SELF-DRILLING MİKRO
İMLANTLARIN STABİLİTELERİNİN IN VITRO
KOŞULLARDA KARŞILAŞTIRILMASI**

Barış BAŞER

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Birol ÖZEL

TRABZON-2018



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**KULLANILMIŞ VE KULLANILMAMIŞ SELF-
TAPPING, SELF-DRILLING MİKRO
İMLANTLARIN STABİLİTELERİNİN IN VITRO
KOŞULLARDA KARŞILAŞTIRILMASI**

Barış BAŞER

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Birol ÖZEL

TRABZON-2018


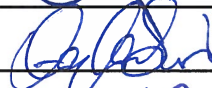

ONAY SAYFASI

Bu Tez Uzmanlık Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Dr. Öğr. Üyesi M. Birol ÖZEL

Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Arş. Gör. Dt. Barış BAŞER'in hazırladığı "Kullanılmış ve Kullanılmamış Self-tapping, Self-drilling mikro implantların Stabilitelelerinin İn Vitro Koşullarda Karşılaştırılması" başlıklı tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 04.05.2018
Danışman Dr. Öğr. Üyesi M. Birol ÖZEL : 
Jüri Üyesi Doç. Dr. Çağla ŞAR : 
Jüri Üyesi Dr. Öğr. Üyesi Neslihan SEYHAN CEZİRLİ : 

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Polat KOŞUCU
Dekan

Mayıs – 2018
TRABZON

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eseri olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

04.05.2018

Barış BAŞER

İthaf

Uzmanlık tezimi, canım anneme ve fedakâr babama, birtanecik kardeşlerim Burak ve Büşra'ya ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime katkıları ve tez çalışmamdaki rehberliği ile bana yol gösteren tez danışmanım Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı Dr. Öğr. Üyesi M. Birol ÖZEL' e,

Klinik ve teorik olarak her türlü bilgi, beceri ve deneyimlerini bizlerle paylaşan hocalarım Doç. Dr. Mehmet BAYRAM, Doç.Dr. Ruhi NALÇACI ve Dr.Öğr. Üyesi Ersan İlsay KARADENİZ'e,

Laboratuvar çalışmalarım esnasında ilgisini, bilgisini ve yardımını benden esirgemeyen değerli Prof. Dr. Tefvik KÜÇÜKÖMEROĞLU ve çalışma arkadaşlarına,

İstatistiksel değerlendirmelere katkılarından dolayı Doç.Dr.Tamer TÜZÜNER'e,

Yüksek insani vasıflarının yanı sıra tez çalışması ile araştırmamıza kaynak ve ilham olmuş değerli büyüğüm Sina YILDIRIM ve onun vesilesi ile tanıdığım, muhabbetin efendileri olan Erman CANLI, Çoşkun AKTAŞ ve Muhammet BİRLİK'e,

Trabzon'a ilk geldiğim andan beri bana abilik eden, yol gösteren, güldüren, koruyan, iyiliği ve insanlığı öğreten çok özlediğim rahmetli Mustafa Abim'e,

Aramıza sonradan katılmasına rağmen efendiliği ve sağlam karakteri ile gönlümüzü fetheden Arş. Gör. Mohammad Elham RAHMATY'e,

Çalışmamda kullandığım gereçlerin hazırlanmasında bana yardım eden yetenekli, neşeli kardeşim İbrahim AYDIN'a,

Köyde beraber büyüdüğüm kardeşlerim Alper, Mücahit, Muhammet, Yiğit, Tolga, Yusuf'a, kanka bellediğim Doğan'a, abilerim Samet YILDIZ, Samet AKTAŞ, Ali Şahin, Atilla ZORLU' ya,

Sevgimi, saygımı ve bağlılığımı kelimelere dökemeyecek kadar değer verdiğim sevgilim anneme, canım babama, iyi ki varlar dediğim kardeşim Burak ve Büşra'ya,

Arkadaşım, sırdaşım, yoldaşım, canım sevgilim Hande BAŞOĞLU'na en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

KABUL VE ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

TABLolar DİZİNİ

XI

ŞEKİLLER DİZİNİ

XIII

RESİMLER DİZİNİ

XVI

KISALTMALAR VE SİMGELER

XVII

1. ÖZET

1

2. SUMMARY

2

3. GİRİŞ ve AMAÇ

3

4. GENEL BİLGİLER

6

4.1. İskeletsel Ankraj

6

4.2. İskeletsel Ankrajın Tarihçesi

6

4.3. Mikro İmplant ile İskeletsel Ankraj

7

4.4. Mikro İmplant Başarısı ve Stabilite

8

4.5. Mikro İmplant Başarısını Etkileyen Faktörler

8

4.5.1. Mikro İmplant Bağı Faktörler

9

4.5.1.1. Mikro İmplant çapı

9

4.5.1.2. Mikro implant boyu

9

4.5.1.3. Mikro İmplantın Şekli	10
4.5.1.4. Mikro İmplant Yiv Yapısı	10
4.5.1.5. Mikro İmplantın Yüzey Özellikleri ve Üretildiği Materyal	12
4.5.2. Mikro İmplantın Uygulanmasına Bağlı Faktörler	12
4.5.2.1. Rehber delik uygulaması	12
4.5.2.2. Self –Tapping Uygulama	13
4.5.2.3. Self-Drilling Uygulama	14
4.5.3. Hasta ile İlgili Faktörler	15
4.5.3.1. Sistemik Hastalıklar	15
4.5.3.2. Cinsiyet	16
4.5.3.3. Yaş	16
4.5.4. Anatomik Lokal Faktörler	16
4.5.4.1. Kortikal Kemik Kalınlığı	16
4.5.4.2. Kemik Yoğunluğu	17
4.5.4.3. Süngerimsi Kemik Yapısı	18
4.5.4.4. Yerleştirilen Bölge	18
4.5.5. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler	19
4.5.5.1. Flep Açılması	19
4.5.5.2. Klinisyenin Tecrübesi	19
4.5.5.3. Monokortikal - Bikortikal Uygulama	19
4.5.5.4. Yerleştirme açısı	20
4.6. Mikro İmplantların Stabilitelerini Değerlendirme Yöntemleri	22
4.6.1. Non-İnvaziv Yöntemler	22
4.6.1.1. Periotest	22
4.6.1.2. Rezonans Frekans Analizi (RFA)	23
4.6.2. İnvaziv Yöntemler	25

4.6.2.1. Maksimum Yerleştirme ve Çıkarma Torku	25
4.6.2.2. Pull-out testleri	26
4.6.2.3. Kuvvet Direnci (KD) Ölçümü	28
4.7. Mini Vidaların Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi	28
4.7.1. Işık mikroskobu	28
4.7.2. Taramalı Elektron Mikroskobu	29
4.7.3. Profilometre	30
4.8. Mikro İmplantların Sterilizasyonu ve Tekrar Kullanımı	31
5.GEREÇ VE YÖNTEM	33
5.1. Mikro İmplant Seçimi ve Çalışma Gruplarının Oluşturulması	33
5.2. Yapay Kemik Bloğu	35
5.3. Tork Ölçer Tornavida	37
5.4. Mikro İmplantların Yerleştirilmesi için Hazırlanan Düzenek ve Yerleştirme Noktalarının belirlenmesi	38
5.5. Mikro İmplantların Yerleştirilmesi ve Maksimum Yerleştirme Torku Ölçümü	41
5.6. Periotest ile Stabilite Ölçümü	45
5.7. Pull-out Testinin Yapılması	48
5.8. Profilometre ile Mikro İmplantların Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi	52
5.9. İstatiksel Değerlendirme	53
6. BULGULAR	54
6.1. Maksimum Yerleştirme Torku Değerlerinin İncelenmesi	54
6.2.Periotest Değerlerinin İncelenmesi	58
6.3. Pull-Out Değerlerinin İncelenmesi	65
6.4. Maksimum Yerleştirme Torku, Periotest ve Pull-Out Değerlerinin İmplant Tipi ve Gruplara göre İlişkilerinin İncelenmesi	70
6.5. Profilometre Cihazı ile Yapılan İnceleme Sonuçları	74

7. TARTIŞMA	78
7.1. Amacın, Gereç ve Yöntemin Tartışılması	78
7.2. Bulguların Tartışılması	90
8. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	102
9. KAYNAKLAR	103
11. ÖZGEÇMİŞ	121



TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Dişlerin periodontal durumlarının değerlendirilmesi için oluşturulan skala	46
Tablo 2: Dental implantların stabilitesinin değerlendirilmesi için oluşturulan skala	46
Tablo 3: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların maksimum yerleştirme torklarının (Ncm) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	54
Tablo 4: Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların maksimum yerleştirme torklarının (Ncm) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	55
Tablo 5: Kullanılmış (deney) ve kullanılmamış (kontrol) ST mikro implantların maksimum yerleştirme torklarının (Ncm) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	56
Tablo 6: Kullanılmış (deney) ve kullanılmamış (kontrol) grubu SD mikro implantların maksimum yerleştirme torklarının (Ncm) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	57
Tablo 7: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların periotest değerlerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	58
Tablo 8: kullanılmamış ST ve SD mikro implantların periotest değerlerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	60
Tablo 9: Kullanılmış (deney) ve kullanılmamış (kontrol) ST mikro implantların periotest değerlerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	62
Tablo 10: Kullanılmış (deney) ve kullanılmamış (kontrol) SD mikro implantların periotest değerlerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	63
Tablo 11: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların pull-out değerlerinin (N) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	65
Tablo 12: Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların pull-out değerlerinin (N) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	66
Tablo 13: Kullanılmış (deney) ve kullanılmamış (kontrol) ST mikro implantların pull-out değerlerinin (N) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	67
Tablo 14: Kullanılmış (deney) ve kullanılmamış (kontrol) grubu SD mikro implantların pull-out değerlerinin (N) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	68

Tablo 15: Kullanılmış (deney grubu) mikro implantların maksimum yerleştirme torku (MYT), periotest (Periotest 1, Periotest 2) ve pull-out değerlerinin implant tipine göre ilişkilerinin incelenmesi	71
Tablo 16: Kullanılmamış (kontrol grubu) mikro implantların maksimum yerleştirme torku (MYT), periotest (Periotest 1, Periotest 2) ve pull-out değerlerinin implant tipine göre ilişkilerinin incelenmesi	73
Tablo 17: Her bir gruba ait mikro implantların pürüzlülük değerleri (μm)	74



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Çalışma gruplarını ve yöntemini gösteren şekil.....	5
Şekil 2: Pürüzlülük diyagramı ve Ra, Rz parametrelerinin formülizasyonu.....	31
Şekil 3: Çalışma dışı bir klinisyen tarafından şema üzerine işaretlenen kod örnekleri..	41
Şekil 4: Test esnasında 14 numaralı kullanılmış ST (mavi) ve 9 numaralı kullanılmamış SD (kırmızı) mikro implantlara ait yük-yer değiştirme grafiği	51
Şekil 5: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların maksimum yerleştirme torklarına göre dağılımı.....	54
Şekil 6: Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların maksimum yerleştirme torklarına göre dağılımı.....	55
Şekil 7: self-tapping mikro implantların deney (kullanılmış) ve kontrol (kullanılmamış) gruplarına göre periotest 2 dağılımları	56
Şekil 8: Self-drilling mikro implantların deney (kullanılmış) ve kontrol (kullanılmamış) gruplarına göre maksimum yerleştirme torku (MYT) dağılımları	57
Şekil 9: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların Periotest 1 değerlerine göre dağılımı	59
Şekil 10: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların Periotest 2 değerlerine göre dağılımı.....	59
Şekil 11: Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların Periotest 1 değerlerine göre dağılımı.....	61
Şekil 12: Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların Periotest 2 değerlerine göre dağılımı.....	61
Şekil 13: Self-tapping mikro implantların deney (kullanılmış) ve kontrol (kullanılmamış) gruplarına göre Periotest 1 dağılımları	62
Şekil 14: Self-tapping mikro implantların deney (kullanılmış) ve kontrol (kullanılmamış) gruplarına göre Periotest 2 dağılımları	63
Şekil 15: Self-drilling mikro implantların deney (kullanılmış) ve kontrol (kullanılmamış) gruplarına göre Periotest 1 dağılımları	64
Şekil 16: Self-drilling mikro implantların deney (kullanılmış) ve kontrol (kullanılmamış) gruplarına göre Periotest 2 dağılımları	64

Şekil 17: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların pull-out değerlerine göre dağılımı	66
Şekil 18: Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların pull-out değerlerine göre dağılımı.....	67
Şekil 19: Self-tapping mikro implantların deney (kullanılmış) ve kontrol (kullanılmamış) gruplarına göre pull-out dağılımları.....	68
Şekil 20: self-drilling mikro implantların deney (kullanılmış) ve kontrol (kullanılmamış) gruplarına göre pull-out dağılımları.....	69
Şekil 21: Kullanılmış ve kullanılmamış SD ve ST mikro implantların yüzey pürüzlülüklerinin grafiksel olarak gösterilmesi.....	75
Şekil 22: Kullanılmamış ST mikro implant yüzeyinin 3D görüntüsü.....	75
Şekil 23: Kullanılmış ST mikro implant yüzeyinin 3D görüntüsü.....	76
Şekil 24: Kullanılmamış SD mikro implant yüzeyinin 3D görüntüsü	76
Şekil 25: Kullanılmış SD mikro implant yüzeyinin 3D görüntüsü	77

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: ST mikro implant	Resim 2: SD mikro implant	34
Resim 3: Daha önceki çalışmada uygulanan kanin distalizasyonu mekaniği ve deney grubumuza dahil edilen mikro implantların ankraj amaçlı kullanımı		34
Resim 4: Sterilizasyon sonrası paketlenmiş ST ve hiç kullanılmamış SD mikro implant		35
Resim 5: Yapay kemik bloğunun yan yüzden görünüşü		36
Resim 6: Yapay kemik blok üzerinde mikro implant yerleştirilecek alanların belirlenmesi		36
Resim 7: Geratech TSD 50 dijital tork ölçer tornavida		37
Resim 8: Ara parçanın üstten görünümü ve uçları sıkıca kavramaya yarayan mekanizma		37
Resim 9: Mikro implant uçları ve tork ölçer tornavida ile bağlantı sağlayan ara parça		37
Resim 10: Mikro implantların aynı standardizasyon ve 90° açı ile yerleştirilmesini sağlamak maksadıyla tasarlanan düzeneç		38
Resim 11: Tornavidanın vertikal olarak aynı doğrultuda ilerlemesini sağlayan oluk		39
Resim 12: Tornavidanın içine yerleştiği rulmanlı aksam ve onu taşıyan yay		39
Resim 13: Tork ölçer tornavidanın ve kemik bloğun düzeneğe yerleştirildikten sonraki hali		39
Resim 14: Düzeneğin üstten görünümü		40
Resim 15: Driver' a mikro implantın yerleştirilmesinden sonra düzeneğin görünümü		40

Resim 16: Rehber delik hazırlamada kullanılan dril	42
Resim 17: Rehber delik hazırlamada kullanılan fizyodispenser cihazı	42
Resim 18: ST mikro implantlar için rehber delik hazırlanması	43
Resim 19: Drilin 90° açı ile ilerlemesini sağlamak amacıyla tasarlanmış gereç	43
Resim 20: Mikro implantın boyun kısmına yerleştirilen 1.2 mm kalınlığında metal stoper	44
Resim 21: Mikro implant yerleştirildikten sonra tork ölçer tornavidada kaydedilen değer	44
Resim 22: Son yivi sıkılan mikro implant ve stoper	45
Resim 23: Yerleştirildikten sonra ST mikro implant	45
Resim 24: Periotest classic cihazı	47
Resim 25: Periotest ile mikro implantın stabilitesinin ölçülmesi	47
Resim 26: Ölçümden sonra okunan değer	47
Resim 27: Stabilite ölçüm yöntemi	47
Resim 28: Bütün mikro implantlar yerleştirildikten sonra kemik bloğun görünümü	48
Resim 29: Pull-out testi için tasarlanan metal çubuk	48
Resim 30: Metal çubuğun mikro implantı tutuşu	48
Resim 31: Kemik bloğu tablaya sıkıştırmak için tasarlanan pabuçlu düzenek	49
Resim 32: Mikro implantı boynundan kavrayan metal çubuk	50
Resim 33: İnstron cihazı	50
Resim 34: Çekme testi sonrası ST mikro implantın görünümü	51

Resim 35: Çekme testi sonrası SD mikro implantın görünümü	51
Resim 36: Profilometre cihazı	52
Resim 37: Mikro implantın yerleştirilmesinden sonra profilometre cihazının ekranı	52



KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

ark: Arkadaşları

Niti: Nikel titanyum

p: Önemlilik düzeyi

PTV: Periotest değeri

ST: Self-tapping

SD: Self-drilling

SLA: Büyük kum taşları ile kumlanmış, asitlenmiş

RFA: Rezonans frekans analizi

n: Birey sayısı

PTM: Periotest mesial

PTO: Periotest oklüzal

Min: Minimum

Max: Maksimum

MYT: Maksimum yerleştirme torku

MÇT: Maksimum çıkarma torku

KD: Kuvvet direnci

KKK: Kortikal kemik kalınlığı

PCF: Pound cubic foot

Simgeler

g: gram

mm: milimetre

N: Newton

Ncm: Newton santimetre

rpm: Dakikadaki dönüş sayısı

r: Korelasyon gücü

1. ÖZET

Kullanılmış ve Kullanılmamış Self-Tapping, Self-Drilling Mikro İmplantların Stabilitelerinin In Vitro Koşullarda Karşılaştırılması

Bu çalışmanın amacı; kullanılmış self-drilling (SD) ve self-tapping (ST) mikro implantların yeniden uygulanabilirliğini kullanılmamış olanlarla karşılaştırmaktır. 46 adet kullanılmış (23 ST, 23 SD) ve 46 adet kullanılmamış (23 ST, 23 SD) toplam 92 adet ST ve SD mikro implant (1.5 mm x 8 mm, BioMaterials Korea Inc.) tork ölçer tornavida (Geratech TSD 50) aracılığı ile yapay kemiğe (3 mm kalınlık ve 50 pcf (0.80 g/cc) yoğunluğunda kortikal, 40 mm kalınlık ve 30 pcf (0.48 g/cc) yoğunluğunda trabeküler tabaka, Sawbones Pasific, USA) yerleştirilmiştir. Her gruptan rastgele seçilmiş toplam 4 adet mikro implantın yüzey özellikleri profilometre cihazı (Nanofocus, Germany) ile incelenmiştir. ST implantlar yerleştirilmeden önce rehber delikler açılırken, SD implantlar kemiğe doğrudan uygulanmıştır. Mikro implantlar yerleştirilirken maksimum yerleştirme tork değerleri (MYT) kaydedilmiş ve daha sonra Periotest (Medizintechnik Gulden, Modautal, Almanya) ölçümleri yapılmıştır. MYT ve Periotest ölçümlerinden sonra implant başlarını kavrayan metal bir ara parça aracılığıyla bütün mikro implantlara pull-out testi uygulanmıştır. Çalışma sonucunda mikro implantların ortanca MYT değerlerinin (Ncm); kullanılmış ST: 17.3, kullanılmamış ST: 18.9, kullanılmış SD: 24.1, kullanılmamış SD: 25.2 Ncm olduğu görülmüştür. Periotest 1 ve Periotest 2 medyan değerlerinin (+/-) sırasıyla; kullanılmış ST: 0-0, kullanılmamış ST: 0,-1, kullanılmış SD: -3,-3 kullanılmamış SD: -3,-3 olduğu saptanmıştır. Ortanca pull-out değerlerinin (N) ise; kullanılmış ST: 148.12, kullanılmamış ST: 168.12, kullanılmış SD: 173.12, kullanılmamış SD: 203.20 N olduğu tespit edilmiştir. İstatiksel olarak incelendiğinde, kullanılmış ST ve SD implantların MYT ve pull-out değerleri kullanılmamış ST ve SD implantlardan anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Kullanılmamış ST implantların periotest ölçümleri kullanılmış ST implantlara göre daha stabil sonuçlar vermişken, kullanılmış ve kullanılmamış SD implantların periotest ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p<0.01$). Kullanılmış implantlar in vitro koşullarda yeniden uygulandığında, kullanılmamış olanlara göre performansları düşük bulunmuştur.

Anahtar sözcükler: Mikro implant, self-tapping, self-drilling, stabilite

2. SUMMARY

In Vitro Comparison of the Stability of Reused Self-Tapping, Self-Drilling Micro Implants with Unused Ones

The aim of this study was to compare the availability of reused self-tapping (ST) and self-drilling (SD) micro implants reusage with unused ones. 46 reused (23 ST, 23 SD) and 46 unused (23 ST, 23 SD) with a total of 92 self-tapping and self-drilling micro implants (1.5 mm x 8 mm, BioMaterials Korea Inc.) were inserted to the syntetic bone (simulating cortical bone: 3 mm thickness with a density of 50 pcf (0.80 g/cc), simulating cancellous bone: 40 mm thickness with a density of 30 pcf (0.48 g/cc), Sawbones Pasific, USA) by a digital screw torque driver (Geratech TSD 50). The surface properties of a total of 4 micro-implants randomly selected from each group were examined with a profilometer (Nanofocus, Germany). Before placing of ST micro implants, pilot holes were applied but SD micro implants were inserted to the bone directly. Maksimum insertion torque (MIT) values were recorded during the placement of micro implants and then Periotest (Medizintechnik Gulden, Modautal, Almany) meausrements were undertaken. After MYT and periotest measurements, pull-out tests were performed on micro implants via a metal insert that grips the implant heads. The median MIT values (Ncm) of the micro implants in the study were; used ST: 17.3, unused ST: 18.9, used SD: 24.1, unused SD: 25.2 Ncm. Median Periotest 1 and Periotest 2 values were identified (+/-) respectively; used ST: 0-0, unused ST: 0, -1, used SD: -3, -3 unused SD: -3, -3. Median pull-out values (N) were; used ST: 148.12, unused ST: 168.12, used SD: 173.12, unused SD: 203.20 N. Statistically, MYT and pull-out values of used ST and SD implants were significantly lower than unused ST and SD implants ($p < 0.01$). While periotest measurements of unused ST implants showed more stable results than used ST implants, no statistically significant difference was found between periotest measurements of used and unused SD implants ($p < 0.01$). Used implants showed poor performance when they were inserted again in vitro, compared that unused ones.

Key Words: Micro implant, self-tapping, self-drilling, stability.

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Ortodonti tedavi pratiğinde dişleri hareket ettirmek için uygulanan kuvvetler, Newton'un etki-tepki kanununa göre ters yönlü, resiprokal kuvvetler oluşturmaktadır. Oluşan bu kuvvetler istenmeyen diş hareketlerine sebebiyet verir. Ortodontik ankraj, istenmeyen bu diş hareketine karşı gösterilen zıt yönlü direnç olarak tanımlanır (1). Ankraj kontrolünün istenilen düzeyde yapılamadığı durumlarda, gerek ark içi gerekse arklar arası doğru ilişki elde edilemez. Son yıllarda yetişkin ortodontisinin de popüler olmasıyla beraber klinisyenler, ağız dışı aygıtlar gibi geleneksel ankraj yöntemlerine göre daha pratik ve kabul edilebilir olan, hasta kooperasyonu gerektirmeyen ve mutlak ankraj sağlayan iskeletsel destekli aygıtların geliştirilmesine yönelmişlerdir.

Erken dönem uygulamalarda iskeletsel ankraj amacıyla protetik dental implantlar, mini plaklar ve benzer aygıtlar kullanılmaya başlanmıştır. Uygulanan bu aygıtların cerrahi işlem gerektirmesi, iri hacimli ve yüksek maliyetli olması, elastik veya coil-spring gibi ortodontik malzemelerle uyumlu başlıklarının bulunmaması gibi nedenler mikro implant aygıtların tasarımının önünü açmıştır (2, 3).

Ortodontik tedavi için özel olarak tasarlanmış mini-implantlar ilk defa Kanomi (4) tarafından 1997'de ortaya konmuştur. Teknolojik ilerlemelere paralel olarak mikro implantlar; boyut, şekil, yiv formu, uygulanış yöntemi, üretildiği materyalin cinsi gibi bir çok parametrede değişim ve gelişim göstermiştir. Mikro implantların çeşitliliğinin artması, ticari manada kendine geniş bir yer bulması klinisyenleri başarılı, güvenilir, yeniden kullanılabilir ve daha az maliyetli seçimler için araştırmaya sevk etmiştir.

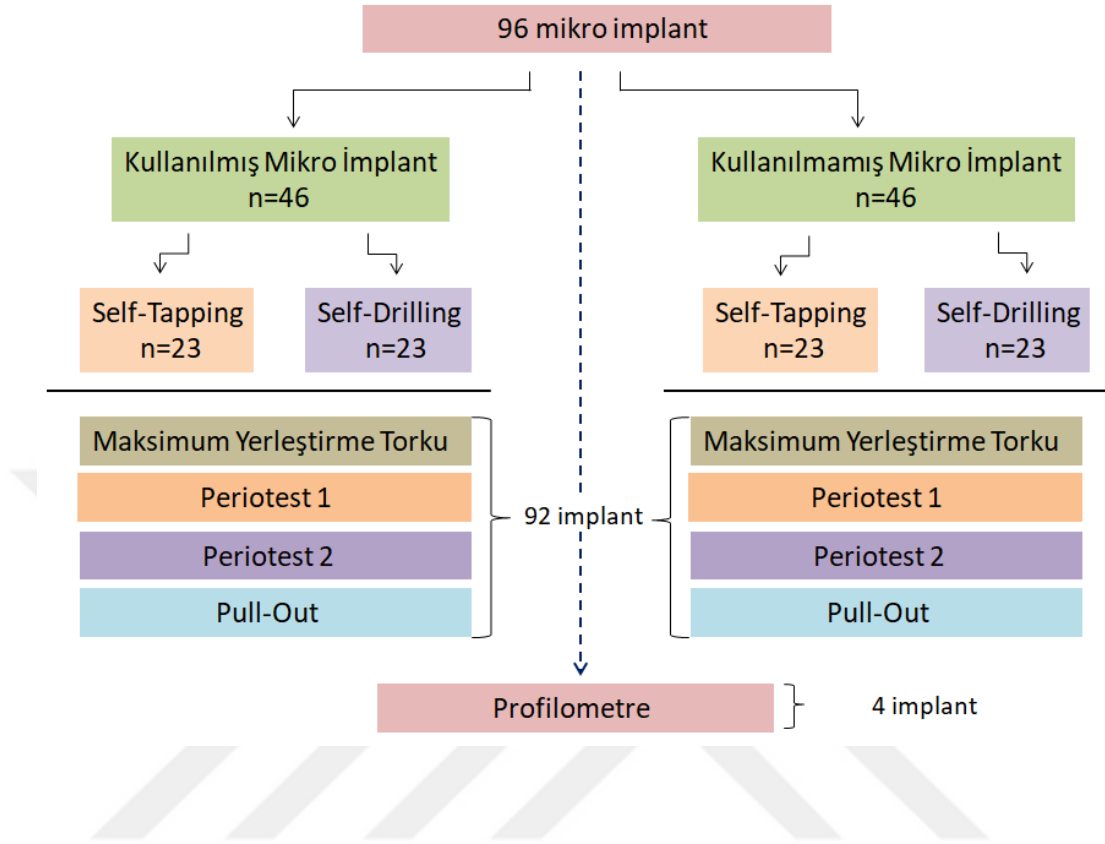
Mikro implantların başarısını değerlendirmek üzerine yapılan çalışmalar sonucunda başarıdan sorumlu pek çok faktör tanımlanmıştır (5, 6). Bu faktörlerden biri olan primer stabilite; uygulamanın hemen ardından elde edilen tutuculuğu tanımlamaktadır. Stabilitesi büyük ölçüde osseointegrasyona bağlı olan protetik implantların aksine mikro implantların primer stabiliteyi, kortikal kemik ile temas eden implant yüzey alanının miktarına ve mekanik bağlanma kalitesine bağlıdır.

Primer stabilitenin belirlenmesinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden implantın kemikten ayrılma direnci olan pull-out ve maksimum çıkarma

torku testleri, kemik-implant ara yüzeyine kalıcı hasar verdiğiinden genellikle hayvan veya yapay kemik numuneleri üzerinde in vitro olarak uygulanmaktadır (7). Mikro boyutta mobilite ölçen periotest cihazı ve maksimum yerleştirme torku (MYT) gibi primer stabilitenin belirlenmesinde kullanılan diğer testler, mikro implantların stabilitesiyle ilgili objektif ve sayısal değerler verirken aynı zamanda kemik-implant ara yüzeyinde bir zarar meydana getirmemektedir (8).

Ortodontik mikro implantların osseointegrasyonu beklenen bir sonuç olmadığından primer stabilite implant başarısı açısından oldukça önemlidir. Bu nedenle implant stabilitesinin iyi anlaşılabilmesi ve klinik olarak başarılı şekilde uygulanabilmesi için birçok faktörün korelasyonunun incelenmesi gerekmektedir. İmplantların tasarım veya uygulanış yöntemi olarak farklılığı, tekrarlı kullanımlar için ilk kullanımda oluşabilecek muhtemel fiziksel değişiklikler ve kırılmaya karşı direnç bu faktörlerdendir. Mikro implantların yerleştirildiği bölgedeki kortikal kemik kalınlığı, kemik kalitesi, yerleştirilme açısı gibi primer stabiliteyi doğrudan etkileyen diğer faktörlerin klinik olarak standardizasyonunun zor olması, stabilite testlerinin ağız içinde gerçekleştirilmesinin çoğu zaman mümkün olmaması, araştırmaların in vitro yapılması ihtiyacını ortaya koymuştur.

Bu tez çalışmasında amacımız; hasta üzerinde bir kez kullanılmış ve hiç kullanılmamış self-drilling, self-tapping mikro implantları yapay kemik bloklar üzerine yerleştirerek bu implantların stabilitelerini ölçmek, kullanılmış implantların tekrar uygulanabilirliğini kullanılmamış olanlarla karşılaştırmaktır.



Şekil 1: Çalışma gruplarını ve yöntemini gösteren şekil

4. GENEL BİLGİLER

4.1. İskeletsel Ankraj

Protetik dental implantlar, mini plaklar, onplantlar, cerrahi mikro implantlar ve benzeri iskeletsel üniteler kullanarak kemikten destek alan ankraj sistemlerine iskeletsel ankraj denilmektedir.

4.2. İskeletsel Ankrajın Tarihçesi

İskeletsel ankrajın tarihsel gelişimine bakmadan önce, implantların tarihsel gelişiminden bahsetmek gerekmektedir. Eski kayıtlar incelendiğinde tarihte ilk implant uygulamalarına Antik Mısır döneminde rastlanıldığı görülmektedir (9). Bu kayıtlara göre implant, replantasyon ve transplantasyon terimlerinden ilk kez bu dönemde bahsedilmiştir. M.S. 1500-1800 yılları arasında, kadavra hırsızlarının fakir kimselerden ve kadavralardan aldıkları dişleri, allotransplantasyon amacıyla pazarladıkları bilinmektedir (10). Avrupa'da uzun dönem kullanılan bu yöntem, bulaşıcı hastalıkların farkındalığıyla birlikte zaman içerisinde terk edilmiştir (11).

Umemori ve ark. (12) mini plakları ortodonti pratiğinde ilk kullanan araştırmacılarıdır. Çalışmacılar ortodontik mini plağın bir ucunu kortikal kemiğe vidalayarak sabitlemişlerdir. Sonraki yıllarda mini plak kullanılarak molar distalizasyonu yapılmış, açık kapanış ve Sınıf II malokluzyonların tedavisi gerçekleştirilmiştir (13, 14).

Block ve Hoffman tarafından tasarlanan onplantlar, geleneksel implantlardan farklı olarak 8 – 10 mm genişliğinde 2 mm uzunluğunda ve yassı bir yapıya sahiptirler (15). Palatinal mukozaya cerrahi bir işlem sonrasında yerleştirilen onplantların osseointegrasyonu için 4 ay beklenmesi gerekmektedir (16).

Ortodontik ankraj amaçlı ilk dental implant kullanımı ise Gainsforth ve ark. (17) tarafından 1945 yılında Iowa Üniversitesi'nde gerçekleştirilmiştir. Mandibulaya uygulanan bir pin ile iskeletsel sınıf II ilişkinin düzeltilmesine çalışılmıştır. 1970 yılında Linkow (18) ilk kez blade implant ile sınıf II tedavisini olgu raporu olarak sunmuştur.

1983 yılında Creekmore ve Eklund (19) anterior nazal spinanın altına kesici intrüzyonu için implant yerleştirmiştir.

Bu döneme kadar kullanılan dental implant, mini plak ve onplantların büyük hacimli oluşu, cerrahi işlem gerektirmesi ve yüksek maliyeti ortodonti pratiğinde kullanılmalarının ertelenmesine neden olmuştur. Aynı zamanda, yerleştirilen implantlardan osseointegrasyon beklentisi ve ortodontik gereçlere uyumlu başlıklarının bulunmaması, mini vida veya mikro implant olarak adlandırılan iskeletsel ankraj araçlarının tasarlanmasının önünü açmıştır.

Ortodontik uygulamaya özel tasarlanmış ilk mikro implant Kanomi (4) tarafından 1997 yılında bir olgu raporu ile tanıtılmıştır. Kanomi (4), 1,2 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda mikro implant uyguladığı intrüzyon vakasında, 4 aylık süre zarfında 6 mm alt keser intrüzyonu sağlamıştır. Bu gelişmeyi takiben, Costa ve ark. (20) mikro implant tasarımını modifiye ederek, direk ve indirek ankraj sağlayabilen braket başlı bir implant kullanmışlardır.

Günümüzde gelişen teknoloji ile beraber çok çeşitli mikro implantlar üretilmektedir. Boyut, şekil, uygulandığı teknik, üretildiği materyal, yiv yapısı gibi birçok çeşit arz eden mikro implantlar, ortodontik tedavilerde sıklıkla başvuru yöntemleri arasında yerini almıştır.

4.3. Mikro İmplant ile İskeletsel Ankraj

Ortodontik tedavilerde amaç; istenmeyen diş hareketlerini önleyerek, hedeflenen diş hareketlerinin gerçekleştirilmesidir. Bu açıdan değerlendirildiğinde “geçici iskeletsel ankraj aygıtları” olarak da adlandırılan mikro implantlar, son yıllarda ortodontistlerin tedavi yaklaşımlarında büyük değişikliklere sebep olmuştur. Mikro implantlar ağız içerisinde birçok bölgeye uygulanabilmekle beraber, tedavi süresince istenen diş hareketlerinin elde edilmesine yardımcı olurlar ve hasta kooperasyonu gerektirmeden mutlak ankraj sağlarlar.

Mikro implantlar, dental implantlar ile karşılaştırıldıklarında küçük boyut, kolay uygulama yöntemi, kuvvetin hemen yüklenebilmesi, hedeflenen diş hareketi elde edildikten sonra hemen çıkarılabilme ve düşük maliyet gibi belirgin avantajlara

sahiptirler. Mikro implantlardan destek alınarak dişlerde protraksiyon, retraksiyon, intrüzyon, ekstrüzyon, molar dikleştirme hareketleri gerçekleştirilebilmektedir (21).

4.4. Mikro İmplant Başarısı ve Stabilite

Mikro implantların başarı oranlarını değerlendiren çalışmalar incelendiğinde birçok kıstasın değerlendirildiği, bu nedenle bir standardizasyon oluşturulmadığı görülmektedir. Çalışmaların çoğunda mikro implant başarı oranı %80'in üzerinde bulunmakla beraber, başarı oranları %0 ile %100 aralığında değişkenlik göstermektedir (22, 23). Bu duruma neden olarak; değerlendirilen zaman aralığı, mobilite gibi değişkenlerin çalışmalarda farklı tanımlanmış olması, araştırmaların dizayn ve metodoloji olarak farklılık teşkil etmesi gösterilebilir. Mikro implantların yerleştirilmesinin hemen ardından değerlendirilen primer stabilite, birçok çalışmada başarı kriteri olarak kabul edilirken bazı çalışmalarda kuvvet yüklenmesi sonrası stabilite ölçümleri kıstas olarak değerlendirilmiştir (24). Bu tip yöntem farklılıkları, implant başarı oranlarının da çalışmalarda değişkenlik göstermesine neden olmaktadır.

İmplantların yerleştirilmesini takiben elde edilen stabiliteye primer stabilite denmektedir. Literatürde, maksimum yerleştirme torku (MYT), periotest, rezonans frekans analizi (RFA), gibi birçok yöntemle değerlendirilen primer stabilite, mikro implantların klinik başarısı açısından oldukça önemlidir (25, 26). Başarısızlık çoğunlukla implantasyonu takiben yakın dönemde gerçekleştiğinden mikro implantın primer stabilitesinin artırılması tedavi sürecinde implant kayıplarının minimuma indirilmesini sağlamaktadır (27).

4.5. Mikro İmplant Başarısını Etkileyen Faktörler

Mikro implant başarısını etkileyen faktörler; implant tasarımı, kemik kalitesi, yerleştirme yöntemi, implant uygulanacak olan bölgenin hazırlığı, rehber delik derinliği ve çapı, yerleştirme açısı olarak gösterilmiştir (5, 28, 29).

4.5.1.Mikro İmplantın Bağı Faktörler

4.5.1.1. Mikro İmplant çapı

Mikro implant stabilitesi, kortikal kemik ile temasta olan yüzey alanı ile doğrudan orantılıdır. İmplant çapının artması kortikal kemik ile temasta olan yüzey alanını artırarak, stabiliteyi arttırmaktadır (30, 31). Literatürde kullanılan mikro implant çapları genellikle 1,0 mm ve 2,3 mm arasında değişmektedir. Başarılı uygulamalar için mikro implant çapının en az 1,5 mm olması gerektiği belirtilmiştir (32). Liu ve ark. (33) mikro implant çapının stabiliteyi sağlamada temel faktör olduğunu, çap arttıkça implantın kuvvetlere bağlı yer değiştirme miktarının azaldığını belirtmişlerdir.

Miyawaki ve ark. (21) 1,5 mm ve 2,3 mm çapa sahip mikro implantların başarılarının benzer olduğunu buna karşın 1,0 mm çapındaki implantlardan anlamlı derecede daha başarılı olduklarını bildirmişlerdir. Wilmes ve ark. (26) domuz kemikleri üzerinde yaptıkları in vitro çalışmada mikro implant çapı ile stabilite arasında sıkı bir bağlantı olduğunu göstermiştir. Çalışmalarda geniş çaplı mikro implantların daha yüksek başarı oranı göstermelerine karşın, çap seçiminde implantın uygulanması için gereken alanın yeterliliği ve kök teması gibi faktörlerin değerlendirilmesi gerektiği belirtilmiştir (26, 28). Diğer yandan küçük çaplı mikro implantların uygulanmasının kök teması riskini azalttığı ancak implantın kırılma riskini arttırdığı araştırmalarda belirtilmiştir (34, 35).

4.5.1.2. Mikro implant boyu

Yapılan araştırmalar mikro implant boyundaki artışın implant stabilitesini etkilediğini göstermiştir (21, 33). Mikro implant uzunluğunun belirlenmesinde, implantın uygulanacağı bölgenin mukoza kalınlığı, uygulama açısı, anatomik yapılara olan yakınlık ve kemik kalitesi etkin rol oynamaktadır (36). Palatinal bölge gibi kalın mukozaya sahip olan alanlara yerleştirilen kısa implantların, kemikle temas eden yüzey alanı azaldığından, başarı oranı düşmektedir (37). Bu nedenle bu bölgede daha uzun mikro implant kullanımı önerilmektedir (38).

Mikro implant tutuculuğunu esas olarak kortikal kemikten aldığından, açılı uygulamalarda kortikal kemikle olan temas implantın stabilitesi açısından önemlidir

(20). Yapılan çalışmalarda yerleştirilecek mikro implant boyunun en az 5-6 mm olması gerektiği belirtilmiştir (36, 39). İmplant boyunun 5 mm'den daha uzun olduğu durumlarda stabilitenin bundan etkilenmediği gösterilmiştir (40). Kemik kalitesinin yetersiz olduğu durumlarda ise daha derin uygulamalar önerilmektedir (33).

4.5.1.3. Mikro İmplantın Şekli

Günümüzde ortodonti pratiğinde kullanılan mikro implantların konik ve silindirik olmak üzere iki formu bulunmaktadır. Silindirik implantların çapı implantın uç kısmı hariç sabittir. Konik implantların ise en kalın kısmı ile en ince kısmı arasında yaklaşık 0,3-0,4 mm fark bulunmaktadır. Bu nedenle konik forma sahip implantlar, silindirik forma kıyasla % 20 - % 30 daha az yüzey alanına sahiptir (41). Total yüzey alanının az oluşu konik mikro implantların kemik ile temas eden kısmını azaltmaktadır. Kemik ile temasın azalması konik mikro implantların stabilitesi ile ilgili soru işaretleri ortaya çıkarmasına karşın çalışmalar konik mikro implantların kemik içerisinde genişleyerek ilerlemesinden dolayı daha sıkı bir teması sağladığını göstermektedir (42).

Anatomik faktörler göz önüne alındığında, diş kökleri arası mesafe 2,5-3,5 mm arasında ise perforasyon riskini azaltmak için uca doğru gittikçe incelen konik mikro implantların kullanılması önerilmiştir(32).

Wilmes ve ark. (26) konik ve silindirik mikro implantların primer stabilitelelerini karşılaştırdıkları in vitro çalışmada, konik tipteki implantların daha yüksek stabilite gösterdiğini belirtmiştir. Cha ve ark. (43) yaptıkları araştırmada, konik forma sahip implantların silindirik olanlara kıyasla %65 oranında daha yüksek yerleştirme torkuna sahip olduğuna göstermiştir. Bu sonuçlardan farklı olarak Kim ve ark. (42) silindirik ve konik mikro implantların stabilitelelerini rezonans frekans analizi (RFA) ile değerlendirmiş ancak başarı oranları arasında anlamlı farklılık gözlemlememişlerdir. Carano ve ark. (32) ise silindirik formun konik göre daha üstün mekanik özellikler taşıdığını belirtmişlerdir.

4.5.1.4. Mikro İmplant Yiv Yapısı

Mikro implantların yiv yapısı simetrik ve asimetric olmak üzere farklı şekillerde olabilmektedir. Simetrik yiv yapısında yivler, implantın uç kısmından boyun bölgesine

kadar simetrik olarak birbirine paralel seyrederek. Asimetrik yivli implantlarda ise yivler, implant ucunda ve boyun kısmında farklı açılar gösterir. Mikro implantların uygulanması esnasında meydana gelebilecek tıkanıklıkları önlemek ve yerleştirme işlemini kolaylaştırmak için asimetrik yiv yapısına sahip implantların kullanımı önerilmektedir (32).

Mikro implantların uzun aksları boyunca açılan oluklar ve yivler arası mesafe implantların stabilitelelerini etkilemektedir. Bu oluklar implantasyon sırasında meydana gelen kemik talaşlarını uzaklaştırmaktadır. Yapılan çalışmalar implant üzerinde açılan oluk sayısı ve uzunluk artışının, yerleştirme torkunu ve kortikal kemikte meydana gelen zararı azalttığını göstermiştir (44). Bunun aksine farklı bir araştırmada, oluklu implantların uygulama sırasında oluşan kemik talaşlarını yivlerin etrafında biriktirerek sürtünmeye neden olduğu ve buna bağlı olarak mikro implantın yerleştirme tork değerini arttırdığı belirtilmiştir (45).

Mikro implantın her dönüşte kemik içerisinde ilerleme miktarına vida adımı denilmektedir. Literatürde yivler arasındaki bu mesafenin azalması ile implantın çekme kuvvetlerine karşı direncinin arttığını gösteren çalışmalar mevcuttur (46, 47). Diğer yandan yiv derinliğinin artması, yivler arasındaki kemik hacmini dolayısı ile kemik ile olan teması artırarak stabilitenin sağlanmasını yardımcı olmaktadır (48). Ortodontik uygulamalarda mikro implantların yiv derinliğinin artırılmasının, kuvvet direncine katkıda bulunacağı bu nedenle yiv derinliği fazla olan implantların kullanılması gerektiği bildirilmiştir (49).

Simetrik ve asimetrik yiv yapısı dışında mikro implantın kortikal kemiğe büyük oranda temas ettiği boyun bölgesindeki yiv sayısının artırılmasıyla çift tip yivli implantlar geliştirilmiştir. Çift tip yivli mikro implantlarda yivler birbirine paralel seyretmektedir buna karşın implantın boyun bölgesinde yivler arası mesafe azalmıştır. Kim ve ark. (50) yaptıkları çalışmada bu tasarımın stabilite açısından daha avantajlı olduğunu belirtmiştir.

4.5.1.5. Mikro İmplantın Yüzey Özellikleri ve Üretildiği Materyal

Günümüzde kullanılan mikro implantların büyük bir kısmının yüzeyine herhangi bir işlem uygulanmamaktadır. Buna karşın yüzeyi asitlenmiş ve kumlanmış (SLA) mikro implantlar da mevcuttur. Bu mikro implantlar ekonomik olmadıklarından tercih edilmemektedir. Ekonomik olmamalarına rağmen SLA yüzeyli mikro implantların, yüzeyi işlem görmemiş implantlarla karşılaştırıldıklarında daha yüksek çıkarma torku gösterdikleri ifade edilmiştir (51). Lee ve ark. (27) SLA yüzeyli mikro implantların yüksek stabilite değeri gösterdiğini bu yüzden hem erken hem geç dönemde kuvvet yüklenebileceğini belirtmiştir. Bazı çalışmalarda ise mikro implanta yüzeyel işlem uygulanmasının erken dönem stabilitede önemli rol oynamadığı ifade edilmiştir (9, 13, 52).

Mikro implantlar çoğunlukla titanyum alaşımlarından üretilmektedir. Paslanmaz çelikten üretilen implantlar, titanyumdan üretilenlere göre kırılmaya karşı daha dirençlidir (32). Buna karşın titanyum mikro implantların paslanmaz çeliğe göre elastik oluşu ve biyolojik dokularla uyumu nedeniyle daha üstün olduğu belirtilmiştir (53).

4.5.2. Mikro İmplantın Uygulanmasına Bağlı Faktörler

4.5.2.1. Rehber delik uygulaması

Pilot delik ya da diğer adıyla rehber delik uygulaması mikro implantın yarattığı travmayı azaltmak için tercih edilir. Bu uygulamanın aynı zamanda primer stabiliteye katkı sağladığı düşünülmektedir. Rehber delik uygulamasında derinlik, klinisyenin tercihinine göre mikro implantın boyu (31), ya da kortikal kemik kalınlığı kadar olabilir (36, 54). Rehber delik, “self-tapping” tip mikro implantlarda hazırlanırken “self-drilling” implantlarda hazırlanmaz. Rehber delik uygulama kararını vermede birçok faktör söz konusudur. Bu faktörlerden en önemlisi kortikal kemik kalınlığıdır. Angulus mandibula bölgesi bu anlamda en fazla kalınlığı teşkil ettiğinden drilling işleminin en az 3 mm olması önerilmektedir.

Süngerimsi kemikte açılan rehber deliğin mikro implant stabilitesi üzerindeki etkisi tartışmalıdır. Literatürde, trabeküler kemiğin mikro implantın yivleri arasına daha iyi yerleştiğini böylece daha iyi tutuculuk sağladığını ifade eden çalışmalar olmakla

beraber aksini savunan araştırmalar da mevcuttur (55-58). Bu çalışmalarda rehber delik açılmadan uygulanan mikro implantların daha sıkı kemik teması gösterdiği belirtilmiştir (59).

Mikro implantın uygulanması öncesinde açılacak rehber deliğin çapı çalışmalara göre değişkenlik göstermektedir. Klinisyenler rehber delik çapının mikro implant çapından 0,7 mm (36), 0,5 mm (20, 36), 0,3 mm (60) daha dar ya da aynı çapta (57) olması gerektiğini belirtmiştir. Buna karşın rehber deliğin implant çapından çok dar olduğu durumlarda stres birikimi nedeniyle kemikte lokal iskemi ve nekroz oluşturabildiği belirtilmiştir (61).

4.5.2.2. Self –Tapping Uygulama

Mikro implantların self-tapping yöntemle yerleştirilmesinde kemik dokusuna rehber delikler açılmaktadır. Açılan rehber delikler implant boyutlarına uygun derinlik ve çapta olmalıdır. Self-tapping uygulamada kullanılan mikro implantların ucu künt ve düzdür (62). Rehber deliklerin derinliği implant üreticisi firmanın önerisine ya da klinisyenin tercihine göre değişmektedir. Kortikal kemiğin yoğun olduğu bölgelerde rehber delik uygulanması, mikro implantın yerleştirilmesi esnasında evre dokularda meydana gelebilecek potansiyel zararı ve kırık olasılığını azaltmaktadır (63). Bu uygulama aynı zamanda bir yol gösterici vazifesi üstlenerek implantasyon esnasında meydana gelen implant savrulmalarının önüne geçmektedir (64). Bu nedenle bazı araştırmacılar self-drilling uygulamalarda bile rehber delik oluşturmanın faydalı olduğunu savunmaktadır (65).

Wilmes ve ark. (28) domuz iliak kemikleri üzerinde çeşitli derinliklerde ve çaplarda hazırladıkları rehber deliklere yerleştirdikleri mikro implantların primer stabilitelerini değerlendirdikleri çalışmalarında, rehber deliğin derinlik ve çap artışının stabiliteyi olumsuz etkilediğini belirtmiştir. Su ve ark. (66) domuzlarda yaptıkları hayvan deneyi çalışmasında, rehber delik uygulama yönteminin yerleştirme torkunu azaltmasına rağmen iki yöntemin karşılaştırılabilir olması için kemik yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığının standardize edilebildiği yapay kemik bloklarının kullanılmasını önermiştir.

Cho ve ark. (67) çeşitli formlardaki ortodontik mikro implantları kortikal ve süngerimsi kemik kısımları bulunan yapay kemik bloklarına rehber delik uygulayarak yerleştirmişlerdir. Araştırmacılar aynı derinlikte uygulanan farklı formdaki mikro implantların stabiliteyi etkilemediğini bildirmiştir. Bununla birlikte çalışmada kalın kortikal kemik barındıran alanlarda rehber delik oluşumun lokal hasarı azalttığı ifade edilmiştir.

Maksimum yerleştirme torku (MYT) ve maksimum çıkarma torku (MÇT) gibi primer stabiliteyi doğrudan etkileyen parametreler incelendiğinde rehber delik uygulamasının başarıyı azalttığı görülmektedir (68).

Kim ve ark. (69) rehber delik oluşturma yöntemi ile yerleştirdikleri mikro implantların daha yüksek kemik teması gösterdiğini ve buna bağlı olarak implantta daha az mobilite görüldüğünü belirtmiştir.

Suzuki ve ark. (70) ortodontik mikro implantların maksimum yerleştirme ve maksimum çıkarma torku değerlerini inceledikleri çalışmalarında, silindirik ve konik implantları rehber delik oluşturarak yerleştirmişlerdir. İmplantasyon esnasında ölçülen yerleştirme tork değeri rehber delik açılmayan grupta oldukça yüksek bulunmuştur. Bunun aksine işlevi biten mikro implantların çıkarılması esnasında ölçülen çıkarma tork değerinin ise self-tapping grupta daha yüksek olduğu belirtilmiştir.

4.5.2.3. Self-Drilling Uygulama

Self-drilling yöntem, mikro implantın kortikal kemiğe rehber delik uygulanmaksızın doğrudan yerleştirilmesidir. Bu yöntemde kullanılan self-drilling mikro implantın ucu kortikal kemiğe etki edebilecek kadar keskin ve delicidir. Mikro implantın bu vasfı başlangıç stabilitesini sağlamada etkilidir (62).

Literatürde rehber delik uygulanmamasının birtakım avantajlarından bahsedilmiştir (71, 72). Bunlar;

- Basit ve hızlı uygulama,
- Kemikte aşırı ısı meydana getirmeme,
- Yüksek başlangıç stabilitesi,
- Yüksek yerleştirme torkudur.

Gracco ve ark. (73) yapay kemiklere yerleştirdiği 2 mm çapında 12 mm uzunluğunda self-drilling ve self-tapping mikro implantların çıkarma direncini incelemiş ve stabilite açısından aralarında fark olduğunu belirtmiştir.

Miyazawa ve ark. (74) self-drilling mikro implantların uygulanması sırasında diş kökü teması ile meydana gelebilecek olası hasarı incelemişlerdir. Çalışmada üç boyutlu modellemeyi takiben implant uygulanacak alanlar belirlenmiş ve self-drilling yöntem ile mikro implantlar yerleştirilmiştir. İmplantasyon sonrası uygulama alanlarını konik işınlı BT ile inceleyen araştırcılar, self-drilling yöntem ile yerleştirilen implantların kök hasarı yaratmadığını belirtmiştir.

Pithon ve ark. (75) domuz kemikleri üzerinde farklı tip mikro implantlar ve yerleştirme yöntemlerini karşılaştırmıştır. Konik ve silindirik tip mikro implantları self-tapping ve self-drilling yöntemle uygulayan araştırcılar, maksimum yerleştirme torku (MYT) ve maksimum çıkarma torkunu (MT) her bir grupta incelemiş, sonuç olarak stabilite açısından mikro implant tipinin uygulama yönteminden daha etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Cheng ve ark. (76) yaptıkları çalışmada, kemiğin yüksek yoğunlukta olduğu bölgelerde self-drilling yöntem ile yerleştirilen mikro implantların kırık riskinin fazla olduğunu ifade etmiştir. Yine bu çalışmada kırık olasılığının önüne geçmek için rehber delik uygulanması önerilmiştir.

Florvaag ve ark. (77) 5 farklı mikro implant tipinin primer stabilite üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, rehber delik hazırlanmadan uygulanan implantların daha yüksek yerleştirme ve çıkarma torku gösterdiğini ifade etmiştir. Bu alışma Pithon ve ark.'nın (75) araştırma sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

4.5.3. Hasta ile İlgili Faktörler

4.5.3.1. Sistemik Hastalıklar

Mikro implant başarısı, kemik yıkımına veya nekrozuna sebebiyet veren hastalık ve ilaç kullanımından etkilenebilmektedir. Bu durum daha çok protetik dental implantlar için risk teşkil etmektedir. Periodontal hastalık, diyabet, osteoporöz, paget,

multiple myeloma, kemiğe invazyon gösteren bazı kanser türleri ve ayrıca bifosfonat kullanan hastalar daha çok geleneksel implantlar için risk oluştursa da ortodontik mikro implant uygulamaları esnasında da dikkatli olunmalıdır (24, 78). Bahsedilen durumlara sahip hastalarda uzun iyileşme dönemi öngörülmesi ve olguya özel yükleme protokolleri oluşturulmalıdır (78).

4.5.3.2. Cinsiyet

Ortodontik mikro implantların başarılarının değerlendirildiği çoğu çalışmada cinsiyet faktörü göz ardı edilmiştir (24, 31). Lee ve ark. (27), 141 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada mikro implantların başarısı üzerinde cinsiyetin bir etken olmadığı sonucuna ulaşmıştır. Bilgisayarlı tomografi ile üst birinci büyük azı dişi bölgesinin incelendiği bir çalışmada kortikal kemik kalınlığının kızlarda bu bölgede daha ince olduğu saptanmıştır (79). Ancak bu farklılığın ortodontik mikro implantın başarısı üzerindeki etkisini gösteren bir çalışma yoktur.

4.5.3.3. Yaş

Literatürde mikro implant başarısı ile yaş arasındaki ilişkinin değerlendirildiği yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Yapılan kısıtlı çalışmalarda mikro implantın yaş ile ilişkisinin istatistiksel olarak anlam teşkil etmediği belirtilmiştir (27). Genç bireylerde kemik yoğunluğunun az olduğu, bununla ilişkili olarak erken dönem kayıpların fazla olduğu vurgulanmıştır (80).

Motoyoshi ve ark. (81) yapmış oldukları bir çalışmada, erken dönem yükleme yapılan mikro implantların başarı oranının genç erişkinlerde erişkinlere göre daha düşük olduğunu göstermiştir. Araştırmacılar bu durumu, bir önceki çalışmaya (27) benzer olarak genç erişkinlerdeki kemik yoğunluğunun erişkinlere göre daha düşük olmasına bağlamışlardır.

4.5.4. Anatomik Lokal Faktörler

4.5.4.1. Kortikal Kemik Kalınlığı

Sağlıklı ve kalın kortikal kemiğin olduğu bölgelerde ortodontik mikro implant uygulamasının başarılı olduğu belirtilmiştir (7, 28). Bununla beraber, kortikal kemik

kalınlığı (KKK) artışının implantasyon esnasında lokal olarak yüksek ısı ve biyolojik hasar meydana getirebileceği ifade edilmiştir.

Motoyoshi ve ark. (82) KKK' nın 1 mm'den fazla olduğu durumlarda mikro implantların başarı oranının arttığını göstermişlerdir. Miyawaki ve ark. (21) yaptıkları çalışmada horizontal yönde büyüme gösteren hastalarda mikro implant uygulamasının vertikal yönde büyüme gösterenlere göre yüksek başarı gösterdiğini belirtmiştir. Çalışmacılar bu başarıyı horizontal büyüme gösteren yüz tipinde kortikal kemik kalınlığının fazla oluşu ile açıklamıştır. Bu açıklama Özdemir ve ark. (83)'nin yaptıkları araştırma ile paralellik göstermektedir.

Song ve ark. (84) yaptıkları in vitro çalışmada, üç farklı forma sahip mikro implantları, kortikal kemik kalınlıkları farklı yapay kemiklere yerleştirmişlerdir. 0 mm, 1 mm, 2 mm ve 3 mm kortikal kalınlığa sahip yapay kemiklere, 1,6 x 8,0 mm ölçülerinde silindirik, 2,0 x 7,0 mm ve 1,5 x 7,0 mm ölçülerinde konik mikro implant uygulamışlardır. Araştırmacılar mikro implantları tork ölçer bir aletle dakikada 3 tur olacak şekilde yerleştirmiştir. Çalışma sonucunda; konik mikro implantların maksimum yerleştirme torku (MYT) ve maksimum çıkarma torku (MÇK) değerlerinin KKK artışı ile doğru orantılı olarak arttığı, silindirik mikro implantların ise KKK artışından etkilenmediği gösterilmiştir.

4.5.4.2. Kemik Yoğunluğu

Literatür incelendiğinde son dönemde yapılan çalışmaların kemik yoğunluğu üzerinde odaklandığı görülmektedir (85, 86). Yeni görüntüleme tekniklerinin de kullanılmasıyla beraber kemik yoğunluğuna olan ilgi artmıştır (63).

O'Sullivan ve ark. (87) yapmış oldukları çalışmada kemik kalitesi, implant tasarımı ve cerrahi tekniğin mikro implant stabilitesinde bir bütün olarak önem arz ettiğini belirtmiştir. Buna benzer olarak Cha ve ark. (11) stabiliteyi sağlamada kortikal kemik yoğunluğunun, implant formunun ve uygulama yerinin önemini açıklamışlardır. Bu araştırmaya göre; mandibulada kemik yoğunluğunun fazla olmasından dolayı implantasyon başarı oranı yüksek bulunmuştur. Başka bir çalışmada ise, kemik yoğunluğunun düşük olduğu ve 0,5 mm'den daha ince KKK sahip bölgelerde mikro

implant stabilitesinin yetersiz olduğu görülmüştür (63). Battula ve ark. (88) normal ve osteoporotik yapıya sahip kemik dokuların mikro implantın kopma direncine olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında, süngerimsi yapıya yerleştirilen mikro implantların daha az kopma direncine sahip olduğunu ifade etmişlerdir.

Holm ve ark. (85) kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğunun istenilen şekilde standardize edilebildiği yapay kemikler kullandıkları çalışmalarında, kortikal kemik yoğunluğu artışının primer stabiliteyi de artırdığını belirtmiştir. Ayrıca KKK' nın 1-2 mm aralığında olduğu bölgelerde, yoğunluğun primer stabiliteyi daha çok etkilediğini öne sürmüşlerdir. Bu sonuçlara paralel olarak Hitchon ve ark. (89) da mikro implantların çekme kuvvetlerine karşı dirençleri ile kemik yoğunluğu arasında anlamlı bir korelasyon gözlemlemişlerdir. Bu çalışmaların aksine sığır pelvik ve iliak kemikleri kullanılarak yapılmış başka bir çalışmada ise kemik yoğunluğunun stabiliteye etkisinin olmadığı rapor edilmiştir (86). Araştırmacılar bu farklı sonucun 1 mm incelikteki kortikal kemiğin yoğunluğun etkisini ortadan kaldırmasına bağlamıştır.

4.5.4.3. Süngerimsi Kemik Yapısı

Mikro implantlar stabilitelelerini kortikal kemik ile olan mekanik ilişkiye borçlu olduklarından, süngerimsi kemik implant stabilitesinde daha az rol oynamaktadır. Lim ve ark. (30) çalışmalarında mikro implanta uygulanan kuvvet sonucu oluşan stresin büyük çoğunluğunun kortikal kemik tarafından absorbe edildiğini belirtmiştir.

4.5.4.4. Yerleştirilen Bölge

Mikro implantların uygulanması ve idamesindeki en önemli faktörlerden biri uygun alanın doğru seçilmesidir (90, 91). Literatürde mikro implantların düşme oranı ve mobilite sıklığı farklı oranlarda görülmektedir (91, 92).

Çalışmalarda maksillaya yerleştirilen mikro implantların başarı oranı alt çeneye göre daha yüksek bulunmuştur (76, 92). Alt çenede kortikal kemiğin nitelik ve nicelik olarak daha iyi oluşuna karşın maksillaya nazaran daha başarısız oluşunun nedeni olarak; implantasyon esnasında oluşan aşırı stres, rehber delik açılırken meydana gelen ısınma, hijyen sorunları ve mandibulada yapışık dişeti bandının yetersizliği gösterilmiştir (76). Bu çalışmaların aksine mandibular premolar bölgenin maksillar

molar bölgeye oranla daha yüksek mikro implant stabilitesi gösterdiğini ifade eden çalışmalar da mevcuttur (93). Oral kavitede mikro implant yerleştirilen bölgeler içerisinde angulus mandibula 3 mm ile en yüksek kortikal kemik kalınlığı göstermektedir (94). Çalışmalarda mikro implantın yerleştirileceği alanın diş köklerine yakın oluşunun da başarısızlığa neden olabileceği belirtilmiştir (95). İmplantasyon bölgesi seçilirken sürmekte veya gelişmekte olan dişler, periodontal hastalıklar ve çekim bölgelerinin de değerlendirilmesi gerekmektedir (96).

4.5.5. Cerrahi Uygulama ile İlgili Faktörler

4.5.5.1. Flep Açılması

Flep açılarak ya da açılmadan uygulanan mikro implantların başarılarına dair sonuçlar değişkendir. Bazı çalışmalar bu iki uygulamanın implant stabilitesinde benzer sonuçlar gösterdiğini belirtmiştir (21, 93).

2007 yılında Kuroda ve ark. (97) hastalarına 116 adet mikro implant uygulayarak yaptıkları çalışmada, flep açılmadan gerçekleştirilen implantasyonun daha başarılı olduğunu ve hastaların uygulama sonrası daha az ağrı ve rahatsızlık hissi bildirdiklerini rapor etmiştir.

4.5.5.2. Klinisyenin Tecrübesi

Çalışmalar dental implantların atravmatik uygulanması ile başarısı arasında doğru bir orantı olduğunu göstermektedir (98). İmplantasyon esnasında yaratılan aşırı travma ve termal hasar, osteonekroz ve implantın fibröz kapsülle kaplanmasına neden olabilmektedir (99). Klinik tecrübenin artmasına paralel olarak mikro implantın stabilite oranının da arttığı çalışmalar ile kanıtlanmıştır (93, 100).

4.5.5.3. Monokortikal - Bikortikal Uygulama

Mikro implantlar uygulama kolaylığından dolayı çoğunlukla monokortikal olarak uygulanırlar ancak bikortikal uygulamanın kuvvetlere karşı olan direncini artırdığı gösterilmiştir (101).

4.5.5.4. Yerleştirme açısı

Ortodontik kuvvetler genellikle kortikal kemik yüzeyine paralel seyrettiğinden, mikro implantın yerleştirilme açısı implant üzerindeki bileşke kuvveti de etkilemektedir. Çalışmalarda mikro implantları açılı yerleştirmenin kortikal kemikle temas miktarını arttırdığı, aynı zamanda diş köklerine zarar verme ihtimalini azalttığı gösterilmiştir (102, 103).

Kyung ve ark. (104) mikro implantları maksillar posterior bölgede dişlerin uzun eksenine ile 30° - 40° açı oluşturacak şekilde, mandibular posterior bölgede ise dişlerin uzun eksenine ile 10° - 20° açı oluşturacak şekilde yerleştirilmesini önermiştir.

Deguchi ve ark. (29) mikro implantların 30° açı ile yerleştirilmesinin 90° açı ile yerleştirilenlere göre 1,5 kat daha fazla kortikal kemik teması gösterdiğini belirtmiştir. Araştırmacılar mikro implantın kortikal kemiğe açılı olarak yerleştirilmesinin aynı zamanda yerleştirme torkunu artırarak stabiliteyi olumlu yönde etkilediğini rapor etmiştir. Yapılan başka bir araştırma bu çalışmaya benzer şekilde 30° ve 45° ile gerçekleştirilen implantasyonun kemik temasını anlamlı derecede artırdığını göstermiştir (93).

Park ve ark. (105) mikro implantları yerleştirirken kök temasından kaçınmak için kök eğimleri ile uyumlu olacak şekilde mezyo-distal yönde açılandırılması gerektiğini savunmuştur. Çalışmacılar, 1. molar ve 2. molar dişlerin palatinal kökleri dışında, üst ve alt 2. premolar, 1. molar ve 2. molar dişlerin kökleri arasına uygulanacağı zaman 10° - 20° arasında distal yönde açılandırılmasını tavsiye etmiştir.

İnaba ve ark. (106) tavşanların burun bölgesine extra-oral olarak 60, 90 ve 120 derecelerde yerleştirilen mikro implantlara kuvvet uygulamışlardır. 60 derece ile yerleştirilen implantların 90 derece ile yerleştirilenlerden önemli düzeyde fazla kortikal kemik teması gösterdiği ancak temasın yüksek oluşuna karşın stabilite oranlarının anlamlı fark teşkil etmediği ifade edilmiştir. Buna ilave olarak araştırmacılar, implant açısının uygulanan kuvvet ile aynı ya da ters yönlü oluşunun önem arz etmediğini rapor etmiştir.

Wilmes ve ark. (9) yaptıkları in vitro çalışmada, yerleştirme açısının yerleştirme torku ve başlangıç stabilitesi üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Çalışmada çapları değişken konik mikro implantlar domuz iliak kemik bloklarına 7 farklı açıda yerleştirilmiştir (30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° 90°). Domuz iliak kemiklerine yerleştirilen mikro implantların yerleştirme tork değerleri incelendiğinde, en yüksek değer 70 derece ile yerleştirilen mikro implantlarda olduğu görülmüştür. Bu durumdan yola çıkan araştırmacılar, mikro implantları oblik yerleştirmenin kemik kalınlık ve kalitesinin düşük olduğu yerlerde fayda sağlayabileceğini ifade etmiştir.

Zhao ve ark. (107) 2011 yılında hayvan kemikleri üzerinde yaptıkları çalışmada, 48 adet mikro implantı farklı açılarda (30°, 50°, 70°, 90°) yerleştirip implantların stabilitelelerini değerlendirmişlerdir. 2 ay boyunca kuvvet uygulanan implantlar, morfolometrik ve biyomekanik analizlere tabi tutulmuştur. Pull-out testleri neticesinde, 30 derece ile uygulanan mikro implantların daha az çekme direnci gösterdiği görülmüştür. Bu nedenle araştırmacılar mikro implantların aşırı eğimle yerleştirilmesinden kaçınılmasını önermiştir. Ayrıca 30° açı ile yerleştirilen mikro implantların radyolojik tetkikinde, implant çevresindeki kemikte rezorpsiyon alanları tespit edilmiştir. Çalışma sonunda; 50° ve 70° arasındaki implantasyon açılarının en uygun olduğu, aşırı eğimli veya dik yerleştirilen implantların stabilitelelerinin yetersiz olduğu belirtilmiştir.

Literatürde çoğunlukla mikro implantların eğimli yerleştirilmesini öneren çalışmalar mevcut olmakla beraber, implantların açılı olarak yerleştirilmesinin stabiliteye katkıda bulunmadığını ifade eden çalışmalar da yer almaktadır. Woodall ve ark. (108) yaptıkları çalışmada, implantları 3 açıda (30°, 60° ve 90°), kortikal kemik kalınlığı 1,79 mm olan kemik bloklara uygulamıştır. Instron test cihazı ile mikro implantların baş kısmı 0,6 mm yer değiştirene kadar kuvvet uygulanmış ve kuvvet direnç değerleri ölçülmüştür. Çalışmada 0,6 mm' lik yer değiştirme miktarının klinik olarak mobil hale gelen ve kaybedilen mikro implantı temsil edebileceği belirtilmiştir. Analiz sonuçlarına göre 90° ile yerleştirilen mikro implantın 30° ve 60° ile uygulananlara göre daha fazla kuvvet direnci gösterdiği belirtilmiştir. Araştırmacılar bu sonucu, eğimli yerleştirilen mikro implantlarda kuvvet uygulama noktası ile kemik yüzeyi arasında daha uzun bir mesafe oluşuna ve buna bağlı olarak daha uzun bir kuvvet kolu meydana gelmesine bağlamışlardır.

4.6. Mikro İmplantların Stabilitelerini Değerlendirme Yöntemleri

4.6.1. Non-İnvaziv Yöntemler

4.6.1.1. Periotest

Periotest (Medizintechnik Gulden) cihazı ile yapılan mobilite ölçümleri, dokümantasyonun değerlendirilmesi ve tasnifi açısından en iyi tekniklerden birisidir. Geliştirilme amacı, doğal dişi çevreleyen periodontal dokuların gösterdiği fizyolojik ya da patolojik mobiliteyi sayısal olarak ifade etmektir. Doğal dişler üzerinde başarılı sonuçlar vermesinin ardından dental implantların da mobilite ölçümlerinde kullanılmaya başlayan bu cihaz, klinisyenler tarafından sıklıkla kullanılan perküsyon testine çok benzer “impact empedans” yöntemi ile çalışmaktadır. Bu yöntemde uyarıcı uca (impacting rod) bağlanmış olan akselerometreden gelen sinyaller temas süresini belirlemek için kullanılır ve bu da periotest cihazının kendi değerleri ile ilişkilendirilir. Periotest cihazının temel işlevi; cihazın doğal frekansı ile diş veya kemik-implant ara yüzeyindeki minimal hareketi ölçmek olarak ifade edilebilir (damping characteristics).

Mikro-komputerize ölçüm parçaları bulunan bu cihazın Periotest Classic, Periotest S ve Periotest M olmak üzere üç tipi mevcuttur. Perküsyon ucunda bulunan hassas başlık dişe veya implanta saniyede 4, toplamda 16 vuruş yapmaktadır. Oluşan yansıma, elektronik dalgalar şeklinde cihaz tarafından algılanır. Kaydedilen temas süresi cihazın kendi değerleri ile karşılaştırılarak sayısal bir değer sunulur. Cihazın uygulanması esnasında perküsyon çubuğu dişe ve implanta yaklaşırken yavaşlamaktadır. Bu nedenle temas süresinin az oluşu diş veya implantın stabil olduğunu göstermektedir.

Doğal dişlerde ve son dönemde mikro implantların stabilitelerini değerlendirmede kullanılan Periotest cihazı ile yapılan ölçümlerin başarısı tartışmalıdır çünkü bir implantın entegrasyonunun diagnozu için yeterli rezolüsyon ve güveni sağladıkları halen bir araştırma konusudur (109). Ayrıca cihazın ölçüm ucunun implanta hangi pozisyonda temas etmesi gerektiği, prob açısı ve fizyolojik değişkenlere (implantın osseointegrasyon seviyesi ve kemik kalınlığındaki değişiklikler) olan hassasiyet düzeyi tam olarak standardize edilememiştir.

Inaba (106) yapmış olduğu in-vitro çalışmada, hayvan kemiklerine mikro implantları 60°, 90° ve 120° derece aırlarla yerleştirmiştir. Mikro implantlara kuvvet uygulayan araştırıcı, implantların stabilitelerini periotest aracılığı ile incelemiş ve eğimli olarak yerleştirilen mikro implantların periotest değerlerinin daha dūřuk olduğunu rapor etmiştir. Uemura ve ark. (110), rehber delik çapının mikro implant stabilitesine etkisini periotest aracılığı ile değerlendirmişlerdir. İmplantasyonu takiben 3 hafta sonra yapılan periotest ölçümleri neticesinde rehber deliğin mikro implant çapının % 69-77' u oranında olması gerektiği önerilmiştir.

4.6.1.2. Rezonans Frekans Analizi (RFA)

Meredith (111), mühendislik alanında kullanılan bu non-invaziv tekniği dental uygulamalar için uyarlamıştır. Dinamik vibrasyon analizi ile implantın sürekli uyarılması prensibine dayanan rezonans frekans analizi, bir çevirici (transducer) vasıtasıyla gönderilen ses dalgalarına yanıt olarak oluşan titreşimlerin ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Ses dalgaları ile titreşen implantın hareketleri cihaz tarafından analiz edilir.

Klinik olarak implanta gelen kuvvetlerin şiddetini çok daha aza indirgenmiş olarak taklit eden bu cihazın, mikro implantların mobilitesi ile ilgili güvenilir bilgi verdiği ifade edilmektedir (112). Bu yöntemle güvenilir sonuçlar elde edildiği belirtilmesine rağmen aktarıcının uygulandığı yöne göre farklı sonuçlar elde edildiği de bildirilmiştir (113). Mikro implanta uygulandığı yöne göre değişken sonuçlar veren cihaz, Osstell tarafından geliştirilerek çok yönlü ölçüm sağlayan aktarıcılar üretilmiştir. İmplantların içine ya da baş kısımlarına yerleştirilen bu aktarıcılar ilk rezonans frekansı Hertz cinsinden analiz edilir. Hertz cinsinden analiz edilen bu değer cihaz tarafından lineer olarak eşleştirilerek klinisyene 1-100 arasında bir sonuç sunar. İmplant stabilite katsayısı (ISQ, implant stability quotient) olarak ölçülen bu değer ne kadar yüksekse implant o kadar stabildir.

RFA' nın farklı versiyonları olmakla beraber en güncel ürün kablosuz olanıdır. İmplantla bağlanan metal çubuğun üzerindeki mıknatısa cihaz tarafından manyetik uyarılar gönderilmektedir. Belirli frekanslarda verilen bu uyarılar birbirine dik yönde iki stabilite katsayısı verir ki bu yönlerden biri implantın en stabil olduğu, diğerisi ise en az

stabil olduğu noktadır. Bukkal kemik desteği yetersiz olan bir implant bukko-lingual yönde düşük stabilite değeri gösterirken mezio-distal yönde kemik desteği iyi ise yüksek sayısal değer vermektedir.

Günümüzde farklı implant sistemlerinin stabilitelerini birbirleri ile karşılaştırabilmek için “SmartPeg” olarak adlandırılan aktarıcılar kullanılmaktadır. Böylece implant sistemleri farklı olsa bile karşılaştırma yapılabilir implant stabilite katsayıları elde edilebilmektedir. Sıklıkla 0-100 arasında sunulan skalada 55-85 aralığı kabul edilebilir olarak nitelendirilmektedir (114).

Rezonans frekans analiz yönteminin hem klinik hem laboratuvar ortamında başarılı sonuçlar verdiği belirtilmektedir (115). Oh ve ark. (116), kemik kalitesi ve implant stabilitesi arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarında periotest ve rezonans frekans analizi ölçümleri yapmışlardır. Çalışmacılar yaptıkları ölçümler sonucunda hem periotest hem RFA yönteminin güvenilir olduğunu açıklamışlardır. Buna benzer olarak Gabay ve ark. (117) yaptıkları in vitro çalışmada, RFA yönteminin primer stabilite değerlendirmesinde en güvenilir uygulama olduğunu belirtmişlerdir.

Kim ve ark. (42), konik ve silindirik mikro implantların stabilitelerini karşılaştırdığı çalışmalarında, implantların yerleştirme ve çıkarma torqu değerlerini RFA yöntemi ile elde edilen ölçümlerle karşılaştırmıştır. Çalışma sonucunda RFA, MYT ve MT değerlerinin benzer sonuçlar verdiğini rapor etmişlerdir. Su ve ark. (118) yaptıkları hayvan çalışmasında ortodontik mikro implantların primer stabilitelerini kablosuz rezonans frekans analizi ve perküsyon testi ile ölçmüşlerdir. Elde edilen verilere göre, implant stabilite katsayısının kemik yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığından etkilendiği aynı zamanda perküsyon testi ile RFA değerlerinin paralellik gösterdiği ifade edilmiştir. Çalışmada ayrıca RFA’ nın ortodontik mikro implantların primer stabilitelerinin değerlendirilmesinde tam anlamıyla güvenilir olmadığı belirtilmiştir.

Mikro implantların primer stabilitelerinin değerlendirilmesinde kullanılan diğer non- invaziv yöntemler; radyografik değerlendirme, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi, perküsyon testleri, pulsed oscillation waveforms ve impact hammer testleridir.

4.6.2. İnvaziv Yöntemler

4.6.2.1. Maksimum Yerleştirme ve Çıkarma Torku

Yerleştirme torku, mikro implantın kemiğe yerleştirilebilmesi için gereken rotasyonel kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Primer stabilitenin değerlendirilmesinde sıkça kullanılan yöntemlerden biridir (119). Kemik ile mikro implant arasındaki ara yüzey karakteristiği, implantasyon esnasında yerleştirme torku ile ifade edilmektedir.

Yapılan çalışmalar maksimum yerleştirme torkunun (MYT) mikro implantların klinik başarısını etkilediğini ortaya koymaktadır (31, 52). Mikro implantların çapı, uzunluğu, uygulama açısı, uygulama derinliği, açılan rehber deliğin çapı ve derinliği yerleştirme torkunu etkilemektedir (28, 45, 50). Mikro implantın çapının ve boyunun artması yerleştirme torku değerinin de artmasına neden olmaktadır. Tork değerinin kontrolsüz artışı doku hasarı ve implant kırılmalarına sebebiyet verebilmektedir (92). Kortikal kemik kalınlığının yerleştirme torkuna etkileri çalışmalara göre değişkenlik göstermekle birlikte KKK' nın MYT üzerinde etkili olduğu belirtilmiştir (120).

Maksimum çıkarma torku (MÇT) ise mikro implantların mekanik tutuculuğunun değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (50). MYT ölçümleri implant stabilitesini değerlendirmek için geliştirilmiş bir yöntem olsa da, maksimum çıkarma torkunun mikro implantların primer stabilitelelerini değerlendirmede daha başarılı olduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır. Bu çalışmalar aynı zamanda MYT değerlerinin, MÇT değerlerinden daha yüksek olduğunu göstermektedir (42, 122). Çıkarma torku ölçümleri implant-kemik ara yüzeyindeki biyomekanik durumu test etmektedir (50).

Motoyoshi ve ark. (31) yaptıkları çalışmada, hastaların posterior bukkal alveoler kemiğine, 1,3 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda rehber delik uygulaması sonrası, 1,6 mm çapında 8 mm uzunluğunda 124 adet mikro implant yerleştirmişler ve yerleştirme torku ile implant başarısı arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, 1,6 mm çapındaki mikro implantlar için 5 - 10 Ncm yerleştirme torku aralığı başarılı sonuçlar göstermiştir. Bu sınır değerlerin altı ve üstü ise başarıyı azaltmıştır. Bunun nedeni olarak maksimum yerleştirme torkunun çok düşük olduğu değerlerde yetersiz mekanik kilitleme nedeniyle gerekli primer stabilitenin elde edilemediği, çok

yüksek değerlerde ise osseointegrasyon ile desteklenen sekonder stabilitenin sağlanamaması gösterilmiştir.

Maksimum yerleştirme torkunun en az 5 Ncm olması gerektiği, 20 Ncm' den yüksek yerleştirme torklarının kemikte aşırı strese ve buna bağlı olarak lokal boyutta hasara neden olduğu rapor edilmektedir (31). Motoyoshi ve ark. (82) yaptıkları diğer bir çalışmada, yerleştirdikleri implantları 6 ay süresince takip etmiş ve bu süre sonunda stabilite açısından yüksek başarı gösteren grubun 8-10 Ncm yerleştirme torku ile uygulanmış mikro implantlar olduğunu göstermiştir. Bu çalışmalardan farklı olarak Chaddad ve ark. ise (52) 15 Ncm' lik yerleştirme tork değerini primer stabilitenin sağlanması için minimum değer olarak ifade etmişlerdir.

Kim ve ark. (123) yapay kemik bloklarını kullanarak yaptıkları in vitro çalışmada, tek ve çift tip yivli mikro implantların primer stabilite değerlerini incelemişlerdir. 90 derece ile yerleştirdikleri implantların MYT ve MÇT değerlerini kaydeden araştırmacılar, tek yivli mikro implantların en yüksek yerleştirme torku, çift yivli mikro implantların ise en yüksek çıkarma torku değerini gösterdiğini rapor etmişlerdir. Çalışmacılar mikro implantları el tornavidası yerine tork ölçen ve implantın istenilen devirde yerleştirilmesini sağlayan makine sistemi ile yerleştirmişlerdir.

Su ve ark. (66) domuz kalça kemiğini kullanarak yaptıkları in vitro çalışmada 2 farklı mikro implantı (1,6 x 8 mm ve 2,0 x 10 mm) 7 değişik açı (30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°) ile yerleştirerek MYT değerini ölçmüşlerdir. Bu araştırma sonuçlarına göre, en yüksek MYT değeri ve dolayısıyla en iyi primer stabilitenin, 60° - 70°'lik açı ile uygulama sonucu elde edildiği görülmüştür.

4.6.2.2. Pull-out testleri

Pull-out testi mikro implant stabilitesini ölçmek için kullanılan metotlardan birisidir. Bu yöntemde yapay ya da hayvan kemik bloklarına yerleştirilen mikro implantlar çekme kuvveti uygulayan bir cihaz vasıtasıyla çekilir. Bu çekme esnasında implantın gösterdiği direnç mikro implantın stabilitesini göstermektedir.

Son dönemde in vitro çalışmalarda sıklıkla başvurulan bu test, mikro implantın dayanabileceği maksimum kuvvetleri değerlendirmek için kullanılmaktadır. Mikro

implantın göreceli dayanıklılığını veya kavrama gücünü (holding power) karşılaştıran pull-out testi, kemiğin kırılma noktasında implantın taşıdığı maksimum kuvveti göstermektedir.

Huja ve ark. (7) hayvan kemiklerine yerleştirdikleri mikro implantların pull-out değerlerini inceledikleri in vitro çalışmalarında, en düşük değeri mandibular kesici bölgesine yerleştirilen implantların gösterdiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar bunun nedeninin bu bölgedeki kortikal kemik kalınlığının yetersizliğinden kaynaklandığını öne sürmüştür.

Salmoria ve ark. (124) yerleştirdikleri mikro-implantların 0, 15 ve 60. günlerdeki aksiyel pull-out değerlerini inceledikleri in vitro çalışmalarında immediat pull-out dayanıklılığın sonraki her ölçümden daha yüksek olduğunu göstermişlerdir.

Shah ve ark. (125) yaptıkları çalışmada, çeşitli uzunluk ve çaplarda yerleştirdikleri mikro implantlara Instron cihazında çekme testi uygulamışlardır. Araştırmacılar mikro implantların çap ve uzunluk artışının çekme testine karşı dayanıklılıklarını da artırdığını belirtmişlerdir.

Wang ve ark. (126) genç ve erişkin köpekler üzerinde yaptıkları in vitro çalışmada, yetişkin köpeklere yerleştirilen mikro implantların daha yüksek pull-out değeri gösterdiğini belirtmiş ve bu sonucun yetişkin gruptaki hayvan kemiklerinin daha yoğun yapısından kaynaklanmış olabileceğini ifade etmişlerdir. Bu çalışma Seebeck ve ark. (127) 'nın mikro implantların çekme dayanıklılığı ile kemik densitesi arasında doğru orantı olduğunu ifade eden çalışma ile uyumluluk göstermektedir.

Meira ve ark. (128) 2013 yılında yaptıkları çalışmada 1.6 mm x 7 mm boyutlarındaki titanyum implantları yapay kemik bloklara 45, 60 ve 90 derece açı ile yerleştirmişlerdir. Yerleştirme torklarına ilave olarak aksiyel pull-out değerlerini ölçtükleri bu çalışmada, en yüksek kavrama gücünü 45 derece ile yerleştirilen mikro implantlar göstermiştir.

Çehrelî (129) sığır iliak kemiklerine yerleştirdiği self-tapping ve self-drilling mikro implantların primer stabilitelelerini değerlendirdiği çalışmasında, mikro implantlara çekme testi uygulamış ve gruplar arasında farklılık bulmamıştır.

4.6.2.3. Kuvvet Direnci (KD) Ölçümü

Kuvvet direnci ölçümleri ortodontik mikro implantların stabiliteilerinin değerlendirilmesinin yanında ortopedi, nöroşirurji, plastik ve maksillo-fasiyal cerrahide kullanılan implantların biyomekanik performanslarının değerlendirilmesinde de sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (7). Ortodonti pratiği dışında kullanılan mikro implantların genel kullanım amacı sıklıkla fiksasyon iken, ortodontik implantlara çok farklı açılarda kuvvetler etki edebilmektedir. Bu sebeple kuvvet direnci çalışmaları 0°, 20°, 40° ve 90° gibi çok farklı açılarda yerleştirilen mikro implantlar üzerinde yapılmıştır (72).

Woodall ve ark. (108) farklı açılarda yerleştirdikleri mikro implantlara İnstron cihazı ile 0,6 mm yer değiştirene kadar kuvvet uygulamış ve kuvvet direnci değerlerini kaydetmiştir. Bu çalışmada 0,6 mm yer değiştirmenin mikro implantın klinik olarak başarısız olduğu ifade edilmiştir.

Morarend ve ark. (130) 'nın kadavra üzerinde yaptıkları çalışmalarında, çeşitli çaplardaki mikro implantlar monokortikal ve bikortikal olarak yerleştirilmiştir. İmplantlara İnstron cihazı ile 0,6 mm yer değiştirene kadar kuvvet uygulanmış ve kuvvet direnci değerleri ölçülmüştür. Araştırma sonucunda geniş çaplı ve bikortikal uygulanan mikro implantların daha yüksek direnç değeri gösterdiği belirtilmiştir.

4.7. Mini Vidaların Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi

4.7.1. Işık mikroskobu

Güneş veya elektrik ışığından faydalanarak çalışan ışık mikroskopları maddenin incelenmesinde kullanılmaktadır. Işık spektrumunda 0,8 mikron ile kırmızı ışık en uzun, 0,4 mikron ile mor ışık en kısa dalga boyuna sahiptir. Optik mikroskop tekniğinde, kullanılmakta olan ışının dalga boyunun ancak yansı kadar büyük olan cisimleri görmek mümkün olduğundan sadece 0,2 mikrondan büyük olan cisimler mikroskop altında incelenebilmektedir. Bu nedenle en iyi optik veya ışık mikroskobu kullanıldığında nesnelere maksimum 2000 defa büyütülebilmektedir.

4.7.2. Taramalı Elektron Mikroskobu

1930 'lu yıllarda Albert Claude tarafından ilk kez biyolojik örneklere uygulanan elektron mikroskobu, günümüzde yoğun olarak bilimsel ve teknolojik alanda kullanılmaktadır. Taramalı elektron mikroskobunda (SEM) görüntü, yüksek voltaj ile hızlandırılan ve bir demet halini alan elektronların nesne üzerinde odaklanması ile oluşmaktadır. Bu odaklanma esnasında elektron ve numune atomları arasında meydana gelen güçlü sinyaller, algılayıcılar tarafından ekrana yansıtılmaktadır. Gelişmiş sistemlerde bu algılayıcılardan gelen sinyaller dijital dataya çevrilip bilgisayarda incelenebilmektedir. Ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizleri birleştirebilme özelliği taramalı elektron mikroskobunun kullanım alanını genişletmektedir (131). Elektronların dalga boyu 0.004 nm çözünürlüğe sahip olmasına karşın, elektromanyetik lens açı kısıtlamaları sebebiyle 1-2 nm çözünürlük veya 1 milyona varan büyültmeler elde edilebilmektedir. Yalıtkan özellikteki maddelerin incelemesi ise nesnenin altın veya benzeri iletken özellikte bir malzeme ile kaplanmasıyla mümkün olabilmektedir.

Eliades ve ark. (132) yaptıkları bir çalışmada, hastalara yerleştirdikleri ve kullanım sonrası çıkardıkları mikro implantların morfolojik ve yapısal değişikliklerini araştırmışlardır. Bu amaçla, kullanılmış ve hiç kullanılmamış mikro implantların ışık mikroskobu, SEM ve mikro tomografi görüntülerini incelenmişlerdir. Mikro implantların ışık mikroskobu incelemelerinde, kullanılmış olanların renklerini ve parlaklıklarını ciddi ölçüde yitirdiği tespit edilmiştir. Mikro tomografi görüntülerinde hiçbir mikro implantın yapısında gözenek veya çatlığa rastlanmamıştır. Taramalı elektron mikroskobu incelemesi sonucunda ise kullanılmış mikro implantların yüzeylerinde birikintilere rastlanmıştır. Araştırma sonucunda mikro implant yüzeyinde kullanıma bağlı yıpranma ve doku sıvıları ile temas sonucu organik materyal birikintileri gözlenmiş olmasına karşın, implantların yapısal özelliklerinde bir değişiklik olmadığı belirtilmiştir.

Serra ve ark.(133) yaptıkları hayvan çalışmasında, kuvvet uygulanan ve uygulanmayan mikro implantların stabilitelerini ve osseoentegrasyon kapasitelerini karşılaştırmışlardır. Tavşan tibia kemiklerine yerleştirilen ve belirli süre sonra çıkarılan mikro implantların çıkarma torkları ölçülmüştür. Araştırmacılar kemik kompozisyonunda

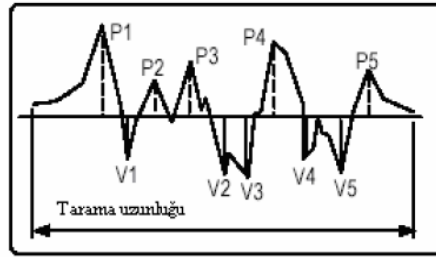
meydana gelen farklarının değerlendirilmesi maksadıyla taramalı elektron mikroskopunu kullanmıştır. Çalışmanın sonunda her iki grupta da 1. ve 4. haftalarda elde edilen çıkarma torku değerleri 12. haftada elde edilenden anlamlı derecede düşük bulunmuştur. 12. hafta değerleri kıyaslandığında ise kuvvet almamış mikro implantların maksimum çıkarma torku değerleri yük almış olanlara göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu bulgular SEM görüntüleriyle desteklenmiştir. Oluşan kemik dokusunun yük almayan grupta globuler yapıda, yük alan grupta ise lameller yapıda olduğu görülmüştür. Araştırmacılar mikro implantların yerleştirilmelerinin hemen ardından 1 N kuvvet ile yüklenmesinin implant başarısını ciddi şekilde etkilemediğini belirtmişlerdir.

Matthew ve ark. (134) yaptıkları in vitro çalışmada mini plak ve mikro implantları hayvan kemiklerine yerleştirmişlerdir. Hayvanların alt çenesine uygulanan plak ve implantlar 4, 12 ve 24 hafta ara ile çıkartılmışlardır. Çıkartılan mini plak ve mikro implantların taramalı elektron mikroskobu incelemesinde mini plaklarda belirgin değişiklik gözlenmezken, mikro implantların baş kısımlarında ciddi deformasyon tespit edilmiştir.

4.7.3. Profilometre

Profilometre, objelerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi amacıyla sıklıkla kullanılan ölçüm cihazıdır. Bu cihaz nesnelerin yüzeyine temas eden mekanik bir uçla ya da ışık saçarak yüzey tarama işlemini gerçekleştirmektedir (135). Bu yöntemle, üretilmiş ya da kullanılmış nesnelerin yüzeyleri incelenmektedir. Debonding prosedürleri sonrası diş yüzeyinin incelenmesi, ataşman yüzeyi hazırlama yöntemlerinin karşılaştırılması gibi araştırmalarda tercih edilen profilometre cihazı, daha çok düz ve yassı yüzeylerin incelemesinde kullanılmaktadır. Bu nedenle protetik ve ortodontik implantların yüzey özelliklerinin incelenmesinde çok pratik değildir. Literatürde profilometre cihazının ortodontik mikro implantlarda kullanıldığını gösteren bir çalışma bulunmamaktadır. Bunun yanında dental implant yüzeylerinin incelenmesinde taramalı elektron mikroskopunun kullanımının artmasıyla beraber profilometre cihazı popülaritesini kaybetmiştir. Yüzey pürüzlülüğünü matematiksel büyüklüklere çeviren bu cihaz, aynı zamanda form ve dalgalı yapıları birbirinden ayırt etmektedir. Pürüzlülük ölçümlerinin doğru ve hassas yapılmasının yanında hangi pürüzlülük parametrelerinin

kullanılacağına doğru tespiti ve bunların doğru değerlendirilmesi gerekir. Optik ve kontak olmak üzere iki çeşide sahip olan profilometre cihazı, yüzey pürüzlülüğünü kendi içinde sınıflandırabilmektedir. Bu sınıflardan biri olan “Ra” ; yüzeyde meydana gelen girinti ve çıkıntıların alan bakımından eşitlendiği, orta eksenin üstünde ve altında kalan alanların aritmetik ortalamasını veren çizgiler arası mesafe olarak tanımlanmaktadır. Ra değeri, dental literatürde yüzey özelliğini incelemek için en sık kullanılan ölçüm birimidir (136). Rz değeri ise belirli bir mesafede birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını ifade etmektedir.



$$R_a = \frac{1}{L} \int_0^L |z(x)| dx \quad R_z = \frac{(P1 + P2 \dots P5) - (V1 + V2 \dots V5)}{5}$$

Şekil 2: Pürüzlülük diyagramı ve Ra, Rz parametrelerinin formülizasyonu

Kontakt profilometre cihazının sahip olduğu mekanik ucun nesneye zarar verme ihtimali nedeniyle optik profilometre cihazı yüzey incelemesinde daha çok tercih edilmektedir.

4.8. Mikro İmplantların Sterilizasyonu ve Tekrar Kullanımı

Mikro implantların kullanıldıktan sonra steril edilip tekrar kullanıldığı bilinmekle birlikte bu konuyla ilgili yapılmış çok az sayıda araştırma mevcuttur. Mattos ve ark.(137) yaptıkları çalışmada, kullanılmış mikro implantların burulmaya karşı dirençleri kullanılmamış olanlarla karşılaştırılmıştır. Bu araştırma neticesinde

kullanılmış mikro implantların burulma direnç değerleri, kullanılmamış olanlara kıyasla anlamlı derecede azalmıştır. Bu nedenle mikro implantların tekrar kullanımı araştırmacılar tarafından tavsiye edilmemiştir.

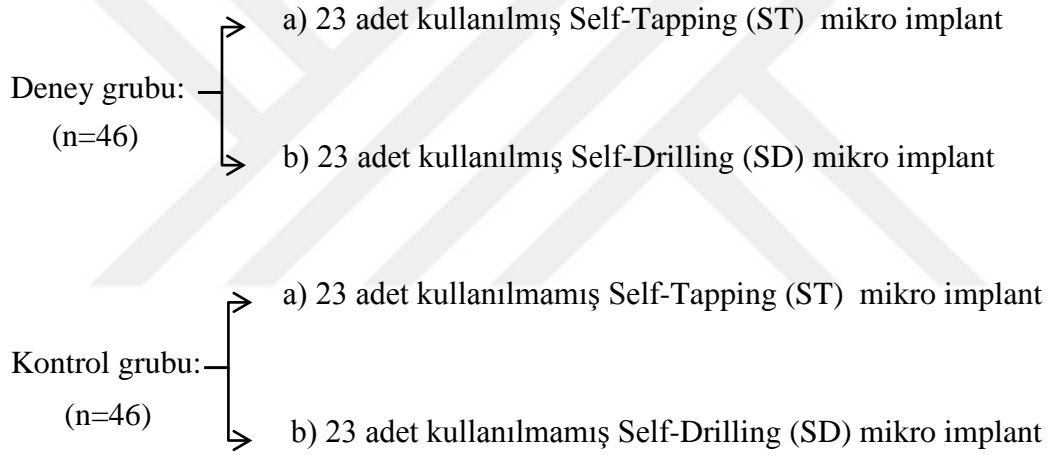
Noorollahian ve ark. (138) , hastalar üzerinde uygulanmış mikro implantları % 37'lik fosforik asit ve % 5.25'lik sodyum hipoklorit ile temizlemiş ve bu implantların maksimum yerleştirme torku, maksimum çıkarma torku ve kırılma torku değerlerini kullanılmamış olanlarla karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir.

Estelita ve ark. (139) 2014'te yaptıkları araştırmalarında Noorollahian ve ark. (138)' nin çalışmasına benzer şekilde, mikro implantların kullanıldıktan sonra kumlama yolu ile temizlenip sterilizasyon işlemlerine tabi tutulmalarının mikro implantların stabilitelelerini ve mekanik özelliklerini etkilemediğini belirtmişlerdir.

5.GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Mikro İmplant Seçimi ve Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışmada, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na başvuran, tedavileri alt veya üst çenede veya her iki çenede daimi birinci premolar diş çekimi endikasyonu koyulan toplam 34 hastaya yerleştirilmiş ve işlevi bitince çıkarılarak sterilize edilmiş 48 adet mikro implant ile, hiç kullanılmamış 48 adet olmak üzere toplam 96 adet implant kullanılmıştır. 96 adet implantın 92 'si kemik bloklara yerleştirilirken, 4 adet mikro implantın yüzey özellikleri profilometre cihazı ile incelenmiştir. Kemik bloklara yerleştirilen mikro implantlar aşağıda şematize edilmiştir;



Bütün gruplara ait mikro implantlar silindirik formda ve 1.5 mm × 8 mm ebatlarında olup aynı firmaya (BioMaterials Korea Inc.) ait, aynı çap ve boyutta, sadece baş kısmı farklı olan mikro implantlardır (Resim 1, Resim 2). Baş kısımları farklı olan bu implantlardan ST olanlar yerleştirilmeden önce rehber delik hazırlanırken, SD mikro implantlar doğrudan uygulanmıştır.



Resim 1: ST mikro implant



Resim 2: SD mikro implant

Deney grubunu oluşturan bütün mikro implantlar daha önce kliniğimizde bir araştırmada kullanılmış (140) olup, alt veya üst çeneye “sadece” kanin distalizasyonu esnasında ankraj amaçlı yerleştirilmiş implantlardır. Deney grubuna dahil edilen mikro implantların çalışmamız öncesinde kanin distalizasyonu için klinik kullanımı Resim 3. de görülmektedir.



Resim 3: Daha önceki çalışmada uygulanan kanin distalizasyonu mekaniği ve deney grubumuza dahil edilen mikro implantların ankraj amaçlı kullanımı

Araştırmamızda deney grubuna dahil edilen mikro implantlar, daha önceki çalışmada distalizasyon tamamlanana kadar ağızda tutulmuş ve işlevi bitince çıkarılmış implantlardan seçilmiştir. Bu çalışmada herhangi bir nedenle kaybedilmiş, ankraj vazifesini yitiren mikro implantlar araştırmamıza dahil edilmemiştir. Kanin distalizasyonu sonrası araştırmacı (S.Y.) tarafından çıkarılarak merkezi sterilizasyon birimine gönderilen mikro implantlar bu birimde ilk olarak 10 dakika dezenfektan solüsyonda (Ecolate, İsveç) bekletilmiş, implantlara daha sonra ultrasonik temizlik uygulanmıştır. Bu işlemi takiben kaba artıklardan temizlenen mikro implantlara

otoklavda (Getinge 600, İsveç) 134 °C, 1 saat buharlı basınç uygulanarak sterilizasyon işlemi tamamlanmıştır. Paketlenmiş mikro implantlardan gözle görülür herhangi bir deformasyona uğramamış olanlar kullanılmıştır.

Kontrol grubunu oluşturan mikro implantlar ise; deney grubu ile aynı özelliklere sahip, hiçbir işlem görmemiş, herhangi bir amaçla kullanılmamış, üretici firma tarafından steril olarak gönderilen implantlardan oluşmaktadır.



Resim 4: Sterilizasyon sonrası paketlenmiş ST ve hiç kullanılmamış SD mikro implant

5.2. Yapay Kemik Bloğu

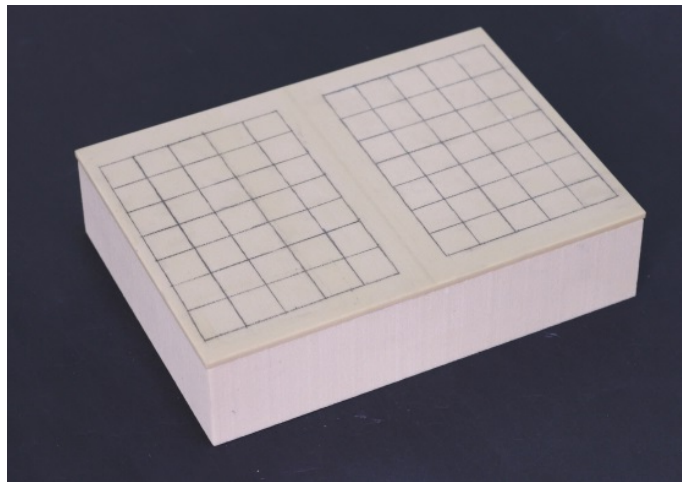
Araştırmamızda deney ve kontrol gruplarına ait bütün mikro implantların insan çene kemiklerini taklit eden yapay kemik bloklara (Sawbones Pasific Research Laboratories Inc, Washond Island, USA) yerleştirilmesi planlanmıştır. İki parça halinde temin edilen bu bloğun üst tabakası kortikal kemiğin kalınlığını ve yoğunluğunu temsil etmesi amacıyla 3 mm kalınlığında ve 50 pcf (0.80 g/cc) yoğunluğunda seçilmiştir. Yapay kemik bloğun daha kalın olan alt tabakası ise kansellöz kemiği temsil etmesi amacıyla 40 mm kalınlığında ve 30 pcf (0.48 g/cc) yoğunluğunda olacak şekilde temin edilmiştir. Toplamda 13 cm genişlik, 18 cm boy ve 4,3 cm kalınlığa ulaşan bu

bloğun alt ve üst tabakaları firmanın direktifleri ve önceki çalışmayla (141) uyumlu olarak silikon esaslı yapıştırıcı ile yapıştırılmıştır.

92 adet mikro implantın yerleştirileceği noktalar, çekme testi için tasarlanmış metal çubuğun hareketine ve yine çekme testi esnasında kemik bloğu yanlarından kavrayan pabuçlara izin verecek ölçüde pay bırakılarak belirlenmiştir. 1.5 cm x 1.5 cm boyutlarında çizilen 70 adet kare alanın “köşe noktalarına” mikro implantların yerleştirilmesi planlanmıştır. Instron cihazının tabla boyutları göz önüne alındığında yapay kemik bloğun ikiye bölünerek çekme testinin gerçekleştirilmesi planladığından bloğun orta kısmı boş bırakılmıştır.



Resim 5: Yapay kemik bloğunun yan yüzden görünüşü



Resim 6: Yapay kemik blok üzerinde mikro implant yerleştirilecek alanların belirlenmesi

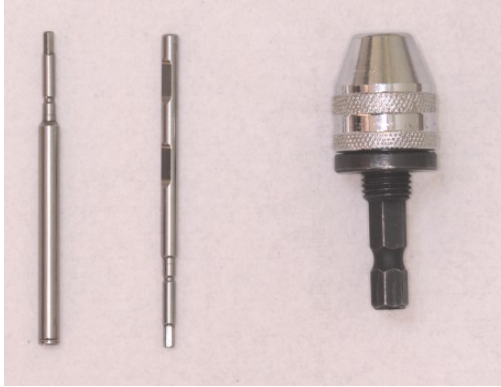
5.3. Tork Ölçer Tornavida

Mikro implantların maksimum yerleştirme torkları (MYT) Geratech TSD 50 dijital tork ölçer tornavida ile ölçülmüştür. 5-50 Ncm aralığındaki tork değerlerini ölçen bu cihaz, vidalama işlemi sonunda kaydedilen en yüksek tork değerini dijital olarak kendi ekranında göstermektedir.



Resim 7: Geratech TSD 50 dijital tork ölçer tornavida

Tork ölçer tornavida başlığının çalışmamızda kullanılan mikro implant uçları (driver) ile uyum göstermemesi nedeniyle tornavidanın baş kısmı modifiye edilmiştir. Bu modifikasyonda mikro implant uçlarını sıkıca kavrayan dişlere sahip, tork ölçer tornavida başlığı ile uyumlu bir ara parça tasarlanmıştır.



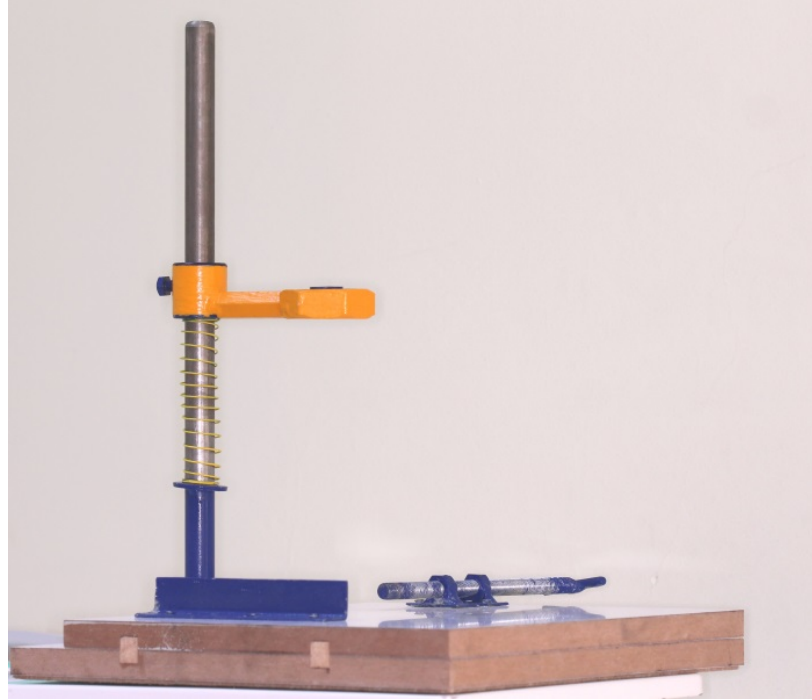
Resim 9: Mikro implant uçları ve tork ölçer tornavida ile bağlantı sağlayan ara parça



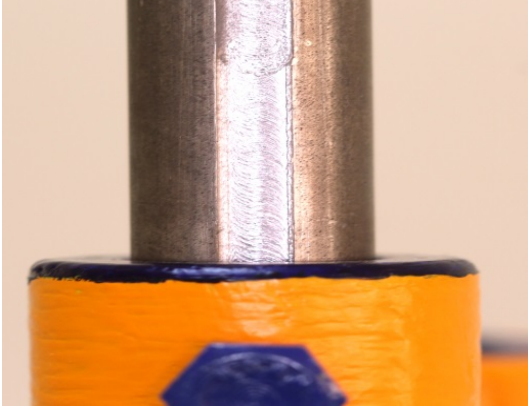
Resim 8: Ara parçanın üstten görünümü ve uçları sıkıca kavramaya yarayan mekanizma

5.4. Mikro İmplantların Yerleştirilmesi için Hazırlanan Düzenek ve Yerleştirme Noktalarının belirlenmesi

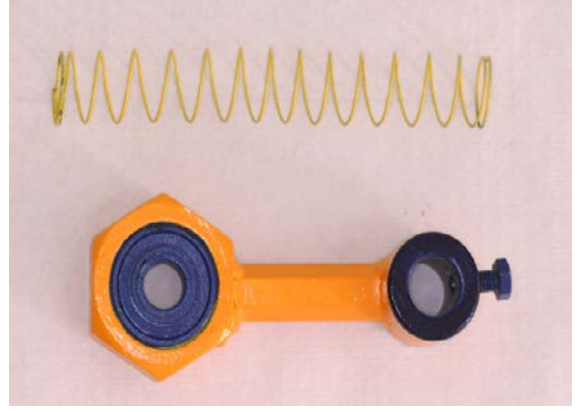
Kontrol ve deney gruplarına ait bütün mikro implantlar, implantların aynı standardizasyon altında yerleştirilmesine imkan veren bir düzenekte yerleştirilmiştir. İki tabakalı, birbiri üzerinde kayabilen sunta tabladan oluşan bu düzenek, tork ölçer tornavidanın sürekli olarak 90° açı ile durmasını sağlamaktadır. Tablasında barındırdığı sıkıştırma mekanizması ile yapay kemik bloğun implantasyon esnasında stabil kalmasını sağlayan bu düzenek; tablaya dik, arkası oluklu olarak tasarlanmış metal bir çubuğa sahiptir. Bu çubuk üzerinde tork ölçer tornavidanın vidalama işlemini gerçekleştirebilmesi için bir aksam tasarlanmıştır. Tork ölçer tornavidanın içine yerleştirildiği bu aksam, sahip olduğu rulman sayesinde tornavidanın vidalama işlemini gerçekleştirmesine olanak sağlarken diğer yandan metal çubuğa bağlanmaktadır. Mikro implantların yerleştirilmesi esnasında tornavidanın vertikal olarak aynı doğrultuda hareketi metal çubuğun arkasındaki oluk ile kontrol edilirken, tornavidanın pasif olarak ağırlığını taşıması ve implantasyonu kolaylaştırması için uygun gerginlikte bir yay, aksam ile tabla arasına yerleştirilmiştir. Yay ile beraber düzeneğin metal aksamı yağlanarak sürtünme olabildiğince azaltılmıştır.



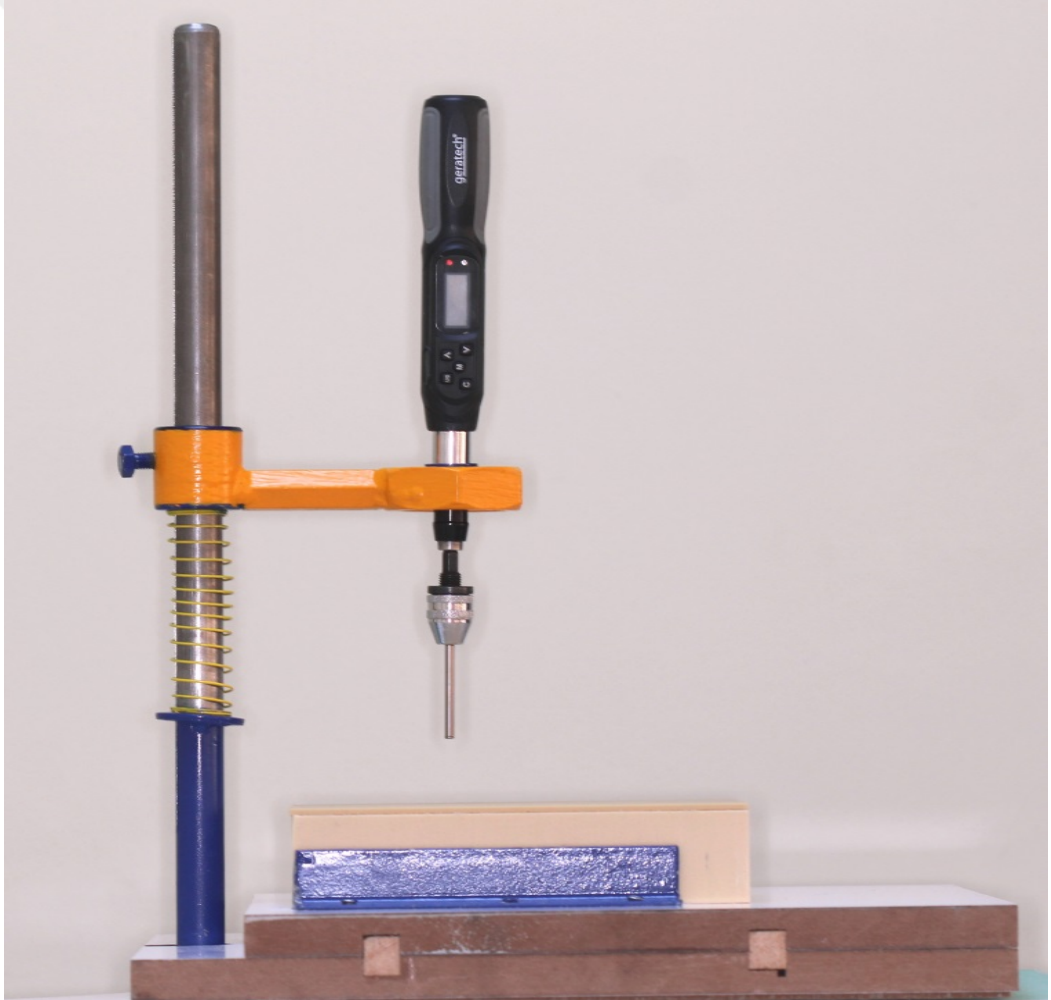
Resim 10: Mikro implantların aynı standardizasyon ve 90° açı ile yerleştirilmesini sağlamak amacıyla tasarlanan düzenek



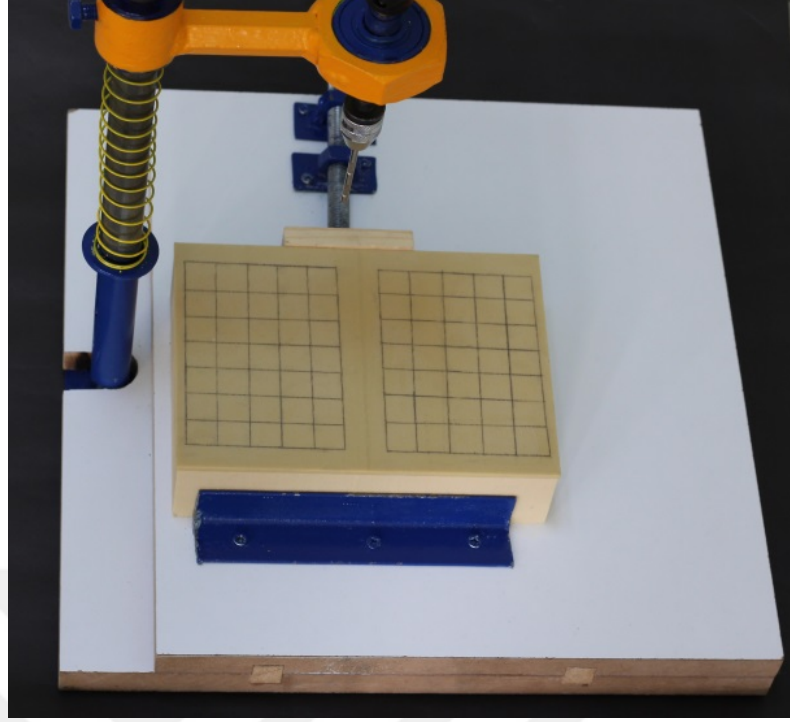
Resim 11: Tornavidanın vertikal olarak aynı doğrultuda ilerlemesini sağlayan oluk



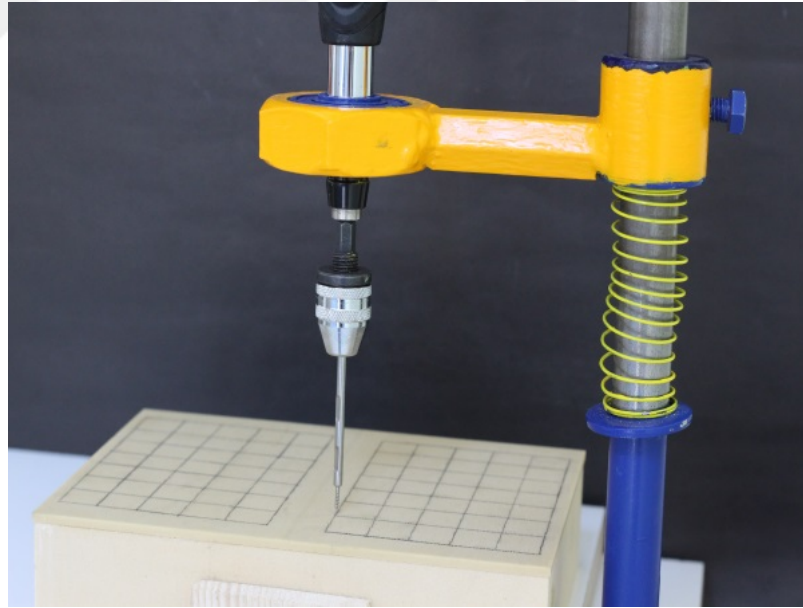
Resim 12: Tornavidanın içine yerleştiği rulmanlı aksam ve onu taşıyan yay



Resim 13: Tork ölçer tornavidanın ve kemik bloğun düzeneğe yerleştirildikten sonraki hali

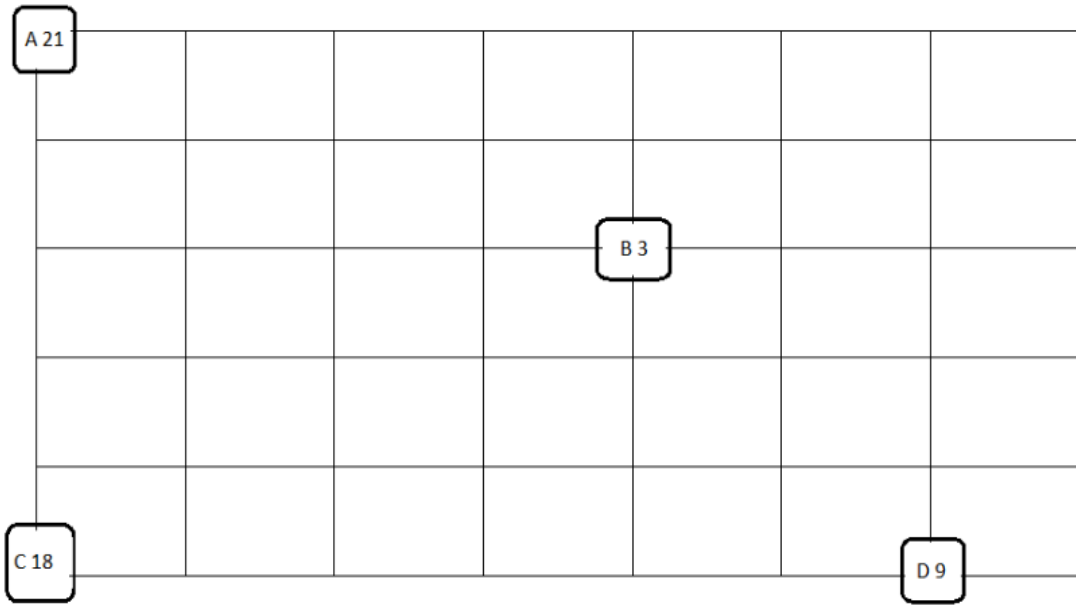


Resim 14: Düzeneğin üstten görünümü



Resim 15: Driver' a mikro implantın yerleştirilmesinden sonra düzeneğin görünümü

Mikro implantların rastgele yerleştirilebilmesi amacıyla implantların hangi noktaya uygulanacağı ve profilometre ile incelenecek 4 adet implantın belirlenmesi çalışma dışı bir klinisyenden istenmiştir. Klinisyen (H.B.), her grupta 24 adet olmak üzere toplam 4 grupta (A, B, C, D) hazırlanan 96 kodun 92 adedini (A18, D3, C9, B22 vb.) şema üzerindeki noktalara yerleştirmiştir. Kalan 4 koda ait implantlar profilometre incelenmesi için ayrılmıştır.



Şekil 3: Çalışma dışı bir klinisyen tarafından şema üzerine işaretlenen kod örnekleri

Klinisyen tarafından kodlar noktalara dağıtıldıktan sonra A kodları için deney grubuna ait ST, B grubu için kontrol grubuna ait SD, C grubu için deney grubuna ait SD ve D grubu için kontrol grubuna ait ST mikro implantların yerleştirme noktaları belirlenmiştir.

5.5. Mikro İmplantların Yerleştirilmesi ve Maksimum Yerleştirme Torku Ölçümü

Mikro implantların uygulanacağı noktalar belirlendikten sonra ST implantların yerleştirilebilmesi için oluşturulması gereken rehber delik, mikro motor başlığı ile kullanılan fizyodispenser cihazı (Ortron FD-35, Ortron Elektronik, Ankara, Türkiye) ile

hazırlanmıştır. Biyolojik doku ihtiva etmeyen yüzeyde çalışıldığından soğutmasız olarak kullanılan bu cihazla, işaretlenen bölgeye dik olacak şekilde 700 rpm. hız ve 1.2 mm x 31 mm ebatlarındaki dril kullanılarak (OSD-1231-12C, BioMaterials Korea Inc.) rehber delik oluşturulmuştur.

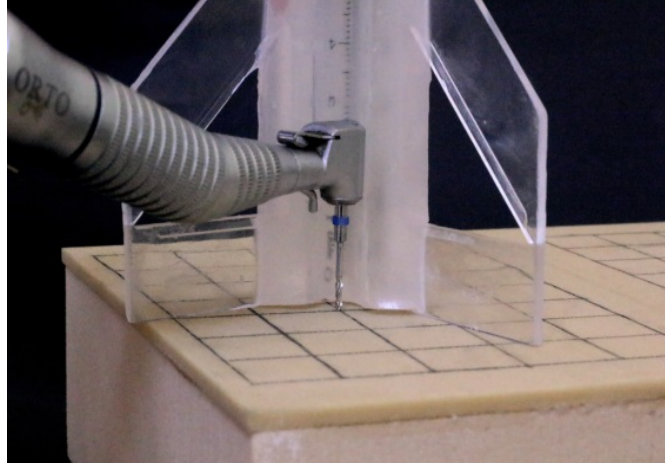


Resim 17: Rehber delik hazırlamada kullanılan fizyodispenser cihazı

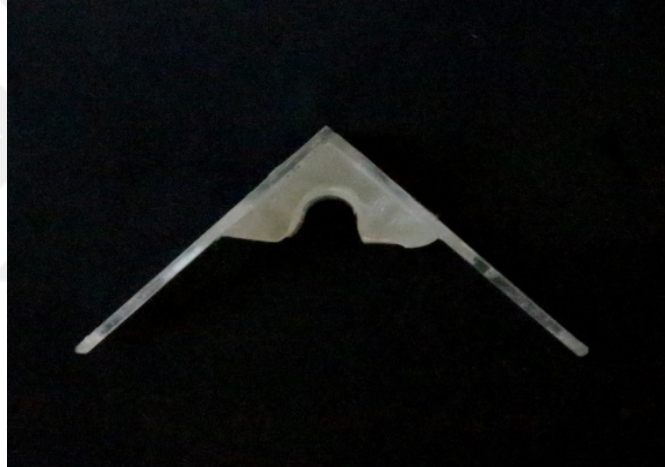


Resim 16: Rehber delik hazırlamada kullanılan dril

Rehber delik oluşturulurken açılmal sivrulmaların önüne geçmek ve her ST mikro implant için standart yuva açmak amacıyla basit bir gereç tasarlanmıştır. İki ayrı düzgün plastik parçanın 90° açı ile birleştirilmesiyle oluşturulan bu gereç, anguldurva başının aynı doğrultu ve açıda ilerleyerek rehber delik oluşturmasını amaçlamaktadır.



Resim 18: ST mikro implantlar için rehber delik hazırlanması



Resim 19: Drilin 90° açılı ilerlemesini sağlamak amacıyla tasarlanmış gereç

ST mikro implantlar için yapay kemik bloğu üzerinde rehber delikler açıldıktan sonra implantların yerleştirilmesine başlanmıştır. Mikro implantlar periotest ile iki yönlü olarak stabilite ölçümüne olanak verecek şekilde sol üstten başlanarak ve sırayla, belirlenen kodlara göre kemik bloğa uygulanmıştır. Düzeneğe sabit olarak bağlı olan tork ölçer tornavidaya yerleştirilen implantlar 90° açı ile yerleştirilmiştir. Kemik bloğun kenar kısımlarında belirlenen mikro implant noktalarına erişim, birbiri üzerinde kayan tablalar ile sağlanmıştır. Mikro implantların boyun kısmına, yumuşak dokuyu temsilen 1.2 mm kalınlığında, bir metal stoper konulmuş ve yerleştirme işlemi bu noktada

bitirilmiştir. Bu metal stoperin orta kısmı yarım ay şeklinde tasarlanarak sürtünmenin MYT üzerindeki etkisinin önüne geçilmeye çalışılmıştır. Mikro implantın yerleştirilmesi esnasında kaydedilen en yüksek tork değeri cihaz tarafından kaydedilmekte ve yerleştirme sonunda dijital ekranda gösterilmektedir. Her bir mikro implant için kaydedilen bu değer, MYT değeri olarak Microsoft Excel programında kayıt altına alınmıştır.



Resim 20: Mikro implantın boyun kısmına yerleştirilen 1.2 mm kalınlığında metal stoper



Resim 21: Mikro implant yerleştirildikten sonra tork ölçer tornavidada kaydedilen değer



Resim 22: Son yivi sıkılan mikro implant ve stoper



Resim 23: Yerleştirildikten sonra STMikro implant

5.6. Periotest ile Stabilite Ölçümü

Mikro implantların primer stabilitesini ölçmek amacıyla Periotest Classic cihazı (Medizintechnik Gulden, Modautal, Almanya) kullanılmıştır. -8 ile +50 arasında ölçüm değerleri gösteren bu cihazda düşük değerler yüksek stabiliteye, yüksek değerler ise düşük stabiliteye işaret etmektedir. Üretici firma tarafından dişlerin stabilitesini değerlendirme amaçlı bir skala oluşturmuştur (Tablo 1).

Tablo 1: Dişlerin periodontal durumlarının değerlendirilmesi için oluşturulan skala

Periotest Değeri	
0	-8 - +9
I	+10 - +19
II	+20 - +29
III	+30 - +50

Ayrıca üretici firma tarafından dental implantların stabilitelelerinin değerlendirilmesi amacıyla da bir skala oluşturulmuştur (Tablo 2). Buna göre 0'ın altındaki değerler implantın iyi osseointegre olduğunu, 0 ile +9 arasındaki değerler implantın yeterli bir osseointegrasyon sağladığını, +10 ve üstü değerler ise implantın yeterince osseointegre olamadığını göstermektedir. Mikro implantların Periotest ile değerlendirildiği bir skala henüz bulunmamaktadır.

Tablo 2: Dental implantların stabilitesinin değerlendirilmesi için oluşturulan skala

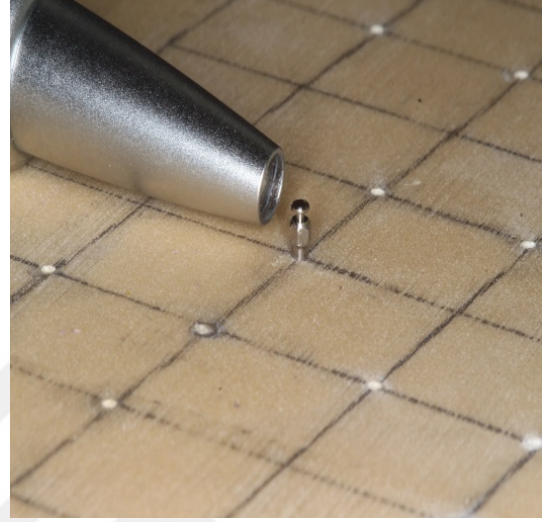
Periotest Değeri (Periotest Value)	
PTV < 0	Negatif değerler implantın iyi osseointegre olduğunu gösterir
PTV 0 ile +9 arası	Klinik muayene yeterli
PTV > +10	İmplant yeterince osseointegre olamamıştır.

Her bir mikro implant yerleştirildikten hemen sonra primer stabilite değeri Periotest Classic cihazı ile ölçülmüştür. Birbiri ile arasında 90° açı olacak şekilde yapılan iki ölçüm değeri Microsoft Excel programına kaydedilmiştir. Test esnasında cihazın stabiliteyi ölçen parçası yer düzlemine olabildiğince paralel ve mikro implanta

dik olacak şekilde yerleştirilmiştir. Sol üstten başlayan yerleştirme işleminin ardından her bir mikro implant için periotest ölçümü yapılmış ve diğer implantın uygulanmasına geçilmiştir.



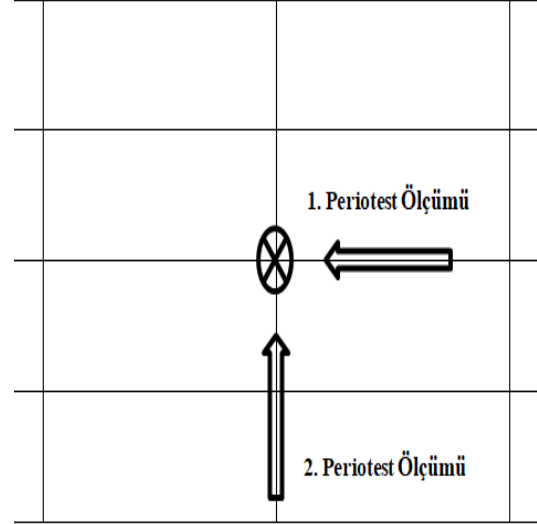
Resim 25: Periotest Classic cihazı



Resim 24: Periotest ile mikro implantın stabilitesinin ölçülmesi



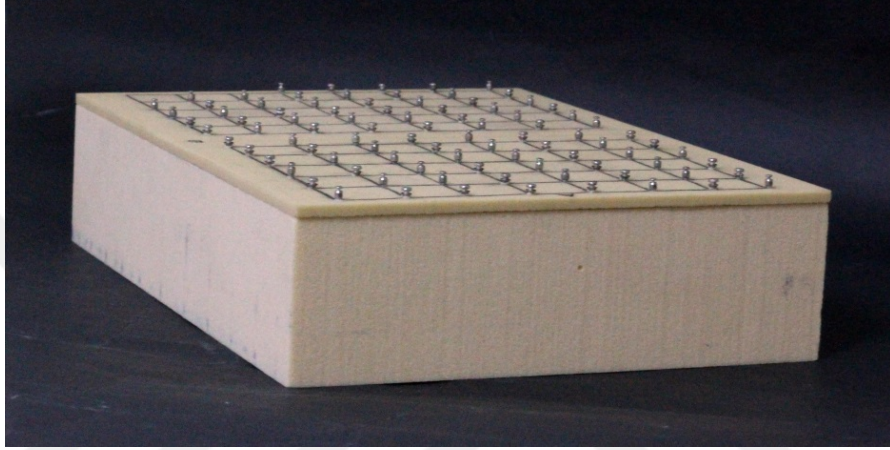
Resim 26: Ölçümden sonra okunan değer



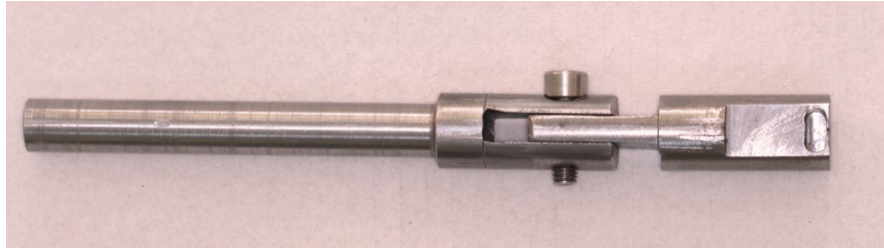
Resim 27: Stabilite ölçüm yöntemi

5.7. Pull-out Testinin Yapılması

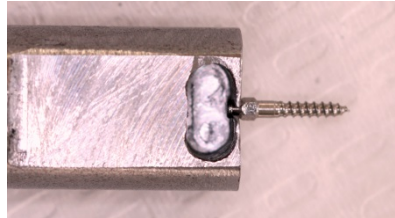
Yerleştirme torkları ve periotest ölçümleri yapılarak yerleştirilen ve bu değerleri kayıt altına alınan 92 adet mikro implanta çekme testi uygulanabilmesi için sert çelikten üretilmiş bir metal çubuk tasarlanmıştır. ST ve SD mikro implantlar için ayrı ayrı tasarlanan bu metal çubuk, ağız kısmı ile mikro implantı baş kısmından sıkıca kavrarken diğer kısımdan Instron cihazına bağlanmaktadır.



Resim 28: Bütün mikro implantlar yerleştirildikten sonra kemik bloğunun görünümü



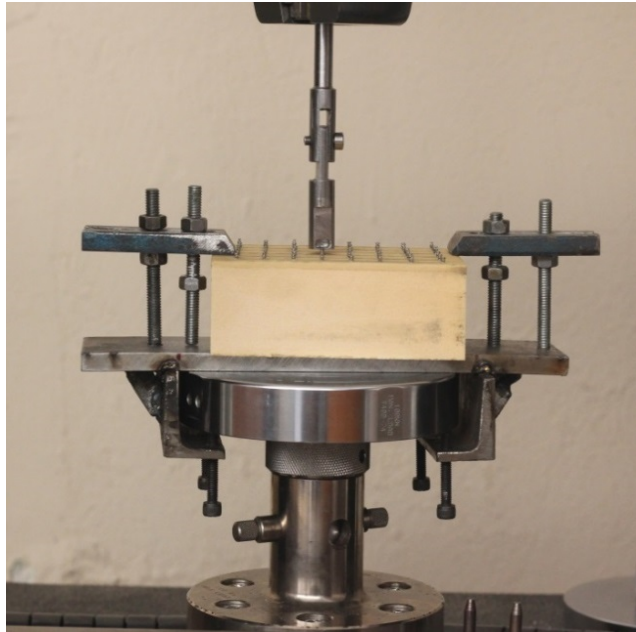
Resim 29: Pull-out testi için tasarlanan metal çubuk



Resim 30: Metal çubuğun mikro implantı tutuşu

Çekme testi Karadeniz Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi bünyesinde bulunan universal test cihazı (Instron 3382, İstanbul/Türkiye) ile gerçekleştirilmiştir. Bu cihaza istenilen hız ve kuvvet aralığında komut girilerek çekme, koparma, sıyırma gibi testler gerçekleştirilebilmektedir.

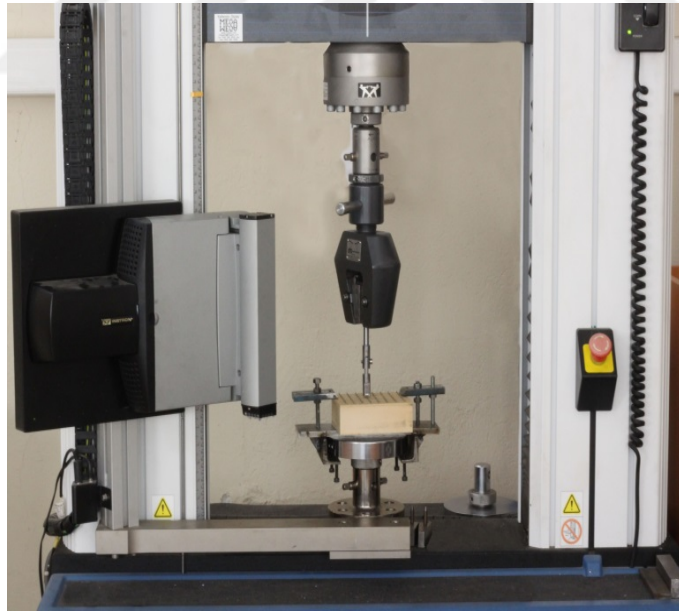
Mikro implantların yerleştirildiği kemik blok, cihaz tablasına uygun olarak iki eşit parça olacak şekilde ortasından kesilmiştir. Kemik bloğu üst yan kısımlarından kavrayan pabuçlara sahip metal bir sıkıştırma düzeneği hazırlanarak cihazın tablasına sabitlenmiştir. Kemik blok tabla ile pabuçlar arasına sıkıştırılmıştır. Instron cihazına sabitlenen metal çubuk, mikro implantı boynundan sıkıca kavrayacak şekilde yerleştirilmiş ve cihaza 1mm/dk hızla (7, 124) implantı çıkartıcı yönde kuvvet uygulaması komutu girilmiştir. Bilgisayar ekranında takip edilen kuvvet-yer değiştirme grafiği, implant başının kopması ya da çıkma eşiğinin aşılması ile keskin şekilde aşağı yönlü seyrettiğinde test durdurularak sonuçlar Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir. Her bir mikro implant için uygulanan bu testin sonuçları Microsoft Excel programına kaydedilmiştir. Mikro implantların 90° ile yerleştirilmesi, her açıdan düz ve 90° açı ile birleşen yüzeylere sahip yapay kemik bloğun kullanılması, Instron cihazının sabit tek yönlü hareketi gibi faktörler gözetilerek olası aks problemlerinin ve sonuçları etkilemesi muhtemel stres faktörlerinin önüne geçilmeye çalışılmıştır.



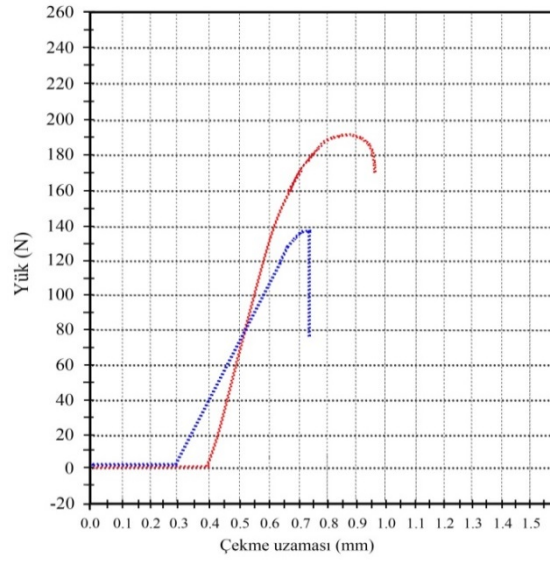
Resim 31: Kemik bloğu tablaya sıkıştırmak için tasarlanan pabuçlu düzenek



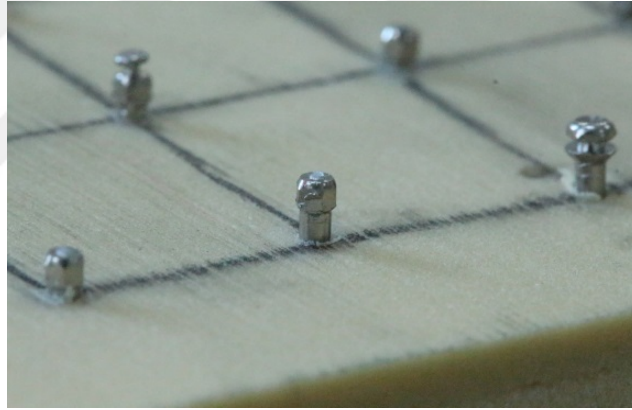
Resim 32: Mikro implantı boynundan kavrayan metal çubuk



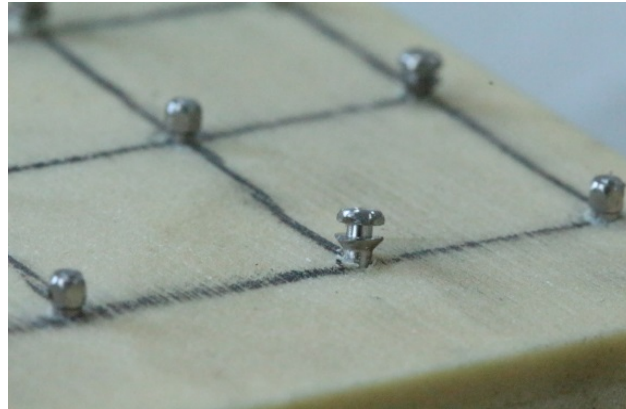
Resim 33: Instron cihazı



Şekil 4: Test esnasında 14 numaralı kullanılmış ST (mavi) ve 9 numaralı kullanılmamış SD (kırmızı) mikro implantlara ait yük-yer değişirme grafiği



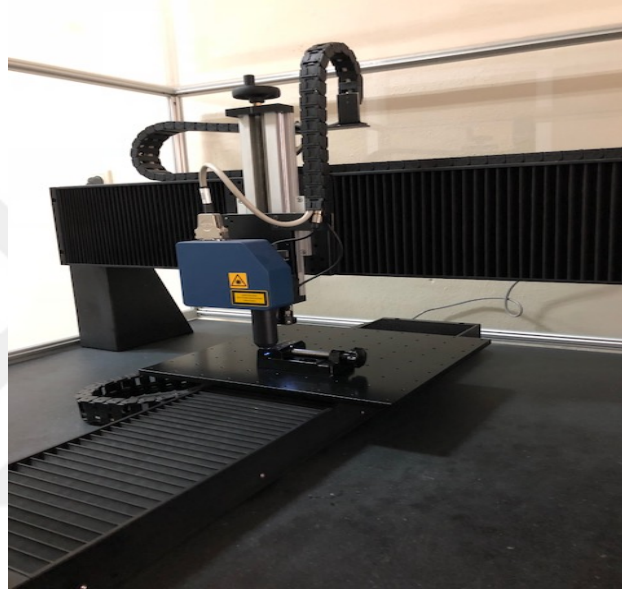
Resim 34: Çekme testi sonrası ST mikro implantın görünümü



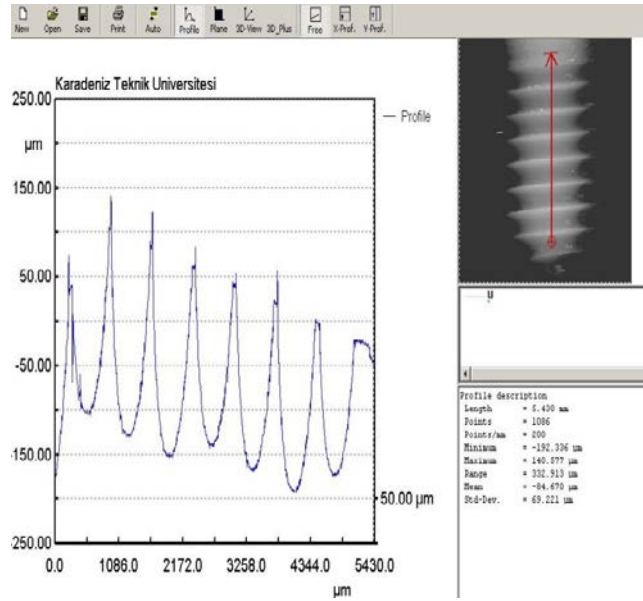
Resim 35: Çekme testi sonrası SD mikro implantın görünümü

5.8. Profilometre ile Mikro İmplantların Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi

92 adet mikro implantın yerleştirilmesinden ve testlerin uygulanmasından sonra her bir alt grubu temsilen rastgele seçilmiş 1' er adet kullanılmış ST, kullanılmamış ST, kullanılmış SD ve kullanılmamış SD toplam 4 implantın yüzey özellikleri KTÜ Mühendislik Fakültesi bünyesinde bulunan profilometre cihazı (Nanofocus, Germany) ile incelenmiştir. Optik tipte olan bu cihaz, gelişmiş kamera ve bilgisayar sistemi sayesinde yüzey özelliklerini incelemektedir.



Resim 36: Profilometre cihazı



Resim 37: Mikro implantın yerleştirilmesinden sonra profilometre cihazının ekranı

5.9. İstatiksel Değerlendirme

Verilerin analizinde SPSS for Windows 17.0 programı kullanılmıştır. Ölçüm değerlerinin normal dağılıma uyup uymadığının kontrolü Shapiro-Wilk testi ile analiz edilmiştir. Tanımlayıcı istatistik değerleri ortanca (minimum-maksimum) şeklinde verilmiştir. Gruplar arasında karşılaştırma için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Ölçülen parametrelerin aralarındaki korelasyonlar Spearman testi kullanılarak incelenmiştir. Tüm analizlerde $p < 0.05$ düzeyi anlamlı olarak kabul edilmiştir.



6. BULGULAR

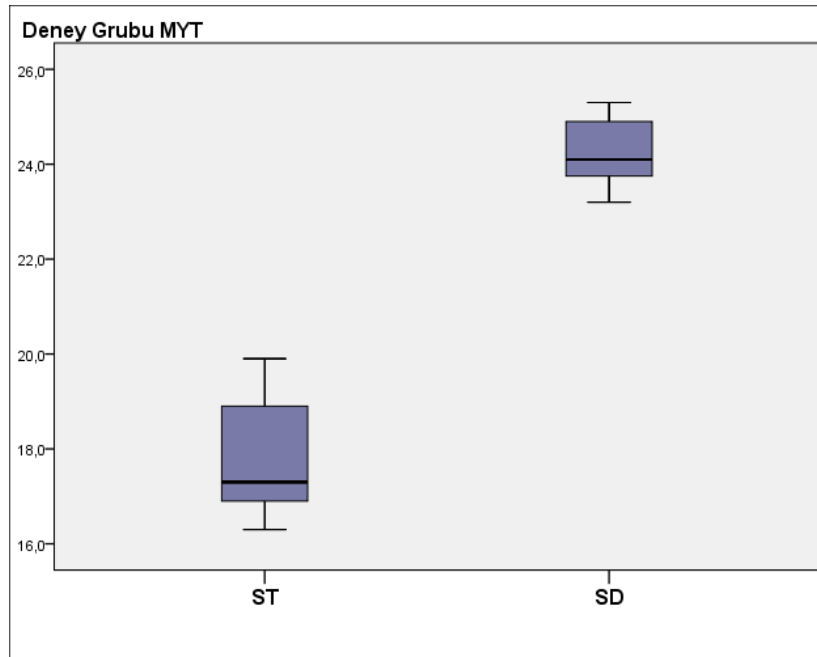
6.1. Maksimum Yerleştirme Torku Değerlerinin İncelenmesi

Yerleştirilen mikro implantların maksimum yerleştirme tork ölçümleri incelendiğinde; kullanılmış ST mikro implantların tork değerleri 16.3 ile 19.9 arasında değişkenlik göstermiş ve medyan değeri 17.3 olarak saptanmıştır. Kullanılmış SD mikro implantlar ise 23.2 ile 25.3 arasında tork değerleri gösterirken ortanca değeri 24.1 olarak hesap edilmiştir.

Tablo 3: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların Maksimum Yerleştirme Torklarının (Ncm) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması

Tip	n	Medyan	Min	Max	IQR	P
ST	23	17.3	16.3	19.9	3.6	0.001*
SD	23	24.1	23.2	25.3	2.1	

IQR: interquartile range (%75 perc-%25 perc), Mann Whitney U test * $p=0.001$



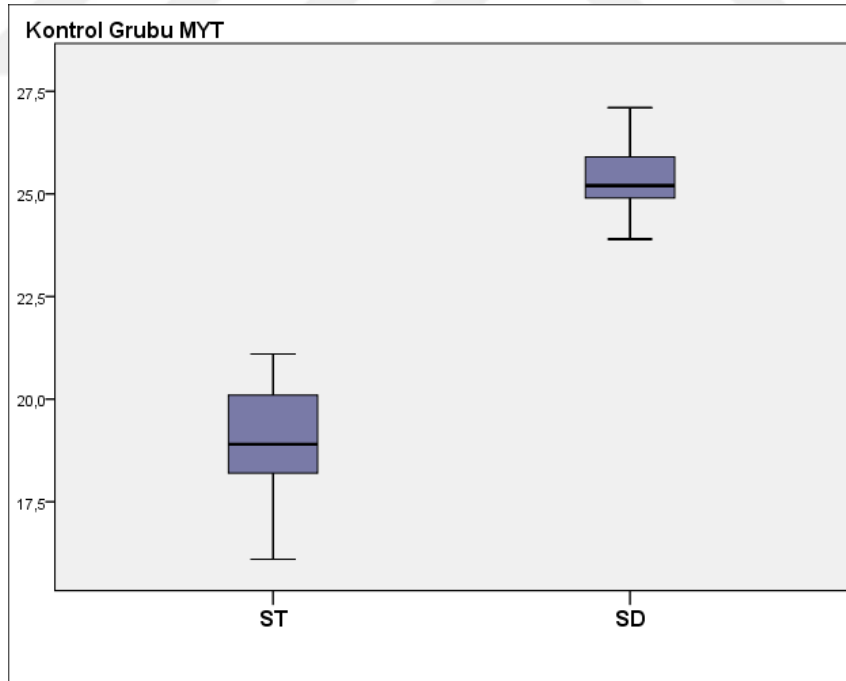
Şekil 5: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların maksimum yerleştirme torklarına göre dağılımı

Kullanılmamış mikro implantların tork değerleri incelendiğinde; kullanılmamış ST mikro implantlar 16.1 ile 21.1 arasında değerler göstermiş olup ortanca değeri 18.9 hesap edilmiştir. Kullanılmamış SD mikro implantlar ise 23.9 ile 27.1 arasında değişen tork değerlerine sahip olup medyan değeri 25.2 olarak tespit edilmiştir.

Tablo 4: Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların Maksimum Yerleştirme Torklarının (Ncm) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması

Tip	n	Medyan	Min	Max	IQR	P
ST	23	18.9	16.1	21.1	5.0	0.001*
SD	23	25.2	23.9	27.1	3.2	

IQR: interquartile range (%75 perc-%25 perc), Mann Whitney U test *p=0.001

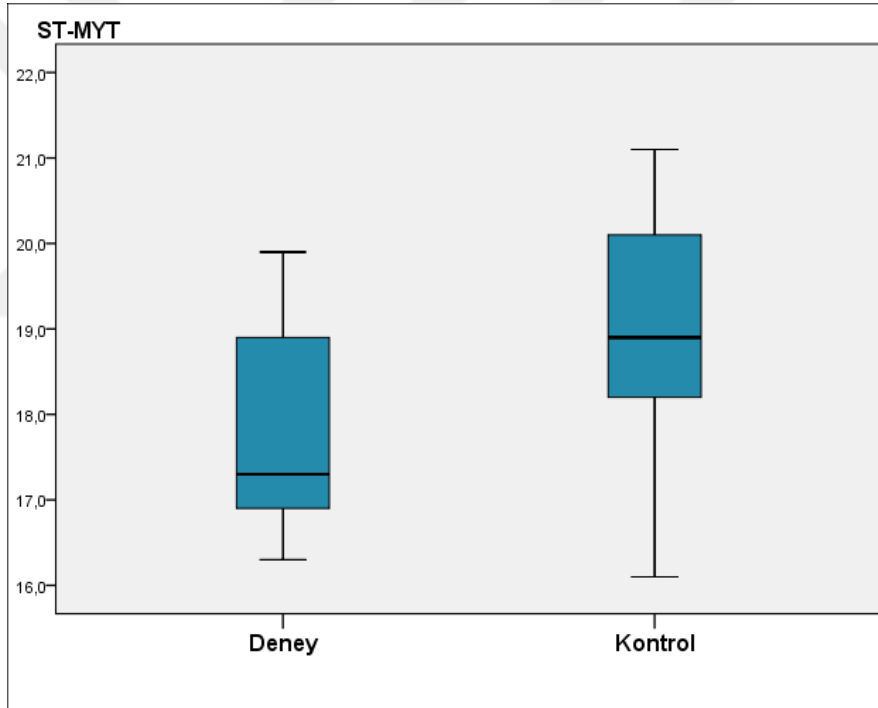


Şekil 6: Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların maksimum yerleştirme torklarına göre dağılımı

Tablo 5: Kullanılmış (deney) ve Kullanılmamış (kontrol) ST mikro implantların Maksimum Yerleştirme Torklarının (Ncm) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması

Tip	Grup	n	Medyan	Min	Max	IQR	P
ST	Deney	23	17.3	16.3	19.9	3.6	0.005*
ST	Kontrol	23	18.9	16.1	21.1	5.0	

IQR: interquartile range (%75 perc-%25 perc), Mann Whitney U test * $p < 0.05$

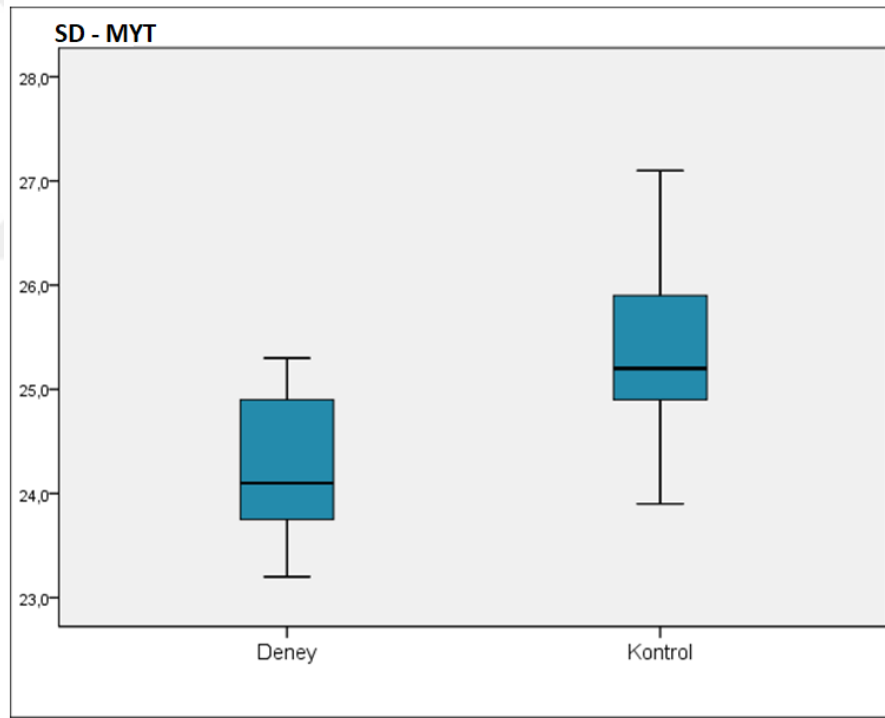


Şekil 7: Self-Tapping Mikro İmplantların Deney (Kullanılmış) ve Kontrol (Kullanılmamış) Gruplarına göre Periotest 2 dağılımları

Tablo 6: Kullanılmış (deney) ve Kullanılmamış (kontrol) grubu SD mikro implantların Maksimum Yerleştirme Torklarının (Ncm) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması

Tip	Grup	n	Medyan	Min	Max	IQR	P
SD	Deney	23	24.1	23.2	25.3	2.1	0.001*
SD	Kontrol	23	25.2	23.9	27.1	3.2	

IQR: interquartile range (%75 perc-%25 perc), Mann Whitney U test * $p=0.001$



Şekil 8: Self-Drilling Mikro İmplantların Deney (Kullanılmış) ve Kontrol (Kullanılmamış) Gruplarına göre Maksimum Yerleştirme Torku (MYT, Ncm) dağılımları

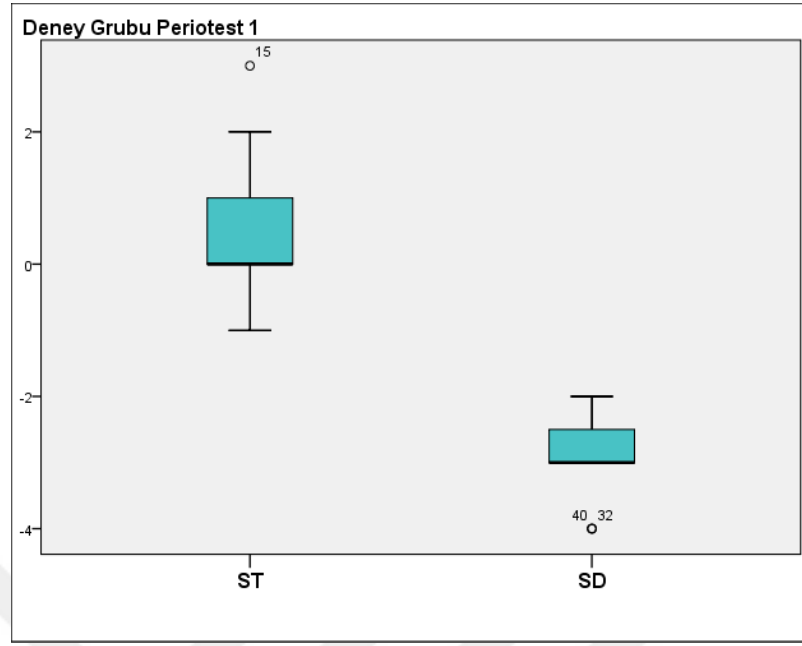
6.2.Periotest Değerlerinin İncelenmesi

Periotest 1 ölçümleri incelendiğinde; kullanılmış ST mikro implantların -1 ile -3 arasında stabilite değerleri gösterdiği ve medyan değer 0 olarak saptandığı, kullanılmış SD mikro implantların ise -4 ile -2 arasında değerlere sahip olduğu ve ortanca değer -3 olduğu görülmüştür. Periotest 2 ölçümleri incelendiğinde kullanılmış ST mikro implantlar -2 ile -4 arasında stabilite değerleri göstermiş ve medyan değeri 0 olarak saptanmıştır. Kullanılmış SD mikro implantlar ise en yüksek -4 en düşük -2 stabilite değerleri göstermiş ve ortanca değer -3 olarak hesaplanmıştır.

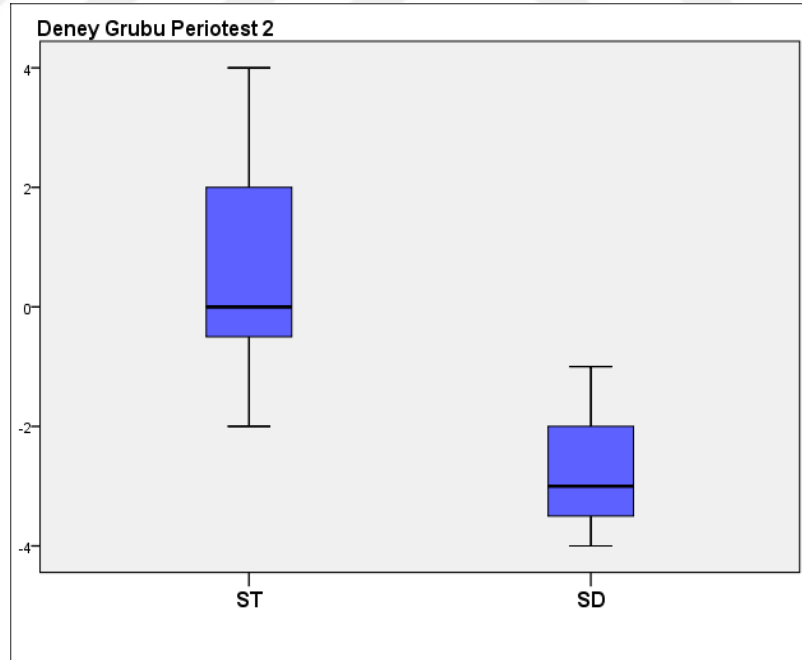
Tablo 7: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların Periotest Değerlerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması

Ölçüm	Tip	n	Medyan	Min	Max	IQR	P
Periotest 1	ST	23	0	-1	-3	4.0	0.001*
	SD	23	-3	-2	-4	6.0	
Periotest 2	ST	23	0	-2	-4	2.0	0.001*
	SD	23	-3	-2	-4	3.0	

IQR: *interquartile range* (%75 perc-%25 perc), *Mann Whitney U test* * $p=0.001$



Şekil 9: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların Periotest 1 değerlerine göre dağılımı



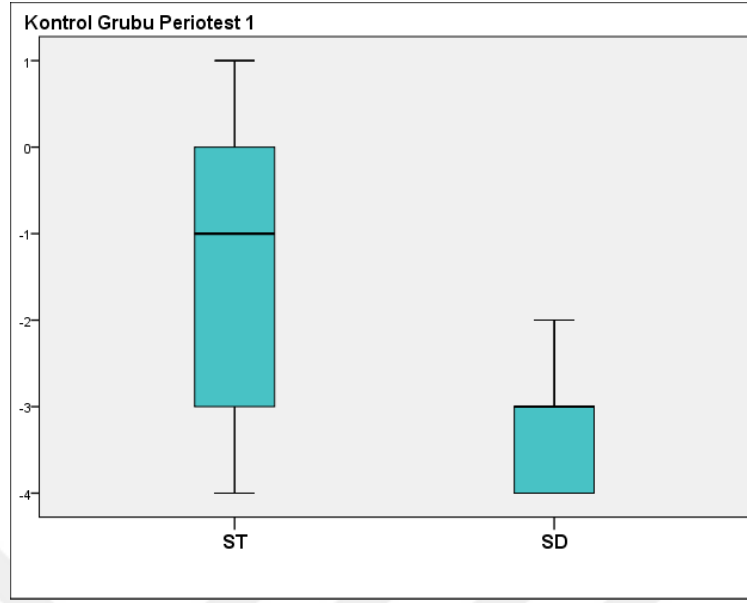
Şekil 10: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların Periotest 2 değerlerine göre dağılımı

Kullanılmamış ST mikro implantların Periotest 1 değerleri incelendiğinde; en yüksek -4 en düşük -1 stabilite değerleri gösterdiği ve ortanca değer -1 olduğu, kullanılmamış SD mikro implantların ise en yüksek -4 en düşük -2 stabilite değerleri gösterdiği ve ortanca değer -3 olduğu saptanmıştır. Kullanılmamış ST mikro implantların Periotest 2 değerleri incelendiğinde -5 ile -2 arasında değerler gösterdiği ve ortanca değer -2 olduğu, kullanılmamış SD implantların ise -5 ile -2 arasında değişen değerlere sahip stabilite değerleri gösterdiği ve ortanca değer -3 olduğu görülmüştür.

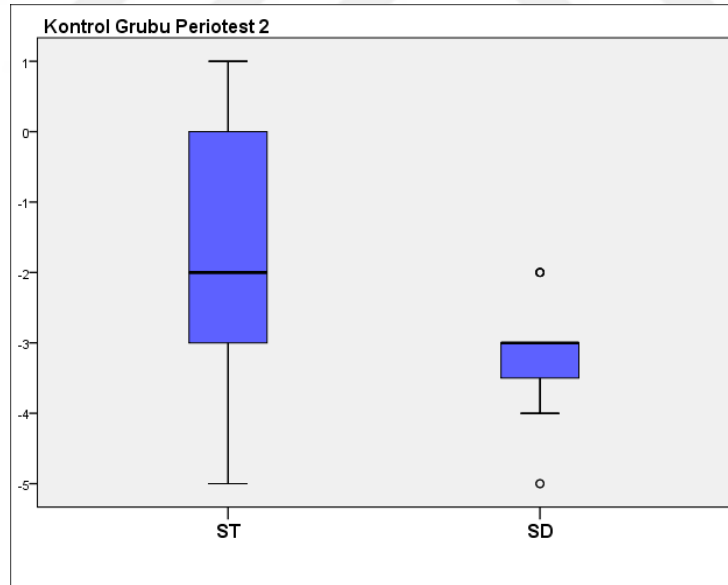
Tablo 8: Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların Periotest Değerlerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması

Ölçüm	Tip	n	Medyan	Min	Max	IQR	P
Periotest 1	ST	23	-1	-1	-4	5.0	0.001*
	SD	23	-3	-2	-4	6.0	
Periotest 2	ST	23	-2	-2	-5	2.0	0.002**
	SD	23	-3	-2	-5	3.0	

IQR: *interquartile range* (%75 perc-%25 perc), *Mann Whitney U test* * $p=0.001$, ** $p<0.05$



Şekil 11: Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların Periotest 1 değerlerine göre dağılımı

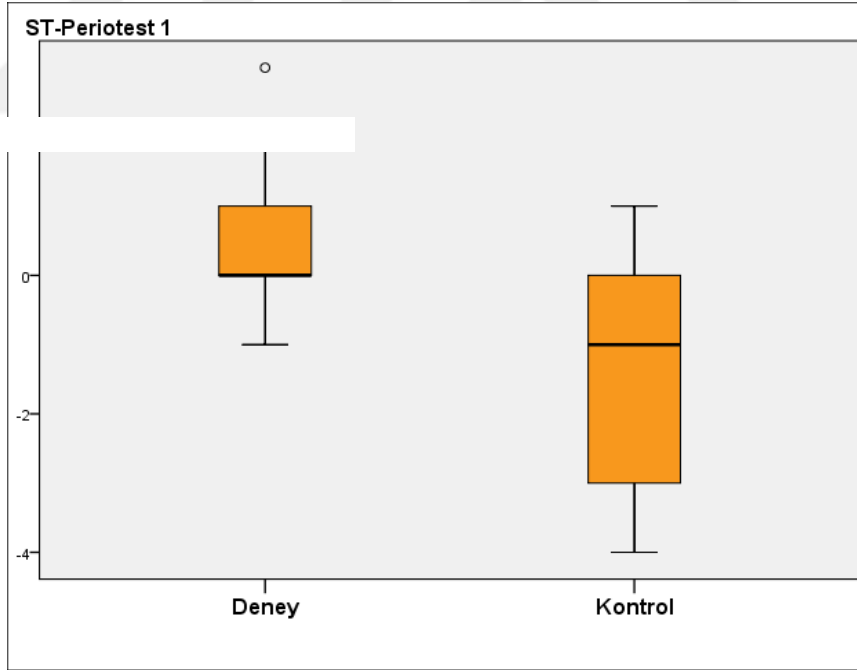


Şekil 12: Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların Periotest 2 değerlerine göre dağılımı

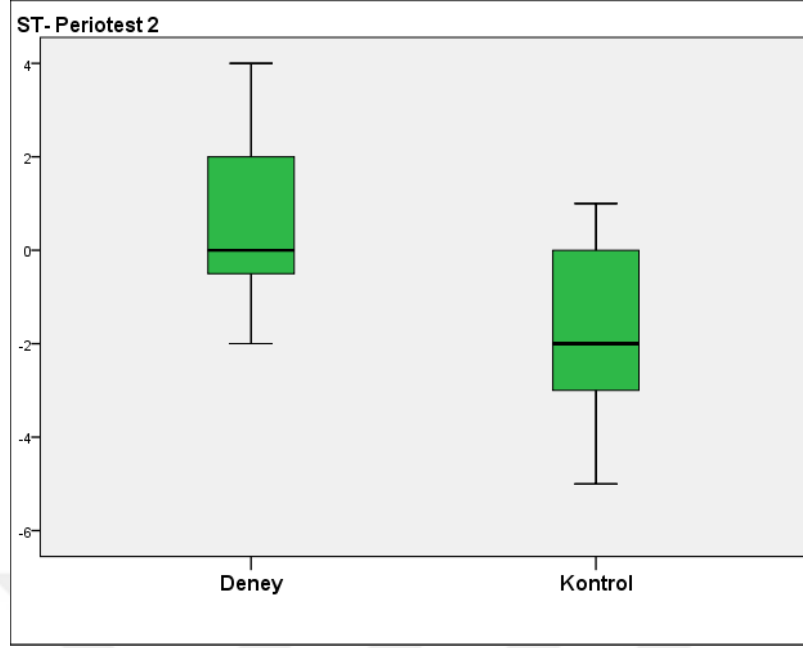
Tablo 9: Kullanılmış (deney) ve Kullanılmamış (kontrol) ST mikro implantların Periotest Değerlerinin Whitney U testi ile karşılaştırılması

Ölçüm	Tip	n	Medyan	Min	Max	IQR	P
Periotest 1	ST (Deney)	23	0	-1	-3	5.0	0.001*
	ST (Kontrol)	23	-1	-1	-4	2.0	
Periotest 2	ST (Deney)	23	0	-2	-4	6.0	0.001*
	ST (Kontrol)	23	-2	-2	-5	3.0	

IQR: interquartile range (%75 perc-%25 perc), Mann Whitney U test *p=0.001



Şekil 13: Self-Tapping Mikro İmplantların Deney (Kullanılmış) ve Kontrol (Kullanılmamış) Gruplarına göre Periotest 1 dağılımları

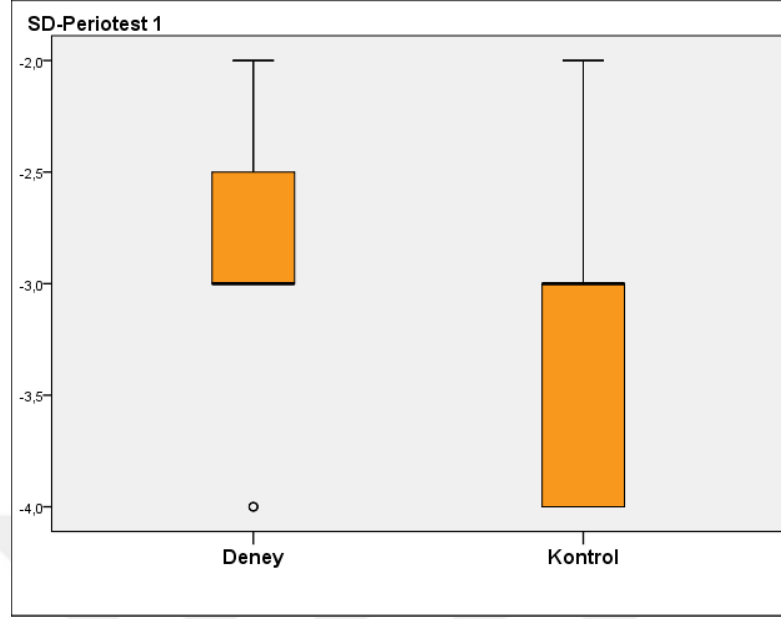


Şekil 14: Self-Tapping Mikro İmplantların Deney (Kullanılmış) ve Kontrol (Kullanılmamış) Gruplarına göre Periotest 2 dağılımları

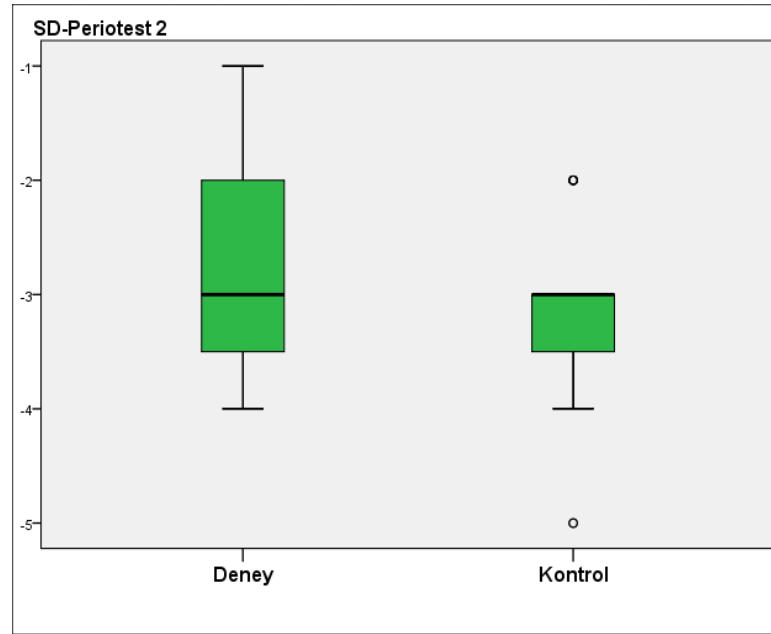
Tablo 10: Kullanılmış (deney) ve Kullanılmamış (kontrol) SD mikro implantların Periotest Değerlerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması

Ölçüm	Tip	n	Medyan	Min	Max	IQR	P
Periotest 1	SD (Deney)	23	-3	-2	-4	6.0	0.075
	SD (Kontrol)	23	-3	-2	-4	6.0	
Periotest 2	SD (Deney)	23	-3	-2	-4	3.0	0.425
	SD (Kontrol)	23	-3	-2	-5	3.0	

IQR: interquartile range (%75 perc-%25 perc), Mann Whitney U test $p < 0.05$



Şekil 15: Self-Drilling Mikro İmplantların Deney (Kullanılmış) ve Kontrol (Kullanılmamış) Gruplarına göre Periotest 1 dağılımları



Şekil 16: Self-Drilling Mikro İmplantların Deney (Kullanılmış) ve Kontrol (Kullanılmamış) Gruplarına göre Periotest 2 dağılımları

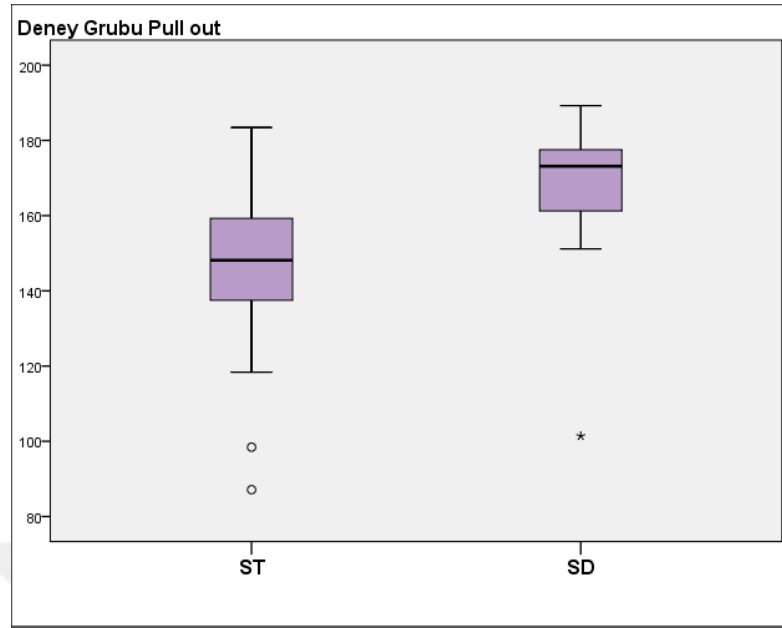
6.3. Pull-Out Değerlerinin İncelenmesi

Çekme testi esnasında 46 adet SD mikro implantın hiç birinin baş kısmında kopma meydana gelmezken, 46 adet ST mikro implantın 35' i baş kısmından kopmuştur. Baş kısmından kopan 35 adet ST mikro implantın 19 tanesinin deney (kullanılmış) grubuna, 16 tanesinin ise kontrol (kullanılmamış) grubuna ait olduğu görülmüştür. SD mikro implantların daha çok boyun kısmı deforme olmuştur. Yapay kemik bloğunun tabakaları arasında, bloğun ortadan ikiye kesilmesi ve pull-out testleri esnasında bir ayrılma veya deformasyon gözlenmemiştir. Yerleştirilen mikro implantların pull-out ölçümleri Newton cinsinden incelendiğinde; kullanılmış ST implantların 87.13 ile 183.43 arasında çekme direnci gösterdiği ve medyan değer 148.12 olduğu, kullanılmış SD implantların ise 101.41 ile 189.23 arasında değişen değerler gösterdiği ve ortanca değer 173.12 olduğu saptanmıştır.

Tablo 11: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların Pull-Out Değerlerinin (N) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması

Tip	n	Medyan	Min	Max	IQR	P
ST	23	148.12	87.13	183.43	96.3	0.001*
SD	23	173.12	101.41	189.23	87.8	

IQR: interquartile range (%75 perc-%25 perc) , Mann Whitney U test * $p=0.001$



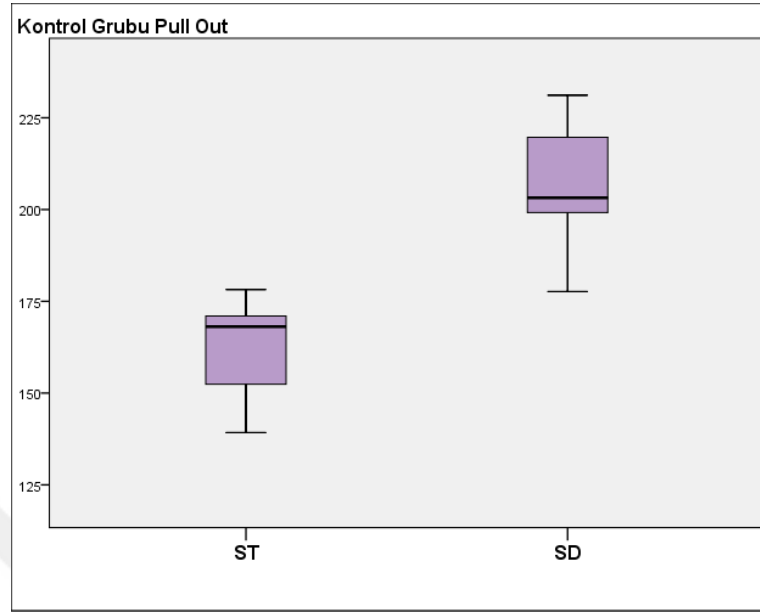
Şekil 17: Kullanılmış ST ve SD mikro implantların Pull-out değerlerine göre dağılımı

Kullanılmamış ST mikro implantların çekme testi değerleri Newton cinsinden incelendiğinde; en düşük 139.23 en yüksek 178.19 değeri gösterdiği ve 168.12 ortanca değere sahip olduğu, kullanılmamış SD implantların ise 177.65 - 231.14 arasında çekme direnci gösterdiği ve 203.20 ortanca değere sahip olduğu görülmüştür.

Tablo 12: Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların Pull-Out Değerlerinin (N) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması

Tip	n	Medyan	Min	Max	IQR	P
ST	23	168.12	139.21	178.19	39.0	0.001*
SD	23	203.20	177.65	231.14	53.5	

IQR: interquartile range (%75 perc-%25 perc), Mann Whitney U test *p=0.001

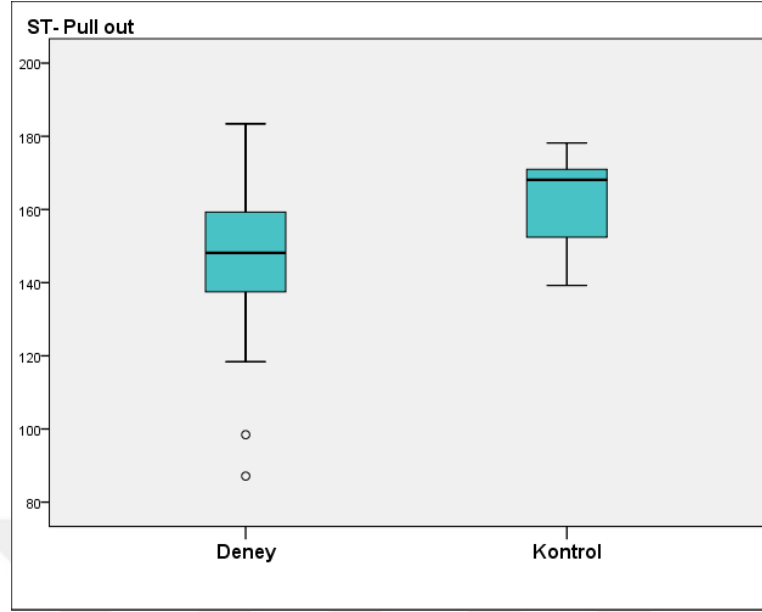


Şekil 18: Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların Pull-out değerlerine göre dağılımı

Tablo 13: Kullanılmış (deney) ve Kullanılmamış (kontrol) ST mikro implantların Pull-Out Değerlerinin (N) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması

Tip	Grup	n	Medyan	Min	Max	IQR	P
ST	Deney	23	148.12	87.13	183.43	96.3	0.001*
ST	Kontrol	23	168,12	139.21	178.19	36.0	

IQR: interquartile range (%75 perc-%25 perc), Mann Whitney U test * $p < 0.05$

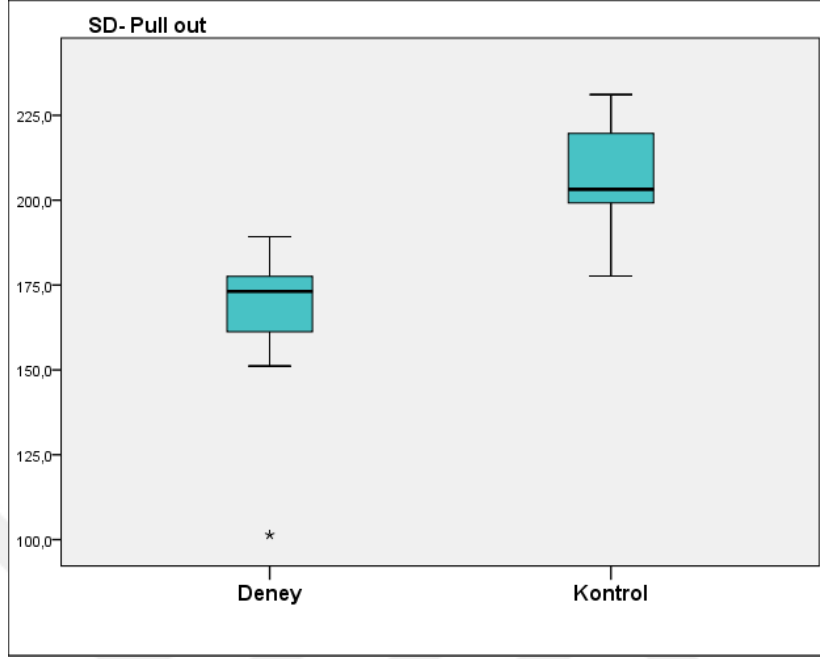


Şekil 19: Self-Tapping Mikro İmplantların Deney (Kullanılmış) ve Kontrol (Kullanılmamış) Gruplarına göre Pull-out dağılımları

Tablo 14: Kullanılmış (deney) ve Kullanılmamış (kontrol) grubu SD mikro implantların Pull- Out Değerlerinin (N) Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması

Tip	Grup	n	Medyan	Min	Max	IQR	P
SD	Deney	23	173.12	101.41	189.23	87.8	0.001*
SD	Kontrol	23	203.20	177.65	231.14	53.5	

IQR: interquartile range (%75 perc-%25 perc), Mann Whitney U test * $p=0.001$



Şekil 20: Self-Drilling Mikro İmplantların Deney (Kullanılmış) ve Kontrol (Kullanılmamış) Gruplarına göre Pull-out dağılımları

6.4. Maksimum Yerleştirme Torku, Periotest ve Pull-Out Değerlerinin İmplant Tipi ve Gruplara göre İlişkilerinin İncelenmesi

Kullanılmış (deney grubu) ST mikro implantlar incelendiğinde;

Maksimum yerleştirme torku (MYT) ile Periotest 1 ölçümleri arasında negatif yönlü (MYT arttıkça Periotest 1 azalmakta) bir ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=-0.459$, $p=0.028$; $p<0.05$). MYT ile Periotest 2 ölçümleri arasında da negatif yönlü ilişki olduğu saptanmıştır ($r=-0.415$, $p=0.049$; $p<0.05$). MYT ile Periotest değerleri arasındaki ilişkinin negatif yönlü olması işlemlerin aritmetik hesabındandır. Aritmetik olarak daha düşük negatif periotest değerleri yüksek MYT değerlerine karşılık gelmektedir. Bu nedenle daha stabil periotest değerlerine sahip ST mikro implantların yüksek MYT ölçümü gösterdiği saptanmıştır. MYT ile Pull-out ölçümleri arasında ise pozitif yönlü ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=0.719$, $*p=0.001$; $p<0.05$).

Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümleri arasında pozitif yönlü ilişki olduğu belirlenmiştir ($r=0.666$, $p=0.001$; $p<0.05$). Periotest 1 ile Pull-Out ölçümleri arasında negatif yönlü ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=-0.530$, $p=0.009$; $p<0.05$). Periotest 2 ile Pull-Out ölçümleri arasında da ise negatif yönlü ilişki olduğu saptanmıştır ($r=-0.652$, $p=0.001$; $p<0.05$). Pull-Out ile Periotest değerleri arasındaki ilişkinin negatif yönlü olması işlemlerin aritmetik hesabındandır. Aritmetik olarak daha düşük negatif Periotest değerleri yüksek Pull-Out değerlerine karşılık gelmektedir. Bu nedenle daha stabil periotest değerlerine sahip ST mikro implantların yüksek pull-out ölçümü gösterdiği saptanmıştır.

Kullanılmış (deney grubu) SD mikro implantlar incelendiğinde;

Maksimum yerleştirme torku ile Periotest 1 ölçümleri arasında negatif yönlü (MYT arttıkça Periotest1 azalmakta) ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=-0.495$, $p=0.016$; $p<0.05$). MYT ile Periotest 2 ölçümleri arasında da negatif yönlü ilişki olduğu saptanmıştır ($r=-0.548$, $p=0.007$; $p<0.05$). MYT ile Periotest değerleri arasındaki ilişkinin negatif yönlü olması işlemlerin aritmetik hesabındandır. Aritmetik olarak daha düşük negatif periotest değerleri yüksek MYT değerlerine karşılık gelmektedir. Bu nedenle daha stabil periotest değerlerine sahip SD mikro implantların yüksek MYT

ölçümü gösterdiği tespit edilmiştir. MYT ile Pull-out ölçümleri arasında ise pozitif yönlü ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=0.457$, $p=0.028$; $p<0.05$).

Periotest 1 ve Periotest2 ölçümleri arasında pozitif yönlü ilişki olduğu belirlenmiştir ($r=0.467$; $p=0.025$; $p<0.05$). Pull-out ölçümleri ile Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 15: Kullanılmış (Deney grubu) mikro implantların Maksimum Yerleştirme Torku (MYT), Periotest (Periotest 1, Periotest 2) ve Pull-Out değerlerinin implant tipine göre ilişkilerinin incelenmesi

Deney Grubu	Self-tapping		Self-drilling	
	r	p	r	p
MYT-Periotest 1	-0.459	0.028*	-0.495	0.016*
MYT-Periotest 2	-0.415	0.049*	-0.548	0.007*
MYT, Pull-Out	0.791	0.001**	0.457	0.028*
Periotest 1-Periotest 2	0.666	0.001*	0.467	0.025*
Periotest 1, Pull-Out	-0.530	0.009*	-0.389	0.066
Periotest 2, Pull-Out	-0.652	0.001*	-0.411	0.051

r =Spearman's Korelasyon katsayısı * $p<0.05$, ** $p=0.001$

Kullanılmamış (kontrol grubu) ST mikro implantlar incelendiğinde;

Maksimum yerleştirme torku ile Periotest 1 ölçümleri arasında negatif yönlü (MYT arttıkça Periotest 1 azalmakta) ilişki olduğu tespit edilirken ($r=-0.466$, $p=0.025$; $p<0.05$); MYT ile Periotest 2 ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki tespit edilmemiştir ($p>0.05$). MYT ile Periotest değerleri arasındaki ilişkinin negatif yönlü olması işlemlerin aritmetik hesabındandır. Aritmetik olarak daha düşük negatif periotest değerleri yüksek MYT değerlerine karşılık gelmektedir. Bu nedenle daha stabil periotest değerlerine sahip ST mikro implantların yüksek MYT ölçümü gösterdiği saptanmıştır. MYT ile Pull-Out ölçümleri arasında ise pozitif yönlü ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=0.548$, $p=0.007$; $p<0.05$).

Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümleri arasında pozitif yönlü ilişki olduğu saptanmıştır ($r=0.773$, $*p=0.001$; $p<0.05$). Periotest 1 ile Pull-Out ölçümleri arasında negatif yönlü ilişki olduğu belirlenmiştir ($r=-0.559$, $p=0.006$; $p<0.05$). Periotest 2 ile Pull-Out ölçümleri arasında da negatif yönlü ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=-0.486$, $p=0.019$; $p<0.05$). Pull-Out ile Periotest değerleri arasındaki ilişkinin negatif yönlü olması işlemlerin aritmetik hesabındandır. Aritmetik olarak daha düşük negatif Periotest değerleri yüksek Pull-Out değerlerine karşılık gelmektedir. Bu nedenle daha stabil periotest değerlerine sahip ST mikro implantların yüksek pull-out ölçümü gösterdiği saptanmıştır.

Kullanılmamış (kontrol grubu) SD mikro implantlar incelendiğinde;

MYT ile Periotest1 ölçümleri arasında negatif yönlü (MYT arttıkça Periotest 1 azalmakta) ilişki olduğu belirlenmiştir ($r=-0.625$, $p=0.001$; $p<0.05$). MYT ile Periotest 2 ölçümleri arasında da negatif yönlü ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=-0.510$, $p=0.013$; $p<0.05$). MYT ile Periotest değerleri arasındaki ilişkinin negatif yönlü olması işlemlerin aritmetik hesabındandır. Bu nedenle daha stabil periotest değerlerine sahip ST mikro implantların yüksek MYT ölçümü gösterdiği saptanmıştır. MYT ile Pull-Out ölçümleri arasında ise pozitif yönlü ilişki olduğu belirlenmiştir ($r=0.615$, $p=0.002$; $p<0.05$).

Periotest 1 ve Periotest2 ölçümleri arasında pozitif yönlü ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=0.551$; $p=0.006$; $p<0.05$). Pull-Out ölçümleri ile Periotest 1 arasında

anlamli ilişki saptanmazken ($p>0.05$); Pull-Out ile ve Periotest 2 ölçümleri arasında negatif yönlü ilişki olduğu saptanmıştır ($r=-0.518$; $p=0.011$; $p<0.05$).

Tablo 16: Kullanılmamış (Kontrol grubu) mikro implantların Maksimum Yerleştirme Torku (MYT), Periotest (Periotest 1, Periotest 2) ve Pull-Out değerlerinin (N) implant tipine göre ilişkilerinin incelenmesi

Kontrol Grubu	Self-tapping		Self-drilling	
	r	p	r	p
MYT-Periotest 1	-0.466	0.025*	-0.625	0.001*
MYT-Periotest 2	-0.209	0.338	-0.510	0.013*
MYT, Pull-Out	0.548	0.007*	0.615	0.002*
Periotest 1-Periotest 2	0.773	0.001**	0.551	0.006*
Periotest 1, Pull-Out	-0.559	0.006*	-0.383	0.071
Periotest 2, Pull-Out	-0.486	0.019*	-0.518	0.011*

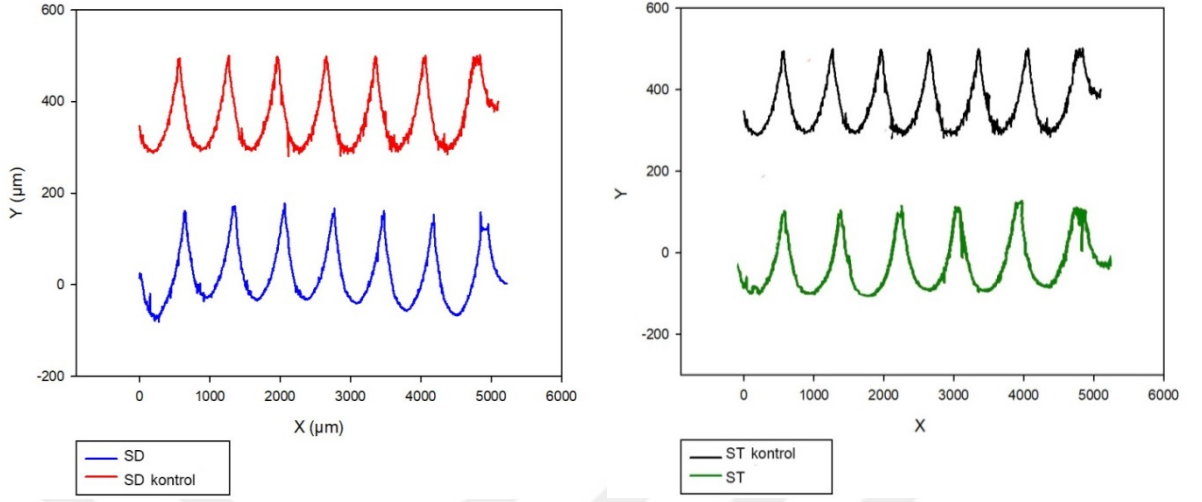
r =Spearman's Korelasyon katsayısı * $p<0.05$, ** $p=0.01$

6.5. Profilometre Cihazı ile Yapılan İnceleme Sonuçları

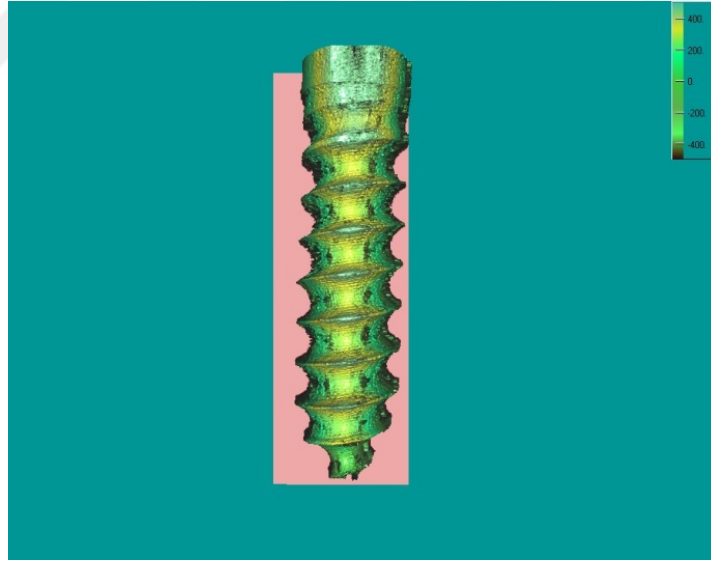
Kullanılmamış SD mikro implantın yüzey pürüzlülüğü incelendiğinde ortalama Ra değerinin 46.464 μm , ortalama Rz değerinin ise 234.935 μm olduğu görülmüştür. Kullanılmış SD implantın ise ortalama 43.541 μm Ra değeri ile 191.962 μm Rz değeri gösterdiği tespit edilmiştir. Kullanılmamış ST mikro implantın yüzey pürüzlülüğü incelendiğinde ortalama Ra değerinin 48.992 μm , ortalama Rz değerinin ise 235.149 μm olduğu saptanmıştır. Kullanılmış ST implantın ise ortalama 47.779 μm Ra değeri ile 215.528 μm Rz gösterdiği belirlenmiştir. Bu veriler birbirleri ile karşılaştırıldığında; kullanılmamış ST ve SD implantların Ra ve Rz değerlerinin kullanılmış ST ve SD implantlardan yüksek olduğu görülmüştür. Kullanılmamış implantlar kendi içlerinde değerlendirildiğinde ise ST implant SD implanta göre daha yüksek Ra ve Rz değeri göstermiştir. Kullanılmış implantlarda da kullanılmamışlara benzer şekilde ST implantın Ra ve Rz değeri SD implanta göre yüksek bulunmuştur. Ra ve Rz değeri implantın yüzey pürüzlülüğünü gösterdiğinden kullanılmamış ST ve SD mikro implantların yüzeyi kullanılmış ST ve SD implant yüzeylerine göre daha pürüzlü bulunmuştur.

Tablo 17: Her bir gruba ait mikro implantların pürüzlülük değerleri (μm)

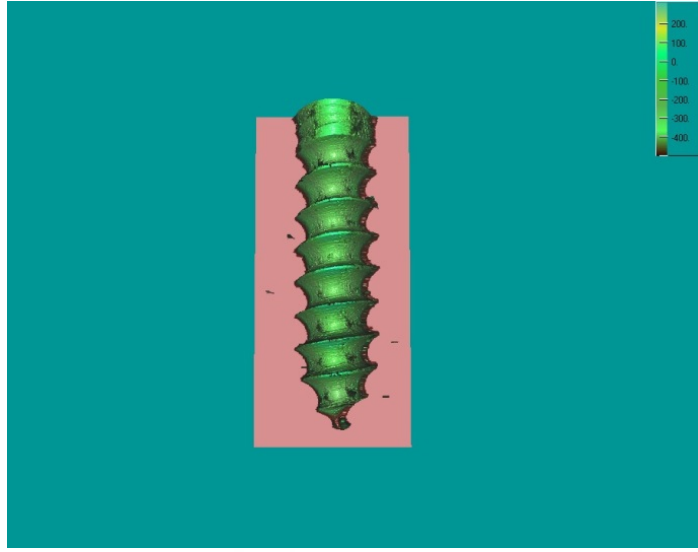
Pürüzlülük (μm)	Kullanılmış ST	Kullanılmış SD	Kullanılmamış ST	Kullanılmamış SD
Ra	47.779	43.541	48.992	46.464
Rz	215.528	191.962	235.149	234.935



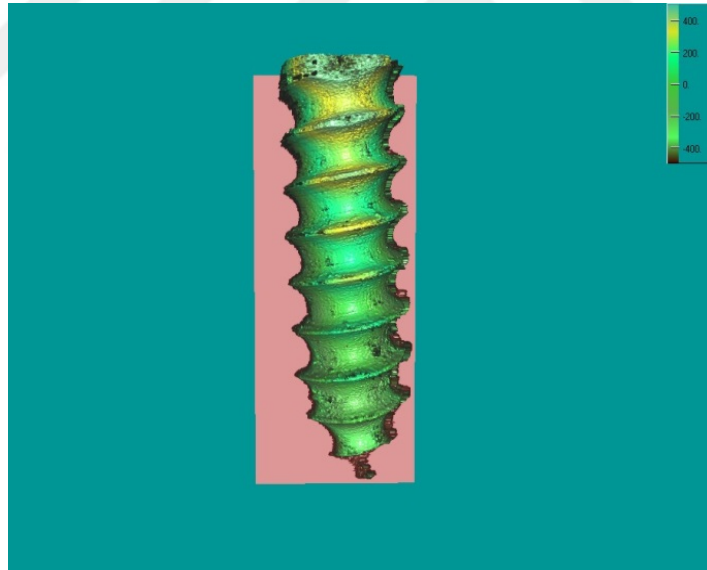
Şekil 21: Kullanılmış ve kullanılmamış SD ve ST mikro implantların yüzey pürüzlülüklerinin grafiksel olarak gösterilmesi



Şekil 22: Kullanılmamış ST mikro implant yüzeyinin 3D görüntüsü



Şekil 23: Kullanılmış ST mikro implant yüzeyinin 3D görüntüsü



Şekil 24: Kullanılmamış SD mikro implant yüzeyinin 3D görüntüsü



Şekil 25: Kullanılmış SD mikro implant yüzeyinin 3D görüntüsü

7. TARTIŞMA

7.1. Amacın, Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Ortodontide ankraj, istenmeyen diş hareketine karşı olan direnç olarak tanımlanmaktadır. Bu direncin yani ankrajın kaybı ortodontik tedavilerde görülen komplikasyonların önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Bu sebeple ankraj kontrolü, seviyeleme safhasından itibaren ortodontik tedavinin her aşamasında önem arz eden bir konudur (142).

Ortodontik tedavi esnasında ankraj kontrolü headgear ve yüz maskesi gibi ağız dışı aygıtlardan elde edilebildiği gibi transpalatal ark, lingual ark, nance aygıtı ve intermaksiller elastiklerden ağız içi olarak da sağlanabilmektedir. Bu tip geleneksel ankraj aygıtlarının ekstrüzyon, intrüzyon, protrüzyon ve tipping gibi istenmeyen etkileri bulunduğundan araştırmacılar iskelet yapıdan destek almaya yönelmiş ve böylece dental implantlar iskeletsel ankraj olarak kullanılmaya başlanmıştır (143).

Ortodontik diş hareketine karşı direnç amacıyla kullanılan geleneksel dental implantların geniş ve uzun olmaları, kemikle bağlantı oluşturması gibi dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla ortodontik mikro implantlar tasarlanmıştır. Çapları küçük ve boyları kısa olan bu mikro implantların baş kısmı, buton veya braket başlı olarak tasarlanmış böylece ortodontik olarak daha fonksiyonel kılınmıştır (144).

Zaman içerisinde çok çeşitli boy, çap ve tasarıma kavuşan ortodontik mikro implantlar yerleştirme tekniğine göre self-tapping ve self-drilling olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. ST yöntemle yerleştirilen mikro implantlarda, implant yerleştirilmeden önce özel driller vasıtasıyla implantın yerleşeceği rehber delikler açılmakta ve daha sonra implant yerleştirilmektedir. SD mikro implantlar ise rehber delik açılmadan doğrudan alveolar kemiğe yerleştirilmektedir.

Bir mikro implantın başarılı olabilmesi ve direnç noktası olarak görevini tam anlamıyla yerine getirebilmesi için yeterli primer stabiliteye sahip olması gerekmektedir. Mikro implantlar yerleştirildikten sonra protetik implantlarda olduğu gibi kemik-implant yüzey bağlantısı beklenmediğinden yerleştirme esnasında oluşan primer stabilite başarı açısından oldukça kritiktir. Günümüze dek mikro implantların

primer stabilitesinin değerlendirildiği birçok çalışma yapılmış olsa da mikro implantların başarısını ve stabilitesini tam manası ile gösteren bir kriter hala bulunmamaktadır (145-148).

Mikro implant gibi invaziv medikal gereçlerin kullanıldıktan sonra başka bir kişide tekrar kullanılmaları temelde etik bir problem olarak görülse de, aynı mikro implantın yetersiz primer stabilite veya anatomik sınırlamalar nedeniyle aynı hastada ağzın başka bir bölgesine yerleştirilmesi durumu söz konusu olabilmektedir (137). Bu gibi durumlarda, mikro implantların ilk kullanımları sonrasında performanslarını veya yapısal bütünlüklerini etkileyebilecek herhangi bir değişiklik meydana gelip gelmediği soru işareti olarak karşımıza çıkmaktadır. Geçmişte yapılan araştırmalar incelendiğinde; mikro implantların fiziksel özelliklerindeki değişikliklerin, yerleştirildiği kemikteki farklılıkların veya yerleştirme tekniklerinin, implantın primer stabilitesine etkilerinin araştırıldığı pek çok çalışma mevcutken, tekrar kullanılan mikro implantların primer stabilitelerinde meydana gelebilecek değişikliklerin araştırıldığı çalışmaların çok az sayıda olduğu görülmektedir. Bu bilgiler, durumlar ve ihtiyaçlar işığında çalışmamızın amacı; hiç kullanılmamış ST ve SD mikro implantlar ile herhangi bir sebeple tekrar yerleştirilmek istenen ST ve SD mikro implantların primer stabilitelerinde meydana gelebilecek değişiklikleri incelemek, mikro implantları başarısızlığa sevk edebilecek herhangi bir değişikliğin meydana gelip gelmediğini araştırmaktır.

Literatürde mikro implant çapının, uzunluğunun, yiv yapısının, formunun ve yüzey özelliklerinin implantların primer stabilitesini etkilediğini gösteren araştırmalar bulunmaktadır (146, 149-158). Mikro implantları birbirinden ayıran bu özelliklerin stabilite üzerine ayrı ayrı etkilerini ekarte etmek adına, daha önce yapılan çalışmada; aynı medikal firmaya ait, aynı çap ve uzunlukta, aynı yiv yapısında, aynı yüzey özelliklerine sahip sadece yerleştirme yöntemi açısından farklı olan 1.5 mm x 8 mm ebatlarında silindirik mikro implantların tercih edildiği belirtilmiştir (140). Bizim alışmamızda deney grubunu (kullanılmış mikro implantlar) teşkil eden bu implantların tekrarlı kullanımlarda gösterdiği performansı incelemek istediğimizden, kontrol grubu (kullanılmamış mikro implantlar) daha önceki çalışmada kullanılan mikro implant tipleri ve özellikleri ile tamamen aynı, hiç kullanılmamış implantlardan oluşturulmuştur. Araştırmamızda deney grubunu oluşturan mikro implantlar daha önce yapılan çalışmada

sadece kanin distalizasyonu için kullanılmış ve işlevi bitince çıkarılarak sterilize edilmiş ST ve SD mikro implantlardır. Kontrol grubu ise deney grubundaki mikro implantlar ile tamamen aynı özellikteki hiç kullanılmamış ST ve SD implantlardan oluşmaktadır. Kullanılmış bütün mikro implantların sadece kanin distalizasyonu için kullanılmış olması, distalizasyon tamamlanmadan önce kaybedilen mikro implantların çalışma dışı tutulması ve bizim araştırmamıza da dahil edilmemesi, aynı miktarda kuvvet (200 gr) uygulanması, tek araştırmacı tarafından aynı açı ile yerleştirilmesi, deney grubunda bulunan bütün mikro implantların olabildiğince benzer özellikte olmasına ve böylelikle kontrol grubundaki hiç kullanılmamış implantlar ile sadece “kullanılmışlık” açısından değerlendirilmesine imkan sağlamaktadır. Her ne kadar bu durumlar ve faktörler gözetilmiş olsa da, mikro implantların aynı çene içinde farklı yerlere ya da farklı çenelere yerleştirilmesi, farklı hastalara uygulanması, farklı kortikal ve trabeküler kalınlığa sahip farklı yoğunluktaki kemiklere yerleştirilmesi ve hastaların gösterdiği farklı biyolojik yanıtlar, ağız hijyeni seviyeleri deney grubumuzda bulunan kullanılmış mikro implantların benzer olmayan deformasyonlara uğramasına neden olmuş olabilir.

Literatürde mikro implantların başka bir hasta üzerinde tekrar kullanılabilirdiğini gösteren yeterli tıbbi bilgi ve tecrübe olmadığından ve aynı zamanda etik olarak tartışmaya açık olması nedeniyle çalışmamız in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir. Bununla birlikte araştırmamızda kullandığımız MYT, pull-out gibi ölçümleri ağız içerisinde gerçekleştirmenin mümkün olmaması in vitro ortamın oluşturulmasını gerektirmiştir. In vitro koşullarda mikro implant stabilitesinin değerlendirildiği araştırmalarda insan kadavraları ve hayvanlardan elde edilmiş kemik kesitleri kullanılmıştır. Kadavradan elde edilen çene kemikleri, sığır femur kemikleri ve domuz kaburga kemikleri, köpek çene ve tavşan kaval kemikleri bu amaçla çalışmalara konu olmuştur (56, 72, 133). Ancak bazı çalışmacılar, bu tür kemik örneklerinin kalınlık ve yoğunluk bakımından örneğin her yerinde aynı homojeniteye sahip olamayacağını, bu nedenle standardizasyon problemi yaratacağını ifade etmişlerdir (84, 159). Amerikan Test ve Materyaller Topluluğu (ASTM), sert poliüretan köpük materyalinin üniform ve homojen yapısından dolayı, kemik içi implantların karşılaştırmalı testlerinde kullanımı için ideal olduğunu belirtmiştir (160). Yapay kemik blokları gerçek kemik dokusunun fiziksel ve mekanik özelliklerini taklit etmelerine rağmen biyolojik özelliklerini

yansıtamamaktadırlar. Ancak mikro implantların stabilitesi, dental implantların osseointegrasyonundan farklı olarak kemikle mekanik kilitlenmeye bağlı olduğundan araştırmamızda kemik dokunun biyolojik yanıtının temsili amaçlanmamıştır. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda Heo ve ark. (161) 'nın çalışması ile uyumlu olarak; üst tabakası kortikal kemiğin kalınlığını ve yoğunluğunu temsil etmesi maksadıyla 3 mm kalınlığında ve 50 pcf (0.80 g/cc) yoğunluğunda, alt tabakası ise kansellöz kemiği temsil etmesi maksadıyla 40 mm kalınlığında ve 30 pcf (0.48 g/cc) yoğunluğunda olan yapay kemik materyali (Sawbone Pasific, USA) kullanılmıştır. Yapılan araştırmalarda en yoğun ve en kalın kortikal kemik yapısının (1.50 mm-3.65 mm) mandibular posterior bölgede olduğu belirtilmiştir (69, 162). Bu nedenle çalışmamızda, mikro implantların en dirençli bölgeye yerleştirilebileceği olasılığı göz önünde bulundurulmuş ve 3 mm kortikal kemik kalınlığı, 50 pcf kemik yoğunluğunda yapay kemik modeli seçilmiştir. Çalışmalarda mikro implant stabilitesinin temel olarak kortikal kemikle kilitlenmeye dayalı olduğu belirtildiğinden trabeküler kemik yoğunluğu için özel bir tercih yapılmamış, Heo ve ark. (161) 'nın çalışması ile uyumlu olarak 30 pcf yoğunluğunda trabeküler kemik yoğunluğu tercih edilmiştir. Ancak literatürde farklı kalınlık ve yoğunluğa sahip kemik blokların kullanıldığı çalışmalar da bulunmaktadır. Meira ve ark. (128) yaptıkları çalışmada 92 adet mikro implantı bir makine sistemi ile 90, 60 ve 45 derecelerde açılarla yapay kemik bloklara yerleştirmişlerdir. MYT ölçümü yapan araştırmacılar daha sonra mikro implantlara çekme testi uygulamışlardır. Araştırmacılar bu çalışmada kortikal kemiği temsilen 1,5 mm kalınlığında ve 40 pcf yoğunluğunda, trabeküler kemiği temsilen ise 15 pcf yoğunluğunda yapay kemik bloğu tercih etmiştir. Chen ve ark. (163) 360 adet, 5 tip self-drilling mikro implantı farklı kortikal yoğunluğa sahip yapay kemik bloklara yerleştirerek yerleştirme ve çıkarma torkunu incelemişlerdir. Çalışmacılar 20 pcf, 30 pcf ve 40 pcf olmak üzere farklı yoğunluğa sahip kemik blokları tercih etmişlerdir.

Kadavra kemik örneklerinin düzensiz ve üniform olmayan yapısının aksine, çalışmamızda kullandığımız yapay kemik bloğu implantasyon için tasarladığımız düzeneğe ve çekme testi için kullandığımız Instron cihazına uygun boyutlarda seçilmiştir. Çehrelili ve ark. (129) mikro implantları döner makine sistemi ile farklı açılarda uygulayarak yerleştirme torklarını inceledikleri çalışmalarında, sığır iliak

kemiklerine testere ile form vererek sisteme uygun hale getirip sabitlemişlerdir. Hergel ve ark. (141) ise yaptığı çalışmada yapay kemik bloğu 1x1x2,2 cm ebatlarında parçalara ayırmış ve bu parçaları akrilik içerisine gömerek mikro implantları yerleştirmiştir. Akril içine gömülen bu bloklara daha sonra kuvvet direnci testi uygulanmıştır. Çalışmamızda kullandığımız kemik bloğunun alt ve üst tabakaları arasındaki bağlantının zayıflatılmak istenmemesi ve her bir küçük kemik bloğun akril içinde farklı konumlanmalarının önüne geçmek adına bu yöntem araştırmamızda tercih edilmemiştir. Ayrıca çalışmamızda kullandığımız kemik bloğun düzgün, köşeli ve üniform yapısı nedeniyle sisteme tam uyumu sağlanarak yerleştirme ve çekme testi esnasında arzu edilmeyen streslerin önüne geçilmesi amaçlanmıştır.

Silindirik forma sahip mikro implantların daha iyi fiziksel performans sergilediğini gösteren çalışmalar olmakla beraber, yaygın kanı konik forma sahip mikro implantların daha iyi primer stabiliteye sahip olduklarıdır (56, 164). Araştırmamızda mikro implant formunun stabiliteye etkisi araştırılmadığından ve kullanılmış gruptaki bütün mikro implantların silindirik forma sahip olmasından dolayı konik formu implantlar kullanılmamıştır. Her iki tip forma sahip mikro implantlar günümüzde yaygın şekilde tercih edilmektedir.

Mikro implantların yerleştirme açısının implantların stabilitesini etkileyip etkilemediği hala tartışma konusudur. Bazı araştırmacılar, mikro implantın kortikal kemikle daha fazla temas etmesinin stabiliteyi artırdığını bu nedenle mikro implantların açılı şekilde yerleştirilmelerini savunmuşlardır. Wilmes ve ark. (26), domuz kalça kemiği kullandıkları in vitro çalışmalarında, primer stabilite değeri açısından en ideal uygulama açısının hangi sınırlar içerisinde olduğunu göstermek istemişlerdir. MYT ölçümlerine göre değerlendirme yaptıkları çalışmalarının sonucunda; en ideal primer stabilitenin elde edildiği açı aralığının 60° ile 70° arasında olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar bu durumu, kortikal kemik ile mikro implantın temas alanının artmasıyla açıklamışlardır. Deguchi ve ark. (29) mikro implantların 30° açı ile yerleştirilmesinin 90° açı ile yerleştirilenlere göre 1,5 kat daha fazla kortikal kemik teması gösterdiğini belirtmiştir. Araştırmacılar mikro implantın kortikal kemiğe açılı olarak yerleştirilmesinin aynı zamanda yerleştirme torkunu artırarak stabiliteyi olumlu yönde etkilediğini rapor etmiştir. Zhao ve ark. (107) 2011 yılında hayvan kemikleri üzerinde yaptıkları

çalışmada 48 adet mikro implantı farklı açılarda (30°, 50°, 70°, 90°) yerleştirip, implantların stabilitelelerini değerlendirmişlerdir. 2 ay boyunca kuvvet uygulanan implantlar, morfometrik ve biyomekanik analizlere tabi tutulmuştur. Pull-out testleri neticesinde, 30 derece ile uygulanan mikro implantların daha az çekme direnci gösterdiği görülmüştür. Bu nedenle araştırmacılar mikro implantların aşırı eğimle yerleştirilmesinden kaçınılmasını önermiştir. Ayrıca 30°'lik açı ile yerleştirilen mikro implantların radyolojik tetkikinde, implant çevresindeki kemikte rezorpsiyon alanları tespit edilmiştir. Çalışma sonunda; 50° ve 70° arasındaki implantasyon açılarının en uygun olduğu, aşırı eğimli veya dik yerleştirilen implantların stabilitelelerinin yetersiz olduğu belirtilmiştir. Literatürde bunun aksini iddia eden çalışmalar da mevcuttur. Woodall ve ark. (108) mikro implantların eğimli yerleştirilmesinin, kuvvet uygulama noktası ve kemik yüzeyi arasındaki mesafeyle beraber momenti artırdığını bunun da stabiliteyi olumsuz etkilediğini belirtmiştir. Lee ve ark. (165) yaptıkları araştırmada farklı yerleştirme açılarını pull-out testi ve sonlu elemanlar analizi kombinasyonu ile karşılaştırmışlardır. Farklı açılarla yerleştirdikleri mikro implantlara kuvvet uygulamışlar ve sonuç olarak, ortodontik mikro implantların kortikal kemiğe dik olarak yerleştirilmesini önermişlerdir. Jasmine ve ark. (166), sonlu elemanlar analizi kullanarak yaptıkları araştırmada farklı çaptaki mikro implantları incelemişlerdir. Kortikal kemiğe 30°, 45°, 60° ve 90° açıyla yerleştirilen mikro implantlara kuvvet uygulayan araştırmacılar, 90° açıyla yerleştirilen mikro implantların daha az strese maruz kaldığını bu nedenle daha iyi bir stabilite için mikro implantların kortikal kemiğe dik bir şekilde yerleştirilmesini önermişlerdir. Deney grubuna dahil ettiğimiz mikro implantların daha önce kullanıldığı çalışma (140) ile uyumlu olarak ve yerleştirme açısının mikro implant stabilitesini etkilemesi ihtimali göz önünde bulundurularak, araştırmamızda kullanılan bütün mikro implantlar özel bir düzenekte, 90°'lik açıyla uygulanmışlardır.

Gelişen teknoloji ile beraber çeşitli form, tasarım ve boyutlara sahip hale gelen mikro implantlar, uygulama yöntemleri bakımından da çeşitliliğe uğramıştır. Mikro implantlar üretici firmaların direktifleri doğrultusunda el aracılığı (hand driver) ile uygulanabildiği gibi robot ünitelerle de yerleştirilebilmektedir. Özellikle in vitro araştırmalarda, mikro implantların aynı açı, aynı tur sayısı ve aynı hızda yerleştirilmelerine imkan vermek amacıyla üretilen robot sistemler çeşitli çalışmalarda

kullanılmıştır. Çehreli ve ark. (129) yaptıkları çalışmada mikro implantları machine-driver' in yerleştirildiği makine sistemi ile hayvan kemiklerine farklı açılarda uygulamışlardır. Ancak çalışmamızda kullandığımız mikro implantlara uygun bir machine-driver ya da robot sistem bulunmadığından implantlar hand-driver ile yerleştirilmiştir. Bununla birlikte tüm mikro implantlar tek bir araştırmacı tarafından yerleştirildiğinden, bu konuda oluşabilecek varyasyonların en aza indirgenmiş olduğu düşünülmüştür. Machine-driver ya da robot ünite kullanılmayan birçok çalışmada, mikro implantları aynı standartlarda yerleştirmek için çeşitli düzenekler kullanılmıştır (141, 167). Çalışmamızda hem yapay kemik bloğu sabitleyen hem de mikro implantın aynı açı ile yerleştirilmesine imkan veren bir düzenek tasarlanmıştır. Hazırladığımız bu düzenek, yapay kemiği sabitleyen sunta bir tablaya dik olacak şekilde yerleştirilmiş metal bir çubuk içermektedir. Arkasında bulundurduğu oluğun içinde vertikal olarak tek yönlü hareket eden ara parça, tork ölçer tornavidaya uyumlanmış driver' ı dik olacak şekilde yapay kemikle buluşturmaktadır. Tork ölçer tornavidanın entegre edildiği sistemde, dönme hareketi rulman sayesinde gerçekleştirilirken vertikal hareket açık yay ile sağlanmıştır. Yerleştirme torku değerini etkilememesi ve implantasyonu zorlaştırıcı direnç kuvveti oluşmaması adına yayın gerginliği tork ölçer tornavidayı pasif olarak taşıyacak şekilde ayarlanmıştır. Sürtünmenin yerleştirme işlemi üzerindeki etkisini kaldırmak için ise metal parçalar yağlanmıştır. Tüm bu tedbirlere rağmen tasarımıımız, metal-tahta birleşimlerinin esnek bağlantısı nedeniyle robot ünite ya da machine-driver' a sahip makine sistemlerinin sağladığı standardizasyonu yakalamamış olabilir. Bu nedenle kullandığımız mikro implant türüne ait machine-driver' ın ve robot sistemin geliştirilmesi, değerlendirmenin daha sağlıklı yapılabilmesi adına faydalı olabilir.

Araştırmamızda kullanılan ST mikro implantların yerleştirilmesinde 1.2 mm çapında rehber delikler kullanılmıştır. Nanda (168), 1.3 mm çapında mikro implantlar için 0.9 mm çapında rehber delik oluşturulmasını önermiştir. Uemura ve ark. (169) ise yaptıkları çalışmada rehber delik çapının mikro implant çapının % 69-76 arasında olması gerektiğini vurgulamışlardır. Gantous ve Philips (170), ST mikro implantlar yerleştirilirken açılması gereken rehber delik çapının mikro implant çapının % 70-85'ine tekabül etmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Literatür incelendiğinde self-tapping uygulamalarda rehber delik derinliğini mikro implant boyunca uygulamayı tercih eden yazarlar olduğu görülmüştür. Motoyoshi ve ark. (31) 1.3 mm çapa sahip frez ile 8 mm

derinlikte rehber delik hazırlayarak, 1,6 mm çaplı 8 mm uzunlukta konik mikro implantları maksilla ve mandibulanın posterior bölgesine flap kaldırmadan uygulamıştır. Wilmes ve ark. (28) domuz iliak kemikleri üzerinde çeşitli derinliklerde ve çaplarda hazırladıkları rehber deliklere yerleştirdikleri mikro implantların primer stabiliteyi değerlendirdikleri çalışmalarında, rehber deliğin derinlik ve çapındaki artışın stabiliteyi olumsuz etkilediğini belirtmiştir. Cho ve ark. (67) çeşitli formlardaki ortodontik mikro implantları kortikal ve süngerimsi kısımları bulunan yapay kemik bloklara rehber delik uygulayarak yerleştirmişlerdir. Araştırmacılar aynı derinlikte uygulanan farklı formdaki mikro implantların stabiliteyi etkilemediğini bildirmiştir. Bununla birlikte çalışmada kalın kortikal kemik barındıran alanlarda rehber delik oluşumun lokal hasarı azalttığı ifade edilmiştir. Maksimum yerleştirme torku (MYT) ve maksimum çıkarma torku (MÇT) gibi primer stabiliteyi doğrudan etkileyen parametreler incelendiğinde rehber delik uygulamasının başarıyı azalttığı görülmektedir (68). Bunun aksine Kim ve ark. (69), rehber delik oluşturarak yerleştirdikleri mikro implantların daha yüksek kemik teması gösterdiğini ve buna bağlı olarak daha az mobilite görüldüğünü belirtmiştir. Bizim araştırmamızda kullandığımız ST mikro implantlar daha önceki çalışmayla (140) uyumlu olarak, implant çapının % 80'ine tekabül eden 1.2 mm çapındaki rehber deliklere yerleştirilmiştir.

Klinik uygulamalarda mikro implantlar kemiğe yerleştirildiklerinde kemik üstündeki yumuşak dokunun kalınlığına bağlı olarak mikro implantın boyun kısmının bir bölümü kemik dışında kalmaktadır. In vitro ortamda yapılan bazı çalışmalarda (75, 171) bu durum göz ardı edilmişken, bazı çalışmalarda yumuşak dokuyu taklit etmek amacıyla yerleştirme sırasında mikro implantın boyun kısımlarının bir bölümü kemik dışında bırakılmıştır (67, 159). Bırakılan bu boşluğun 1 mm ile 3 mm arasında değişiklik gösterdiği görülmüştür. Araştırmamızda mikro implantlar, boyun kısımlarının 1.2 mm' sini dışarıda bırakacak bir metal stoper eşliğinde yerleştirilmiştir. Bu değer, en çok tercih edilen implantasyon bölgelerinden olan üst ikinci küçük azı ve birinci büyük azı dişlerinin arasındaki ortalama dişeti kalınlığı referans alınarak belirlenmiştir (172). Bu metal stoperin orta kısmı yarım ay şeklinde tasarlanarak, yerleştirme esnasında sürtünmenin MYT üzerindeki etkilerinin önlenmesi amaçlanmıştır.

Mikro implantların stabilitesi maksimum yerleştirme torku ölçümü, pull-out testi, rezonans frekans analizi ve periotest gibi yöntemlerle değerlendirilebilmektedir. Yerleştirme torku, mikro implantın kemiğe yerleştirilebilmesi için gereken rotasyonel kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Maksimum yerleştirme torku ortopedi ve maksillo-fasiyal cerrahide kullanılan implantların primer stabilitenin değerlendirilmesinde sıkça kullanılan yöntemlerden biridir (119). Kemik ile mikro implant arasındaki ara yüzey karakteristiği, implantasyon esnasında yerleştirme torku ile ifade edilmektedir. Yapılan çalışmalar, maksimum yerleştirme torkunun (MYT) mikro implantların başarısını göstermede etkili olduğunu ortaya koymaktadır (31, 52). Mikro implantların çapı, uzunluğu, uygulama açısı, uygulama derinliği, açılan rehber deliğin çapı ve derinliği yerleştirme torkunu etkilemektedir (28, 45, 50). Araştırmamızda bütün mikro implantların yerleştirme torkları dijital tork ölçer tornavida ile ölçülmüştür. Bu tornavida, implantasyon esnasında kaydedilen en yüksek tork değerini N cinsinden hafızasına kaydetmekte ve işlem sonunda bu değeri ekranında göstermektedir. Bu tornavidanın fabrikasyon ucu mikro implantlar ile uyumlu olmadığından bir ara parça tasarlanmış ve implantı taşıyan driver, bu ara parçanın dişlileri arasına sıkıştırılmıştır. Ara parçanın kavrama mekanizması ile driver arasında her ne kadar sıkı bir ilişki tesis edilse de yerleştirme torku rotasyonel bir direnci temsil ettiğinden bu ilişkideki herhangi bir aksaklığın tork değerlerini etkilemesi kuvvetle muhtemeldir. Bu olasılığın önüne geçmek için driver' ın sıkı kavrama mekanizmasının yüzeyi çizgisel desenlere sahip olacak şekilde tasarlanmıştır. Bu tür çalışmalarda standardizasyonun daha sağlıklı olarak gerçekleştirilmesi için robotik ünitelerin kullanılması faydalı olabilir.

Maksimum çıkarma torku (MÇT) mikro implantların mekanik tutuculuğunun değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (50). MYT ölçümleri implant stabilitesini değerlendirmek için geliştirilmiş bir yöntem olsa da, maksimum çıkarma torkunun mikro implantların primer stabilitelelerini değerlendirmede daha başarılı olduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (121). Ayrıca bazı çalışmalarda MYT ve MÇT arasındaki farkın düşük olmasının mikro implantın mekanik etkinliğini arttırdığı belirtilmiştir (173). Bazı araştırmacılar maksimum yerleştirme torkunun implant stabilitesiyle zayıf bir ilişkisinin olduğunu bildirmektedirler (174). Bazıları ise, MÇT'nun çıkarıcı momentlere karşı gelişen dirençle daha yakından ilişkili olması nedeniyle, MYT yerine kullanılmasını önermektedirler (106). Kim ve ark. (42) yaptıkları

çalışmada, konik ve silindirik mikro implantları MYT, MÇT ve RFA ölçümleri ile karşılaştırmışlardır. Yapmış oldukları değerlendirmenin sonucunda MYT, MÇT ölçümleri ile mikro implantların başarı oranı ve RFA değerleri arasında paralellik olmadığını ifade etmişlerdir. Bu sonuçlar bize mikro implant stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılan farklı yöntemlerin örtüşmeyebileceğini ve bir altın standardın olmadığını göstermektedir. Bizim çalışmamızda yerleştirilen mikro implantlara MYT ve periotest ölçümleri sonrası pull-out testi uygulanması planlandığından ve bu işlem irreversible olduğundan, maksimum çıkarma torqu incelenmemiştir.

Günümüzde mikro implant stabilitesinin ölçümünün non-invaziv olarak yapılabildiği güncel iki sistem bulunmaktadır. Bunlardan ilki Osstell cihazı ile yapılan rezonans frekans analizi, ikincisi ise periotest ölçümüdür. Rezonans frekans analizi, Osstell adı verilen elektronik diyapozon gibi davranan ve küçük bir transdüktör içeren bir cihaz ile yapılmaktadır. Osstell cihazının ölçüm yapabilmesi için mikro implantın baş kısmına yerleştirilen SmartPeg adı verilen bir ara parçaya ihtiyaç duyulmaktadır. Bu ara parçanın implantlara özel olarak üretilmesi gerekmektedir. Ölçüm sırasında SmartPeg mikro implanta bağlanır ve cihaz belirli mesafeden rezonans frekans dalgası göndererek stabilize ölçümü yapar. Son yıllarda mikro implant ölçümlerinin Osstell cihazı ile yapıldığı klinik araştırmalar mevcuttur (146, 175-177). Periotest cihazı ise PTV yani Periotest value ölçümü yapmaktadır. Cihaz, içerisinde diş veya implant üzerine hafifçe vuran bir perküsyon çubuğu ve buna bağlı değerlendirme aygıtından oluşmaktadır. Periotest cihazı aslında dişlerin lüksasyon miktarını ölçmek amacıyla üretilen klinik kullanılabilirliği olan bir cihazdır. Daha sonra bu cihaz gerek klinik gerekse in vitro araştırmalarda mikro implant stabilitesini ölçmede sıklıkla kullanılmıştır (145, 147, 148, 169, 178, 179).

Oh ve ark. (180) yaptıkları çalışmada mikro implant stabilitesinin ölçümünde hem Osstell hem de Periotest cihazının kullanışlı ve güvenilir olduğunu bildirmişlerdir. Lachmann ve ark. (181) ise yaptıkları in-vitro araştırmada Osstell cihazı ile Periotest cihazının performanslarını karşılaştırmışlardır. Gerçek mikro implant stabilitesini belirlemede Osstell cihazı ile yapılan ölçümlerin daha başarılı sonuçlar verdiğini belirten araştırmacılar buna karşın SmartPeg adı verilen mıknatıslı ara parçanın

kullanım zorluğu oluşturduğunu belirtmişlerdir. Nienkemper ve ark. (182), rezonans frekans ölçümlerini Periotest değerleri ile karşılaştırmak amacıyla yaptıkları in vitro araştırmada her iki ölçüm değerlerinin birbirleri ile korelasyon gösterdiğini belirtmişlerdir.

Rezonans frekans analizi ortodontik mikro-implantların primer stabilitesini değerlendirmede sadece deneysel amaçla sınırlı sayıda çalışmada yer almıştır. Bu çalışmalarda dental implantlar için üretilmiş olan sensörler ortodontik implantla birleştirilerek kullanılmıştır (58, 118). Sensörlerin veya implant dayanaklarının uzunlukları ortalama mikro implant uzunluğuna yakın olduğundan, kaldıraç kolunun uzamasına yol açmaktadır. Çalışmalar dayanak başının kortikal kemiğe olan uzaklığı arttıkça moment kolunun arttığını gösterdiğinden, implant stabilitesinin olumsuz etkileneceğini belirtmiştir (21). Bu durum, ideal koşullarda yerleştirilmemiş bir implant üzerinde stabilite ölçümleri yapılması olarak nitelendirilebileceğinden çalışmamızda RFA kullanılmamıştır. Aynı zamanda daha önce yapılan çalışmada (140) ölçümlerin periotest cihazı ile yapılmış olması, cihazın ölçüm için herhangi bir ara parça gerektirmemesi ve kolay kullanımı nedeniyle araştırmamızda periotest cihazı tercih edilmiştir.

Araştırmamızda, mikro implantlar yerleştirildikten hemen sonra aralarında 90° açı olacak şekilde iki ayrı periotest ölçümü yapılmıştır. Çehrel ve ark. (129) çalışmalarında, in vitro ortamda hayvan kemiklerine mikro implantları eğimli olarak yerleştirmiş ve üç yönden periotest ölçümü yapmıştır. Çalışmada, eğimli implantların kemikle farklı yönlerde farklı açı ile temas ettiği bu yüzden üç yönlü ölçüm yapıldığı belirtilmiştir. Araştırmamızda yerleştirilen mikro implantlar kemik yüzeyine tamamen dik olduğundan ve her yerde aynı açı ile temas ettiği düşünüldüğünden iki yönlü ölçüm tercih edilmiştir. Çalışmamızda iki yönlü ölçüm seçilmesinin bir başka sebebi ise aynı implantın tek ölçüm değerinin karşılaştırılabilir bir veri sağlamayacağının düşünülmesindedir. Ölçüm olarak iki ayrı kol seçildiğinden aynı doğrultuda ve simetride olmayan ölçümlerin yapılması amaçlanmıştır. Yıldırım (140) ağız içine yerleştirdiği mikro implantlara okluzal ve mezyal yönden periotest uygulamıştır. Bizim çalışmamız in vitro olarak gerçekleştirildiğinden ve yer çekimi gibi bileşke kuvvet

vektörü oluşturabilecek faktörler bulunmadığından bu ölçüm yönleri tercih edilmemiştir.

Pull-out testi mikro implant stabilitesini ölçmek için kullanılan metotlardan birisidir. Bu yöntemde yapay ya da hayvan kemik bloklarına yerleştirilen mikro implantlar çekme kuvveti uygulayan bir cihaz vasıtasıyla çekilir. Bu çekme esnasında implantın gösterdiği direnç mikro implantın stabilitesini göstermektedir. Son dönemde in vitro çalışmalarda sıklıkla başvurulan bu test, mikro implantın dayanabileceği maksimum kuvvetleri değerlendirmek için kullanılmaktadır. Çehreli ve ark. (129) yaptıkları in vitro çalışmada, mikro implantları hayvan kemiklerine açılı olarak yerleştirmiş ve sonrasında push-in ve pull-out testi yapmışlardır. Araştırmacılar mikro implantın baş kısmından geçirdikleri teli Instron cihazına bağlamış ve 1 mm/ dk hız ile çekme testini gerçekleştirmişlerdir. Push-in testi uyguladıkları gruptaki mikro implantlara ise açılı implantı kemiğe gömecek şekilde aynı hızda kuvvet uygulamışlardır. Çalışmamızda mikro implant yerleştirildikten ve MYT, periotest ölçümleri yapıldıktan sonra çekme testi uygulanmıştır. Çekme testi için ST ve SD mikro implant başları ile uyumlu, implantları baş kısmından kavrayan metal bir çubuk tasarlanmıştır. Böylelikle tel gibi kopması muhtemel ara bağlantılar yerine daha rijit bir bağlantı sağlanması amaçlanmıştır. Araştırmamızda kullanılan mikro implantların hepsi 90° ile kemiğe dik olacak şekilde yerleştirilmiştir. Push-in testleri daha çok eğimli mikro implantların değerlendirilmesinde kullanıldığından pull-out testi çalışmamızda tercih edilmiştir.

Profilometre objelerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi amacıyla sıklıkla kullanılan ölçüm yöntemidir. Bu cihaz nesnelere yüzeyine temas eden mekanik bir uçla ya da ışık saçarak yüzey tarama işlemini gerçekleştirmektedir (135). Debonding prosedürleri sonrası diş yüzeyinin incelenmesi, ataşman yüzeyi hazırlama yöntemlerinin karşılaştırılması gibi araştırmalarda tercih edilen profilometre cihazı, daha çok düz ve yassı yüzeylerin incelemesinde kullanılmaktadır. Bu nedenle protetik ve ortodontik implantların yüzey özelliklerinin incelenmesinde çok pratik değildir. Literatürde profilometre cihazının ortodontik mikro implantlarda kullanıldığını gösteren bir çalışma bulunmamaktadır. Bunun yanında dental implant yüzeylerinin incelenmesinde taramalı elektron mikroskopunun kullanımının artmasıyla beraber profilometre cihazı

popülaritesini kaybetmiştir. Araştırmamızın temel amacı; kullanılmış ve kullanılmamış mikro implantların stabilite yönünden karşılaştırılmasıdır. Buna ilave olarak implantların yüzey özelliklerine dair bir fikir edinilebilmesi amacıyla da rastgele seçilmiş her gruptan 4 adet mikro implant profilometrik analize tabi tutulmuştur. Profilometre cihazı ile yapılan ölçümlerde implantların tüm yüzeyi taranamamıştır çünkü bu cihaz yuvarlak yüzeylerde tarama yapamamaktadır. Mikro implantların tek yüzeyi lineer olarak taranmış ve pürüzlülük değerleri elde edilmiştir. Ancak daha önce ortodontik mikro implantlar üzerinde araştırma konusu olmamış bu tarama yöntemine dair elde ettiğimiz veriler, yapılacak yeni çalışmalara rehberlik etmesi bakımından önem teşkil edebilir.

7.2. Bulguların Tartışılması

Çalışmamızda, yapay kemik bloklara yerleştirilen bütün mikro implantların hiçbirinde implantasyon esnasında bir kırılma görülmemiştir. İmplantların tamamı başarı ile uygulanmıştır. Bu sonuç 1.5 mm çapında nispeten geniş çaplı mikro implantların kullanılması ile açıklanabilir. Miyawaki ve ark. (21), 1.5 mm ve 2.3 mm çaplı mikro implantların 1.0 mm çaplı implantlardan anlamlı derecede daha başarılı olduğunu göstermişlerdir. Mikro implantların yarıçapının 0.2 mm azaldığında direncinin de yarı yarıya azaldığını gösterdikleri çalışmalarında Carano ve ark. (164), 1.5 mm'den daha ince mikro implantların kırılma risklerinden dolayı kullanılmamalarını tavsiye etmişlerdir. Benzer şekilde mikro implant çapının azaldığı durumlarda implantın kırılma riski olduğunu belirten çalışmalar bulunmaktadır (24, 34). Alt çenenin arka bölgelerinde olduğu gibi, kortikal kemik kalınlığının arttığı durumlarda kırılma riski artmakta ve bu bölgelerde çap artışı yerine rehber delik uygulaması tavsiye edilmektedir (71). Çalışmamızda kalın ve yoğun yapay kortikal kemik kullanılmasına rağmen ST mikro implantlar rehber delik hazırlanarak yerleştirildiğinden, bu bölgelerdeki stresin azaldığı ve implantın kırılma olasılığının ortadan kalktığı sonucuna ulaşılabilir. Literatürde SD mikro implantların da yerleştirilmeden önce rehber delik uygulamasını öneren çalışmalar olmakla beraber araştırmamızda amacımız, ST ve SD yöntemlerin birbiri ile karşılaştırılması olduğundan SD mikro implantlar için rehber delik hazırlanmamıştır.

Pull-out testi sonrasında her iki implant tipinin baş kısımlarında kopma veya deformasyonlar gözlenmiştir. Mischkowski ve ark. (72) in vitro koşullarda 4 tip implantın (Aarhus, FAMI, Dual Top ve Spider) biyomekanik özelliklerine bağlı primer stabilitesini değerlendirmek amacıyla implantların giriş torklarını ölçmüş ve üç farklı açıda pull-out testlerini yapmışlardır. Dual Top ve Spider implant başının pull-out testleri sırasında kırıldığını bildirmişlerdir. Florvaag ve ark. (77) sığır femur başlarında 5 farklı ST ve SD mikro implantın rehber delikli ve rehber deliksiz koşullardaki yerleştirme ve çıkarma tork değerleri ile, 0° (aksiyel), 20° ve 40° açıdaki implantların pull-out dayanıklılıklarını ölçmüşlerdir. Pull-out testleri sırasında 3 farklı implant tasarımından toplam 8 implant kırılmıştır. Klinik uygulamalarda ortodontik diş hareketleri için gerekli kuvvetler yaklaşık 0.3-4 N aralığındadır (183) ve kuvvetlerin yönü genellikle kantileverdir. Aksiyel yönde test edilen mikro implantların kantilever yönde test edilenlerden %34 daha yüksek pull-out dayanıklılıklarının olduğunu bildirilmiştir. Aynı çalışmada, testler sırasında uygulanan kuvvetlerin miktarı göz önünde bulundurulduğunda implant başındaki bu başarısızlıkların beklenebileceği ifade edilmiştir. Ancak bu kuvvetlerin ortodontik tedavide uygulanan kuvvetlerin çok üstünde olmalarından dolayı, klinik uygulamalarda bu tip mekanik başarısızlıkların olmasının söz konusu olamayacağı belirtilmiştir (126). Bizim araştırmamızda, bahsedilen çalışmalarla benzer şekilde implant başlarında kopma ve deformasyonlar görülmüştür. 46 adet SD mikro implantın çekme testi esnasında hiçbirinin baş kısmında kopma meydana gelmezken, 46 adet ST mikro implantın 35' i baş kısmından kopmuştur. Baş kısmından kopan 35 adet ST mikro implantın 19 tanesi deney (kullanılmış) grubuna, 16 tanesinin ise kontrol (kullanılmamış) grubuna ait olduğu tespit edilmiştir. SD mikro implantların daha çok boyun kısmı deforme olmuştur. Bunun nedeni olarak ST mikro implantların SD mikro implantlardan daha zayıf baş-gövde bağlantısı göstermesi ve sterilizasyon işlemi sonrası bu bağlantının daha da zayıflamış olması gösterilebilir.

a) Maksimum yerleştirme torqu bulgularının incelenmesi

Kullanılmamış (kontrol grubu) mikro implantlarla kullanılmış (deney grubu) implantların maksimum yerleştirme torqu değerleri karşılaştırıldığında, kullanılmamış ST ve SD mikro implantların maksimum yerleştirme torqu değerleri (ST implantlar için 18.9 Ncm, SD implantlar için 25.2 Ncm), kullanılmış mikro implantların maksimum yerleştirme torqu değerlerinden (ST implantlar için 17.3 Ncm, SD implantlar için 24.1 Ncm) istatistiksel olarak anlamlı ve daha yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Sonucumuz Noorollahian ve ark.'nın (138) kullanılmış mikro implantların kullanılmamış olanlarla kıyaslandığı çalışmasıyla paralellik göstermektedir. Noorollahian ve ark. (138) kullanılmış fakat suyla yıkama dışında herhangi bir işleme tabi tutulmamış mikro implantların MYT değerlerinin kullanılmamış olanlara kıyasla daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Fakat çalışmada kullanılmış mikro implantların fosforik asit ve sodyum hipoklorit ile muameleye tutulduğu grubun MYT değerleri ile kullanılmamış mikro implantların MYT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir fark söz konusu olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar bu sonucu mikro implantların üzerinde kalan doku artıklarının sürtünmeyi azaltmış olabileceği şeklinde yorumlamışlardır.

Kontrol ve deney gruplarına ait ST, SD mikro implantların maksimum yerleştirme torqu değerleri incelendiğinde, hem kullanılmamış hem de kullanılmış SD mikro implantların yerleştirme torqularının (kullanılmamış SD implant için 25.2 Ncm, kullanılmış SD implant için 24.1 Ncm) kullanılmamış ve kullanılmış ST implantların yerleştirme torqularından (kullanılmamış ST implant için 17.3 Ncm, kullanılmış ST implant için 18.9 Ncm) istatistiksel olarak anlamlı ve daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0.05$). Bu veriler, Heidemann ve ark.'nın (184) SD tekniği ile implantlar yerleştirildiği zaman ST implantlara oranla implantların yivlerinin içinin daha fazla kemik ile dolduğu tezini desteklemektedir. Maksimum yerleştirme torqu (MYT) ve maksimum çıkarma torqu (MÇT) gibi primer stabiliteyi doğrudan etkileyen parametreler incelendiğinde rehber delik uygulamasının başarıyı azalttığını gösteren çalışmalar bulunmaktadır (68). Çalışmamızda, ST mikro implantlar uygulanırken rehber delik oluşturulduğundan ST implantların MYT değerlerinin SD implantlara oranla düşük olması bu durum ile açıklanabilir. Ancak Kim ve ark. (69) rehber delik oluşturma yöntemi ile yerleştirdikleri mikro implantların daha yüksek kemik teması gösterdiğini

ve buna bağı olarak daha az mobilite görüldüğünü belirtmişlerdir. Bu çalışmanın klinik koşullarda gerçekleştirilmiş olması bizim araştırmamız ile uyum göstermemesini açıklayabilir.

Hergel ve ark. (141) yaptıkları çalışmada 1.6 mm çap ve 8 mm uzunluğunda Dual Top ve 1.7 mm çap ve 8 mm uzunluğunda Ortho Easy mikro implantları 2 mm kalınlık, 20 pcf yoğunluğunda yapay kemik bloklara yerleştirmişlerdir. Araştırmacılar üç gruba ayırdıkları mikro implantların birinci grubunu; firmadan gelen haliyle, yerleştirilmeden, sadece yüzey özelliklerini incelemek amacıyla oluşturmuşlardır. İkinci grup mikro implantlar yapay kemiğe ilk kez yerleştirilen mikro implantlardan oluşmuşken, üçüncü grup ise ikinci grup implantların çıkarılıp steril edildikten sonra ikinci kez yerleştirildiği implantlardan oluşmaktadır. Çalışmada 2. ve 3. grup mikro implantların MYT, MÇT ve kuvvet direnci ölçümleri yapılmıştır. Tekrar kullanılan mikro implantlar önce 1 lt saf suya 5 ml. Endozime konularak ultrasonik temizlik yapılmış daha sonra 135°de 10 dk. sterilizasyon ve 55 dk kurutma uygulanmıştır. Araştırmacılar, ikinci kez yerleştirilen mikro implantların hiç kullanılmamış mikro implantlara göre daha düşük MYT değerleri gösterdiğini belirtmiştir. Bu açıdan bu araştırma çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarla benzerlik göstermektedir.

Motoyoshi ve ark. 'nın (31) 1.6 mm çaplı 8 mm uzunluğundaki mikro implantların stabil kalabilmesi için tavsiye ettiği maksimum yerleştirme torku değeri 5 ila 10 Ncm arasındadır. Buna karşın Chaddad ve ark. (52) mikro implant başarısının artması için MYT değerinin 15 Ncm' den yüksek olması gerektiğini ifade etmişlerdir. Çalışmamızda kaydettiğimiz maksimum yerleştirme torku değerleri bu iki araştırmadan yüksek bulunmuştur. Bu durumun nedeni, kullandığımız yapay kemik materyalinin insan çene kemiğinin fiziksel özelliklerini tam olarak taklit edememesinden kaynaklanmış olabilir. Fakat sonuçlarımız aynı yoğunluk ve kalınlıktaki yapay kemik materyalinin kullanılarak stabilitenin değerlendirildiği başka bir çalışma ile paralellik göstermektedir (161). Bu çalışmada silindirik, konik mikro implantlar rehber delik uygulanmadan ve farklı derinlikteki rehber delikler oluşturularak yerleştirilmiştir. Bizim araştırmamızla aynı kalınlık ve yoğunluğa sahip yapay kemiklerin kullanıldığı bu çalışmada, 1.5 mm derinlikte rehber oluşturularak 1.45 mm x 7 mm ebatlarındaki

silindirik mikro implantlar uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçları incelendiğinde ortalama MYT değerlerinin (18 Ncm) bizim çalışmamızla benzerlik gösterdiği görülmüştür.

b) Periotest bulgularının incelenmesi

Kullanılmamış mikro implantlarla kullanılmış implantların Periotest 1 değerleri karşılaştırıldığında, hiç kullanılmamış ST mikro implantların Periotest 1 değeri (-1), kullanılmış ST implantların Periotest 1 değerinden (0) istatistiksel olarak anlamlı ve stabil bulunmuştur ($p<0.05$). Hiç kullanılmamış SD mikro implantların Periotest 1 değeri (-3) ile bir kez kullanılmış SD implantların Periotest 1 değeri (-3) arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ($p<0.05$). Bu bulgular, ST implantların kullanılmalarının Periotest 1 değerlerini azalttığını gösterirken SD mikro implantların ölçüm değerlerini kaybetmediğini göstermektedir. Hergel ve ark. (141) yaptıkları çalışmada kullanılmış mikro implantların MYT değerlerinin kullanılmamış olanlara göre daha düşük olduğunu ifade etmiştir. MYT ve Periotest ölçümü mikro implantların stabilitesini değerlendirmede önemli bir kriter olduğundan bu iki parametrenin pozitif yönlü ilişkisi bu bulguları açıklayabilir.

Kullanılmamış mikro implantlarla kullanılmış implantların Periotest 2 değerleri karşılaştırıldığında, kullanılmamış ST mikro implantların Periotest 2 değeri (-2), kullanılmış ST implantların Periotest 2 değerinden (0) istatistiksel olarak anlamlı ve stabil bulunmuştur ($p<0.05$). Kullanılmamış SD mikro implantların Periotest 2 değeri (-3) ile kullanılmış SD implantların Periotest 2 değeri (-3) arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ($p<0.05$). Bu bulgular, ST implantların kullanılmalarının Periotest 2 değerlerini azalttığını gösterirken SD mikro implantların bu değeri kaybetmediğini göstermektedir. Mattos ve ark. (137) yaptıkları çalışmada kullanılmış mikro implant yüzeyinde aşınma ve mikro çizilmeler olduğunu belirtmiştir. 200x ila 10000x büyütmelelerde ise kullanılmamış mikro implantların yüzeylerinin başlangıçta mikro pürüzler içerdiği, bu mikro pürüzlerin implantın her kullanımında biraz daha azaldığı ve yüzeyin pürüzsüzleştiğini eklemiştir. Maksimum yerleştirme torku sürtünme kuvvetiyle doğru orantılı olduğundan, ikinci kez kullanılan mikro implantların MYT değerlerinin ve ilişkili olarak periotest değerlerinin azalmasının implant yüzeyinde meydana gelen pürüzsüzlük nedeniyle olması muhtemeldir.

Literatürde, kullanılmış mikro implantların periotest değerlerini yeniden değerlendiren in vitro bir çalışma bulunmamaktadır.

Kontrol ve deney gruplarına ait ST, SD mikro implantların Periotest 1 ölçümleri değerlendirildiğinde, kullanılmamış SD mikro implantların Periotest 1 değeri (-3), kullanılmamış ST implantların Periotest 1 değerinden (-1) istatistiksel olarak anlamlı ve stabil bulunmuştur ($p<0.05$). Bu bulgular, kullanılmamış SD mikro implantların kullanılmamış ST implantlardan daha yüksek Periotest 1 değeri sergilediğini göstermektedir. Çehrelı ve ark. (145) ST ve SD mikro implantların primer stabilitesini karşılaştırdığı in vitro çalışmalarında her iki mikro implant tipinin primer stabiliteleri arasında fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada, araştırmamızda kullanılan mikro implant tipinden farklı boy ve çapta implant kullanılması ve sıgır kemiklerine implantasyonun gerçekleştirilmesi nedeniyle farklı sonuçlar çıktığı düşünülebilir. Heidemann ve ark. (184) yaptıkları çalışmada, SD mikro implantların uygulanması esnasında ST implantlara oranla implant yivlerinin arasının daha fazla kemik ile dolduğunu ifade etmişlerdir. Çalışmamızda kullanılmamış SD mikro implantların kullanılmamış ST implantlardan daha stabil periotest değeri göstermesi bu araştırma sonuçları ile açıklanabilir.

Kontrol ve deney gruplarına ait ST ve SD mikro implantların Periotest 2 ölçümleri değerlendirildiğinde, kullanılmış SD mikro implantların Periotest 2 değeri (-3), kullanılmış ST implantların Periotest 2 değerinden (0), Periotest 1 sonuçlarına benzer şekilde istatistiksel olarak anlamlı ve stabil bulunmuştur ($p<0.05$). Bu bulgular Periotest 1 bulguları ile beraber değerlendirildiğinde, hem kullanılmış hem kullanılmamış SD mikro implantların ST implantlardan daha stabil periotest değerleri sergilediği görülmüştür. Kim ve ark. (56) yaptıkları hayvan çalışmasında, ST ve SD yöntemle mikro implantları hayvan çene kemiklerine yerleştirmiştir. Kuvvet uyguladıkları mikro implantların periotest değerlerini ölçen araştırmacılar, SD yöntemle yerleştirilen mikro implantların çalışmamızla benzer şekilde daha stabil sonuçlar gösterdiğini ifade etmişlerdir. Yıldırım (140) yaptığı klinik çalışmada, ST ve SD implantları kanin distalizasyonu amacıyla ağız içine yerleştirmiş ve distalizasyon süreci boyunca okluzal ve mesial yönden periotest ölçümü yapmıştır. Çalışma sonucunda bizim araştırmamıza benzer olarak hem ST hem SD implantlar için farklı yönlerden

yapılan periotest ölçümünün istatistiksel olarak anlam teşkil etmediğini belirtmiştir. Uemura ve ark. (110) yaptıkları araştırmada, rehber delik çapının mikro implant stabilitesine etkisini periotest aracılığı ile incelemiştir. İmplantasyonu takiben 3 hafta sonra yapılan periotest ölçümleri neticesinde rehber deliğin mikro implant çapının % 69-77' u oranında olması gerektiği ifade edilmiştir. Çalışmamızda ise açılan rehber deliklerin çapı implant çapının yaklaşık % 80' ine tekabül etmektedir.

c) Pull-out bulgularının incelenmesi

Kullanılmamış (kontrol grubu) mikro implantlarla kullanılmış (deney grubu) implantların pull-out değerleri karşılaştırıldığında, kullanılmamış ST ve SD mikro implantların pull-out değerleri (ST implantlar için 168.12 N, SD implantlar için 203.20 N), kullanılmış ST ve SD implantların pull-out değerlerinden (ST implantlar için 148.12 N, SD implantlar için 173.12 N) istatistiksel olarak anlamlı ve daha yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). Meira ve ark. (128) yaptıkları çalışmada 92 adet, 1.6 mm x 7 mm boyutlarındaki SD mikro implantı bir makine sistemi ile 90, 60 ve 45 derecede yapay kemik bloklara yerleştirmişlerdir. MYT ölçümü yapan araştırmacılar daha sonra mikro implantlara çekme testi uygulamışlardır. Araştırmacılar bu çalışmada kortikal kemiği temsilen 1.5 mm kalınlığında ve 40 pcf yoğunluğunda, trabeküler kemiği temsilen ise 15 pcf yoğunluğunda yapay kemik bloğu tercih etmiştir. Pull-out testi sonucunda 90° ile yerleştirilen mikro implantların ortalama 133.55 N çekme dayanıklılığı gösterdiği belirtilmiştir. Bu değer çalışmamızda elde edilen 203.20 N pull-out değerinden oldukça düşüktür. Kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğunun pull-out değerleri ile doğru orantılı ilişkisi çalışmalarda gösterilmiştir (7, 124). Çalışmamızda kullanılan yapay kemik bloğunun hem kortikal kemik kalınlığı hem de yoğunluk açısından daha yüksek değerlere sahip oluşu bu farkın oluşmasına neden olmuş olabilir.

Kontrol ve deney gruplarına ait ST ve SD mikro implantların pull-out ölçümleri değerlendirildiğinde; kullanılmış SD mikro implantların pull-out değerinin (173.12 N) kullanılmış ST implantların pull-out değerinden (148.12 N), kullanılmamış SD implantların ortanca pull-out değerinin (203.20 N) ise kullanılmamış ST implantların pull-out değerinden (168.12 N) istatistiksel olarak anlamlı ve daha yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). Çehreli ve ark. (129) yaptıkları çalışmada 72 adet, 1.4 mm x 7 mm

boyutlarında ST ve SD mikro implantı makine sistemi vasıtasıyla 30°-40° eğimle hayvan kemiklerine yerleştirmişlerdir. ST implantların yerleştirilmesinden önce implant gövdesi boyunca 1 mm çapında rehber delik oluşturulmuş ve daha sonra implantlara pull-out testi uygulanmıştır. Çalışma sonucunda SD mikro implantların ortalama 81.20 N, ST mikro implantların 104.44 N pull-out değeri gösterdiği belirtilmiştir. Bu çalışma gerek çekme direnci değerlerinin düşük oluşu gerekse ST implantların daha yüksek pull-out değeri göstermesi nedeniyle bizim çalışmamızla farklılıklar içermektedir. Bu farklılığa sebep olarak; çalışmalarda kullanılan kemik modellerin farklı oluşu, implantların farklı açılarda yerleştirilmesi, rehber delik boyutlarının farklı oluşu ve kullanılan mikro implantların boyutlarındaki farklılık gösterilebilir. Hitchon ve ark. (89) yaptıkları çalışmada 12, 14 ve 16 mm boylarındaki ST ve SD implantları kadavra kemikleri üzerine yerleştirmiş ve pull-out testleri uygulamışlardır. Çalışma sonucunda araştırmacılar, bütün boylarda pull-out değerlerinin ST ve SD implantlar için farklılık teşkil etmediğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan implant boylarının bu araştırmada kullanılanlardan oldukça küçük oluşu ve implantların yerleştirildiği materyallerin farklılığı araştırmamızda elde edilen neticelerden farklı sonuçlar çıkmasına neden olmuş olabilir.

d) Maksimum yerleştirme torku, periotest ve pull-out değerlerinin birbirleri ile ilişkilerinin istatistiksel olarak incelenmesi

Kullanılmış (deney grubu) ST mikro implantların maksimum yerleştirme torku (MYT) ile Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümleri arasında negatif yönlü bir ilişki olduğu tespit edilmiştir (Periotest 1 için $r=-0.459$, $p=0.028$; $p<0.05$ Periotest 2 için $r=-0.415$, $p=0.049$; $p<0.05$). MYT ile Periotest değerleri arasındaki ilişkinin negatif yönlü olması işlemlerin aritmetik hesabındandır. Aritmetik olarak daha düşük negatif periotest değerleri yüksek MYT değerlerine karşılık gelmektedir. Bu nedenle daha stabil periotest değerlerine sahip ST mikro implantların yüksek MYT ölçümü gösterdiği belirlenmiştir. Bu istatistiksel ilişkiye göre MYT ölçümü ile Periotest 1 ve Periotest 2 değerleri arasında negatif yönlü, benzer güçte ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır. Bu açıdan bulgularımız Cha ve ark. 'nın (43) yerleştirme torku ile mobilite arasında negatif yönlü ilişki tespit ettiği çalışma ile benzerlik göstermektedir. MYT ile Pull-out ölçümleri arasında ise pozitif yönlü güçlü bir ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=0.719$,

* $p=0,001$; $p<0,05$). Bu açıdan bulgularımız incelendiğinde çalışmamız, Çehrelî ve ark. (129)' nın MYT ile Pull-out ölçümleri arasında ST implantlar için anlamlı bir korelasyon bulunmadığını belirten araştırması ile farklılık teşkil etmektedir. Bu farklılık çalışmalarda kullanılan kemik modellerinin sahip olduğu kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğu ile açıklanabilir. Aynı çalışmada MYT ve Pull-out değerlerinin birbiri ile korelasyonunun farklı kortikal kalınlık ve yoğunluğa göre değiştiği belirtilmiştir.

Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümleri arasında pozitif yönlü bir ilişki olduğu belirlenmiştir ($r=0,666$, $p=0,001$; $p<0,05$). Aynı yoğunluk ve kortikal kalınlıktaki kemik modele aynı açı ile yerleştirilen ST mikro implantların Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümlerinin çok güçlü olmayan ilişkisi, kullanılmış gruba ait implantların mobilite hasta ağızında uğramış olabileceği farklı deformasyonlardan kaynaklanmış olacağı söylenebilir.

Pull-out değerleri ile Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümleri arasında ise negatif yönlü bir ilişki olduğu tespit edilmiştir (Periotest 1 için $r=-0,530$, $p=0,009$; $p<0,05$ Periotest 2 için $r=-0,652$, $p=0,001$; $p<0,05$). Pull-Out ile Periotest değerleri arasındaki ilişkinin negatif yönlü olması işlemlerin aritmetik hesabındandır. Bu nedenle daha stabil periotest değerlerine sahip ST mikro implantların yüksek pull-out ölçümü gösterdiği saptanmıştır.

Kullanılmış (deney grubu) SD mikro implantların maksimum yerleştirme torqu (MYT) ile Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümleri arasında negatif yönlü bir ilişki olduğu tespit edilmiştir (Periotest 1 için $r=-0,495$, $p=0,016$; $p<0,05$ Periotest 2 için $r=-0,548$, $p=0,007$; $p<0,05$). Periotest ölçümlerine göre daha düşük değerlerin yüksek MYT değerleri ile güçlü korelasyon göstermesi Nkenke ve ark. (185)' nın MYT ile mobilite arasında pozitif yönlü ilişki bulduğu çalışması ile uyum göstermemektedir. Bu çalışmada çalışmamızdan farklı olarak kadavra kemiklerinin kullanılması bu uyumsuzluğu açıklayabilir.

MYT ile Pull-out ölçümleri arasında pozitif yönlü ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=0,457$, $p=0,028$; $p<0,05$). Bu açıdan bulgularımız, Çehrelî ve ark. (129)' nın MYT ile Pull-out ölçümleri arasında SD implantlar için pozitif yönlü anlamlı bir korelasyon bulunduğunu belirten araştırması ile paralellik göstermektedir. Periotest 1 ve Periotest2

ölçümleri arasında pozitif yönlü ilişki olduğu belirlenmiştir ($r=0.467$; $p=0.025$; $p<0.05$). Aynı yoğunluk ve kortikal kalınlıktaki kemik modele aynı açı ile yerleştirilen SD mikro implantların Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümlerinin çok güçlü olmayan ilişkisi ST implantlarda olduğu gibi kullanılmış gruba ait implantların hasta ağızında uğramış olabileceği farklı deformasyonlardan kaynaklanmış olacağı söylenebilir. Pull-out ölçümleri ile Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmamıştır ($p>0,05$). Kullanılmış ST implantların Pull-out değerlerinin Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümleri ile negatif yönlü ilişkisi söz konusu iken, kullanılmış SD implantlarda bu ilişkinin istatistiksel olarak anlam teşkil etmemesi kullanımları esnasında gösterdikleri farklı yıpranmalardan ileri gelmiş olabilir.

Kullanılmamış (kontrol grubu) ST mikro implantların maksimum yerleştirme torku ile Periotest 1 ölçümleri arasında negatif yönlü (MYT arttıkça Periotest 1 azalmakta) ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=-0.466$, $p=0.025$; $p<0.05$). MYT ile Periotest 2 ölçümleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı ilişki tespit edilmemiştir ($p>0,05$). Aynı yoğunluk ve kortikal kalınlıktaki kemik modele aynı açı ile yerleştirilen kullanılmamış ST mikro implantların maksimum yerleştirme torkunun Periotest 1 ölçümü ile negatif yönlü anlamlı ilişkisi varken Periotest 2 ölçümleri ile anlamlı korelasyon göstermemiş olması rastlantısal olabilir.

MYT ile Pull-Out ölçümleri arasında ise pozitif yönlü ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=0.548$, $p=0.007$; $p<0.05$). Bu bulgular Salmoira ve ark. (124)' nın MYT ile Pull-out değerleri arasında korelasyon bulunmadığını gösteren araştırması ile uyum göstermemektedir.

Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümleri arasında pozitif yönlü çok güçlü bir ilişki olduğu saptanmıştır ($r=0.773$, $*p=0,001$; $p<0.05$). Periotest 1 ve Periotest 2 arasındaki çok güçlü bu ilişki, mikro implantların aynı yoğunluk ve kortikal kalınlıktaki kemik modele aynı açı ile yerleştirilmesi ile açıklanabilir. Pull-out değerleri ile Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümleri arasında negatif yönlü bir ilişki olduğu tespit edilmiştir (Periotest 1 için $r=-0.559$, $p=0.006$; $p<0.05$ Periotest 2 için $r=-0.486$, $p=0.019$; $p<0.05$). Pull-Out ile Periotest değerleri arasındaki ilişkinin negatif yönlü olması işlemlerin aritmetik

hesabındandır. Bu nedenle daha stabil periotest değerlerine sahip ST mikro implantların yüksek pull-out ölçümü gösterdiği ifade edilebilir.

Kullanılmamış (kontrol grubu) SD mikro implantların maksimum yerleştirme torku (MYT) ile Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümleri arasında negatif yönlü bir ilişki olduğu tespit edilmiştir (Periotest 1 için $r=-0.625$, $p=0.001$; $p<0,05$) Periotest 2 için $r=-0.510$, $p=0.013$; $p<0,05$). MYT ile Periotest değerleri arasındaki ilişkinin negatif yönlü olması işlemlerin aritmetik hesabındandır. Aritmetik olarak daha düşük negatif periotest değerleri yüksek MYT değerlerine karşılık gelmektedir. Bu bulgular, Çehreli ve ark. (129)' nın yerleştirme torku ile mobilite ölçümleri arasında negatif yönlü korelasyon olduğunu belirten çalışması ile benzerdir. MYT ile Pull-Out ölçümleri arasında ise pozitif yönlü ilişki olduğu belirlenmiştir ($r=0.615$, $p=0.002$; $p<0,05$). Bu korelasyon Hung ve ark. (68)' nın çalışmalarında belirttiği çok güçlü ilişkiden ($r=0.755$) düşük olmakla beraber bahsedilen çalışmada elde edilen bulgular araştırmamızla paralellik göstermektedir.

Periotest 1 ve Periotest2 ölçümleri arasında pozitif yönlü ilişki olduğu tespit edilmiştir ($r=0.551$; $p=0.006$; $p<0,05$). Kullanılmamış ST mikro implantların Periotest 1 ve Periotest 2 ölçümleri arasındaki çok güçlü ilişki, kullanılmamış SD implantlara ait periotest ölçümlerinde görülmemiştir. Literatürde, mikro implantlarda yapılan periotest ölçümlerinin doğal dişlere kıyasla daha tutarsız sonuçlar verdiği ve birçok değişkenden etkilendiğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır (186, 187). Bu korelasyon farkı bu durumdan kaynaklanmış olabilir. Pull-Out ölçümleri ile Periotest 1 arasında anlamlı ilişki saptanmazken ($p>0,05$), Pull-Out ile ve Periotest 2 ölçümleri arasında negatif yönlü ilişki olduğu saptanmıştır ($r=-0.518$; $p=0.011$; $p<0,05$). Pull-out testinin Periotest 2 ölçümleri ile negatif yönlü korelasyonu söz konusu iken Periotest 1 arasında anlamlı ilişki bulunmaması rastlantısal olabilir.

e) Profilometre bulgularının incelenmesi

Kullanılmamış SD mikro implantın yüzey pürüzlülüğü incelendiğinde ortalama Ra değerinin 46.464 μm , ortalama Rz değerinin ise 234.935 μm olduğu görülmüştür. Kullanılmış SD implantın ise ortalama 43.541 μm Ra değeri ile 191.962 μm Rz değeri gösterdiği tespit edilmiştir. Kullanılmamış ST mikro implantın yüzey pürüzlülüğü

incelendiğinde ortalama Ra değerinin 48.992 μm , ortalama Rz değerinin ise 235.149 μm olduğu saptanmıştır. Kullanılmış ST implantın ise ortalama 47.779 μm Ra değeri ile 215.528 μm Rz gösterdiği belirlenmiştir. Bu veriler birbirleri ile karşılaştırıldığında; kullanılmamış ST ve SD implantların Ra ve Rz değerlerinin kullanılmış ST ve SD implantlardan yüksek olduğu görülmüştür. Kullanılmamış implantlar kendi içlerinde değerlendirildiğinde ise ST implant SD implanta göre daha yüksek Ra ve Rz değeri göstermiştir. Kullanılmış implantlarda da kullanılmamışlara benzer şekilde ST implantın Ra ve Rz değeri SD implanta göre yüksek bulunmuştur. Ra ve Rz değeri implantın yüzey pürüzlülüğünü gösterdiğinden kullanılmamış ST ve SD mikro implantların yüzeyi kullanılmış ST ve SD implant yüzeylerine göre daha pürüzlü bulunmuştur. Mattos ve ark. (137) yaptıkları çalışmada implant yüzeylerini elektron mikroskobu ile incelemiş ve kullanılmış mikro implant yüzeyinde aşınma ve mikro çizilmeler olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar bulgularımıza paralel olarak, 200x ile 10000x büyütmelemlerde kullanılmamış mikro implantların yüzeylerinin başlangıçta mikro pürüzler içerdiği, bu mikro pürüzlerin implantın her kullanımında biraz daha azaldığı ve yüzeyin pürüzsüzleştiğini ifade etmişlerdir. Bu bulgular araştırmamızın sonuçları ile uyum göstermektedir.

8. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

1) Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların MYT, Periotest ve Pull-out değerleri, kullanılmış ST ve SD implantlardan daha yüksek bulunmuştur.

2) Kullanılmamış ST mikro implantların MYT, Periotest ve Pull-out ölçümleri kullanılmamış SD implantlardan daha düşük değerler göstermiştir.

3) Kullanılmış ST mikro implantların MYT, Periotest ve Pull-out ölçümleri kullanılmış SD implantlardan daha düşük bulunmuştur.

4) Kullanılmamış ST ve SD mikro implantların yüzeyleri kullanılmış ST ve SD implantlardan daha pürüzlüdür.

5) MYT, pull-out ve periotest ölçümleri kendi aralarında yüksek korelasyon gösterdiğinden tüm bu parametrelerin mikro implantların stabilitelerini değerlendirmede etkili olduğu kabul edilebilir.

5) Çalışmamızda ve benzer in vitro araştırmalarda elde edilen bulguların in vivo şartlarda test edilmesi, mikro implantların tekrarlı kullanımlarda canlı dokudaki performanslarını görmek adına faydalı olacaktır.

9. KAYNAKLAR

1. Baker R, Guay Ah, Peterson Jr Hw (1972). Current concepts of anchorage management. *The Angle orthodontist* 42(2): 129-138.
2. Laney wr, Tolman De, Keller Ee, Desjardins Rp, Van Roekel Nb, Branemark (1986). Dental implants: tissue-integrated prosthesis utilizing the osseointegration concept. *Mayo clinic proceedings*, 91-97.
3. Himmlova L, Dostálová Tj, Kácovský A, Konvičková S (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* 91(1): 20-25.
4. Kanomi R (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *J clin Orthod* 31: 763-767.
5. Wilmes B, Su Y-Y, Drescher D (2008). Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist* 78(6): 1065-1070.
6. Cha J-Y, Yoon T-M, Hwang C-J (2008). Insertion and removal torques according to orthodontic mini-screw design. *Korean Journal of Orthodontics* 38(1): 5-12.
7. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE (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.
8. Okazaki J, Komasa Y, Sakai D, Kamada A, Ikeo T, Toda I, Suwa F, Inoue M, 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.
9. Allen C, Curious observations on the teeth. London. John Bale, Sons & Danielsson, LTD, 12:13, 1687. 12:13,.
10. Asbell M.B. *Dentistry: A historical perspective*. (1st ed.) Bryn Mawr, Penn. Dorrance & Co, Inc, 45, 1988.
11. Dahle E. Transplantation to osseointegration a chronology of dental implants. *Bulletin of History of Dentistry*, 38:19-24, 1990.
12. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H (1999). Skeletal anchorage system for open-bite correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 115(2): 166-174.

13. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG (1990). Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *The Angle orthodontist* 60(2): 135-152.
14. Sherwood KH, Burch JG, Thompson WJ (2002). Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 122(6): 593-600.
15. Block MS, Hoffman DR (1995). A new device for absolute anchorage for orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 107(3): 251-258.
16. Celenza F, Hochman MN (2000). Absolute anchorage in orthodontics: direct and indirect implant-assisted modalities. *Journal of clinical orthodontics: JCO* 34(7): 397.
17. Gainsforth BL, Higley L (1945). A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery* 31(8): 406-417.
18. Linkow L. *Implant Orthodontics*. *J Clin Orthod*, 4:685-90, 1970.
19. Creekmore TD (1983). The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 17: 266-269.
20. Costa A, Raffaini M, Melsen B (1998). Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery* 13(3): 201-209.
21. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, 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.
22. Park H-S, Lee S-K, Kwon O-W (2005). Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *The Angle orthodontist* 75(4): 602-609.
23. Reynders R, Ronchi L, Bipat S (2009). Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 135(5): 564. e561-564. e519.
24. Park H-S, Jeong S-H, 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.

25. Melsen B, Costa A (2000). Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Orthodontics & Craniofacial Research* 3(1): 23-28.
26. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su Y-Y, Drescher D (2008). Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 69(1): 42-50.
27. Lee S-J, Ahn S-J, Lee JW, Kim S-H, Kim T-W (2010). Survival analysis of orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 137(2): 194-199.
28. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D (2006). Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 67(3): 162-174.
29. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T (2006). Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 129(6): 721. e727-721. e712.
30. Lim JW, Kim WS, Kim IK, Son CY, Byun HI (2003). Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. *Korean Journal of Orthodontics* 33(1): 11-20.
31. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N (2006). Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clinical oral implants research* 17(1): 109-114.
32. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod*, 6: 82-97, 2005.
33. Liu T-C, Chang C-H, Wong T-Y, Liu J-K (2012). Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 141(4): 468-476.
34. Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P (2004). Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (MAS) in the maxillary alveolar bone. *Prog Orthod* 5(2): 212-235.
35. Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P (2004). Mini-screw-anchorage-system (MAS) in the maxillary alveolar bone. *J Ind Orthod Soc* 37: 74-88.

36. Tseng Y-C, Hsieh C-H, Chen C-H, Shen Y-S, Huang I-Y, Chen C-M (2006). The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 35(8): 704-707.
37. Park Y-C, Lee S-Y, Kim D-H, Jee S-H (2003). Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 123(6): 690-694.
38. Berens A, Wiechmann D, Dempf R (2006). Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 67(6): 450-458.
39. Lin JC, Liou EJ, Yeh C-L, Evans CA (2007). A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. *World journal of orthodontics* 8(2).
40. Javed F, Romanos GE (2010). The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *Journal of dentistry* 38(8): 612-620.
41. Drago CJ, Del Castillo RA (2006). A retrospective analysis of osseointegrated implants in clinical practice: 1-year follow-up. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 26(4).
42. Kim J-W, Baek S-H, Kim T-W, Chang Y-I (2008). Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants: mechanical and histologic properties. *The Angle Orthodontist* 78(4): 692-698.
43. Cha J-Y, Kil J-K, Yoon T-M, Hwang C-J (2010). Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 137(1): 73-79.
44. Yerby S, Scott CC, Evans NJ, Messing KL, Carter DR (2001). Effect of cutting flute design on cortical bone screw insertion torque and pullout strength. *Journal of orthopaedic trauma* 15(3): 216-221.
45. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung H-M, Buschang PH (2009). Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *The Angle Orthodontist* 79(6): 1156-1161.
46. DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W. Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma*, 4: 169-174, 1990.
47. Chapman J, Harrington R, Lee K, Anderson P, Tencer A, Kowalski D (1996). Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. *TRANSACTIONS-*

AMERICAN SOCIETY OF MECHANICAL ENGINEERS JOURNAL OF BIOMECHANICAL ENGINEERING 118: 391-398.

48.Perren S (1992). Technical and biomechanical aspects of screws used for bone surgery. *Int J Orthop Trauma* 2: 31-48.

49.Johnson NL, Galuppo LD, Stover SM, Taylor KT (2004). An In Vitro Biomechanical Comparison of the Insertion Variables and Pullout Mechanical Properties of AO 6.5-mm Standard Cancellous and 7.3- mm Self- Tapping, Cannulated Bone Screws in Foal Femoral Bone. *Veterinary surgery* 33(6): 691-698.

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

51.Oh NH, Kim SH, Kook YA, Lee KH, Kang YG, Mo SS (2006). Removal torque of sandblasted large grit, acid etched treated mini-implant. *Korean Journal of Orthodontics* 36(5): 324-330.

52.Chaddad K, Ferreira AH, Geurs N, Reddy MS (2008). Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *The Angle orthodontist* 78(1): 107-113.

53.Christensen FB, Dalstra M, Sejling F, Overgaard S, Bünger C (2000). Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel. *European Spine Journal* 9(2): 97-103.

54.Melsen B. Mini-implants: where are we? *J Clin Orthod*, 39:539-547, 2005.

55.Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL (2001). Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *Journal of cranio-maxillofacial surgery* 29(2): 69-74.

56.Kim J-W, Ahn S-J, Chang Y-I (2005). Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 128(2): 190-194.

57.Östman P-O, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L (2006). Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *International Journal of Prosthodontics* 19(1).

58.Veltri M, Balleri B, Goracci C, Giorgetti R, Balleri P, Ferrari M (2009). Soft bone primary stability of 3 different miniscrews for orthodontic anchorage: a resonance

- frequency investigation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 135(5): 642-648.
59. Heidemann W, Gerlach KL, Gröbel K-H, Köllner H-G (1998). Drill free screws: a new form of osteosynthesis screw. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 26(3): 163-168.
60. Park HS (2003). Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korean J Orthod* 33(3): 151-156.
61. Wawrzinek C, Sommer T, Fischer-Brandies H (2008). Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 69(2): 121-134.
62. Ludwig B, Baumgaertel S, Böhm B, Bowman SJ, Glasl B, Johnston LE, Landes PDDC, Lietz T, Schopf P, Wilmes B (2007). Mini-implants in Orthodontics. *Innovation Anchorage Concepts Quintessence International*.
63. Whang C, Bister D, Sherriff M (2010). An in vitro investigation of peak insertion torque values of six commercially available mini-implants. *The European Journal of Orthodontics* 33(6): 660-666.
64. Baumgaertel S, Razavi MR, Hans MG (2008). Mini-implant anchorage for the orthodontic practitioner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 133(4): 621-627.
65. Kravitz ND, Kusnoto B (2007). Risks and complications of orthodontic miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 131(4): S43-S51.
66. Su Y-Y, Wilmes B, Hönscheid R, 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 & Maxillofacial Implants* 24(3).
67. Cho K-C, Baek S-H (2011). 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.
68. Hung E, Oliver D, Kim KB, Kyung HM, Buschang PH (2012). Effects of pilot hole size and bone density on miniscrew implants' stability. *Clinical implant dentistry and related research* 14(3): 454-460.

- 69.Lim J, Lee S, Kim Y, Lim W, Chun Y (2009). Comparison of cortical bone thickness and root proximity at maxillary and mandibular interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Orthodontics & craniofacial research* 12(4): 299 -304.
- 70.Suzuki EY, Suzuki B (2011). Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 139(5): 669-678.
- 71.Chen Y, Shin H-I, Kyung H-M (2008). Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 133(1): 44-50.
- 72.Mischkowski R, Kneuert P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J, Zöller J (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.
- 73.Gracco A, Giagnorio C, Parenti SI, Bonetti GA, Siciliani G (2012). Effects of thread shape on the pullout strength of miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 142(2): 186-190.
- 74.Miyazawa K, Kawaguchi M, Tabuchi M, Goto S (2010). Accurate pre-surgical determination for self-drilling miniscrew implant placement using surgical guides and cone-beam computed tomography. *The European Journal of Orthodontics* 32(6): 735-740.
- 75.Pithon M, Nojima Ma, Nojima L (2011). In vitro evaluation of insertion and removal torques of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 40(1): 80-85.
- 76.Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H (2004). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 19(1).
- 77.Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, Koebke J, Zöller JE, Braumann B, Mischkowski RA (2010). Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 71(1): 53-67.
- 78.Chung K-R, Kim S-H, Kook Y-A (2004). The C-orthodontic micro-implant. *Journal of clinical orthodontics: JCO* 38(9): 478.

79. Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N (2008). Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 37(4): 334-340.
80. Mo S-S, Kim S-H, Kook Y-A, Jeong D-M, Chung K-R, Nelson G (2010). Resistance to immediate orthodontic loading of surface-treated mini-implants. *The Angle Orthodontist* 80(1): 123-129.
81. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N (2007). Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 36(8): 695-699.
82. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N (2007). Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22(5).
83. Ozdemir F, Tozlu M, Germec-Cakan D (2013). Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 143(2): 190-196.
84. Song Y-Y, Cha J-Y, 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.
85. Holm L, Cunningham SJ, Petrie A, Cousley RR (2012). An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle orthodontist* 82(6): 1022-1028.
86. Marquezan M, Souza MMGd, Araújo MTdS, Nojima LI, Nojima MdCG (2011). Is miniscrew primary stability influenced by bone density? *Brazilian oral research* 25(5): 427-432.
87. O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N (2004). A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clinical implant dentistry and related research* 6(1): 48-57.
88. Battula S, Schoenfeld A, Vrabec G, Njus GO (2006). Experimental evaluation of the holding power/stiffness of the self-tapping bone screws in normal and osteoporotic bone material. *Clinical Biomechanics* 21(5): 533-537.

- 89.Hitchon PW, Brenton MD, Coppes JK, From AM, Torner JC (2003). Factors affecting the pullout strength of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws. *Spine* 28(1): 9-13.
- 90.Luzi C, Verna C, Melsen B (2007). A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Prog Orthod* 8(1): 192-201.
- 91.Wiechmann D, Meyer U, Büchter A (2007). Success rate of mini-and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clinical oral implants research* 18(2): 263-267.
- 92.Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung H-M, Yamamoto TT (2007). Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 131(4): S68-S73.
- 93.Moon C-H, Lee D-G, Lee H-S, Im J-S, 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.
- 94.Heibel H, Alt K, Wächter R, Bähr W (2001). Cortical thickness of the mandible with special reference to miniplate osteosynthesis. Morphometric analysis of autopsy material. *Mund-, Kiefer-und Gesichtschirurgie: MKG* 5(3): 180-185.
- 95.Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Jane Yao CC (2008). Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. *Clinical oral implants research* 19(1): 99-106.
- 96.Melsen B, Verna C (2005). Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Seminars in Orthodontics*, 24-31.
- 97.Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung H-M, Takano-Yamamoto T (2007). Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 131(1): 9-15.
- 98.Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP (2003). Critical review of immediate implant loading. *Clinical oral implants research* 14(5): 515-527.
- 99.Eriksson A, Albrektsson T (1983). Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *The Journal of prosthetic dentistry* 50(1): 101-107.

- 100.Fritz U, Ehmer A, Diedrich P (2004). Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage—preliminary experiences. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 65(5): 410-418.
- 101.Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA, Marshall SD, Southard TE (2008). Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 134(5): 625-635.
- 102.Bagi CM, Hanson N, Andresen C, Pero R, Lariviere R, Turner CH, Laib A (2006). The use of micro-CT to evaluate cortical bone geometry and strength in nude rats: correlation with mechanical testing, pQCT and DXA. *Bone* 38(1): 136-144.
- 103.Dinç H, Sadikoğlu Y, Savci G, Demirci A, Tuncel E (1995). Bone mineral density measurement by quantitative computed tomography in a normal Turkish population. *European journal of radiology* 21(2): 79-83.
- 104.Okuyama K, Abe E, Suzuki T, Tamura Y, Chiba M, Sato K (2000). Can insertional torque predict screw loosening and related failures?: an in vivo study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion. *Spine* 25(7): 858-864.
- 105.Park H-S, HwangBo E-S, Kwon T-G (2010). Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 137(2): 200-206.
- 106.Inaba M (2009). Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *Journal of oral science* 51(3): 347-353.
- 107.Zhao L, Xu Z, Wei X, Zhao Z, Yang Z, Zhang L, Li J, 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.
- 108.Woodall N, Tadepalli SC, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE (2011). Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 139(2): e147-e152.
- 109.Mortensen MG, Buschang PH, Oliver DR, Kyung H-M, Behrents RG (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.

- 110.Uemura M, Motoyoshi M, Yano S, Sakaguchi M, Igarashi Y, Shimizu N (2011). Orthodontic mini-implant stability and the ratio of pilot hole implant diameter. *The European Journal of Orthodontics* 34(1): 52-56.
- 111.Meredith N (1998). Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *International Journal of Prosthodontics* 11(5).
- 112.Sennerby L, Meredith N (1998). Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 19(5): 493-498, 500, 502; quiz 504.
- 113.Zix J, Hug S, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R (2008). Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. *International journal of oral & maxillofacial implants* 23(3).
- 114.Sennerby L, Meredith N (2008). Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000* 47(1): 51-66.
- 115.Lachmann S, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H (2006). Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. *Clinical Oral Implants Research* 17(1): 75-79.
- 116.Oh J-S, Kim S-G (2012). Clinical study of the relationship between implant stability measurements using Periotest and Osstell mentor and bone quality assessment. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology* 113(3): e35-e40.
- 117.Gabay E, Cohen O, Machtei EE (2012). A novel device for resonance frequency assessment of one-piece implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 27(3).
- 118.Su Y-Y, Wilmes B, Hönscheid R, 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 24(4).
- 119.Hughes A, Jordan B (1972). The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion practice. *Injury* 4(1): 25-38.
- 120.Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T (2004). Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *The Angle Orthodontist* 74(4): 558-567.

- 121.Kaku M, Kawai A, Koseki H, Abedini S, Kawazoe A, Sasamoto T, Sunagawa H, Yamamoto R, Tsuka N, Motokawa M (2009). Correction of severe open bite using miniscrew anchorage. *Australian dental journal* 54(4): 374-380.
- 122.Brånemark R, Öhrnell L-O, Nilsson P, Thomsen P (1997). Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat. *Biomaterials* 18(14): 969-978.
- 123.Kim S-H, Cho J-H, Chung K-R, Kook Y-A, Nelson G (2008). Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 134(1): 36-43.
- 124.Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, de Souza LT, 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. e715-790. e722.
- 125.Shah AH, Behrents RG, Kim KB, Kyung H-M, Buschang PH (2011). Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. *The Angle Orthodontist* 82(4): 603-610.
- 126.Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P (2010). Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 137(1): 100-107.
- 127.Seebeck J, Goldhahn J, Städele H, Messmer P, Morlock MM, Schneider E (2004). Effect of cortical thickness and cancellous bone density on the holding strength of internal fixator screws. *Journal of orthopaedic research* 22(6): 1237-1242.
- 128.Meira TM, Tanaka OM, Ronsani MM, Maruo IT, Guariza-Filho O, Camargo ES, 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.
- 129.Çehreli S (2011). Ortodontik mikro-implantların primer stabilitesinin in vitro koşullarda incelenmesi.
- 130.Morarend C, Qian F, Marshall SD, Southard KA, Grosland NM, Morgan TA, McManus M, Southard TE (2009). Effect of screw diameter on orthodontic skeletal

- anchorage. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 136(2): 224-229.
- 131.Flegler SL HJ, Klomprens KL. (1993). Scanning and Transmission Electron Microscopy. First Edition. Oxford, UK,. Oxford Univ Press, .
- 132.Eliades T, Zinelis S, Papadopoulos MA, Eliades G (2009). Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 135(1): 10. e11-10. e17.
- 133.Serra G, Morais LS, Elias CN, Meyers MA, Andrade L, Muller C, Muller M (2008). Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 134(1): 44-52.
- 134.Matthew I, Frame J, Browne R, Millar B (1996). In vivo surface analysis of titanium and stainless steel miniplates and screws. International journal of oral and maxillofacial surgery 25(6): 463-468.
- 135.Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. Dental materials 23(7): 844-854.
- 136.Saboori A, Gallo D, Biamino S, Fino P, Lombardi M (2017). An Overview of Additive Manufacturing of Titanium Components by Directed Energy Deposition: Microstructure and Mechanical Properties. Applied Sciences 7(9): 883.
- 137.Mattos CT, Ruellas ACdO, Elias CN (2010). Is it possible to re-use mini-implants for orthodontic anchorage? Results of an in vitro study. Materials Research 13(4): 521-525.
- 138.Noorollahian S, Alavi S, Monirifard M (2012). A processing method for orthodontic mini-screws reuse. Dental research journal 9(4): 447.
- 139.Estelita S, Janson G, Chiqueto K, Ferreira ES (2014). Effect of recycling protocol on mechanical strength of used mini-implants. International journal of dentistry 2014.
- 140.Yıldırım S. ÖB (2014). Self-Tapping ve Self-Drilling Ortodontik Mikro İmplantların Ortodontik Tedavi Sürecinde Stabilitelerinin Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi. (Trabzon).
- 141.Hergel CA (2015). Mini Vidaların, İn Vitro Uygulama Sirasi ve Sonrasında Yüzey ve Mekanik Özelliklerindeki Değişikliklerin ve Tekrar Kullanılabilirliklerinin Değerlendirilmesi (İstanbul).

- 142.Tosun Y (1999). Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi: 6-7.
- 143.Ozkan S (2012). Direk ve İndirek İskeletsel Ankraj Kullanılarak Yapılan İki Farklı Kanin Distalizasyon Tekniğinin Etkinliklerinin Karşılaştırılması. Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Trabzon.
- 144.Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A (2006). Mar. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 76(2): 191-197. 10.1043/0003-3219(2006)076[0191:SZAGFM]2.0.CO;2.
- 145.Çehreli S (2011). Ortodontik Mikro-İmplantların Primer Stabilitesinin İn Vitro Koşullarda İncelenmesi. Doktora. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı, Ankara.
- 146.Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI (2008). Jul. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. Mechanical and histological properties. *Angle Orthod* 78(4): 692-698. 10.2319/0003-3219(2008)078[0692:COSBCA]2.0.CO;2.
- 147.Inaba M (2009). Sep. Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *J Oral Sci* 51(3): 347-353.
- 148.Motoyoshi M, Uchida Y, Matsuoka M, Inaba M, Iwai H, Karasawa Y, Shimizu N (2013). Mar 22. Assessment of damping capacity as an index of root proximity in self-drilling orthodontic mini-implants. *Clin Oral Investig*. 10.1007/s00784-013-0965-8.
- 149.Park HS, Jeong SH, Kwon OW (2006). Jul. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130(1): 18-25. 10.1016/j.ajodo.2004.11.032.
- 150.Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T (2003). Oct. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124(4): 373-378. 10.1016/S0889540603005651.
- 151.Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T (2006). Jun. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129(6): 721 e727-712. 10.1016/j.ajodo.2006.02.026.

- 152.Chaddad K, Ferreira AF, Geurs N, Reddy MS (2008). Jan. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod* 78(1): 107-113. 10.2319/100206-401.1.
- 153.Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C (2005). Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 6(1): 82-97.
- 154.Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP (2001). Aug. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res* 12(4): 358-363.
155. Kim YK, Kim YJ, Yun PY, Kim JW (2009). Sep. Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. *Angle Orthod* 79(5): 908-914. 10.2319/071808-374.1.
- 156.Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH (2009). Nov. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod* 79(6): 1156-1161. 10.2319/103108-554R.1.
- 157.Cha JY, Takano-Yamamoto T, Hwang CJ (2010). Jul-Aug. The effect of miniscrew taper morphology on insertion and removal torque in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25(4): 777-783.
158. Choi SH, Cha JY, Joo UH, Hwang CJ (2012). May. Surface changes of anodic oxidized orthodontic titanium miniscrew. *Angle Orthod* 82(3): 522-528. 10.2319/071311-448.1.
- 159.Wu J-H, Lu P-C, Lee K-T, Du J-K, Wang H-C, Chen C-M (2011). Horizontal and vertical resistance strength of infrazygomatic mini-implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 40(5): 521-525.
- 160.Wang C-H, Wu J-H, Lee K-T, Hsu K-R, Wang HC, Chen C-M (2011). Mechanical strength of orthodontic infrazygomatic mini-implants. *Odontology* 99(1): 98-100.
- 161.Heo Y-Y, Cho K-C, Baek S-H (2012). Angled-predrilling depth and mini-implant shape effects on the mechanical properties of self-drilling orthodontic mini-implants during the angled insertion procedure. *The Angle Orthodontist* 82(5): 881-888.
- 162.Baumgaertel S, Hans MG (2009). Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 136(2): 230-235.

- 163.Chen Y, Kyung HM, Gao L, Yu W-J, Bae E-J, Kim S-M (2010). Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters. *The Angle Orthodontist* 80(5): 821-827.
- 164.Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C (2005). Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Progress in orthodontics* 6(1): 82-97.
- 165.Lee J, Kim JY, Choi YJ, Kim KH, Chung CJ (2013). Jul. Effects of placement angle and direction of orthopedic force application on the stability of orthodontic miniscrews. *Angle Orthod* 83(4): 667-673. 10.2319/090112-703.1.
- 166.Jasmine MI, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM (2012). Jan. Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: a 3-dimensional finite element analysis study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 141(1): 71-80. 10.1016/j.ajodo.2011.06.031.
167. Kagan L (2013). Farklı Açılarda Uygulanmış Konik Tek Tip Yivli ve Çift Tip Yivli Ortodontik Mini İmplantların Primer Stabilitelerinin Değerlendirilmesi. İstanbul.
- 168.Nanda RS (2009). *Temporary Anchorage Devices in Orthodontics* Mosby Elsevier, St. Louis, Missouri, 261.
- 169.Uemura M, Motoyoshi M, Yano S, Sakaguchi M, Igarashi Y, Shimizu N (2012). Feb. Orthodontic mini-implant stability and the ratio of pilot hole implant diameter. *Eur J Orthod* 34(1): 52-56. 10.1093/ejo/cjq157.
- 170.Gantous A, Phillips JH (1995). Jun. The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews. *Plast Reconstr Surg* 95(7): 1165-1169.
- 171.Chatziagianni A, Keilig L, Reimann S, Eliades T, Bourauel C (2010). Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels. *The European Journal of Orthodontics* 33(4): 381-387.
- 172.Cha B-K, Lee Y-H, Lee N-K, Choi D-S, Baek S-H (2008). Soft tissue thickness for placement of an orthodontic miniscrew using an ultrasonic device. *The Angle Orthodontist* 78(3): 403-408.
- 173.Chang JZ-C, Chen Y-J, Tung Y-Y, Chiang Y-Y, Lai EH-H, Chen W-P, Lin C-P (2012). Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 141(3): 279-288.

- 174.Ozawa T, Takahashi K, Yamagata M, Ohtori S, Aoki Y, Saito T, Inoue G, Ito T, Moriya H (2005). Insertional torque of the lumbar pedicle screw during surgery. *Journal of Orthopaedic Science* 10(2): 133-136.
- 175.Ure DS, Oliver DR, Kim KB, Melo AC, Buschang PH (2011). Nov. Stability changes of miniscrew implants over time. *Angle Orthod* 81(6): 994-1000. 10.2319/120810-711.1.
- 176.Veltri M, Balleri B, Goracci C, Giorgetti R, Balleri P, Ferrari M (2009). May. Soft bone primary stability of 3 different miniscrews for orthodontic anchorage: a resonance frequency investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 135(5): 642-648. 10.1016/j.ajodo.2007.05.025.
- 177.Uysal T, Ekizer A, Akcay H, Etoz O, Guray E (2012). Feb. Resonance frequency analysis of orthodontic miniscrews subjected to light-emitting diode photobiomodulation therapy. *Eur J Orthod* 34(1): 44-51. 10.1093/ejo/cjq166.
- 178.Kim JW, Ahn SJ, Chang YI (2005). Aug. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 128(2): 190-194. 10.1016/j.ajodo.2004.01.030.
- 179.Yoo SH, Park YC, Hwang CJ, Kim JY, Choi EH, Cha JY (2013). Dec 19. A comparison of tapered and cylindrical miniscrew stability. *Eur J Orthod*. 10.1093/ejo/cjt092.
- 180.Oh JS, Kim SG, Lim SC, Ong JL (2009). Apr. A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 107(4): 513-518. 10.1016/j.tripleo.2008.08.026.
- 181.Lachmann S, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H (2006). Feb. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res* 17(1): 75-79. 10.1111/j.1600-0501.2005.01173.x.
- 182.Nienkemper M, Wilmes B, Panayotidis A, Pauls A, Golubovic V, Schwarz F, Drescher D (2013). Mar. Measurement of mini-implant stability using resonance frequency analysis. *Angle Orthod* 83(2): 230-238. 10.2319/043012-354.1.

183. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM (2003). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *The Angle Orthodontist* 73(1): 86-92.
184. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL (2001). Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery* 29(2): 69-74.
185. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, 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.
186. Schulte W, Lukas D (1993). Periotest to monitor osseointegration and to check the occlusion in oral implantology. *The Journal of oral implantology* 19(1): 23-32.
187. Faulkner MG, Giannitsios D, Lipsett AW, Wolfaardt JF (2001). The use and abuse of the Periotest for 2-piece implant/abutment systems. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 16(4).

11. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

T.C. Kimlik/Pasaport No : 46996505150
Soyadı, Adı : BAŞER, Barış
Uyruğu : T.C.
Doğum Tarihi ve Yeri : 26/07/1988 - Konya
Medeni Hali : Bekar
Telefon : 0 (462) 3774732
Faks : 0 (462) 3253017
E-Posta : barisbaser88@hotmail.com
Yazışma Adresi : KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D.

EĞİTİM BİLGİLERİ

<u>Derece</u>	<u>Mezun Olduğu Kurumun Adı</u>	<u>Mezuniyet Yılı</u>
Lisans/Yüksek Lisans	Ege Üniversitesi Diş Hek. Fak.	2012
Lise	Cumhuriyet Lisesi	2006

AKADEMİK / MESLEKİ DENEYİMİ

<u>Görevi</u>	<u>Kurum</u>	<u>Süre (Yıl-Yıl)</u>
1. Araştırma Görevlisi	KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2013 -

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Ortodonti

YAYINLAR / BİLDİRİLER

A. Uluslararası Hakemli Dergilerde Yayınlanan Makaleler

-

B. Uluslararası ve Ulusal Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Bildiriler

1. Başer B., Bayram M. İskeletsel ankraj destekli yeni bir aparey ile üst molar distalizasyonu: Vaka raporu. Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu Ekim 2016 Ankara, Türkiye.
2. Tek taraflı dudak-damak yarıklı opere bir vakanın interdisipliner tedavisi: Olgu sunumu. Bayram M. , Başer B., Özkan S. Türk Ortodonti Derneği Ekim 2014 Ankara, Türkiye