

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI



**ORTODONTİK MİKRO-İMLANTLARIN PRİMER
STABİLİTESİNİN İN VİTRO KOŞULLARDA İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Seçil Çehrelİ

Ankara, 2011

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ortodonti Dalında Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 08/02/2011

“ Ortodontik Mikro- İmplantların Primer Stabilitesinin İn Vitro Koşullarda İncelenmesi ”

TEZ DANIŞMANI: Doç.Dr.Ayça ARMAN ÖZÇİRPİCİ

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof.Dr. Ufuk Toygar MEMİKOĞLU

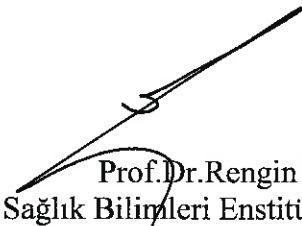
Prof.Dr. İlken KOCADERELİ

Doç.Dr.Ayça ARMAN ÖZÇİRPİCİ

Doç.Dr. Ömür POLAT ÖZSOY

Yrd.Doç.Dr. Alev YILMAZ

ONAY:Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 08/02/2011 tarih, 24 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.


Prof.Dr.Rengin Erdal
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini bizlerle paylaŐan, desteklerini her zaman hissettiğim baŐta bÖlüm baŐkanımız ve danışman hocam Doç. Dr. Ayđa Arman Özcırpıcı'ya, Doç Dr. Ömür Polat Özsoy'a, Başkent Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalı'nın diğer tüm öğretim üyelerine ve yardımlarından dolayı asistan arkadaşlarıma, teknisyenlerimize ve sekreterlerimize teşekkür ederim.

Tezimin radyolojik değerlendirme kısmında karŐılıksız destek veren Başkent Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyelerinden Yrd. Doç. Dr. Koray Hekimoğlu'na, histolojik çalıŐmalarımnda yardımlarını esirgemeyen Histoloji Anabilim Dalı BaŐkanı Prof. Dr. Atilla Dağdeviren'e, ayrıca katkılarından dolayı Prof. Dr. Nejat Arpak'a teşekkür ederim.

Son beŐ yıldır her Őeyimi paylaŐtıđım, samimiyetine sonsuz güven duyduğum sevgili dostum ve dÖnem arkadaşım Zeynep Değerimenci Tunđer'e teşekkür ederim.

Her adımımnda yanımda olduğunu hissettiren, her konuda bana destek olan, hayatımı paylaŐtıđım sevgili eŐime sonsuz teŐekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her dÖneminde bana sonsuz destek veren, beni cesaretlendiren ve hep yanımda olan aileme ve bana yaŐam sevinci veren canım kızım Lara'ya sonsuz sevgi ve teŐekkürler...

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI



**ORTODONTİK MİKRO-İMLANTLARIN PRİMER
STABİLİTESİNİN İN VİTRO KOŞULLARDA İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Seçil Çehreli

Danışman: Doç. Dr. Ayça Arman Özçırpıcı

Başkent Üniversitesi Araştırma Kurulu Proje no: D-DA10/01

Ankara, 2011

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, ortodontik self-drilling (SD) ve self-tapping (ST) mikro-implantların primer stabilitesini incelemek ve karşılaştırmaktır. Ayrıca, mikro-implantların primer stabilitesini etkileyen faktörler arasındaki korelasyonu araştırmaktır. SD ve ST implantlar (n=72) bilgisayarlı tomografi ile kortikal kemik kalınlığı ve kemik yoğunluğu (Hounsfield unit) ölçüldükten sonra sığır iliak kemik bloklarına yerleştirilmiştir. İmplantların (n=24) yerleştirme torkları ölçülmüş ve eşanlı olarak uygulayıcı tarafından yerleştirmeye karşı olan direnç subjektif olarak skorlanmıştır. İmplantlar yerleştirildikten sonra Periotest ölçümleri yapılmıştır. Her implanttan elde edilen aksiyal kesitlerde histomorfometrik kemik-implant teması (K.İ.T. %) ölçülmüştür. Toplam 48 implantta pull-out ve push-in testleri yapılmıştır. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediğini incelemek amacıyla %95 güven seviyesinde Kolmogorov-Smirnov testi yapılmıştır. Gruplar arası karşılaştırmalar Mann-Whitney U, Bağımsız t-test ve Ki-Kare testleriyle %95 güven seviyesinde yapıldıktan sonra bu faktörler arasındaki olası korelasyonları araştırmak için Spearman'ın korelasyon analizi yapılmıştır. SD ve ST implantların yerleştirme tork ($P=.552$) ve subjektif skorları ($P=.324$) benzer bulunmuştur. Periotest ölçümlerinden sadece Periotest 3 ölçümü için gruplararası fark bulunmuştur ($P=.013$). Gruplararası karşılaştırmada maksimum pull-out ($P=.166$) ve push-in ($P=.419$) kuvvetleri farklı bulunmamıştır. SD gruptaki K.İ.T. (%87.60) ST gruptakinden (%80.73) daha yüksek bulunmuştur ($P=.046$).

K.İ.T. ve kortikal kemik kalınlığı arasında SD ($r=0.909$, $P=.00$) ve ST ($r=0.823$, $P=.001$) gruplarında pozitif korelasyon bulunmuştur. Pull-out değerleri ve kortikal kemik kalınlığı ($r=0.606$, $P=.037$) ve kortikal kemik yoğunluğu ($r=0.748$, $P=.005$) arasında SD grupta pozitif korelasyon belirlenmiş olmasına karşın, ST grupta bu parametreler arasında korelasyon bulunamamıştır. Benzer şekilde push-in değerleri ve kortikal kemik yoğunluğu ($r=0.661$, $P=.00$) arasında SD grupta pozitif korelasyon bulunmuş olmasına karşın, ST grupta push-in değerleri ve bilgisayarlı tomografi parametreleri arasında korelasyon bulunamamıştır. Yerleştirme tork ve kortikal kemik kalınlığı arasında SD ($r=0.544$, $P=.00$) ve ST ($r=0.516$, $P=.001$) gruplarında pozitif korelasyon

bulunmuştur. Ayrıca, yerleştirme tork ve kortikal kemik yoğunluğu arasında SD ($r=0.661$, $P=.00$) ve ST ($r=0.568$, $P=.00$) gruplarında anlamlı korelasyon bulunmuştur. Özellikle SD grupta yerleştirme tork ve Periotest değerleri arasında negatif korelasyon bulunmuştur ($P<.05$). Her iki grupta da subjektif skorlar arasında önemli farklılıklar bulunmuştur ($P<.05$). Yerleştirme tork ile pull-out ($r=0.916$, $P=.00$) ve push-in ($r=0.58$, $P=.048$) değerleri arasında SD grupta pozitif korelasyon bulunurken, ST grupta bulunamamıştır. K.İ.T. ve yerleştirme tork değerleri arasında SD ($r=0.657$, $P=.02$) ve ST ($r=0.839$, $P=.001$) gruplarında pozitif korelasyon bulunmuştur. Bu çalışmada kullanılan SD ve ST implantların primer stabilitesi SD implantların çevresindeki kemik kütlesi daha fazla olmasına karşın benzer bulunmuştur. K.İ.T., kortikal kemik kalınlığı ve yerleştirme tork değerleri arasında pozitif korelasyon görülürken, tork ve Periotest değerleri arasında negatif korelasyon görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Mikro vida; implant tasarımı; bilgisayarlı tomografi; primer stabilite; pull-out; tork.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate and compare primary stability of self-drilling (SD) and self-tapping (ST) orthodontic micro-implants. In addition, possible correlations of factors influencing primary stability were explored. SD and ST (n=72) were placed into bovine iliac bone blocks subsequently to computed tomography measurements on cortical bone thickness and bone density (Hounsfield units). Insertion torque (IT) of the implants (n=24) were measured and the subjective resistance to insertion was simultaneously scored by the operator. Periotest measurements were undertaken upon placement of the implants. Histomorphometric bone-implant contact (BIC %) of each implant was measured from axial sections. Pull-out and push-in tests were performed on a total of 48 implants. Kolmogorov-Smirnov test was performed at 95% confidence level to determine whether normal distribution of the data was present. Inter-group comparisons were undertaken by Mann-Whitney U, Independent t-test, and Chi-Square tests at 95% confidence level followed by Spearman's correlation analyses to explore possible correlations between these factors. IT values and subjective assessment scores of SD and ST implants were similar ($P=.552$ and $P=0.324$, respectively). The inter-group differences between Periotest measurements was significant only for Periotest 3 measurements ($P=.013$). Inter-group comparisons did not reveal differences in maximum pull-out and push-in forces ($P=.166$ and $P=.419$, respectively). The BIC of SD group (%87.60) was higher than that of ST group (%80.73) ($P=.046$). There was a positive correlation between BIC and cortical bone thickness in SD and ST groups ($r=0.909$, $P=.00$ and $r=0.823$, $P=.001$, respectively). While a positive correlation was detected between pull-out values and cortical bone thickness ($r=0.606$, $P=.037$) and cortical bone density ($r=0.748$, $P=.005$) in the SD group, there was no correlation between these parameters in the ST group. Likewise, a positive correlation was found between push-in values and cortical bone density ($r=0.661$, $P=.00$) in the SD group, but there was no correlation between push-in values and computerized tomography parameters in the ST group. A positive correlation was detected between IT and cortical bone thickness in SD and ST groups ($r=0.544$, $P=.00$ and $r=0.516$, $P=.001$,

respectively). There was also a significant correlation between IT values and cortical bone density in SD and ST groups ($r=0.661$, $P=.00$ and $r=0.568$, $P=.00$, respectively). There was a negative correlation between IT and Periotest values, predominantly in the SD group ($P<.05$). The differences in subjective scores was significant in both groups ($P<.05$). There was a positive correlation between pull-out and push-in values with IT ($r=0.916$, $P=.00$ and $r=0.58$, $P=.048$, respectively) in the SD group, but not in the ST group. There was a positive correlation between BIC and IT values in SD and ST groups ($r=0.657$, $P=.02$ and $r=0.839$, $P=.001$, respectively). The primary stability of the ST and SD implants used in this study was comparable, although the bone mass around SD implants was higher. A positive correlation was observed between BIC, cortical bone thickness and IT values and a negative correlation between torque and Periotest values.

Keywords: Micro screw; implant design; computed tomography; primary stability; pull-out; torque.

İÇİNDEKİLER

İç kapak	
Kabul-onay sayfası	
Teşekkür	
Özet ve anahtar sözcükler	v
İngilizce özet (Abstract ve key words)	vii
İçindekiler	ix
Kısaltmalar ve simgeler dizini	xi
Şekiller dizini	xii
Tablolar dizini	xv
1. Giriş	1
2. Genel Bilgiler	3
2.1. Ankraj ve Ortodontik Tedavideki Önemi	3
2.2. İskeletsel Ankraj Üniteleri	4
2.2.1. İskeletsel Ankraj Ünitelerinin Sınıflandırılması ve Klinik Uygulamalar	4
2.2.2. Potansiyel İmplant Bölgelerinin Radyografik Değerlendirmesi	6
2.2.3. İmplant Tasarımı ve Yerleştirme Teknikleri	10
2.2.4. Mini-vida İmplantlarının Klinik Sonuçları	15
2.2.5. Mini/mikro-implantların Stabilitesi ve Ölçüm Teknikleri	19
2.2.6. Mini/mikro-implantların Primer Stabilitesini Etkileyen Faktörler	22
3. Gereç ve Yöntem	38
3.1. Kemik bloklarının hazırlanması ve BT	38
3.2. Pilot Çalışma	39
3.3. İmplantlar ve primer stabilite ölçümleri	40
3.4. Histoloji ve histomorfometri	46
3.5. Pull-out ve push-in testleri	46
3.6. İstatistiksel değerlendirmeler	47

4. Bulgular	49
4.1. Mekanik testlerdeki nitel ve kesitlerdeki histolojik bulgular	49
4.2. Self-drilling ve self-tapping arasında verilerin karşılaştırılması	51
4.3. Korelasyon Analizleri	60
Tartışma	74
Sonuç	90
Kaynaklar	91

KISALTMALAR VE SİMGELER

Bilgisayarlı tomograf	BT	6
Hounsfield Unit	HU	8
Self-drilling	SD	12
Self-tapping	ST	12
Implant Stability Quotient	ISQ	21
Göreceli kemik densitesi	BV/TV	24
Microfocus bilgisayarlı tomografi	μ BT	33
Kemik-implant temas	K.İ.T.	59

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Çalışmada izlenen protokol. SD: Self-drilling; ST: Self-tapping.	38
Şekil 3.2. BT'de her implant bölgesinde kortikal ve trabeküler kemikteki yoğunluk ölçümleri için kullanılan yöntem. Büyütülmüş sağdaki görüntüde, kortikal kemik üzerinde yerleştirilmiş 0.5 mm çapındaki (1) ve kortikal kemiğin hemen altından itibaren 2.5 mm çapındaki (2) trabeküler kemik densitesini ölçmek için kullanılan alanlar görülmektedir.	40
Şekil 3.3. AbsoAnchor implant sistemi için pilot frez, machine-driver, hand-driver ve mikro-implant (soldan sağa).	41
Şekil 3.4. ST grubu için pilot frez kullanılarak soketin açılması (sol). İmplantların machine-driver ile kemik bloklarına yerleştirilmesi (sağ).	42
Şekil 3.5. İmplantların primer stabilitesinin ölçülmesi için kullanılan ekipman. Soldan sağa manuel tork aletine bağlı veri aktarım sistemi, verilerin yazılımda görüntülendiği bilgisayar ve Periotest cihazı görülmektedir.	43
Şekil 3.6a. Yerleştirme tork deneyi sırasına uygulayıcının implantı yerleştirmesi. Manuel tork aletine implant sisteminin hand-driver'ı sabitlendiği için deney sırasında implantın tepesi tam kavranmaktadır.	44
Şekil 3.6b. Bir implantın yerleştirilmesine ait tork-zaman grafiği. Maksimum tork implantın tam yerleştirilmesi sırasında elde edilmektedir.	44
Şekil 3.7. Mikro-implantın tepesine temas eden Periotest® cihazı.	45
Şekil 3.8. Periotest ölçümlerinde, ölçüm ucunun implant başına (*) temas ettirildiği yönler (1,2,3). A implant açıldırıldığı yöne göre apeksinin, B ise başının bulunduğu tarafı göstermektedir.	45
Şekil 3.9. Şekil 3.9. Pilot çalışmada kesilen kemik implant blokları ve kesitlere örnek.	46

Şekil 3.10 Kemik bloklarının pull-out (sol) ve push-in (sağ) testleri için universal test makinasına bağlanmış hali.	47
Şekil 4.1. İki farklı implanta ait pull-out test grafikleri. Tipik bir testte kuvvet arttıkça, kemiğin kırılma noktasına kadar kuvvetin artışı görülmektedir (sol). Kuvvetin artışı ile implantın aşamalı olarak soketinden çıkmasına bağlı grafikte oluşan inişli-çıkışlı görüntü ve implantın tepesindeki halkanın kırılmasına bağlı olarak ani iniş görülmektedir (sağ).	49
Şekil 4.2. Pull-out testlerinde kırılan/kopan vida başlarına ait bir örnek.	50
Şekil 4.3. Bir self-tapping implanta ait histolojik görüntü. Beyaz oklar kortikal kemiğin derinlere doğru kırılan ve yivlerin arasına giren alanları, sarı oklar yivlerin arasına dolan kırılmış trabeküler kemik parçacıklarını işaret etmektedir.	51
Şekil 4.4. ST ve SD implantların yerleştirildikleri kemik bölgelerindeki kortikal kemik kalınlıklarının box-plot sunumu.	55
Şekil 4.5. ST ve SD implantların yerleştirildikleri kemik bölgelerindeki kortikal ve trabeküler kemiğin HU değerlerinin box-plot sunumu.	55
Şekil 4.6. ST ve SD implantların giriş tork değerlerinin box-plot sunumu.	56
Şekil 4.7. ST ve SD implantların Periotest değerlerinin box-plot sunumu.	56
Şekil 4.8. ST ve SD implantların subjektif değerlendirme skor dağılımı.	57
Şekil 4.9. ST ve SD implantların pull-out test verilerinin (N ve MPa) box-plot sunumu.	58
Şekil 4.10. ST ve SD implantların push-in test verilerinin (N ve MPa) box-plot sunumu.	59
Şekil 4.11. SD ve ST implantlara ait kemik-implant kesitlerine örnek.	59
Şekil 4.12. SD grup için K.İ.T. (%) ve HU kortikal	60

arasındaki aynı yönlü korelasyonun grafiği.	
Şekil 4.13. SD grup için pull-out kuvvetleri (N) ve kortikal kemik kalınlığı (sol) ve HU kortikal kemik (sağ) arasındaki aynı yönlü korelasyonun grafikleri.	61
Şekil 4.14. SD grup için push-in stresleri (MPa) ve HU kortikal kemik arasındaki aynı yönlü korelasyonun grafiği.	62
Şekil 4.15. SD grup için yerleştirme tork değerleri (Ncm) ve kortikal kemik kalınlığı (sol) ve HU kortikal kemik (sağ) arasındaki aynı yönlü korelasyonun grafiği.	63
Şekil 4.16. SD grup için yerleştirme tork değerleri (Ncm) ve Periotest ölçümleri (soldan sağa 1-3) arasındaki ters yönlü korelasyonun grafikleri.	64
Şekil 4.17. SD implantlara ait tork-subjektif skor box-plot grafiği.	65
Şekil 4.18. SD implantlara ait tork-K.İ.T. korelasyon grafiği.	66
Şekil 4.19. SD implantlara ait pull-out kuvvetleri ve stresleri (N ve MPa) ile tork değerleri arasındaki aynı yönlü korelasyonun grafikleri.	66
Şekil 4.20. SD implantlara ait push-in stresleri (MPa) ile tork değerleri arasında aynı yönlü korelasyon grafiği.	67
Şekil 4.21. ST implantlarda K.İ.T. (%) ile kortikal kemik kalınlığı (sol) ve HU kortikal kemik arasındaki (orta) aynı yönlü anlamlı ve HU trabeküler kemik (sağ) ile ters yönlü anlamlı korelasyon grafikleri.	68
Şekil 4.22. Tork ile Periotest 1 arasında ters yönlü anlamlı korelasyon grafiği.	71
Şekil 4.23. ST implantlara ait tork-subjektif skor box-plot grafiği.	72
Şekil 4.24. Self- tapping implantlara ait tork-K.İ.T. korelasyon grafiği.	72

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 4.1. SD gruba ait veriler.	52
Tablo 4.2. ST implantlara ait veriler.	53
Tablo 4.3. Self-drilling ve self-tapping implantlar (her grup n=36) için tek-örnek Kolmogorov-Smirnov test sonuçları.	54
Tablo 4.4. ST ve SD implantlar için subjektif skorlama sonuçları ve % dağılım.	57
Tablo 4.5. ST ve SD implantlar için (n=12) pull-out ve push-in test sonuçlarının ve kemik-implant temas miktarının (%) tanımlayıcı istatistik verileri.	58
Tablo 4.6. SD implantlar için K.İ.T. ve BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi.	60
Tablo 4.7. SD implantlar için Pull out test verileri (N ve MPa) ve BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi.	61
Tablo 4.8. SD implantlar için push-in test verileri (N ve MPa) ve BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi.	62
Tablo 4.9. SD implantlar için yerleştirme tork verileri (N.cm) ve BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi.	63
Tablo 4.10. SD implantlar için yerleştirme tork verileri (N.cm) ve Periotest verileri arasındaki korelasyon analizleri.	64
Tablo 4.11. SD implantlarda tork ölçümlerine isabet eden subjektif skorların tanımlayıcı istatistikleri.	65
Tablo 4.12. SD implantlar için pull-out (N ve MPa) ve yerleştirme tork verileri (N.cm) arasındaki korelasyon analizleri.	66
Tablo 4.13. SD implantlar için push-in (N ve MPa) ve yerleştirme tork verileri (N.cm) arasındaki korelasyon analizleri.	67
Tablo 4.14. ST implantlar için K.İ.T. ve BT parametreleri (kortikal	68

kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi.

Tablo 4.15. ST implantlar için pull-out test verileri (N ve MPa) ve BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi. 69

Tablo 4.16. ST implantlar için push-in test verileri (N ve MPa) ve BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi. 69

Tablo 4.17. ST implantlar için yerleştirme tork verileri (N.cm) ve HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik arasındaki Pearson'un korelasyon analizi. 70

Tablo 4.18. ST implantlar için yerleştirme tork verileri (N.cm) ve Periotest verileri arasındaki korelasyon analizleri. 70

Tablo 4.19. ST implantlarda tork ölçümlerine isabet eden subjektif skorların tanımlayıcı istatistikleri. 71

Tablo 4.20. ST implantlar için pull-out (N ve MPa) ve yerleştirme tork verileri (N.cm) arasındaki korelasyon analizleri. 73

Tablo 4.21. ST implantlar için push-in (N ve MPa) ve yerleştirme tork verileri (N.cm) arasındaki korelasyon analizleri. 73

1. GİRİŞ

Ortodontik tedavilerde dişleri hareket ettirmek için uygulanan kuvvetler, Newton'un etki-tepki kanuna dayanır ve aynı büyüklükte ve ters yönlü resiprokal kuvvetler oluşturur. Bu kuvvetler istenmeyen diş hareketlerine yol açar. Ortodontik ankraj, istenmeyen bu diş hareketine karşı gösterilen zıt yönlü direnç olarak tanımlanır (1). Günümüzde ortodontik tedavide ankraj kontrolünün tam olarak sağlanabilmesi için iskeletsel ankraj üniteleri tercih edilmektedir. Bu amaçla, mikro/mini-implantlar ve mini-plaklar gibi kemik içine yerleştirilen geçici ankraj üniteleri kullanılmaktadır. Bunlardan mikro/mini-implantlar, maksimum ankraj sağlamanın yanısıra, hasta kooperasyonu gerektirmezler, maliyetleri düşüktür, klinik uygulamaları kolaydır ve yüksek başarı oranına sahiplerdir (2).

Kemik-implant arayüzeyinin iyileşmesi için bir ortodontik mikro/mini-implantın yük taşımadan önce ne kadar süre beklenmesi konusunda bir fikirbirliği olmamasına karşın günümüzde immedat ve erken yükleme girişimlerinin artması implantların iyi primer stabiliteye sahip olmasını gerektirmektedir (3). Primer stabilite, yeni yerleştirilmiş bir implantın kemik içindeki mekaniksel rezistansını ifade eder ve sorunsuz bir kemik-implant arayüzeyi iyileşmesi için en önemli önceliktir (4). Çalışmalar, primer stabilitenin implant tasarımından ve yerleştirilen kemiğe ait parametrelerden etkilendiğini göstermiştir (3-6).

Primer stabilitenin belirlenmesi için invaziv ve non-invaziv olmak üzere iki farklı yöntem kullanılabilir. İnvaziv yöntemler, pull-out ve removal tork gibi kemik-implant arayüzeyini kalıcı hasara uğratan teknikler olduklarından genellikle hayvan veya invitro çalışmalarda kullanılmaktadır (7,8). Non-invaziv yöntemlerin klinik uygulamalarda implantın stabilitesiyle ilgili objektif ve sayısal değerler sağlamaları ve kemik-implant arayüzeyine hiçbir zarar vermemeleri kullanımlarının artmasına neden olmuştur. Non-invaziv yöntemler; yerleştirme tork ölçümleri, Periotest ölçümleri ve ortodontik implantlar için sadece deneysel çalışmalarda kullanılan rezonans frekans analizidir. Ayrıca, cerrahın implant

yerleştirmesi sırasındaki kemik yoğunluğu/tork ile ilgili subjektif skorlaması da bir alternatif yöntem olarak araştırma konusudur (3, 9-11).

Dental ve ortodontik implantların primer stabilitesini ölçmek için kullanılabilen altın-standart bir yöntem henüz bulunmamaktadır ve mevcut yöntemlerin birbirleriyle korelasyonu da tartışmalıdır. Ortodontik implantlar ile ilgili korelasyon çalışmaları, dental implantların primer stabilitesini etkileyen faktörlerin incelenmesi yönünde yapılan çalışmalara benzerdir ve genellikle yerleştirme/çıkarma tork değerleri, çıkarma (pull-out) dayanıklılığı, implant tasarımı ve kemik yoğunluğu-kortikal kemik kalınlığı arasındaki korelasyonların incelenmesine odaklanmıştır (3,7,9-13). Ancak, klinik açıdan çok önemli bir parametre olan implant stabilitesinin iyi anlaşılabilmesi için birçok faktörün korelasyonunun incelenmesi gerekmektedir. Bunlar, farklı implant stabilite ölçüm tekniklerinin karşılaştırılması ve bunların kemiğin radyolojik özellikleri, kemik-implant birleşiminin histolojik-histomorfometrik özellikleri, ve farklı tasarımdaki implantların kemikteki ankrajının incelenmesiyle açıklanabilir.

Bu tez çalışmasının amacı ortodontik self-drilling ve self-tapping mikro-implantların primer stabilitesini incelemek ve karşılaştırmaktır. Ayrıca, ortodontik mikro-implantların primer stabilitesini ölçmek için kullanılan non-invaziv ve invaziv yöntemler ile kemiğin radyolojik özellikleri, histomorfometrik kemik-implant teması ve implantın kemikteki mekaniksel ankrağı arasındaki olası korelasyonları incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ankraj ve Ortodontik Tedavideki Önemi

Webster sözlüğüne göre ankraj "aşırı bir kuvvete direnç gösteren sağlam bir dayanak" olarak tanımlanmıştır. Ortodontik tedavide ankraj ünitelerinin veya hareket eden ünitelerin belirlenmesi, ortodontistin dokuların mekaniksel kuvvetlere karşı oluşturduğu cevabı bilmesi ve uygulamasına bağlıdır. Dolayısıyla, ankraj, ortodontik diş hareketleri eksen alındığında, temel olarak istenmeyen diş hareketlerine karşı oluşturulan karşıt direnç anlamını taşır.

Ortodonti'de en kritik problem ankraj olarak tesbit edilen bölgenin harekete karşı olan direnciyle, hareketi istenen bölgenin harekete olan direnci arasındaki ilişkidir. Bunun sebebi, Newton'un etki-tepki kanununa göre ankraj bölgesi ve hareket eden bölgeleri etkileyen kuvvetlerin miktarlarının aynı fakat vektöriyel olarak zıt yönlü olmasından kaynaklanmaktadır. Gerçekten de bu kritik problem Angle (1) tarafından şu şekilde ifade edilmiştir: *"Bilinen Fizik kanunlarına göre etki ve tepki eşittir ve zıt yönlüdür. Bundan dolayı, ankraj tarafından sağlanan direnç hareket ettirilecek dişlerden fazla olmalıdır. Bu sağlanılmazsa ankrajda bir yerdeğiştirme olur ve dişlerin hareketi istenilen yönde gerçekleşmez."*

Ankraj kontrolü dental ve iskeletsel malokluzyonların ortodontik tedavisinde önemli bir gereksinimdir. Uygun ankraj metodlarını tasarlamak için intraoral ve extraoral apaneyleri de içeren birçok girişimlerde bulunulmuştur. Ancak, bütün intraoral apaneylerde bir miktar ankraj kaybı olur. Extraoral apaneyler de hasta kooperasyonu gerektirdiğinden, güvenilir ankraj sağlayamazlar (2). Çok küçük bir reaktif kuvvet bile istenmeyen diş hareketlerine yol açabileceğinden, bunların engellenmesi için mutlak ankraj sağlanması gereklidir. Mutlak veya sonsuz ankraj dişleri hareket ettirmek için uygulanan reaksiyon kuvvetlerinin sonucu olarak ankraj ünitesinin hiç hareket etmemesidir (sıfır ankraj kaybı). Böyle bir ankraj sadece ankilotik ilişkiye sahip

dişler ve implantlar kullanıldığında elde edilebilir. Kemik-içi implantlar ve mikro-implantlar tarafından sağlanan iskeletsel ankraj direkt veya indirekt olarak uygulanabilir. İmplantlar indirekt ankraj için kullanıldıklarında reaktif üniteye barlar veya teller ile bağlanırlar. Direkt ankraj için kullanıldıklarında ise bir ankraj ünitesi olarak işlev görürler ve direkt olarak reaktif kuvvetleri karşılarlar (14).

2.2. İskeletsel Ankraj Üniteleri

2.2.1. İskeletsel Ankraj Ünitelerinin Sınıflandırılması ve Klinik Uygulamalar

Labanauskaite ve ark (15) ortodontik ankraj için kullanılan implantları aşağıdaki şekilde sınıflandırmayı önermiştir:

A. Şekil ve boyutlarına göre:

1. Konik (silindirik)

a. mini-vida implantlar

b. palatal implantlar

c. prostodontik implantlar

2. Mini-plak implantlar

3. Disk implantlar (onplantlar)

B. Kemik-implant temasına göre:

1. Osseointegre

2. Non-osseointegre

C. Uygulamaya göre:

1. Sadece ortodontik amaçla kullanılanlar (ortodontik implantlar)

2. Prostodontik ve ortodontik amaçlı kullanılanlar (prostodontik implantlar)

Bu sınıflandırmada görülen mini-vida implantlarla ilgili bir terminoloji tartışması bulunmaktadır. Bu tip iskeletsel ankraj üniteleri için mini-implant, mini-vida, mikro-implant ve mikro-vida terimleri kullanılmıştır. Bu terimler iskeletsel ankraj için kullanılmayan geleneksel dental implantlardan daha küçük üniteleri tarif etmesine karşın aynı anlamda kullanılmamalıdır. İmplantlar ve mini-implantlar yükleme öncesinde osseointegrasyonun olduğu kabul edilen

sistemler iken, vidalardan self-tapping ünitelere kadar olanlarda osseointegrasyon olması gerekmemektedir (14). Kyung ve ark. (16) çapı 1,5 mm'den küçük mini-implantları mikro-vida, 1,5 mm'den daha büyüklerini ise mini-vida olarak tanımlamışlardır. Mischkowski ve ark. (17) 2 mm çapında 6-12 mm uzunluğunda olanların mini-vida, 1.4-1.8 mm çapında olan daha küçük vidaların ise genellikle mikro-vida olarak adlandırıldığını ifade etmişlerdir. Papadopoulos ve ark. (14) ise Latince'de mikro ancak mikroskopta görülebilecek cisimleri tanımlamak için kullanıldığından mikro-implant veya -vida yerine mini-implant veya -vida kullanılmasını önermiştir. Farklı gerekçelerle iskeletsel ankraj üniteleri isimlendirilmesine karşın, günümüzde henüz terimlerle ilgili bir fikirbirliğine varılmamıştır.

Mini-vida implantlar, mutlak ankraj sağlamalarından dolayı ortodontik ankraj için giderek artan oranlarda kullanılmaktadır. Günümüzde kullanılan mini-vida implantlarının arasındaki farklar yapımlarında kullanılan metal veya alaşım, yivli kısımdaki çap, implantın boyu ve vida başı tasarımından kaynaklanmaktadır. Ortodontik ankraj amaçlı bir mini-vida implant birçok gereksinimi karşılamalıdır. Temelde biyouyumlu olmalı, self-tapping ve self-drilling seçenekleri olup yerleştirilmesi kolay olmalı, farklı boy ve çaplarda ve tasarımlarda (buton veya braket başı) olmalı, immedat yüklemeye izin vermeli, çıkarılmaları için karmaşık ekipman gerektirmemeli ve ucuz olmalıdır (2, 14).

Son yıllarda, mini-vida implantların ortodontik tedavilerde ankraj amaçlı kullanımı artmıştır. Derin kapanışın düzeltilmesi, çekim boşluklarının kapatılması, okluzal düzlemin düzeltilmesi, dental orta hatların hizalanması, gömülü kaninlerin ekstrüzyonu, gömülü molarların ekstrüzyon ve dikleştirilmesi ve molar intrüzyonu için kullanılmaktadır. Ayrıca, maksiller molar distalizasyonu, mandibular dişlerin distalizasyonu, anterior dişlerin en-masse retraksiyonu, molar mezializasyonu, ortognatik cerrahiye alternatif olarak iskeletsel sagittal ve vertikal uyumsuzlukların düzeltilmesinde intermaksiller ankraj için de kullanılmaktadır (14, 18-20).

Mini-vida veya mikro-vida implantların yerleştirilmesi için birçok bölge önerilmiştir. Sıklıkla önerilen bölgeler damakta midpalatinal sutur ve paramedian bölge, maksiller 2. premolar ve 1. molarların arasındaki ve mandibular 1. ve 2. molarların arasındaki alveolar kemiktir (18-20). Mikro-implantlar için diğer olası bölgeler palatal alveolar kemik, retromolar bölge, piriform aperturanın inferior sırtı, zigomatik arkın inferior sırtı, tüber maksilla, ve mandibulanın gövdesidir. Ancak, mini- ve mikro- implantların başarısını etkileyebilecek kortikal kemik kalınlığı, kemik yoğunluğu ve kemik üzerindeki yumuşak dokunun karakteristiği ile ilişkili bilgi yetersizdir (14, 21).

2.2.2. Potansiyel İmplant Bölgelerinin Radyografik Değerlendirmesi

Ortodontik mini-vida implantlarında yerleştirilecek bölgedeki kemik boyutları, kortikal kemik kalınlığı, kemik yoğunluğu ve mineral densitesi implant başarısında önemli anatomik faktörler olarak kabul edilmektedir. Çünkü, implant stabilitesi için yerleştirildiği kemiğin nicelik (kemik hacmi) ve niteliği (kemik densitesi) önemlidir. Maksilla daha ince kortikal kemik içerirken daha geniş bir trabeküler ağ bulundurur. Mandibula ise kalın kortikal kemik ve daha dairesel düzenlenmiş trabekül içerir. Bu nedenle, kortikal kemik kalınlığı gibi anatomik özellikler iki çene arasında farklılık gösterir. Mini vidanın açılması kortikal kemik-implant temas miktarını arttırabilir. Dolayısıyla, kortikal kemik kalınlığının implant başarısı üzerinde bir etkisi olabilir (4). Bu anlamda kortikal kemik kalınlıklarının nasıl ölçüleceğini anlamak önemlidir. İstenen bölgede direkt ölçümler yapabilmek için sağlanan bilgisayarlı tomografi (BT) veya cone-beam BT en doğru yöntem kabul edilmektedir (22,23). Çalışmalar bukkal posterior bölgede alveol kretten uzaklaştıkça kortikal kemiğin daha kalın olduğunu ve mandibular kortikal kemiğin de maksilladan daha kalın olduğunu göstermektedir (22-24). Ono ve ark (22) 1. moların mesial ve distalindeki bukkal kortikal kemik kalınlıklarını BT ile değerlendirdikleri çalışmalarında, maksillada ortalama kortikal kemik kalınlığının 1.9-2.2 mm, mandibulada ise 1.59-3.03 mm olduğunu bulmuşlardır. Baumgaertel ve Hans (23) cone-beam BT ile 30 adet kuru kafatasının tüm interdental bölgelerinde alveol kretten 2, 4, ve 6 mm

uzaklıklardaki kortikal kemik kalınlıklarını ölçmüşlerdir ve maksiller 4 mm seviyesinde en az kalınlık olduğunu tesbit etmişlerdir. Kortikal kemik kalınlıkları mandibuler anterior bölgede ortalama 1 mm, maksiller anterior bölgede 0.97 mm, maksiller bukkal bölgelerde 1 mm'den biraz fazla ve mandibuler posterior bölgede ise 1.5-2.0 mm arasında bulunmuştur. Bu ölçümlerin implant yerleştirmede bir rehber olarak kullanılabilceğini belirtmişlerdir.

Park ve Cho (24) 60 hastanın her iki çenesinden alınan 3-boyutlu volumetrik cone-beam görüntülerinden kökler arası mesafe, kortikal kemik kalınlığı, kanin-molar arası farklı yüksekliklerdeki alveol genişlikleri ölçmüşlerdir. Maksiller bukkal kortikal kemik kalınlığı 1.12-1.33 mm, mandibulada ise 1.25-2.98 mm olup, mine-sement sınırından apekse doğru kalınlığın arttığını tesbit etmişlerdir. Maksillada alveoler proses genişliğinin 3.74-5.78 mm arasında, mandibulada 3.11-7.84 mm arasında değişmekte olduğunu ölçmüşlerdir.

Kortikal kemiğin kalınlığının belirlenmesi için konvansiyonel BT ve cone-beam BT'den başka bir alternatif ise bir örnek üzerinde bulunabilecek ortalama değerleri kullanmaktır. Baumgaertel ve Hans (23), bukkal kortikal kemik bölgesi hakkında bir kalınlık tablosu oluşturarak yerleştirme sırasında bu bölgelerde karşılaşılabilecek kalınlıklar hakkında iyi bir bilgi sunmuşlardır. Kim ve ark. (25) da kritik bölgelerdeki kortikal kemik kalınlıklarını sunmuşlardır. Kesitler halinde kemik ve yumuşak doku kalınlıklarını inceledikleri kadavra çalışmasında bukkal yumuşak dokuların mine-sement sınırına en yakın ve en uzak bölgelerde en fazla kalınlığa ulaştığı ve bu iki bölgenin arasında ise en ince olduğunu bulmuşlardır. Bukkal kortikal kemiğin ise 1. premolardan 1. molar kadar olan bölgede mine-sement sınırının en yakın ve en uzak bölgelerinde, 1. molar ve 2. molar arasında ise orta bölgede en fazla kalınlığa ulaştığı bulunmuştur. 1. ve 2. premolar arasında ortalama kalınlık 1.16 mm, 2. premolar ve 1. molar arasında 1.33 mm ve 1. ve 2. molarlar arasında ise 0.94 mm olarak bulunmuştur. Palatinalde ise mine-sement sınırından apikale doğru kalınlaştığını bulmuşlardır. Palatinalde en kalın kortikal kemik ise 2. premolar ve 1. molar

arasında mine-sement sınırının 2 mm apikalinde, 1. ve 2. premolarlar ile 1. ve 2. molarlar arasında ise mine-sement sınırının 6 mm apikalinde bulunmuştur.

Kortikal kemik kalınlığının ölçülmesinde üçüncü bir alternatif ise hassas olmamakla birlikte en pratik olanıdır. Bu yöntemde, pre-drilling yapılırken kortikal kemiğin geçildiği hissedebileceğinden, pilot frezin boyu kullanılarak kortikal kalınlık ölçülür (26).

Kemik yoğunluğunu saptamak için kullanılan yöntemler, kantitatif BT veya dual-enerji x-ışını absorptometri ile kemik mineral densitesini ölçme, BT görüntülerinden Hounsfield Unit ölçme ve geleneksel radyografik görüntülerden filmdeki siyahlığı veya panoramik mandibuler indeksi ölçmedir. Panoramik radyograf gibi geleneksel radyograflar, filmdeki siyahlığı ölçerek kemik yoğunluğunu belirler. Bu sebeple kemik yoğunluğu hata nedeni olabilecek kemik kalınlığından etkilenir. Filmdeki siyahlık ekspoz süresi, projeksiyonun açısı veya gelişimsel durumlardan etkilenir. Filmdeki siyahlığı standardize etmek için radyograflar filmdeki bir step-wedge ataçman referansı kullanılarak alınabilir ve referansın kalınlığı dijital görüntüdeki gri skala içinde ifade edilebilir. Ancak, bu yöntemler kemik değişikliklerini doğru yansıtamayabilir. Kemik yoğunluğunu doğru olarak ölçme yöntemlerinden biri BT'dir. 3- boyutlu BT görüntüleri, 3 boyutlu 512X512 piksellik ve bir kesit kalınlığı olan bilgisayarlı görüntülerdir. Kesit kalınlığı, görüntü taramasının dilim boşluğu olarak tanımlanır ve her görüntü noktasına bir voxel denir ki Hounsfield Unit (HU) olarak tanımlanabilen 12 bit'lik data içerir. HU suyun güçyitirim katsayısına (attenuation coefficient) bağlı olarak standardize edilmiştir: Su, 0 HU, hava -1000 HU ve mine +3000 HU'dur. Bunlar, kantitatif özelliklerinden dolayı dokuları tanımlamak için kullanılabilir (27). Choi ve ark (27) BT ile maksillada ortalama kemik yoğunluğunu 467-1103 HU, mandibulada 721-1215 HU arasında bulmuşlardır. Özellikle posterior bölgelerde kemik yoğunluğunun kretten uzaklaştıkça azalma eğiliminde olduğunu ve mandibuler bukkal bölge dışında ortalama kemik yoğunluğunun posteriordan anteriora doğru kısmen progresif artış gösterdiğini bulmuşlardır. Mandibulada ortalama kemik yoğunluğunun

maksilladan daha yüksek ve bu farkın bukkal posterior bölgede daha da belirgin olduğunu bulmuşlardır. Duckmanton ve ark (28) HU ölçümlerinin kemiğin kalitesini ve ayrıca implantların prognozunu tahmin etmede yardımcı olabileceğini söylemişlerdir.

Park ve ark (21) 63 hastanın mandibula ve maksillasına ait BT'lerde alveoler ve bazal bölgelerdeki kortikal ve trabeküler kemik yoğunluklarını ölçtükleri çalışmalarında, maksiller alveoler kemikteki kortikal kemik yoğunluğunun ortalama 810-940 HU arasında değiştiğini (tüberde ise bukkal alveol kemikte 443 HU, palatinal alveol kemikte ise 615 HU), bazal kortikal kemikte ise 835-1113 HU (tüberde ise 542 HU) olduğunu tesbit etmişlerdir. Maksiller trabeküler kemik yoğunluğunun 280-500 HU arasında (tüberde ise 151 HU) değiştiğini bulmuşlardır. Mandibulada ise alveolar kortikal kemikte yoğunluk 810-1580 HU, bazal kortikal kemikte ise 1320-1560 HU arasında bulunmuştur. Keser bölgeden retromolar bölgeye doğru progresif bir şekilde yoğunluğun arttığını belirtmişlerdir. Mandibuler trabeküler kemik yoğunluğu ise alveolar kemikte 300-500 HU, bazal kemikte ise 170-440 HU arasında tesbit edilmiştir. Mandibulada kortikal kemik maksilladan daha yoğun iken trabeküler kemik ise keser, premolar ve retromolar bölgelerde her iki çenede benzer yoğunlukta bulunmuştur. Trabeküler kemikteki yoğunluk mandibulada en fazla kanin bölgesinde, maksillada ise en fazla molar bölgede bulunmuştur.

DICOM formatındaki BT görüntüleri kemik densite verilerini içerdiğinden, bir yazılım ile yoğunluk ölçülebilir. Maki ve ark. (29) ortalama BT sayıları ve hidroksiapatit konsantrasyon seviyeleri arasında doğrudan korelasyon bulmuşlardır. Norton ve Gamble (30) ve Shahlaie ve ark. (31) HU kullanarak kantitatif BT ile implant bölgelerini değerlendirmişlerdir ve Lekholm ve Zarb'un tanımladığı subjektif kalite skorlarıyla bölgeleri karşılaştırmışlardır. İmplant yerleşim bölgelerindeki kemiğin subjektif densitesini belirlemede kantitatif BT'nin önemli bir araç olduğunu belirtmişlerdir. Misch densitesine göre kemiği 5 kategoride sınıflandırmıştır (32). Bu ölçümler temelde subjektif kemik densitesini geniş bir aralıkta incelemeye olanak tanımaktadır (30,31). Buna göre D1 kemik

>1250 HU; D2, 850-1250 HU; D3, 350-850 HU; D4, 150-350; ve D5 <150 HU olarak tanımlanmıştır. Misch, BT ile kemik densitesinin ölçümlerinin radyografik değerlendirmelerden daha doğru sonuçlar verdiğini vurgulamıştır.

Chun ve Lim (33) BT ile 28 insanda interdental bölgelerde alveol kretten farklı yüksekliklerde kemik yoğunluğunu HU olarak ölçmüşlerdir. Her iki çenede de anterior bölgelerde kemik yoğunluğunun alveol kretten bazal kemiğe doğru azaldığını, posterior bölgelerde ise arttığını bulmuşlardır. Maksilla ve mandibulanın posterior bölgelerinde yoğunluk farkı istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunmuştur. Mandibulada anteriordan posteriora doğru kemik yoğunluğunun progresif artış gösterdiğini belirtmişlerdir. Kortikal kemik yoğunluğu maksillada 824-1120 HU, mandibulada ise 869-1700 HU arasındadır. Misch'in sınıflandırmasına (32) uyarlayarak maksillanın D2 (850-1250 HU) ve D3 (350-850 HU) kemik yoğunluğu kategorilerinde ve mandibulanın D1 (>1250 HU) ve D2 kategorilerinde olduğunu belirtmişlerdir.

2.2.3. İmplant Tasarımı ve Yerleştirme Teknikleri

Ortodontik mini-vida implant sistemleri maksimum ankraj gereksinimi, anatomik oluşumlarla optimum uyum sağlayacak boy ve çap, ortodontik kuvvetleri kaldırabilecek mekaniksel direnç, immedat ve erken yükleme için uygun makro geometri ve yiv tasarımı gibi kritik faktörler gözönünde bulundurularak üretilmişlerdir. Mini-vida implantlar her iki çenede yerleştirilmelerine olanak sağlamak için farklı boy ve çaplarda üretilmişlerdir. İnsan maksilla ve mandibulasında kret tepesinden farklı alveoler seviyelerdeki dişeti kalınlığı, kortikal kemik kalınlığı ve interradiküler bölgede köklere zarar vermeyecek maksimum mesafe ve derinlik ölçülerek, farklı yerleştirme açılarına göre en uygun çap ve boy belirlenmeye çalışılmıştır. Deguchi ve ark. (34) her iki çenede çeşitli bölgelerdeki kortikal kemik kalınlıklarını BT ile ölçerek en iyi bölgenin her iki çenede de 1. moların mesial ve distali olduğunu ve en uygun mini-vida boyutlarının yaklaşık 1.5 mm çapından küçük 6-8 mm uzunlukta olduğunu belirtmişlerdir. 30, 45 ve 90 derecelik yerleşim açıları

karşılaştırıldığında, en uygun açının en fazla kortikal kemik temas elde edilen dişin uzun ekseninden 30 derece olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada kökler arasındaki kemik kalınlığı ortalama 1.5 mm bulunduğundan köklere zarar vermemesi için en uygun implant çapının 1.5 mm'den az, en uygun uzunluğun ise diş eti kalınlığı (2-3 mm), kortikal kemik kalınlığı (2 mm) ve interkortikal kemikten köke kadar olan mesafenin (2 mm) toplamı olması gerektiği (6-8 mm) vurgulanmıştır. Kim ve ark. (35) ise 35 hastada cone-beam BT ile interdental aralıkları inceledikleri çalışmanın sonuçlarına göre Deguchi ve ark.larının (34) önerilerine bir modifikasyon getirmişlerdir. Aynı boydaki implantların yerleştirilmesi durumunda vertikal eksene göre 60 derece açılanmış bir implantın 45 ve 30 derecelerdeki implantlara oranla daha derine yerleşeceğini, 30 derecede yerleştirilmiş bir implantın ise daha apikal gireceğini ifade etmişlerdir. 8-11 mm uzunluklarda ve 30 derece gibi düşük açılarda yerleştirilen implantların, daha fazla kortikal kemik temasına sahip olmalarına karşın, maksiller sinüsü perforasyon etme risklerinin olduğunu belirtmişlerdir. Güvenli yerleştirme için giriş noktasının mine-sement sınırının 2-4 mm apikali (mukogingival birleşim) ve boyutları Ø1.4-1.8 mmX6 mm olan mini-implantların dişin uzun eksenine göre 45 dereceden az apikal açılardır ile yerleştirilmesini önermişlerdir. Park ve Cho (24) ise 60 hastanın her iki çenesinden alınan 3-boyutlu volumetrik cone-beam BT görüntülerden kökler arası mesafe, kortikal kemik kalınlığı, kanin-molar arası farklı yüksekliklerdeki alveol genişliği ölçmüşlerdir. Sınırlı köklerarası mesafelerden dolayı alveol kemikte güvenli yerleşim için Ø1.2-1.6 mm mikro-implantların kullanılmasını ve alveol kreterin genişliği açısından da 6-7 mm uzunluğun ideal olacağını önermişlerdir.

Özellikle dişlerin olduğu bölgelerde köklere zarar verme riski yüksek olduğundan, mini-vida implantları kemiğe dik olarak yerleştirme her zaman mümkün değildir. İki farklı araştırma grubu kemik-implant temas miktarını arttırmak ve kök hasar olasılığını azaltmak için mini-vida implantları maksillada dişlerin uzun aksına göre 30-40 derece açıyla, mandibulada 10-20 derece açıyla yerleştirmeyi önermişlerdir. Bu yaklaşım primer stabilite için kritik olan

vida boyunu azaltmadan kök teması olasılığını azaltır (2,36). Melsen (37) mini-vida implantları maksillada apikal yönde oblik açıyla, mandibulada ise dişler varsa köklere olabildiğince paralel yerleştirmeyi önermiştir. Carano ve ark. (38) da maksillada 30-45 derece açıyla yerleştirmeyi önerirken, ayrıca maksiller sinüs bölgesinde sinüs perforasyonunu engellemek için daha dik bir açılanma önermişlerdir. Lim ve ark. (39) maksillada BT ile interradiküler bölgelerdeki kortikal kemik kalınlıklarını, potansiyel olarak en iyi bölgeyi ve implant yerleşim açısını değerlendirdikleri çalışmada santralden 2. molar kadar kortikal kemik kalınlığının 1.34-2.22 mm arasında değiştiğini, sadece kret tepesinden 2 mm apikalde 90 derece yerleştirilen implantların 15, 30 ve 45 derece ile yerleştirilen implantlardan daha fazla kortikal kemikle temas ettiklerini bulmuşlardır. Kret tepesinden 4 ve 6 mm apikalde ise 30 ve 45 derece ile yerleştirilen implantların diğer açılardan daha fazla kortikal kemik teması bulunduğundan, kök hasarı olmadan daha fazla kemik-implant teması için 30 ve 45 derecede implant yerleşimini önermişlerdir. Benzer şekilde Lim ve ark. (40) da 28 hastadaki kortikal kemik kalınlığını alveol kretten 2, 4, 6 mm uzaklıklarda ve farklı implant yerleşim açıları için BT ile ölçtükleri çalışmalarında, alveol krete implantın dik yerleşimini 0 derece kabul ederek, 0, 15, 30 ve 45 derecelerde inceleme yapmıştır. Etkili ortodontik ankraj için alveol kretten 4-6 mm uzaklıkta artan açılarda mini-implant çevresindeki kortikal kemik kalınlığının arttığını ve bundan dolayı implantların bu şekilde köklerin arasına yerleştirilmesini önermişlerdir.

İmplant gövdesi ve yiv tasarımı implant sistemlerinde farklılık gösterebilir. Bazı implant sistemlerinde implant gövdesi konik iken bazılarında ise paralel (silindirik) yan yüzeylere sahip olup sadece uç kısmı incelmektedir. Ortodontik mini implantlar, yiv tasarımlarına göre self-tapping (ST) ve self-drilling (SD) olarak sınıflandırılabilir. ST mini-implantlar uca doğru incelen (tapered) bir şekil ve künt bir uca sahiptirler, ve yivleri silindirik bir gövde üzerinde spiral olarak ilerler. SD mini-implantlar keskin konik bir uca sahiptir ve yivleri bir rotasyon eksenini boyunca uçtan boynuna kadar tornalanmıştır. ST implantlar yerleştirilirken, soket cerrahi olarak frezle hazırlandıktan sonra implant el aleti veya düşük torklu bir döner aletle yerleştirilir. SD implantlar için ise implantın

kesici ucu uygunsa pilot yuva açma işlemi olmadan direkt olarak el aletiyle uygulanır (14, 26). Özellikle interradiküler yerleştirilen mikro-implantlar için pilot drilling; köklere zarar verme, drilin ucunun kırılması, fazla drilling yapma ve kemikte termal nekroz oluşturma gibi potansiyel riskleri içerebilir. (20,41). Ayrıca işlem daha fazla klinik zaman gerektirir.

Kırılma, aşırı kuvvetler ile yerleştirilmeler bile mikro-implantlar için bir dezavantajdır. İnce çaplı mikro-implantlar için yüksek giriş tork değerleri ve yüksek kemik densitesi SD implantlar için tehlikeli olabilir. Enerjinin korunması ve transformasyonu prensibine göre SD implantlar self-tappinglerden ve pilot delik hazırlanan pre-tapping implantlardan daha yüksek basınca sahiptir. SD implantlar birçok avantaja sahip olmalarına karşın, kemik yoğun ise kullanılmamalıdır. Bunun yerine self-tappingler tercih edilmelidir. Maksillada ve ince kortikal kemiğe sahip mandibulada mikro-implantlar kolayca penetre olabilir. Kemiğin sıyrılmasına bağlı başarısızlık nadirdir ve pilot drilling gerekli değildir (42). SD implantların ST implantlara oranla daha yüksek kemik-implant temasına sahip olması özellikle yoğun kemik densitesi içeren bölgelerde gözönüne alınması gereken bir faktördür. Kemik yoğunluğunun fazla olduğu alanlarda pre-drilling yapılarak implant yerleştirilmesi implantın kırılmasını ve kemikte oluşturulabilecek travmayı azaltabilir. Park ve ark. (21) özellikle anterior mandibula ve maksillada SD yöntemiyle implantların yerleştirilebileceğini savunmaktadırlar. Mandibulanın yoğun ve kalın kemiğin olduğu molar ve retromolar bölgelerinde ise ST yönteminin uygun olabileceğini belirtmişlerdir.

Ellis ve Laskin (43), bir kemik-içi vidanın fazla miktarda gerilim veya döndürme (torsion) ile strese maruz kaldığında, kesinlikle sonuçta kırılacağını düşünmüşlerdir. Ayrıca, vidaların döndürme ve eğilme (flexion) streslerine maruz kaldıklarında, düşük gerilim stres değerlerinde bile kırılabileceklerini savunmuşlardır. Ancak, Chen ve ark. (44) köpek maksilla ve mandibulasına 1.2 ve 1.3 mm çapındaki SD mikro-implantları (AbsoAnchor, Dentos, Güney Kore) yerleştirerek 200 gr immedat yüke 9 hafta boyunca maruz bırakmıştır. Kortikal kemiğin ince olduğu yerlerde pilot drilling yapılmazken, kalın bölgelerde 2 mm

derinliğinde pilot delik açılmıştır. Yüklenmiş grupta implantların %91.6'sı, yüklenmemiş grupta ise %100'ü başarılı olmuştur. Bu yüksek başarı oranından dolayı 1.2-1.3 mm çapındaki implantların kortikal kemiğin ince olduğu bölgelerde immedat yüklemeye dayanabileceğini, kortikal kemiğin kalın olduğu yerlerde ise kırılma olasılığını azaltmak için bir pilot delik açılmasının gerekli olduğunu söylemişlerdir. Heidemann ve ark. (45) vidanın kendisindeki kesme kuvvetleri ve artmış tork değerlerinin kalın kortikal kemikte vida kırılmasına yol açtığını in vitro testlerinde bildirmişlerdir. Özellikle SD mini-implantlarda optimum kemik-içi ankraj sağlanması ve olası kırılmaların önlenmesi için kortikal kemik kalınlığı eksen alındığında aşağıdaki pre-drilling önerileri sunulabilir:

1. Kortikal kemik kalınlığı <0.5 mm ise implant yerleştirilmesi önerilmemektedir.
2. 0.5-1.5 mm kalınlıkları arasında pre-drilling gerekmemektedir.
3. 1.5-2.5 mm arasında 1 mm çapındaki rond frezle sadece kortikal kemik perfore edilmelidir.
4. >2.5 mm olduğunda 1.1 mm çapındaki drill ile pre-drilling yapıp 4 mm derinlikte soket açılmalıdır (26). Bu rehberler spesifik olarak 1.6 mm dış çap ve 6 mm boyundaki SD mini-implantlar için geliştirilmiş olup her iki çenede de etkili bir şekilde uygulanabilir, çünkü spesifik bölgelere göre değil çok küçük alanlarda bile değişebilen kortikal kemik kalınlıklarına dayanarak geliştirilmiştir (23). Bazı mini-implant sistemleri maximum tork kontrolünü sağlayan aletler üretmişlerdir. Bunlar her spesifik implant için belirlenmiş ve implantın zarar görmediği bir tork seviyesine ulaşılan kadar implantın yerleştirilebilmesine olanak tanıdıkları için önemlidirler. İmplant soketi açılmadan yerleştirilen bir mini-implantta bu kritik tork seviyesine yerleştirmenin herhangi bir aşamasında ulaşılabilir ki bu genellikle implant tam yerleşmeden önce olur. Sadece yeterli implant bölgesi hazırlanması ve yavaş ve tutarlı bir yerleştirme tekniği ile ideal tork seviyesinin aşılması sağlanabilir. Özellikle tecrübesiz kullanıcılar için uygun olan bu aletler ideal tork sınırının aşılmasını engellerler. Başka bir seçenek ise motorlu ve torku sürekli kontrol eden bir başlık (örneğin, Kavo INTRASurg 500, Kavo, Biberach, Almanya) kullanmaktır. Bu özellikle çok kullanışlı bir tekniktir, çünkü hem düşük ve sabit tork seviyelerinde çalışılır hem de uygulayıcılar arasındaki farklılıklar ortadan kalkar (26).

2.2.4. Mini-vida İmplantlarının Klinik Sonuçları

Minivida başarısı (survival) bir vidanın, ortodontik tedavi sırasında ankraj kuvvetlerini enflamasyon ve mobilite olmadan karşılayabilme kapasitesidir. Enfeksiyon sık karşılaşılan bir problem olmamasına karşın, inflamasyon ve enfeksiyon implant bölgesinin çevresindeki dokularda oluşabilir. Olası inflamasyon ve enfeksiyon iyi ağız hijyeni, %0.2 klorheksidin glukonat ağız gargarası veya %2 klorheksidin glukonata bandırılmış diş ipi ile engellenebilir (37,46). Hastada solgunluk, iltihap veya inflamasyon bulguları olduğunda uygun antibiyotik ile tedavi edilmelidir. Doku inflamasyonun önlemede önemli bir faktör mini-vida yerleşimi için en uygun bölgenin belirlenmesidir (4). Mini-vida implantlarının mümkün olduğunca frenum ve kas dokularının olmadığı keratinize dişetine yerleştirilmesi önerilir (4,37). Mini-vida yerleşimiyle ilgili bir diğer komplikasyon kökleri, periodontal ligamentleri, sinirleri ve kan damarlarını yaralamaktır. Periodontal yaralanmalarda; perküsyonda ve çiğneme ağrı, kök yaralanmalarında ise sıcak-soğuk hassasiyeti semptomlardır. Bu durumlarda mini-vida implant çıkarılmalıdır (46).

Mini-vida implantların başarısızlığı yerleştirildikleri sıradaki yetersiz kortikal kemik kalınlığına bağlı stabilite eksikliğinden kaynaklanabilir. Eğer böyle bir komplikasyon oluşursa mini-vida implant başka bir bölgeye yerleştirilmelidir. Peri-implant dokuların inflamasyonu ve uygun olmayan yerleştirme gibi çeşitli faktörlerin sonucunda implantlar gevşeyebilir veya kaybedilebilir. Miyawaki ve ark. (4) 3 tipte 134 mini-vida ve 17 mini-plağın klinik başarısını retrospektif olarak değerlendirdikleri çalışmada, 1 mm çaptaki veya daha ince implantların başarısını, 1.5 mm veya 2.3 mm çaptaki vidalardan ve mini-plaklardan belirgin daha düşük bulmuşlardır ve posterior bukkal alveoler kemiğe yerleştirilen mini-vida implantların stabilite eksikliği ve başarısızlığını 1 mm veya daha az çaptaki implantların yerleştirilmesiyle ilişkilendirmişlerdir. Aynı çalışmada, peri-implant dokudaki inflamasyonun ve genellikle ince kortikal kemik görülen yüksek mandibuler düzlem açısının implant başarısızlığına yol açabileceğini belirtmişlerdir.

Chen ve ark. (47), 129 hastada uygulanan üç farklı ankraj sisteminin (miniplak, minivida ve mikrovida) başarısızlık oranlarını etkileyen faktörleri inceledikleri klinik çalışmada; genç hastalarda ve mandibulada yerleştirilen implantlarda daha çok başarısızlık olduğunu bulmuşlardır. Benzer şekilde Lee ve ark. (48) mini-implant başarısızlıklarında yaş ile bir ilişki kurarak 30 yaş üstündeki hastalardaki implant başarısızlık oranının 20 yaş altındakilerden daha az olduğunu bildirmişlerdir ve 20 yaş üzerinde her yıl için implant başarısızlık oranının 0.925 kat azaldığını belirtmişlerdir. Chen ve ark. (47) da mini-implant tipi, mandibuler arka yerleşim ve hastanın yaşı arasında implant kaybı açısından bir ilişki olduğu saptamışlardır ($r^2 = \% 85.2$). Mikro-vida implantlar (Absoanchor) için $\%23.6$ başarısızlık oranı tesbit edilmiştir ve bu yüksek başarısızlık oranı düşük implant çapı (1.2 mm) ile ilişkilendirilmiştir. Wiechmann ve ark. (49) da 49 hastada yerleştirilen 133 mini- implantın (79 AbsoAnchor, 54 Dual Top) klinik başarısını inceledikleri çalışmada AbsoAnchor implantlardaki başarısızlık oranını ($\%30.4$) Dual Top implantlarından ($\%13$) daha fazla bulmuşlardır. Ancak bu çalışmada kullanılan AbsoAnchor implantların çapı 1.1 mm, Dual Top implantların ise 1.6 mm olması, implant çapının başarı üzerinde bir etkisi olabileceğini tekrar göstermektedir. Bu çalışmadaki Kaplan-Meier analizine göre toplam $\%86.8$ başarı oranı, Lee ve ark.'nın (48) yüksek başarı oranlarıyla (260 implanttan 22 tane kayıp= $\%84.6$ başarı) uyuşmaktadır. Benzer şekilde, Antoszewska ve ark. (50) 350 ST (187 AbsoAnchor, 163 OrthoEasy Pin) mini-implantın başarısını etkileyen faktörleri retrospektif olarak değerlendirdikleri çalışmada 19 ± 2 aylık tedavi süresinde tüm mini-implantlardaki başarı oranının oldukça yüksek ($\%93.43$) olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca, indirekt yüklenmiş implantların, direkt yüklenmiş implantlardan daha yüksek başarı oranına sahip olduğu bulunmuştur. Ancak, bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı düzeye erişmemiştir. Sadece deep-bite, maksillada yapışık dişetine yerleştirme ve dişlerin en masse distalizasyonunun mini-implantların başarı oranını istatistiksel olarak arttıran faktörler olduğu bulunmuştur. Mini-implant başarısızlıklarında Kaplan-Meier analizleri özellikle tedavinin başlangıç aylarında kayıpların daha çok olduğunu (48,50) ve bunu takip eden süreçte

zaman ve implant kaybı arasında negatif lineer bir ilişki olduğunu göstermektedir (48).

Motoyoshi ve ark. (51) 32 hastaya ortodontik ankraj için posterior alveol kemiğe Ø1.6X8mm'lik tapered mini-implantları yerleştirmişlerdir. Altı ay boyunca ağrı ve mobilite olmayan implantları başarılı olarak nitelendirmiş ve %87.4 başarı oranı bildirmişlerdir. Yerleştirme bölgesi veya cinsiyetin başarı oranını etkilemediğini bulmuşlardır. Miyawaki ve ark. da (4) mini-implant başarı oranıyla cinsiyet ve implant bölgesi gibi klinik parametreler arasında bir korelasyon bulamamışlardır. Başarılı implantlarda kortikal kemik kalınlığı daha yüksek bulunmuştur. 8-10 N.cm giriş torkuna sahip implantlardaki başarı oranı (%100) < 8 N.cm'lik gruptan (%83.9) ve > 10 N.cm'lik gruptan (%78.6) daha yüksek bulunmuştur. Mandibuladaki kortikal kemik kalınlığı ve yerleştirme tork değerleri maksilladan daha fazla bulunmuştur. 1 mm'den daha ince kortikal kemiğe yerleştirilen implantların başarısızlık oranı, 1 mm'den kalın kemikteki başarısızlık oranına göre 6.93 kat daha fazla bulunmuştur (odds oranı=6.93) (51). Bu çalışmanın yerleştirme torku için optimal gözlemlendiği değer (5-10 Ncm) daha önceki bir çalışmayla (52) uyumaktadır. Kortikal kemik kalınlığının implant başarısı üzerindeki etkisini belirleyen 6.93'lük odds oranı kortikal kemik kalınlığının 1 mm'den daha fazla olması durumunda mini-implant başarı oranının artacağını ifade etse de mandibuladaki kortikal kemik kalınlığı maksilladakinden daha fazla olmasına karşın her iki çenede benzer başarı oranları bulunmuştur. Kortikal kemik kalınlığının başarı oranını açıkça etkilediği görülse de 1 mm'den daha kalın kortikal kemiğin implant başarısını daha da arttırdığının söylenemeyeceğini vurgulamışlardır.

Schatzle ve ark. (53) en az 12 hafta takip edilen geçici ortodontik ankraj ünitelerinin başarısını araştırdıkları sistematik değerlendirmede 17 çalışmada 31 farklı tipte mini-vida başarısıyla ilgili veri bulmuşlardır. 1196 hastaya yerleştirilen 2374 mini-vidanın 363 (%15.3)'ünün başarısızlığı incelenmiştir. Meta-analiz ile başarısızlık oranı %16.4 olarak belirlenmiştir. Vidanın boyu ve çapının etkisi değerlendirilirken, sadece vidaların detaylı özelliklerini içeren

çalışmalar dahil edilmiştir. Çeşitli boylarda 2 farklı vida çapını (1.1 ve 1.6 mm) direkt olarak karşılaştıran sadece bir tane randomize klinik çalışma bulunmuştur (49). Küçük çap başarısızlık risk faktörü olarak tanımlanmıştır. 2 mm veya daha fazla çaptaki mini-vidaların 1.2 mm veya daha az çaptaki mini-vidalara oranla 1.8 kat daha az başarısızlığa sahip olduğu görülmüştür. Başka retrospektif çalışmalar da aynı sonuçları bildirmiştir (4,47). Bir başka retrospektif çalışmaya zıt olarak (54) bu retrospektif çalışma (49) vida uzunluğunu başarısızlık için olası risk faktörü olarak tanımlayamamıştır, çünkü çok farklı implant boylarının ve yerleşim bölgelerinin kullanılması verilerin dağılmasına yol açmıştır. Geçici ankraj sistemlerinin zaman içerisindeki kayıp dinamikleri ortodontik tedavi planlamasına karar vermede önemli bir faktördür. Weichmann ve ark'ın (49) Kaplan-Meier analizi çoğu mini-vida başarısızlığının ortodontik yüklemeye sonrakı ilk 100-150 günde olduğunu göstermiştir ki bu noktada tedavi planındaki değişiklik zor veya imkansız olabilir.

Chen ve ark. (55) sistematik bir değerlendirmede mini-implantların başarısının uygun başlangıç mekanik stabiliteye ve yükleme kalite ve miktarına bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Mini-implantların ST yöntemiyle yerleştirilmesinin sebebinin daha aseptik, hassas ve daha az travmatik olmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir. İmplantların primer stabilitesi ve sekonder osseointegrasyonunun pilot drilin çapı ve derinliğinden etkilendiğini, dolayısıyla implant çapından 0.2-0.5 mm daha dar bir pilot drilin kullanılması gerektiğini ve bunun başarılı bir immedat ve erken yükleme için en önemli faktör olduğunu bildirmişlerdir. Ortodontik tedavi süresini kısaltmak ve hastaya verdiği rahatsızlığı azaltmak için immedat yükleme alternatif bir yaklaşım olarak önerilmiştir. Bu çalışmada immedat yükleme çalışmalarındaki yüksek başarı oranlarından dolayı mini-implantlar için iyileşme süresinin gerekli olmadığı bildirilmiştir. Birçok deneysel çalışma immedat yüklenmiş mini-implantın kemik arayüzeyinde fibröz doku iyileşmesi olmadan zaman içinde kemik-implant temasının geliştiğini göstermiştir (42,56,57). Arayüzeydeki temas miktarı konvansiyonel yüklenmiş implantlarla benzer seviyede bulunmuştur.

2.2.5. Mini/mikro-implantların Stabilitesi ve Ölçüm Teknikleri

Günümüzde ortodontik mini-vida implantların immedat ve erken yüklenmesi ve başarısızlık insidanslarının çoğunun erken dönemde oluşması primer stabilitenin önemini arttırmaktadır (4,48,50). Bir implantın başarılı olabilmesi için yeterli primer ve sekonder stabilitesinin olması ve tüm yükleme periodunda stabil kalabilmesi gereklidir. Primer stabilite henüz yerleştirilmiş bir implantın kemik soketi içindeki ankrajını ifade eder ve yerleştirme torkuyla indirekt olarak belirlenebilen mekanik bir faktördür. Sekonder stabilite ise kemik-implant arayüzeyindeki iyileşmeye ve osseointegrasyona bağlı olarak implantın kemik içindeki ankrajındaki artışı gösterir. Primer ve sekonder stabilite fazları arasında vida stabilitesi için kritik bir süreç vardır. Bu süreçte kemik rezorpsiyonuna bağlı olarak primer stabilitede azalma olur ve bu sınırlı stabilite fazına stabilite dibi (stability dip) denir (58). Bu faz birçok implantın erken kaybı için riskte bulunduğu bir süreçtir. Deguchi ve ark (59) kemik-implant arayüzeyindeki temasın yerleştirmeyi takib eden 3-6. haftalarda azaldığını göstermişlerdir. Aşırı yüksek primer stabilite, stabilite dibini olumsuz etkileyebilir. Örneğin bir klinisyen implantı küçük predrill çapıyla veya SD yöntemiyle yerleştirmeyi amaçlarsa yüksek primer stabilite elde eder (60). Ancak, implantın yerleştirilmesi sırasında peri-implant bölgede oluşan stresleri lokal olarak kompresyon ve buna bağlı iskemi, çatlak şeklinde mikrohasara ve nekroza yol açabilir (7,61). Sonuç olarak aşırı kemik remodeling süreci başlangıçta iyi primer stabiliteye sahip olan implantın çevresinde yıkıma, stabilitenin tamamen kaybına ve hatta implantın erken kaybına yol açabilir.

İmplant stabilitesinin ölçülmesiyle ilgili bazı noninvaziv yöntemler geliştirilmiştir:

1. Periotest: Periotest (Medizintechnik Gulden), en iyi dökümante edilmiş tekniklerden birisidir. Teknik dişin mobilitesini test etmek için kullanılan perküsyon testine çok benzeyen impact impedans yöntemine dayanır. Periotest çok geçmeden implant/dayanak sistemlerinde kullanılmaya başlanmıştır. Uyarıcı uca (impacting rod) bağlanmış olan akselerometreden gelen sinyaller temas zamanını belirlemek için kullanılır ve bu da Periotest değerine

ilişkilendirilir. İşin özünde Periotest doğal frekansı ve daha az bir seviyede diş veya kemik-implant ara yüzeyinin hareketini ölçer (damping characteristics). Bu mekaniksel tekniklerin hiçbirisi klinikte yaygın olarak kullanılmamaktadır, çünkü bir implantın integrasyonunun diğnozu için yeterli rezolüsyon ve güveni sağladıkları halen bir araştırma konusudur. Periotest'in doğal dişlerin mobilitesini çok hızlı bir şekilde ölçmesine rağmen özellikle implantlarda çok tutarsız olduğu bulunmuştur. Bazı çalışmalar klinik değişkenler için periotest değerlerinin büyük değişkenlik gösterebileceğini bulmuştur. Bunlar ölçüm ucunun implanta hangi pozisyonda temas etmesi gerektiği, ölçüm ucunun açısı ve fizyolojik değişkenlere (implantın osseointegrasyon seviyesi ve kemik kalınlığındaki değişiklikler) olan hassasiyet düzeyidir. Periotest cihazının probunun açıldırılması ve çarpma mesafesi gibi perküsyon test değerini etkileyen faktörler sabit tutulduğunda perküsyon testinin (Periotest) kolaylıkla mini-implantların mobilitesini test etmede potansiyel olarak kullanılabilir veriler sağladığı düşünölmektedir.

2. Yerleştirme tork (cutting-torque) ölçümleri: Bir implantı kemik içine yerleştirmek için kullanılan kuvvet miktarı kesme veya yerleştirme torku olarak ifade edilir ve kemiğin yoğunluğuyla ilgilidir (64,65). Yerleştirme tork ölçümleri geliştirilmeden önce tam tersi olan çıkarma tork testi (reverse torque test) deneysel hayvan çalışmalarımda kemik-implant arayüzeyinin dönme kuvvetlerine karşı dayanıklılığını ölçmek için geliştirilmiştir (66). Yerleştirme torku vidanın yivleri ve kemik arasındaki sürtünmeye bağlı olarak gelişir ve implantın primer stabilitesini belirler. Yerleştirme torkunu kemiğin miktar ve yoğunluğu, soket çapı ve implant çapı arasındaki fark, vida özellikleri, yerleştirme tekniği (monokortikal veya bikortikal), devamlı veya aralıklı yerleştirme ve vidanın kuru veya ıslak koşullarda yerleştirmesi etkiler (67).

3. Rezonans frekans analizi: Meredith (61) esasen inşaat mühendisliğinde kullanılan bu noninvaziv tekniği dişhekimliğine adapte etmiştir. Dinamik vibrasyon analizi ile implantın sürekli uyarılması prensibine dayanan rezonans frekans analizi, implanta birleştirilen bir güç çeviricinin (transducer) belirli bir

aralıktaki ses frekansları ile uyarılması sonucunda implantın titreşim dalgalarının ölçülmesidir. Bu teknik implantın titreşmesine yol açarken implantın hareketini analiz eder ve 1-100 arasındaki bir skalada implant stabilite bölümü (Implant Stability Quotient-ISQ) şeklinde bilgi sunar. ISQ cihaz tarafından (Osstell, Integration Diagnostics) sunulan sayısal bir bilgi olup, elde edilen değerler herhangi bir spesifik fiziksel parametreyle ilişkili değildir. Rezonans frekans analizi ortodontik mikro-implantlar için sadece deneysel düzeyde kullanılmıştır. Veltri ve ark (68) düşük yoğunluktaki kemiğe yerleştirilen üç farklı ortodontik vidanın primer stabilitesini rezonans frekans analizi ile tavşan femur modelinde incelemiştir. Transducer'ın bağlanabilmesi için implantların tepesine Astra Tech (Astra Tech AG, Mölndal, İsveç) dental implant sisteminin titanyum protetik dayanağı lazerle lehimlenerek mini-vida modifiye edilmiştir. Rezonans frekans analizinin ortodontik mini-vidaların primer stabilitesini karşılaştırmalı değerlendirme için uygulanabilir olduğunu bildirmişlerdir.

Non-invaziv tekniklerin klinikte uygulanabilmesi için uygun ekipman gereklidir ve her klinikte bulunmayabilir. Bundan dolayı, cerrahın implantı yerleştirirken uyguladığı torku, kemik densitesini ve bundan oluşan implantın primer stabilitesini subjektif olarak skorlaması da üzerinde çalışmalar yapılmakta olan bir başka konudur. Ancak, hassasiyet oranının objektif tekniklerden daha düşük olduğu belirtilmektedir (11).

Bu noninvazif teknikler dışında implantların primer ve sekonder stabilitesini ölçmek için pull-out (dışarı çekme) testi gibi kemik-implant arayüzeyinin kaybıyla sonuçlanan invaziv testler de kullanılmaktadır. Bir vidayı belirli bir materyalden çıkarmak için gerekli gerilim kuvvetinin miktarı vidanın pull-out dayanıklılığıdır. Pull-out testleri kemik-içi vidaların dayanabileceği maksimum kuvvetleri değerlendirmek için sıklıkla kullanılmaktadırlar ve cerrahi olarak yerleştirilen kemik-içi vidaların göreceli dayanıklılığını veya kavrama gücünü (holding power) karşılaştırmada doğru bir metod olarak kabul edilirler. Bir başka ifadeyle, aksiyel pull-out dayanıklılığı kemiğin kırılma noktasında vida tarafından taşınabilen maksimum yük miktarını ifade eder. Kemiğin içine

yerleştirilen vidaların biyomekaniksel performanslarının değerlendirilmesinde yerleştirme tork ve aksiyel pull-out testleri en çok ortopedi, beyin cerrahisi, plastik cerrahi ve oral ve maksillofasiyel cerrahi alanlarında yapılmaktadır (7,69). Ortopedik uygulamalarda vidalar kırık kemik segmentlerini stabilize etmek için kullanılmaktadır ve direkt olarak yüklenmezler. Ancak ortodontik ankraj amacıyla kullanılan vidaların başlarına traksiyon mekanizması coil springler, elastikler vb. gibi elemanlarla direkt olarak uygulanmaktadır. Klinisyenin bu vidaların biyomekanik performansı konusunda bilgisinin olması gereklidir. Bu bilgi; daha iyi implant dizaynlarının geliştirilmesini, daha az klinik kayıpların olmasını ve klinik kullanım için gelişmiş klavuzların ortaya konmasını sağlar. Pull-out testleri sığır femuru, domuz kaburgası, köpek femuru, köpek maksilla ve mandibulası gibi çeşitli hayvan kemiklerinde yapılmıştır (5,7,12,43,67). İnsan mandibulalarında pull-out testleri sınırlı sayıdadır. Pull-out testleri kemik-içi vidaların fiksasyon potansiyelini ölçmede kesme kuvvetlerini göstermediğinden tek başına yeterli değildir. Pull-out ve kesme testlerindeki kuvvetler ortodontide kullanılanların çok üstünde olmasına karşın mini-implantların primer stabilitesi ve materyal özellikleri hakkında önemli bilgiler sunmaktadırlar (70).

2.2.6. Mini/mikro-implantların Primer Stabilitesini Etkileyen Faktörler

İmplant primer stabilitesini etkileyen faktörler aşağıdaki üç anabaşlık altında incelenebilir:

1. Kemik kalitesi (kortikal kemik kalınlığı, kortikal ve trabeküler kemik yoğunluğu, kemik mineral yoğunluğu, histomorfometrik kemik-implant temas miktarı) (2,4,7,21-25, 27,33-35,39,40,45,51,56-58, 62,64,65)

2. İmplant tasarımıyla ilgili faktörler (implant makrotasarımı, implant çapı ve boyu) (13,17,42-44,67,69)

3. Yerleştirme teknikleri (ST veya SD, pilot drill çapı, yerleştirme açısı) (5,6,8,9,17,26,51,52,70)

İmplant stabilitesini etkileyen esas faktörün kortikal kemiğin trabeküler kemiğe oranı olmayıp, yoğun kortikal kemiğin miktarı olduğu şüphesizdir. Bir geleneksel implant her koşulda trabeküler kemik tarafından çevrelenir ve trabeküler kemiğin kalitesi implant stabilitesini etkiler (32). Kortikal kemik trabeküler kemikten çok daha yüksek elastisite modülüne sahiptir (71). Daha güçlü ve deformasyona daha dirençli bir malzeme olduğundan, klinik uygulamalarda trabeküler kemikten daha fazla yük kaldırabilir. Geleneksel dental implantlara uyan bu durum ortodontik implantlara da uymaktadır: kalın kortikal kemik daha iyi primer stabilite sağlar (72,73). Motoyoshi ve ark. (51) kortikal kemik kalınlığı ve mini-implantların yerleştirme torku arasında pozitif bir korelasyon bulmuştur ($r=0.32$, $P=.002$). Seebeck ve ark. (74) aksiyel pull-out dayanıklılığı ve kantilever bending testi uyguladıkları implante edilmiş vidalarda vida stabilitesinin çoğunlukla kortikal kemik kalınlığı ve trabeküler kemik densitesine bağlı olduğunu rapor etmişlerdir. Huja ve ark. (7) köpek çenelerinin çeşitli bölgelerine yerleştirdikleri vidaların pull-out dayanıklılığını inceledikleri ex vivo çalışmalarında mandibuler anterior bölgede diğer bölgelerden daha ince kortikal kemik (~1.3 mm) bulmuşlardır. En düşük pull-out dayanıklılık mandibuler keser/kanin bölgesinde, en yüksek dayanıklılık ise mandibuler posterior bölgede bulunmuştur. Ayrıca, kortikal kemik kalınlığı ile pull-out dayanıklılığı arasında pozitif korelasyon olduğunu da ($r= 0.39$) bildirmişlerdir. Salmoria ve ark. (12) yüklenmemiş titanyum ST mini-implantların (1.6 X 6 mm) primer stabilitesini inceledikleri in vivo çalışmada 0, 15 ve 60. günlerdeki yerleştirme tork değerlerini, aksiyel pull-out dayanıklılığını ve kortikal kemik kalınlığını karşılaştırmışlardır. Her üç zaman grubu için ortalama yerleştirme tork değeri 24.54 ± 2.68 N.cm, başlangıç kortikal kemik kalınlığı 2.65 ± 0.52 mm ve aradaki farklılık önemsiz olarak bulunmuştur ($P>.05$). İmmediat pull-out dayanıklılığı (331.15 ± 136.15 N), 15 günlük (242.18 ± 83.71 N) ve 60. gün (224.95 ± 91.33 N) verilerinden önemli miktarda yüksek bulunmuştur ($P<.05$). Peri-implant kortikal kemik kalınlığı kemik rezorpsiyonuna bağlı olarak zaman içinde azalmıştır. Sadece immediat pull-out ile peri-implant kortikal kemik kalınlığı arasında regüler bir korelasyon bulunmuştur ($r=0.44$, $P=.05$). Yerleştirme torku ve pull-out dayanıklılığı ile yerleştirme torku ve başlangıç

kortikal kemik kalınlığı arasında korelasyon bulunmamıştır ($P>.05$). İmmediat pull-out ile periimplant kortikal kemik kalınlığı arasında regüler bir korelasyon bulunması Huja ve ark'ın (7) bulgularıyla tutarlıdır. İmmediat yerleştirilmiş implantlardaki pull-out dayanıklılığının 15. ve 60. günlerdeki değerlerden daha yüksek çıkması immediat yerleştirilmiş implantların çevresinde remodelinge bağlı henüz kemik kaybı olmamasına (yivler ve kemik arasında tam temas olması) dayanır, çünkü daha sonra arayüz iyileşmesinde temas ilk birkaç hafta azaldığından (59) pull-out dayanıklılığı da azalmıştır. Wang ve ark (75) köpek mandibulasında yaptıkları bir çalışmada erişkinlerdeki mini-implantların pull-out kuvvetini 218.4 N, adolesanlarınıkini ise 130.82 N olarak bulmuşlardır. Gruplar arasında kemik yoğunluğu, göreceli kemik densitesi (BV/TV), ve pull-out dayanıklılığında anlamlı fark bulunurken ($P=0.000$), kortikal kemik kalınlığı benzer bulunmuştur. Regresyon analizleri ile pull-out dayanıklılığının en çoktan aza doğru sırasıyla kemik densitesi ($r^2=0.92$, $P=0.000$), BV/TV ($r^2=0.81$, $P=0.000$) ve kortikal kemik kalınlığı ($r^2=0.263$, $P=0.004$) ile korelasyon gösterdiği bildirilmiştir. Cha ve ark (76) kemik mineral yoğunluğu, kortikal kemik kalınlığı, vida tasarımı ve pozisyonunun mini-vidaların stabiliteyi üzerindeki etkilerini inceleyebilmek için köpeklerin maksilla ve mandibulasına 96 silindirik ve tapered implant yerleştirmişlerdir. Yerleştirme torku ile çıkarma torku (Pearson katsayısı= 0.66), kortikal kemiğin mineral yoğunluğu (0.58) ve kortikal kemik kalınlığı (0.48) arasında pozitif korelasyon ve mobilite ile de negatif (-0.577) korelasyon bulunmuştur. Yerleştirme ve çıkarma tork değerleri mandibulada maksilladan daha fazla bulunmuştur. Tapered (14.57 N.cm) mini-vidalar silindirik (9.69 N.cm) tiplere göre daha fazla yerleştirme tork değerleri göstermiştir. Ancak çıkarma tork değerleri benzer bulunmuştur. Yerleştirme torkunun sırasıyla vida pozisyonundan, vida tipinden ve kortikal kemiğin mineral yoğunluğundan etkilendiği bulunmuştur.

Önceki çalışmalar, kemik-implant arayüzeyinde başlangıç ankrajı elde edebilmek için implantın belirli bir tork değeri ile yerleştirilmesinin gerekli olduğunu göstermektedir ve bu başlangıç torku primer stabiliteyi direkt etkilemektedir. Geçici ankraj üniteleri isminden de anlaşılacağı gibi geçici

amaçla kullanılmaktadır ve tam osseointegrasyon gerekmemektedir. Yüksek başarı oranları (%98.1-100) bildiren çalışmalar yerleştirme torkuna odaklanmıştır (51, 52). Bu nedenle, yerleştirme torkunun klinik başarı oranında belirgin bir etkisi olduğu görülmektedir. Kemik kalitesi, kortikal kemik kalınlığı, mini-implant tasarımı ve implant socketinin hazırlanması (pre-drilling) gibi faktörler mini-implantın yerleştirme torkunu etkileyebilir (32,72,77). Wilmes ve ark. (72) ortodontik mini-implantların yerleştirme torkunu dolayısıyla primer stabilitesini etkileyen kemik kalitesi, implant tasarımı ve çapı, ve pilot drilling derinliği ve çapının etkilerini değerlendirdikleri in vitro çalışmalarında tüm bu faktörlerin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde etkili olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca, kortikal kemik kalınlığı ile yerleştirme torku arasında korelasyon olduğunu söylemişlerdir ($r^2 = 0.83$). Lim ve ark. (77) silindirik ve eğimli (tapered) titanyum alaşım implantların giriş torklarını inkremental olarak yapay kemikte inceledikleri çalışmada implant boyu arttıkça maksimum yerleştirme tork değerlerinin özellikle silindirik implantlarda daha çok arttığını bulmuşlardır. Ayrıca, vidanın çapı arttıkça maksimum yerleştirme tork değerlerinin silindirik implantlarda arttığını bulmuşlardır. Kortikal kemiğin kalınlığının 1.0 mm'den 2.0 mm'ye kadar atması her iki tip implantta da artan tork değerlerine yol açmıştır. Regresyon analizinde implant şekli, external çapı ve implantın boyunun maksimum yerleştirme tork değerlerini etkilediği bulunmuştur. Chen ve ark (13) 5 farklı çaptaki (1.2-1.6 mm) SD AbsoAnchor mikro-implantın giriş torklarını 3 farklı yoğunluktaki (20, 30 ve 40 pound inch foot) yapay kemikte ölçmüşlerdir. 3 gün sonra çıkarma tork ölçümleri yapılmıştır. İmplantların büyük kısmı 40 pound inch foot yoğunluktaki kemiğe yerleştirilirken kırılmıştır. Diğer kemik yoğunluklarında ise implant kırılmaları gözlenmediğinden 1.3 mm çapından daha küçük implantların 40 poundinch foot yoğunluktaki kemiğe yerleştirilmesini önermemişlerdir. Yerleştirme torku ve çıkarma torku arasında anlamlı bir korelasyon bulunmuştur ($r \geq 0.43543$, $P = .0001$).

Yüksek yerleştirme torku implant çevresindeki dokularda yüksek mekanik hasar riski taşır (61,78). Yüksek yerleşim torku primer stabiliteyi artırırken, implant yatağındaki dokuları negatif etkiler. Klinik olarak aşırı torkla yerleştirilen

bir mini-implant yeterli primer stabiliteye sahip olabilir fakat zaman içerisinde gevşeyip, kaybedilebilir. Çünkü, kemikteki aşırı sıkışma apoptosis ve nekroza yol açarak, peri-implant kemik rezorpsiyonuna neden olabilir. Bundan dolayı aşırı yüksek yerleştirme torku kesinlikle önerilmemektedir. Heidemann ve ark. (45) konik vida gövdesinin implant yerleşimi sırasında kemikte mikro çatlak oluşturacak basıncı iletteceğini ve kortikal kemikteki mikrotravmanın ortodontik mikro-implantın primer stabilitesini olumsuz yönde etkileyeceğini söylemiştir. Wawrzinek ve ark. (79) normal ve aşırı miktarlarda sıkıştırma ile yerleştirilen ortodontik mikro-implantların kemikte oluşturdukları mikrotravmayı scanning elektron mikroskopu ile değerlendirdikleri çalışmada, aşırı sıkıştırılmış implantların çevresindeki kemikte toplam çatlak sayısı, çatlakların boylarının toplamı, maksimum çatlak çapı ve en uzun çatlak değerleri vida yerleştirilmeyen referans soketlere ve daha az derin yerleştirilmiş implantlara göre daha yüksek bulunmuştur. Ancak, kortikal kemik kalınlığı ve mikrohasar derecesi arasında korelasyon bulamamışlardır. Lee ve Baek (80), 28 tane SD silindirik ve tapered ortodontik mini-implantı (iki farklı çap standart boy $\text{Ø}1.5$ ve $2 \text{ mm} \times 6 \text{ mm}$) tavşan tibialarına yerleştirerek kortikal kemikteki mikrotravmayı araştırmıştır. İmplant çapının artması ve tapered implant kullanılması yerleştirme torkunun ($\text{Ø}1.5 \text{ mm}$ silindirik= 6.27 N.cm ; $\text{Ø}1.5 \text{ mm}$ tapered= 7.89 N.cm ; $\text{Ø}2 \text{ mm}$ silindirik= 8.59 N.cm ; $\text{Ø}2 \text{ mm}$ tapered= 12.26 N.cm), çatlak sayısının ve en uzun çatlağın artmasına yol açmıştır. Artan çap aynı zamanda toplanmış çatlak uzunluğu (accumulated crack length) ve çatlağın maksimum çapını arttırmıştır. Aynı çaptaki implantların kullanılması durumunda silindirik ve tapered implantlarda veriler arasında bir fark bulunamamıştır. Tapered şeklinde olan ve daha büyük çapta üretilmiş ortodontik mini-implantlar kortikal kemikte daha fazla travmaya yol açtığından, bunun kemik remodelasyonunu ve implant stabilitesini olumsuz yönde etkilediğini düşünmüşlerdir.

İdealde hem yeterli primer stabilite ve iyi klinik başarı hem de peri-implant dokulardaki canlılığı koruyarak iyi host cevabı ve sekonder stabilite sağlayan bir tork aralığı araştırma konusu olmuştur. Motoyoshi ve ark. (52), bukkal posterior alveoler kemiklere yerleştirilen mini-implantların daha başarılı olabilmesi için

gerekli yerleştirme tork değerlerini belirlemek için yaptıkları klinik çalışmalarında başarı oranını arttırmak için 1.6 mm çapındaki mini-implantlar için yerleştirme tork değerlerinin 5 N.cm'den az, 10 N.cm'den çok olmaması gerektiğini bildirmişlerdir. Ortalama yerleştirme tork değerleri, lokalizasyonlarına göre 7.2 ile 13.5 N.cm aralığındadır. Maksilla (8.3 N.cm) ve mandibuladaki (10 N.cm) değerler istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir. 5 N.cm'den az torkla yerleştirilen mini-implantlarda başarı oranının %72.7 olduğu, 5-10 N.cm arasında yerleştirilenlerde %96.2'ye yükseldiği, 10 N.cm'den büyük olduğunda ise %60.9'a düştüğü gözlenmiştir. 5 N.cm'nin altında mini-implantların mekanik retansiyonunun ve primer stabilitesinin eksik olduğu; 10 N.cm üzerinde ise çevre dokularda travmaya bağlı olarak kemik remodelinginin ters yönde etkilendiği ve sekonder stabilitenin yok olduğu şeklinde belirtilmiştir. Mandibulada başarısız grupta yerleştirme tork değerleri başarılı gruptan daha yüksek bulunmuştur. Bu nedenle, yüksek yerleştirme tork değerlerinin her zaman kullanılmamasını önermişlerdir. Klinik olarak, uygun yerleştirme tork değerini elde edebilmek için, maksiller posterior bölgedeki kırılğan alveoler kemikte 1.6 mm'lik implant için 1.3 mm çapından küçük pilot drill, daha sert kortikal kemiğe sahip mandibuler alveoler kemikte ise 1.3 mm veya daha fazla çapta pilot drill hazırlanmasını önermişlerdir. Kortikal kemik kalınlığı ve yerleştirme torku arasında güçlü bir korelasyon olduğu belirtilmiştir (72). Ø1.6 mm X 8 mm SD implantlar için, kortikal kemik kalınlığının 0.5-1 mm olduğu bölgelerde ideal tork aralığının 5-10 N.cm olması gerektiği belirtilmiştir. Ancak, çoğu yerleşim bölgesinde kortikal kemik kalınlığı bu değer aralığından büyüktür (23, 25, 34).

Predrilling yerleştirme sırasındaki rezistansı ve dolayısıyla yerleştirme tork miktarını azaltmak için etkili bir yöntemdir (26,81). Wilmes ve ark. (82) domuz iliak kemiğine yerleştirdikleri mini-implantların, farklı yerleştirme derinliklerinin ve predrilling çaplarının primer stabiliteleri üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, yerleştirme derinleştikçe torkun arttığını, büyük predrilling çaplarının ise düşük giriş torklarına sebep olduğunu bulmuşlardır. Bu nedenle, kortikal kemik kalınlığının arttığı bölgelerde ideal tork

aralığında kalabilmek için predrilling yapılabilir. SD implantlarda predrilling implantın bütün boyu kadar yapılmak zorunda değildir (83). Frez derine ilerledikçe ve pilot delik çapı arttıkça yerleştirme torku da düşer (72). Pilot delik çapının implantın maksimum çapının %65'i kadar olması gereklidir. İmplantın pull-out rezistansını etkilemeden %85 ine kadar çıkabilir (81). Hung ve ark. (84) iki farklı yoğunluktaki 2 mm kortikal kemik kalınlığı olan sentetik kemik bloklarına Ø1.6X6 mm AbsoAnchor implantları pilot delik açmadan, 1 mm çapında pilot delik ve 1.4 mm çapında pilot delik açarak üç farklı şekilde yerleştirmiştir. Kemik yoğunluğundan bağımsız olarak pilot delik içermeyen uygulamalar sonucundaki yerleştirme tork ve pull-out dayanıklılığının pilot delik açıldığı durumlara oranla anlamlı düzeyde yüksek olduğunu ve en düşük değerlerin 1.4 mm çapındaki pilot deliğe yerleştirilen implantlarda bulunduğunu bildirmişlerdir. Pilot delik içermeyen ($r=0.755$, $P<.001$) ve 1 mm pilot delik ($r=0.773$, $P<.001$) durumlarda yerleştirme tork ve pull-out dayanıklılığı arasında önemli korelasyon bulunurken, bunun 1.4 mm pilot-drill için ($r=0.331$, $P=.037$) daha düşük seviyede olduğu gözlenmiştir. Pilot delik çapından bağımsız olarak yerleştirme tork ve pull-out dayanıklılığı arasında anlamlı korelasyon ($r=0.626$, $P<.001$), yüksek kemik yoğunluğunda daha yüksek ($r=0.755$, $P<.001$) bir korelasyon seviyesine ulaşmıştır. Okazaki ve ark (8) köpek femurlarında iki farklı çaptaki implant soketine (1.0 mm ve 1.2 mm) yerleştirilmiş ortodontik mini- implantların (Ø 1.2 mm) primer stabilitesini değerlendirdikleri çalışmada 1.0 mm sokete yerleştirilen implantların ilk 6 hafta içinde çıkış tork değerlerinde düşme olduğunu (10.98 N.cm'den 5.12 N.cm), sonra stabil kaldığını, 1.2 mm çapındaki soketlere yerleştirilen implantların primer stabilitesinin yerleştirmeden hemen sonra 1.0 mm gruba oranla 11 kat düşük olduğunu, 3-6 haftalar arasında çıkarma tork değerlerinin belirgin olarak arttığını (1.35 N.cm'den 5.17 N.cm'ye) ve sonra 6-12 haftalar arasında ise gruplar arasında fark bulunmadığını bulmuşlardır. Bu çalışma primer stabilitenin iyi olmadığı durumlarda mini-implantın tekrar yerleştirilmesi gerektiğini ya da osseointegrasyon gerçekleşmesi için yüklenmemesini önermektedir.

Mini-vida implantların özellikle immedat yüklenmesi günümüz ortodontik tedavilerinde önemli bir yaklaşım olduğundan, implant tasarımının primer ve sekonder stabilite üzerindeki etkisi de bir araştırma konusu olmuştur. Bu anlamda, kemik-implant arayüzeyinin farklı zaman dilimlerinde histolojik ve histomorfometrik incelemesi sık başvurulan bir yöntem olmuştur. Kemik-implant temas değeri kemik matriksi ile doğrudan temas eden mikro-implantın doğrusal yüzeyi için bir parametredir ve bilgisayar yazılımı ile hesaplanır ve toplam mikro-implant yüzeyinin yüzdesi olarak ifade edilir:

$$\text{Kemik-implant teması} = \frac{\text{Toplam temas eden kemik (doğrusal)}}{\text{Toplam implant çevresi (doğrusal)}} \times 100$$

Belirli bir düzeyde yüksek giriş torklu mikro-implantlar kemikle daha yakın başlangıç kontağı sağlayarak kemik remodelingi için daha uygun koşul sağlayabilirler. Ankraj açısından mikro-implant yivleri ile kortikal kemik arasındaki temas miktarı arttıkça mikro-implantın başlangıç tutunması daha iyi olabilir (43).

Geçtiğimiz yıllarda üretilen, predrilling ve insizyon yapılmadan yerleştirilebilen SD mikro-implantlar, potansiyel olarak kemik dokusunda aşırı ısıya bağlı hasar oluşturmada predrilling implantlar gibi yerleştirilme avantajını sunarlar. ST ve SD mikro-implantların biyomekanik özellikleri ve mekanizmaları arasında farklar olmasına rağmen kemiğe ne şekilde tutundukları henüz tam olarak aydınlatılamamıştır. Kemik debrisleri SD implantın konik ucu sebebiyle yerleştirilme sırasında apekse doğru yönlendirildiği ve toplandığı için kemik modeling ve remodeling zamanı azalır (42). Kimyasal ve biyolojik modifikasyon yapmadan SD yöntemini kullanma kemiğe daha az zarar verir. Çalışmalar ST tasarımların SD'lerden daha düşük yerleştirme tork değerlerine sahip olduğunu göstermiştir (85,86). Ayrıca, ST yivler kuvvet uygulanmadığı zaman SD yivlerden daha az kemik-implant temas miktarına sahiptir (45). Ancak, ST implantların pull-out dayanıklılığı SD implantlardan daha büyük veya eşit olabilir (85,86). Hitchon ve ark. (86) SD ve ST implantların pull-out dayanıklılığı arasında anlamlı bir fark bulamazken sadece SD grubunda 14 mm ve 16 mm

uzunluğundaki implantların pull-out kuvvetinin 12 mm uzunluğunda olan vidalardan anlamlı düzeyde yüksek olduğunu bulmuşlardır. Pull-out verileri ve kemik mineral densiteleri arasında her iki tip implantın 14 mm ve 16 mm uzunlukları için anlamlı bir korelasyon bulunmuştur ($P<.0001$).

Su ve ark. (87) domuz iliak kemiğinden elde edilen segmentlerde SD ve ST implantların giriş torku ve lateral yük altındaki yerdeğişmelerini (displacement) inceledikleri çalışmada ST grupta tork değerleri 16.4-253.3 N.mm, SD grupta 45.8-378.0 N.mm arasında bulunmuştur. Ortalama drilling kuvveti bir değişken olarak katıldığı zaman, 1.2 N drilling kuvvetinden fazla kuvvetler altında her iki grup arasında önemli farklılık gözlenmiştir. Bu bulguya dayanarak ST implantların primer stabilitesinin, düşük yoğunluktaki kemiklere yerleştirilen SD implantlarla benzer olduğu söylenmiştir. Her iki grupta da kuvvet arttıkça ortalama yerdeğiştirme miktarı artmıştır ($r=0.99$, $P<.01$). Aynı miktardaki kuvvetlerde iskeletsel ankrajda (displacement miktarında) iki grup arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Mischkowski ve ark. (17) SD ve ST implantların primer stabilitesini inceledikleri çalışmalarında 4 tip implant kullanmışlardır. Bu implantlardan Aaurus ve Spider silindirik olup ST implantlardır. Dual Top ve FAMI ise konik olup ST ve SD şekillerde yerleştirilebilmektedir. ST ve SD olarak yerleştirildiğinde konik vidalar Dual Top (40.22 N.cm ve 57.41 N.cm) ve FAMI (22.67 N.cm ve 45.39 N.cm) en yüksek yerleştirme tork değerlerine sahip bulunmuştur. Silindirik vidalar daha düşük tork değerine sahip bulunmuştur (Spider:19.34 N.cm ve Aaurus: 16.07 N.cm). Ayrıca, 4 tane Dual Top implant yerleştirme sırasında kırılmıştır. Dual Top implantlardaki kırılmaların ($n=12$) drill-free yöntemle bağlı olarak geliştiği söylenmiştir. Vida başı bu implantta yüksek tork değerlerinin uygulanmasına izin vermemiştir. Konik SD tasarımların silindirik ST tasarımlara oranla daha yüksek primer stabilite oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Chen ve ark. (42) köpeklerde SD ve ST implantları (AbsoAnchor, n=56) maksilla ve mandibulanın bukkal yüzeylerine yerleştirmiş ve 9 hafta boyunca 200 g statik ortodontik yüke maruz bırakmıştır. ST implantların %86'sı, SDlerin ise %93'ü başarılı olmuştur. Yerleştirme tork değerleri SD implantlarda hem mandibulada (8.7 ± 2.3 N.cm) hem de maksillada (5.6 ± 1.1 N.cm) ST implantlardan (7.4 ± 1.1 N.cm ve 3.5 ± 2.1 N.cm) daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca, SD implantların mandibula (%47.44) ve maksilladaki (%39.28) kemik-implant temas miktarı STlerden (%26.35 ve %27.96) daha fazla bulunmuştur. Bu çalışmadaki implant başarısızlıkları immedat yüklenme altında zayıf primer stabilite ve ağız ortamına açık iyileştirme ile ilişkilendirilmiştir, çünkü Heidemann ve ark. (45) kapalı (sebmerged) iyileşme altındaki yüklenmemiş SD ve ST ortodontik implantlarda %100 başarı elde etmiştir. Aynı çalışmada, yazarlar minipiglere yerleştirilen ST ve SD mini- ($\emptyset 2$ mm X 7 mm) ve mikro- ($\emptyset 1.5$ mm X 7 mm) vidaları 6 ay sonra değerlendirmişlerdir. SD implantlarda kemik-implant teması mini-vidalar için %88.4, mikro-vidalar için %93.8, ST mini-vidalarda %54.9, mikro-vidalarda %81 bulunmuştur ($P < .05$). Yerleşim sırasında SD vidaların yivlerinin arasında daha fazla residuel kemik olduğu bulunmuştur (mini-vidalarda %71.8, mikro-vidalarda %67.9). SD grupta mini-vidalarda residüel kemiğin %28.2si mikro-vidalarda ise %32.2si remodele olmuştur. STlerde ise mini-vidalarda %33.1 mikro-vidalarda %42.4 bulunmuştur. Residuel ve remodele olmuş kemik arasındaki farklar, SD ve ST mikro/mini-vidalarda belirgin farklı bulunmuştur.

Kim ve arkadaşları (88), drill-free (SD) ve drilling-tip (ST) vidaların primer stabilitelerini mekanik ve histomorfometrik olarak değerlendirdikleri hayvan çalışmalarında SD grupta belirgin olarak daha düşük Periotest değerleri ölçtüklerini, daha yüksek kemik-implant temas miktarı ve vidaların çevresinde daha geniş kemik alanları olduğunu bildirmişlerdir. SD implantların 200-300 gr kuvvet uygulamasından sonra ST'lerden daha az mobilite ve daha fazla kemik-implant teması sağladığı görülmüştür. Buna göre, drill-free vidaların erken ortodontik yüklemde daha iyi primer stabilite ve stabil ortodontik ankraj sağlayabileceğini söylemişlerdir.

Deguchi ve ark. (59) köpek maksilla ve mandibularına yerleştirilen titanyum mini vidaların 3 haftalık iyileşmeden sonra yüklenmiş (200-300 gr statik yük) ve yüklenmemiş halde 12 hafta takip etmiş ve histomorfometrik olan kemik-implant arayüzeyini incelemişlerdir. Mandibüler implantlardaki kemik-implant temas miktarı maksiller implantlardan daha fazla bulunmuştur. Bu çalışmada %5 kemik implant teması olan implantlar bile tüm test boyunca ortodontik kuvvetlere başarılı bir şekilde direnmiştir ve %100 başarı sağlanmıştır. Freire ve ark. (57) köpek mandibulasında immediat, 1 hafta ve 3 hafta sonra ortodontik olarak yüklenen mini-implantlarda gerilim bölgesinde kortikal kemik kaybı ve dişetin apikal migrasyonunu görmüşlerdir. İmmediat, 1. hafta ve 3. hafta deney örnekleri ile 12. hafta kontrol örnekleri arasında total, kompresyon ve gerilim bölgelerindeki kemik-implant teması miktarı arasında fark bulunmamıştır. Düşük yoğunlukta immediat veya erken ortodontik kuvvetlerin mini-implant performansını etkilemeyeceğini bildirmişlerdir.

Luzi ve ark. (89) ST mini-implantları (Aarhus, Tuttlingen, Almanya) primat maksilla ve mandibularına yerleştirerek 50cN immediat yük uygulamışlardır. İmplantlar 1 hafta-3 ay arasında 4 farklı zaman diliminde histomorfometrik ölçümlere tabi tutulmuştur. Kemik-implant temasında 1 hafta ve 1 ay arasında azalma gözlenirken, bunu daha sonra belirgin progresif artış izlemiştir. %3 kemik-implant temasına sahip implantlar bile başarılı bir şekilde yüklenebilmiştir. Bu veriler Deguchi ve arkadaşlarının (59) %5'lik kemik-implant temas miktarının implantın yük taşıması için yeterli olduğu görüşüyle uyuşmakta ve kemik-implant temas miktarının implant klinik başarısı için kesin bir gösterge olmadığını belirtmişlerdir. Kemik-implant temas değerleri 1. hafta ve 3 ay arasında yüklenen grupta farklar az olmasına karşın daha yüksek bulunmuştur. Bu bulgu köpeklerde yük uygulanmış ve kontrol grupları arasında fark bulamayan Deguchi ve ark (59) ve Freire ve ark.'ın (57) bulgularıyla uyuşmaktadır.

Deguchi ve ark. (90) köpek mandibula ve maksillasına yerleştirdikleri mini-implantları 3-12 haftalık iyileşme periyotlarında bekllettikten sonra 200-300

g ortodontik kuvveti 12 hafta boyunca uygulamış ve kemik-implant örneklerini histomorfometrik olarak incelemiştir. Yük uygulanmamış kontrol implantlarında maksillada iyileşmenin başlangıç aşamasında mini-vidanın başında belirgin miktarda kortikal kemik oluştuğunu, mandibulada ise daha az kortikal kemik oluştuğunu bildirmişlerdir. Yük uyguladıktan sonra mini-vidanın servikal 1 mm'lik kısmında artmış kemik yapımı her iki çenede de gözlemlenmiştir. Kemik-implant teması mini-vidayı çevreleyen kemik dokunun apeksten servikale doğru olgunlaştığını göstermiştir. İyileşmenin başlangıç safhasında oluşan kortikal kemik dokusunun mini-vidaların immedat ortodontik kuvvete daha dirençli olmasını sağladığını bildirmişlerdir. Ayrıca, mandibuladaki yüksek mini-vida başarısızlığının implant boyun bölgesinde daha az kortikal kemik oluşmasından kaynaklandığı bildirilmiştir.

Cha ve ark. (91) implant-kemik arayüzeyindeki histomorfometrik değişiklikleri değerlendirmek için 3-boyutlu μ BT analizi yapmışlardır. SD implantların stabilitesini immedat ve 3 haftalık iyileşmeden sonra 250-300 gr ortodontik yükleme koşullarında 3, 6 ve 12. haftalarda karşılaştırmışlardır. Kontrol grubundaki implantlara yük uygulanmamıştır. 12. hafta dışında gruplar arasında kemik-implant teması açısından fark bulunamamıştır (İmmedat grup: %71.1; 3-hafta grubu: %73; Kontrol grubu: %65.9). İmmedat yüklenen grupta 6 hafta sonra erken yükleme yapılan gruptan belirgin olarak daha fazla kemik hacmi yüzdesi bulunmuştur. Histolojik ve μ BT analizleri ile mini-implantların immedat yüklenmesinin köpek modelinde yüksek kemik-implant teması ve %100 başarı oranıyla mümkün olabileceği gösterilmiştir. Benzer şekilde Ma ve ark. (92) köpeklerin mandibuler premolar bölgesinin bukkaline yerleştirdikleri ortodontik mikro implantlara (AbsoAnchor) immedat 200 g kuvveti 10 hafta uyguladıktan sonra kemik-implant temas miktarını test grubunda %59.47, kontrol grubunda ise %62.34 olarak bulunmuşlardır. Ayrıca, histolojik olarak 3. haftada örülmüş kemik, 6. haftadan sonra ise lamellar kemiğin oluşmaya başladığını gözlemlenmişlerdir. Bu çalışmada, immedat yüklenmiş implantların kontrol implantlara göre benzer seviyede osseointegrasyon gösterdiklerini ve immedat yüklemenin bu prosesi etkilemediğini belirtmişlerdir.

Zhang ve ark. (93) köpeklerin maksiller premolar bölgesine yerleştirilmiş SD mikro-vidaları (Ø1.6 X 6 mm, Aarhus) immediat, 2 ve 4 haftalık iyileşme sonrasında 100 gr ortodontik kuvvete 8 hafta boyunca maruz bıraktıktan sonra histomorfometrik olarak incelemişlerdir. Bu çalışmada %100'lük bir başarı oranı elde edilmiş ve bu başarı peri-implant inflamasyon olmamasına bağlanmıştır. Bütün implantlar için arayüzde iyi kemik-implant teması ve enkondral kemikleşme görülmüştür. 4 haftalık grupta kemik implant arayüzeyinde aktive olmuş osteoblastların toplandığı ve peri-implant bölgede lameller kemiğin olduğu görülmüştür. 2 haftalık grupta mikro-vidaların kısmen kollajen fiberler tarafından sarıldığı ve ara yüzeyde örülmüş kemik ve osteoklastların olduğu görülmüştür. İmmediat grupta ise diğer gruplara oranla mikro-vidaların daha fazla kollajen fiberle sarıldığı görülmüştür. Kemik-implant temas miktarı immediat grupta %43.74, 2 hafta iyileşme grubunda %66.26, 4 haftalık iyileşme grubunda ise %73.28 bulunmuş olup aradaki farkların istatistiksel olarak önemli düzeyde olduğu tesbit edilmiştir ($P<.01$). Bu çalışma özellikle daha fazla kemik-implant teması bulunmasından dolayı 4 haftalık iyileşmeden sonra ortodontik yüklemenin yapılmasını önermektedir.

Büchter ve ark (56) minipig mandibulasına iki tip mini-implant (Absoanchor ve Dual Top) yerleştirmiş ve 100, 300 ve 500 cN'luk yük uygulaması altında 22 ve 70 gün takip etmişlerdir. 2. günde kortikal kemik bölgesinde histolojik olarak iyileşme görülmesine karşın, medullada bir değişiklik gözlemlenmemiştir. 70 günde her iki yüklenmiş implantın çevresinde kemik-implant temasında artış olmasına karşın, yüklenmemiş implantlarda bir değişiklik bulunmamıştır. Histomorfometrik kemik-implant temas miktarında her iki grup ve periyotta bir farklılık bulunmamıştır. Absoanchor grubunda 500 cN mm, Dual Top grubunda ise 600 cN mm moment altında en fazla kemik-implant temas miktarı oluşmuştur. Scanning elektron mikroskop incelenmesi 70. günde osseointegrasyon olduğunu, mineralize ekstraselüler matriks ile implantın temas ettiğini ve tipik olarak implantın çevresinde endosteal kemik oluştuğunu göstermiştir.

Yano ve ark. (94) fare tibyasına yerleştirilen silindirik (\emptyset 1.2 mm) ve eğimli (\emptyset 1.4 mm) implantların immedat yükleme veya 6 haftalık iyileşmeyi takiben 2 haftalık yükleme sonrasında kortikal kemiğin implantla temasını inceledikleri çalışmada, immedat yüklenen silindirik implantların kortikal kemikle temas miktarının (%33.3) eğimli implantlara oranla (%82.3) çok düşük olduğunu ve bundan dolayı immedat yüklemeye eğimli implantların ortodontik ankraj için tercih edilebileceğini bildirmişlerdir. 6 haftalık iyileşmeden sonra yük uygulanan silindirik implantlarda (%53.7) eğimli implantlara oranla (%88) daha az kemik-implant teması olduğunu bulmuşlardır. Bu sonuçlar iki implant arasındaki makrotasarım farklılığı ile eğimli vidaların sıkıştırılması sırasında kortikal kemiğin yivlerin arasına daha çok girmesine bağlanmıştır.

Chen ve ark. (95) mikro-implantların kemik-implant temas miktarlarının kortikal kemik kalınlığından etkilendiğini belirterek, immedat ortodontik yüklemeye biyomekanik gereksinimi sağlamak için mikro-implantların kortikal kemiğe en az 3 veya 4 yiv gömülmesi gerektiğini belirtmişlerdir ve bunun başlangıç stabilite ve sekonder osseointegrasyon için anahtar olduğunu söylemişlerdir. Ayrıca kemik-implant temas alanını arttırmak için implantların köklere zarar vermeden açılı yerleştirilmesini önermişlerdir. Yine de maksilla ve mandibulanın bukkal bölgelerinde kemik yapısı değişkenlik gösterdiğinden fizyolojik özelliklerinin de göz önünde bulundurulması gerektiğini söylemişlerdir. Implantların açılı yerleştirilmesiyle ilgili bir dezavantaj maksiller sinus perforasyon tehlikesi ve çeşitli traksiyon ünitelerinin bağlanmasının zor olmasıdır (35). Ayrıca, SD implantların açılı yerleştirme sırasında kortikal kemik yüzeyini sıyırma ve kayması söz konusu olabilir ve bundan dolayı drill-free implantlarda bile pilot delik açılması gerekli olabilir (6). Yine de, Deguchi ve ark. (34) ve Kim ve ark. (35) 30 derece gibi küçük yerleşim açılarında daha uzun implantların kullanılabileceğini ve implantın kortikal kemikle temas miktarının artacağını, dolayısıyla da en iyi primer stabilitenin bu şekilde elde edileceğini bildirmişlerdir. Farklı olarak, Wilmes ve ark. (6) domuz iliak krestlerinde yaptıkları bir in vitro çalışmada iki farklı boyuttaki (\emptyset 1.6 X 8 mm ve \emptyset 2.0 X 10 mm) Dual Top implantları predrillingden sonra 30, 40, 50, 60, 70, 80 ve 90

derecelik açılarda yerleştirmiş ve giriş torqlarını ölçmüşlerdir. 2 mm çapındaki implantlar 1.6 mm çapındaki implantlardan daha fazla giriş torku oluşturmuşlardır. En yüksek giriş torku 70 derecede ($110 \text{ N.mm} \pm 31$), en düşük tork değeri ise 30 derecelik yerleşimlerde ($78 \text{ N.mm} \pm 33$) olup, aradaki fark önemli bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçları ise en iyi primer stabilite için 60-70 derecelik yerleşim açılarını önermiştir.

İnaba ve ark. (9) tavşanların ekstraoral nasal bölgelerine 60, 90 ve 120 derecelerde yerleştirilen mini-implantlara 2 N kuvvet uygulamışlardır. 60 derecede yerleştirilen implantların 90 derecede yerleştirilenlerden önemli düzeyde fazla kortikal kemikle temas uzunluğu bulunduğunu, fakat kortikal kemikle temas oranının daha fazla olmasına karşın aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışma implantların açılı yerleştirilmesi durumunda daha fazla kortikal kemikle temas olacağından daha iyi primer stabilite sağlanacağını bulmuştur. Ayrıca, implant açıldırılması ister kuvvet yönünde isterse de kuvvetin ters yönüne ayarlanmış olsun, stabilitenin daha iyi olacağı vurgulanmıştır.

Geleneksel dental implantlarda implant stabilitesinin subjektif skorlamasıyla ilgili çalışmalar sınırlı olup, ortodontik implantlarda ise bu konuda çalışma bulunmamaktadır. Alsaadi ve ark. (11) yerleştirme torku, perküsyon testi ve rezonans frekans analizinin geçerliliğini radyograf ve cerrahın subjektif hissine bağlı subjektif kemik kalitesiyle ilişkilendirmek amacıyla 761 dental implanttan çıkardıkları sonuçta kemik kalitesinin subjektif değerlendirmesinin yerleştirme torku, Periotest ve ISQ değerleri ile ilişkili olduğunu bulmuşlardır. Yerleştirme torku ve Lekholm ve Zarb indeksine göre kemik densitesi arasında önemli bir korelasyon görülmüştür ($P < .0001$). 705 implantta kortikal kemik kalınlığı cerrahın subjektif skorlamasına göre ilişkilendirilmiş ve implantların orta ve apikal üçlüdeki yerleştirme tork ölçümleri ile kortikal kemik skorları arasında önemli bir korelasyon bulunmuştur ($P < .0001$). Ayrıca yerleştirme torkunun servikal ($P = .03$), orta ve apikal ($P < .0001$) üçlülerindeki ölçümlerinin de trabeküler kemikle anlamlı bir korelasyonunun olduğunu bulmuşlardır. 44

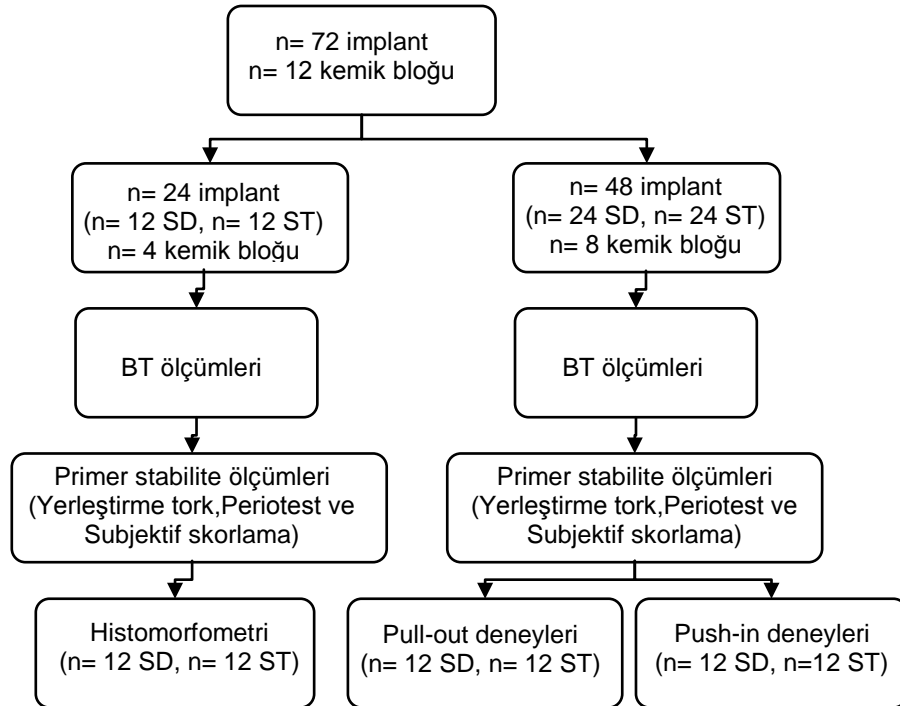
implantta cerrahın kortikal kemik ile ilgili skorlamasında sadece kalın kortikal kemik ve ince/çok ince kortikal kemiğe isabet eden Periotest değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur ($P<.0001$). Bu çalışma subjektif değerlendirmelerin kemik kalitesini belirlemedeki hassasiyetinin sınırlı olduğunu göstermiştir.

Degidi ve ark. (96) cerrahın implantın primer stabilitesini subjektif değerlendirmesindeki doğruluk düzeyini araştırdıkları çalışmada 500'den fazla dental implantın cerrahisi sırasında subjektif ve gerçek yerleştirme tork ve rezonans frekans analizi değerlerini karşılaştırmışlardır. Subjektif rezonans frekans analizi ve gerçek rezonans frekans analizi arasındaki fark düşük olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Subjektif ve gerçek yerleştirme tork değerleri benzer bulunmuştur. Spearman korelasyonu, subjektif ve gerçek ISQ değerleri arasında 0.394, subjektif yerleştirme torku ve subjektif ISQ değerleri arasında 0.441 ve gerçek yerleştirme tork ve gerçek ISQ değerleri arasında 0.247 olarak bulunmuştur. Yazarlar düşük korelasyon düzeylerinden dolayı objektif ölçümlere kıyasla subjektif değerlendirmelerin doğruluk payının az olduğunu söylemişlerdir.

3. Gereç ve Yöntem

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA10/01) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

Bu tez çalışmasında deneyler temel olarak iki grupta incelenebilir. Deneylerde kullanılan tüm kemik bloklarında (n=12) bilgisayarlı tomografi (BT) ile ölçümler yapıldıktan sonra, implantlarda primer stabilite ile ilgili ölçümler (giriş torku, Periotest ve subjektif değerlendirme) yapılmıştır. Bundan sonra, örnekler randomize bir şekilde ikiye ayrılmıştır. Birinci grup deneyler BT, implant stabilite ölçümleri ve histoloji-histomorfometri içermektedir. İkinci grup deneyler ise BT, implant stabilite ölçümleri ve pull-out ve push-in testlerini içermektedir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Çalışmada izlenen protokol. SD: Self-drilling; ST: Self-tapping.

3.1. Kemik bloklarının hazırlanması ve BT

8 adet bilateral taze sığır kalça kemiğinden 5X7 cm boyutlarında bloklar devamlı su soğutması altında kesilerek elde edilmiştir (6,87). Elde edilen bloklar

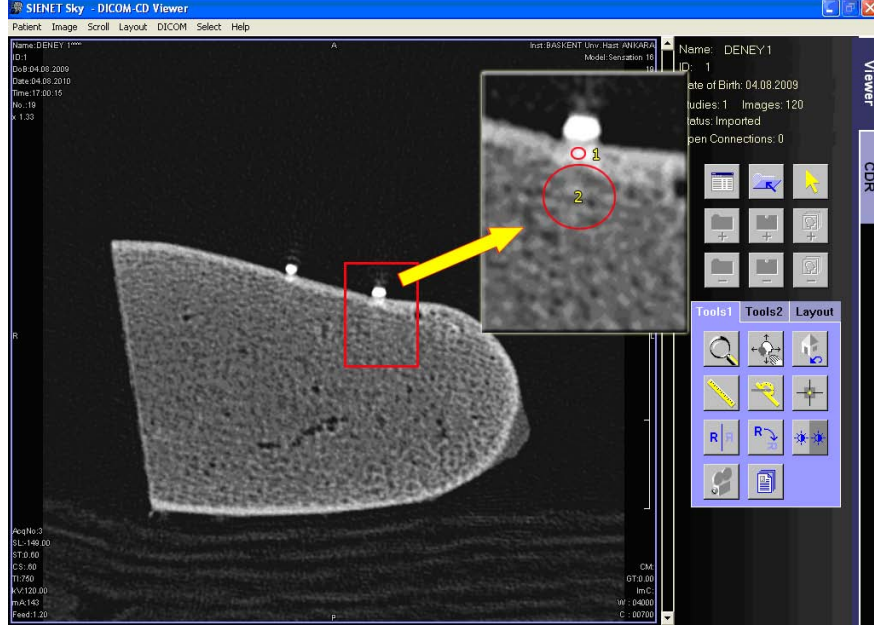
(n=16) randomize bir şekilde sayılandırılmış ve her bloğun orta bölgesine implantların (n=6) yerleştirileceği noktalar bir kalem ile işaretlenmiştir. Bu amaçla, 6 adet birbirine komşu kare çizilerek bunların orta noktaları BT ölçüm ve implant yerleşim alanları olarak belirlenmiştir. BT ölçümleri (21-23,27,33,34) sırasında implant lokalizasyonlarının net görülebilmesi amacıyla 1X1 mm'lik gutta percha (No. 15, SureDent Corp., Kyeonggi-do, Kore) parçaları implant yerleştirilecek noktalara yapıştırılmıştır. Kemik bloklar hazırlandıktan sonra, testler başlayıncaya kadar -21°C derecede muhafaza edilmiş, testlerden 24 saat önce oda sıcaklığında bekletilmiştir (97).

BT incelemesi Başkent Üniversitesi, Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan cihaz (Siemens Somatom Sensation 16 Erlangen, Almanya 2002 MSCT) ile gerçekleştirilmiş ve her kemik bloğundan 1 mm kalınlığında 150 mAS ve 120 kV'da kesit görüntüler elde edilmiştir. Bu görüntüler üzerinde, iki nokta arasındaki mesafenin ölçülmesi şeklinde implant yerleştirilecek her bölgede kortikal kemik kalınlıklarının (mm) ölçümleri yapılmıştır (21,22,34). Kortikal ve trabeküler kemik yoğunluğunu ölçmek amacıyla Hounsfield Unit (HU) kullanılmıştır (23,27,33). Kortikal kemikteki HU ölçümleri için 0.5 mm çapındaki bir daire kesitte görülen kortikal kemik üzerine yerleştirilmiş ve o alandaki ortalama HU değeri lokal kortikal kemik yoğunluğu olarak belirlenmiştir. Trabeküler kemiğin homojen olmayan yapısından dolayı, daha geniş bir alanda ölçüm yapılması planlanmıştır. Bu amaçla, implant bölgesinde kortikal kemiğin hemen altından itibaren 2.5 mm çapındaki bir alanda HU ölçümleri yapılmış ve lokal trabeküler kemik yoğunluğu olarak ifade edilmiştir (Şekil 3.2).

3.2. Pilot Çalışma

Tork deneyleri sırasında uygulayıcının hem manuel tork aletini kullanmaya alışması, hem de giriş torku ile subjektif değerlendirmeyi ilişkilendirilmeye yönelik kalibrasyon eğitimi/deneyimi niteliğinde bir ön çalışma yapılmıştır. Bu amaçla, randomize seçilmiş 4 blok üzerinde uygulayıcı manuel tork aletiyle implantların yerleştirme torkunu ilerde detaylı olarak anlatılacağı

şekilde ölçerken iyi, orta ve kötü şeklinde (11,96) bir skora yapmış ve ölçtüğü tork değerlerine isabet eden skorları gözden geçirerek, kendini kalibre etmiştir. Pilot çalışmada kemik-implant örneklerinin kesilmesine yönelik işlemler de planlanarak uygulanmıştır.



Şekil 3.2. BT'de her implant bölgesinde kortikal ve trabeküler kemikteki yoğunluk ölçümleri için kullanılan yöntem. Büyütülmüş sağdaki görüntüde, kortikal kemik üzerinde yerleştirilmiş 0.5 mm çapındaki (1) ve kortikal kemiğin hemen altından itibaren 2.5 mm çapındaki (2) trabeküler kemik densitesini ölçmek için kullanılan alanlar görülmektedir.

3.3. İmplantlar ve primer stabilite ölçümleri

Bu çalışmada 72 adet self-drilling (SD) ve self-tapping (ST) mikro-implant kullanılmıştır (Ø1.4mm X 7 mm, SH1413-07 ve SH1407; AbsoAnchor, Dentos Inc., Daegu, Kore). Bu çalışmada kullanılan implantlar için mikro-implant teriminin kullanılmasının sebebi Kyung ve ark.'ın (16) AbsoAnchor implantların el kitabında bu şekilde bir tanımlama yapmasından kaynaklanmaktadır.

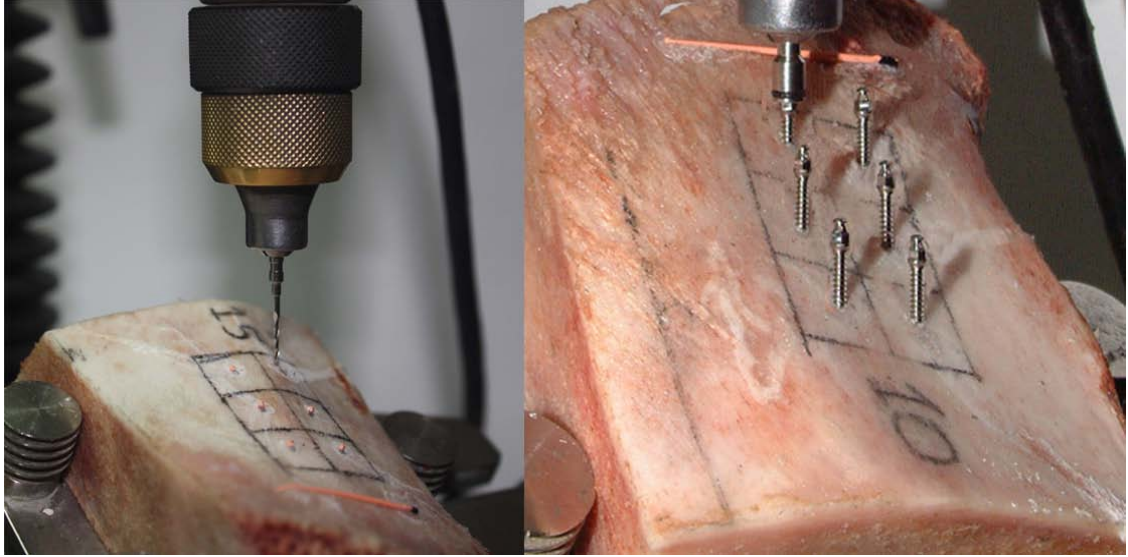
Firmanın SD ve ST implantları sadece apikal üçlü bölgesinde makro-tasarım açısından belirgin fark oluşturmaktadır: SD implantların daha konik, ST implantların daha küt ucu bulunmaktadır. Üretici firma, SD implantların frezle kemik soketi açılmadan (drill-free) yerleştirilmesi gerektiğini, fakat kortikal kemik bölgesinde pilot drilling yapılabileceğini de belirtmiştir. ST implantların yerleştirilebilmesi için öncelikle üretici firmanın pilot frezi (\varnothing 1 mm) ile implantın gövdesinin uzunluğu kadar kemik içinde soket oluşturulması önerilmektedir. (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. AbsoAnchor implant sistemi için pilot frez, machine-driver, hand-driver ve mikro-implant (soldan sağa).

Bu çalışmada kortikal kemikle maksimum temas miktarını sağlama avantajını sunduğundan, implantların 30° - 40° açıda yerleştirilmesi planlanmıştır (34,35,38). Bu amaçla, kemik bloklar bir freze cihazının tablasına yerleşim açısında sabitlendikten sonra (Paraskop, Bego, Bremen, Almanya), SD implantların kortikal kemikte kaymaması için (6) pilot frezle kemikte 0.5 mm derinliğinde bir çukur oluşturulmuş ve pre-drilling yapılmadan implantlar

yerleştirilmiştir. ST implantlar ise soket hazırlanmasından sonra yerleştirilmiştir. Yerleştirme açısının bozulmaması için implantlar freze cihazına tutturulmuş machine-driver'la yerleştirilmiştir (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. ST grubu için pilot frez kullanılarak soketin açılması (sol). İmplantların machine-driver ile kemik bloklarına yerleştirilmesi (sağ).

İmplantların yerleştirilmesini takiben yerleştirme tork değerlerinin ölçülmesi planlandığından, implant gövdeleri tüm yivleri kaybolacak şekilde değil, 1 yiv eksik olacak şekilde yerleştirilmişlerdir. Primer stabilitenin belirlenmesinde öncelikle giriş torkları ölçülmüş ve eşanlı olarak uygulayıcı tarafından her implant için “iyi”, “orta” ve “kötü” olmak üzere kemik içine yerleştirme rezistansına yönelik subjektif skorlama yapılmıştır (11,96). Daha sonra Periotest cihazıyla (Periotest, Siemens AG, Bensheim, Almanya) ölçümler yapılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. İmplantların primer stabilitesinin ölçülmesi için kullanılan ekipman. Soldan sağa manuel tork aletine bağlı veri aktarım sistemi, verilerin yazılımda görüntülediği bilgisayar ve Periotest cihazı görülmektedir.

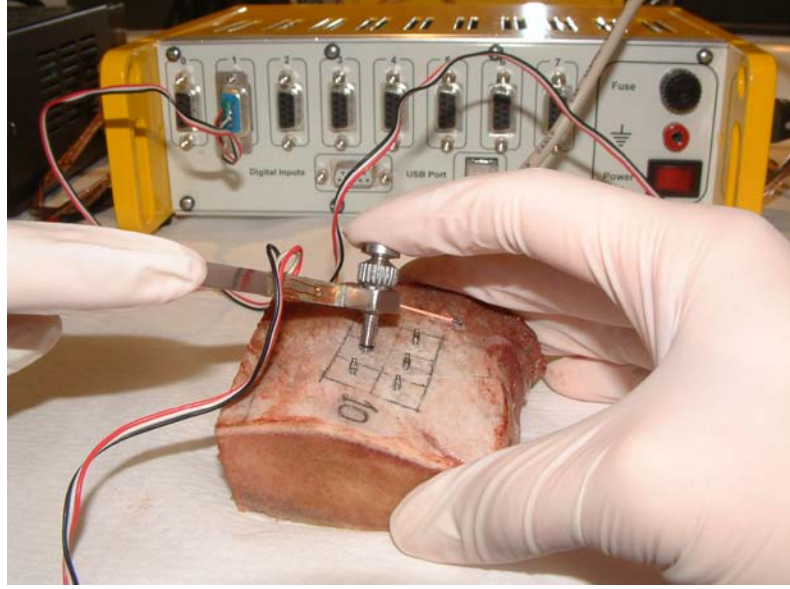
Yerleştime tork ölçümleri için bir manuel tork cihazına bağlı veri aktarım sistemi kullanılmıştır (98,99). Manuel tork cihazı gerinim ölçerler (strain-gauge) ile donanmış olup, uygulama sırasında oluşan gerinim sinyalleri veri aktarım sistemine (ESAM Traveller 1, Vishay Micromeritics Group, Raleigh NC, ABD) 10 KHz hızda (sample rate) ulaşmakta ve bilgisayarda yazılım (ESAM;ESA Messtechnik GmbH, Olching, Almanya) ile görüntülenmektedir. Yazılım, aşağıdaki formülü (Formül 3.1) kullanarak gerinim ($\mu\epsilon$) değerlerini tork değerlerine (N.cm) çevirerek göstermektedir:

$$\text{Tork} = K \cdot \epsilon \quad (\text{Formül 3.1})$$

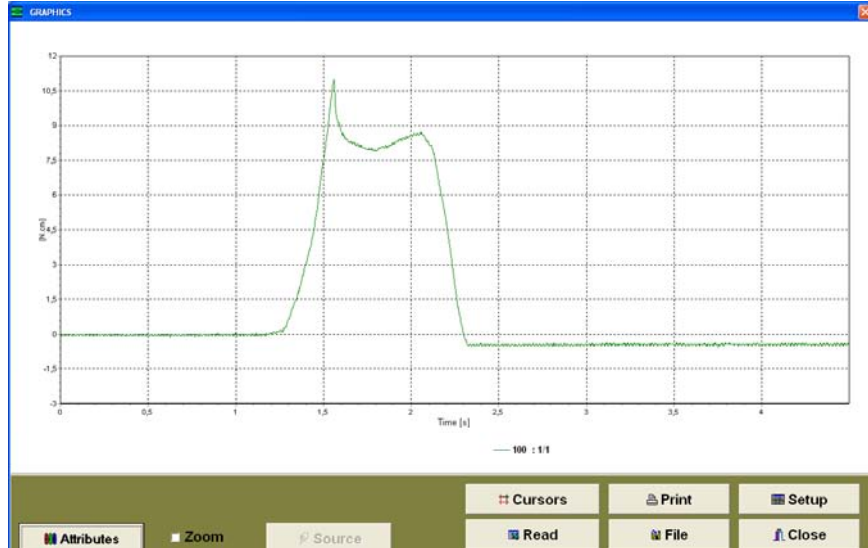
Burada K kalibrasyon deneylerinde elde edilen sabit, ϵ ise gerinim ölçer ölçümüdür. Manuel tork cihazının kalibrasyon deneyinde gerinim (strain) verilerinin standart sapmasındaki maksimum değer $0.84 \mu\epsilon$ olup 67 N.cm 'in ölçülmüştür. Regresyon analizi kalibrasyon katsayısını $r^2=0.99997$ ile $0.126 \text{ N.cm} / \mu\epsilon$ olarak belirlemiştir (98).

Giriş torkunun ölçülmesi sırasında uygulayıcı manuel tork aletini saat yönünde çevirmiş ve bu sırada oluşan torku skorlamıştır. Deneyin

tamamlanmasından sonra ilgili grafikten maksimum tork değeri yazılım ile ölçülmüştür (99) (Şekil 3.6a ve 3.6b).

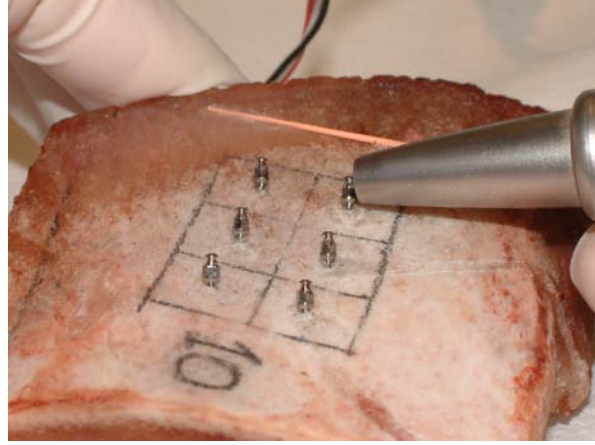


Şekil 3.6a. Yerleştirme tork deneyi sırasında uygulayıcının implantı yerleştirilmesi. Manuel tork aletine implant sisteminin hand-driver'ı sabitlendiği için deney sırasında implantın tepesi tam kavranmaktadır.



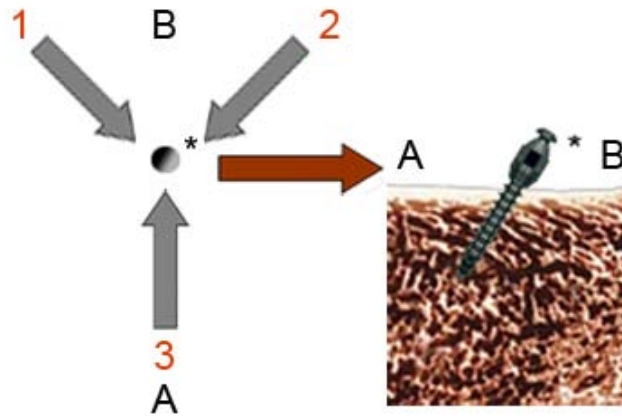
Şekil 3.6b. Bir implantın yerleştirilmesine ait tork-zaman grafiği. Maksimum tork implantın tam yerleştirilmesi sırasında elde edilmektedir.

Giriş torku ölçülerinden sonra her implantta üç kez Periotest ölçümü yapılmıştır (9, 11, 62, 63, 88)(Şekil 3.7)



Şekil 3.7. Mikro-implantın tepesine temas eden Periotest® cihazı.

Periotest ölçümlerinin standardize edilebilmesi için ölçüm ucu vida başının yan yüzeyine 4 mm'den az uzaklıkta üç farklı yönden ölçümler yapılmıştır (62, 63). Bunlardan ilk iki ölçüm (Periotest 1 ve Periotest 2) açılı yerleştirilmiş implantın kortikal kemikle küçük açı yaptığı tarafta birbirine zıt iki yönden, Periotest 3 ölçümü ise implant başının kortikal kemikle geniş açı yaptığı taraftan yapılmıştır (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Periotest ölçümlerinde, ölçüm ucunun implant başına (*) temas ettirildiği yönler (1,2,3). A implant açlandırıldığı yöne göre apeksinin, B ise başının bulunduğu tarafı göstermektedir.

Bu uygulamadaki amaç, implantın açısının ve peri-implant kortikal kemiğin kalınlığındaki küçük değişikliklerin etkilerini ölçümlere aktarabilmektir. Ayrıca, çalışmanın korelasyon analizlerini içeren bölümünde, Periotest ölçümleri ile diğer yöntemlerin verileri arasında daha hassas bir inceleme yapabilmek amacıyla farklı yönlerden ölçümler kullanılmıştır.

3.4. Histoloji ve histomorfometri

Her implantın bulunduğu kemik bölümü, implant uzun eksenine paralel şekilde ve ortalama 3-4 mm kalınlığında blok halinde kesilerek çıkarılmıştır (Şekil 3.9). Kemik bloklar 48 saat %4'lük formalin içinde bekletildikten sonra, artan konsantrasyonlardaki (%70-%99.6) etanolün içinde dehidrate edilmiş ve metilmetakrilat akrilik rezin bloklara gömülmüştür. İmplantın çapının 1.4 mm olması sebebiyle geleneksel kesit alma yöntemi yerine no.200-800 arası zımpara kağıdı ile aşındırarak 50 µm'den küçük kesitler (n=24) implantların tam ortasından elde edilmiş ve trichrome ile boyanmıştır (45). Histolojik ve histomorfometrik olarak değerlendirilirken, implantın yerleşmesinden kaynaklanan peri-implant bölgedeki değişiklikler incelenmiş ve kemik-implant teması % olarak ölçülmüştür (45,57,59,88).

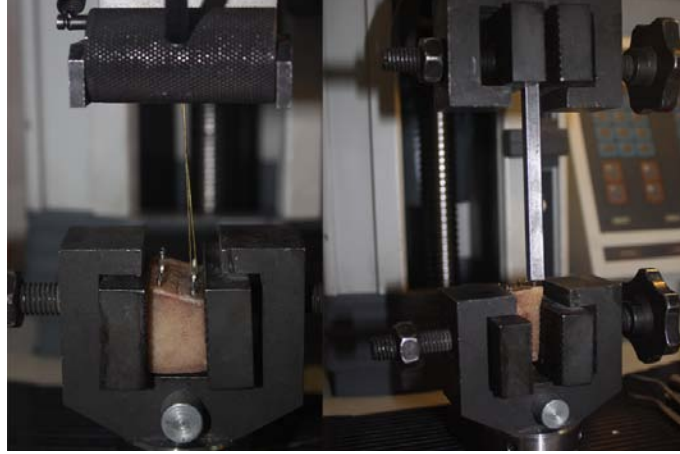


Şekil 3.9. Pilot çalışmada kesilen kemik implant blokları ve kesitlere örnek.

3.5. Pull-out ve push-in testleri

Pull-out testleri için implantları içeren kemik bloklar küçültülmüş ve universal test makinasına (Lloyd Inc. Model LRX Serial No: 10282, England)

sabitlenmiştir. Pull-out testlerinde implantın vida başından tel geçirilerek 1 mm/dak. hızda çekme testleri yapılmıştır (7,12). Push-in testleri için ise aynı hızda gömülme kuvveti bir metal çubukla iletilmiş ve her iki testte de maksimum kuvvetler ve stresler (N ve MPa unitlerinde) ölçülmüştür (Şekil 3.10).



Şekil 3.10 Kemik bloklarının pull-out (sol) ve push-in (sağ) testleri için universal test makinasına bağlanmış hali.

3.6. İstatistiksel değerlendirmeler

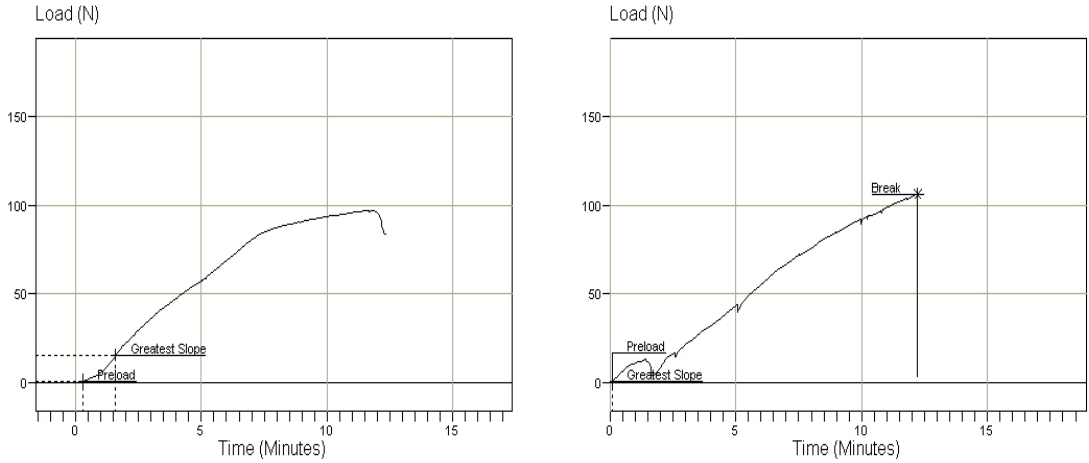
Verilerin normal dağılım sağlayıp sağlamadıkları bir-örnek Kolmogorov-Smirnov testi ile %95 güven seviyesinde incelenmiştir. Normal dağılım sağlayan veriler için parametrik testler, normal dağılım sağlamayanlar için nonparametrik testler uygulanmıştır. Kortikal kemik kalınlığı, Periotest 1 ve Periotest 2, pull-out ve push-in testlerinin değerleri ve kemik-implant temas miktarları (%) açısından SD ile ST arasında farklılık olup olmadığını test etmek için %95 güven seviyesinde Mann-Whitney U testi yapılmıştır. HU kortikal ve HU trabeküler değerleri, tork ve Periotest 3 değerleri açısından SD ile ST arasında farklılık olup olmadığını test etmek için %95 güven seviyesinde Bağımsız (Independent) t-testi yapılmıştır. Subjektif değerlendirme açısından SD ile ST arasında fark olup olmadığını test etmek için %95 güven seviyesinde Ki-kare (Chi-Square) analizi yapılmıştır. SD ve ST gruplarında kullanılan parametreler arasındaki korelasyon incelenirken normal dağılmayan veriler için Spearman'ın korelasyon katsayısı (rho), normal dağılan veriler için Pearson'un korelasyon testi ile %95

güven seviyesinde test edilmiştir. SD ve ST gruplarında tork verileri ile subjektif skorlar arasında korelasyon incelemesi, subjektif skorların nicelik değil nitelik (iyi, orta, kötü) ile belirtilmesi gerekliliğinden yapılamamıştır. Bu nedenle, subjektif değerlendirmede tork değerlerinin farklılık gösterip göstermediğini test etmek için Kruskal-Wallis testi %95 güven seviyesinde yapılmış ve $P=.00$ olarak bulunduğundan farklılığın anlamlı olduğu tesbit edilmiştir. Farklılığı yaratan subjektif görüşü belirlemek için ikili Mann-Whitney U testi ile karşılaştırma yapılmıştır.

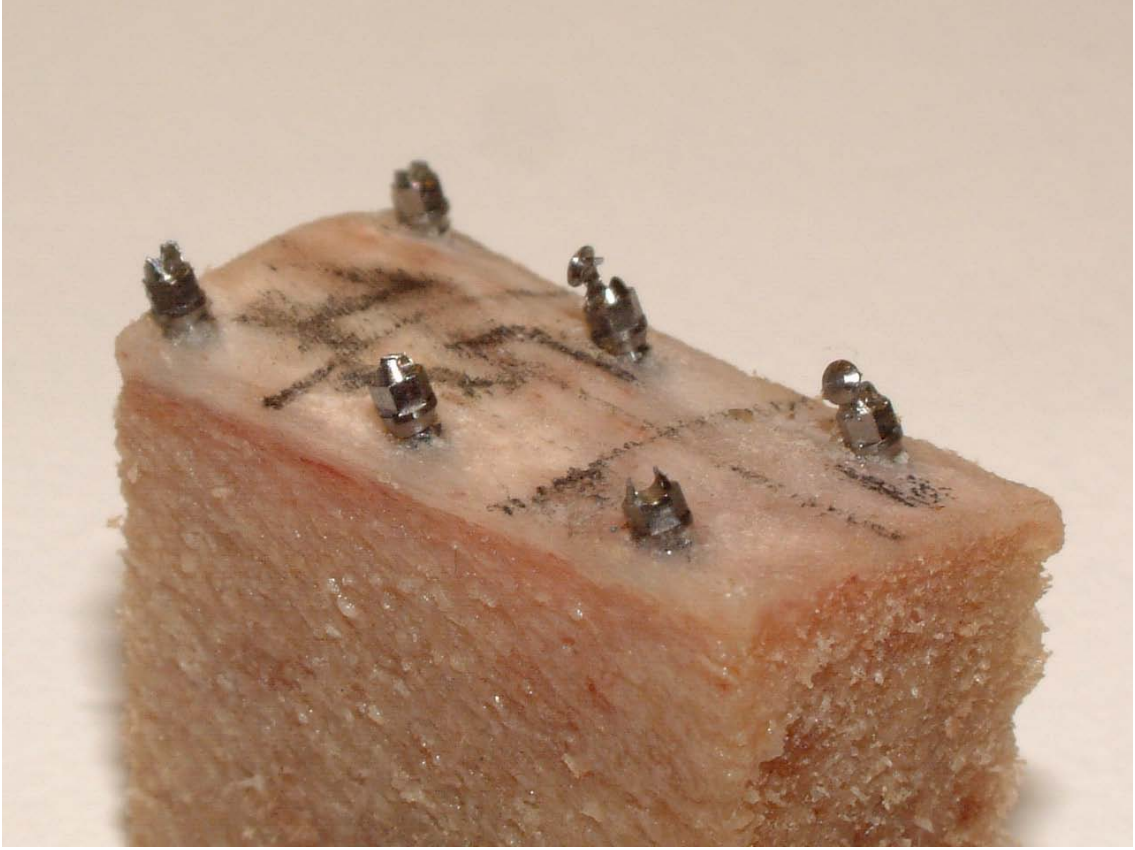
4. BULGULAR

4.1. Mekanik testlerdeki nitel ve kesitlerdeki histolojik bulgular

Tork testleri sırasında hiçbir implantta eğilme, kırılma veya üst kısmında deformasyon gözlenmemiştir. Bazı SD implantların yerleştirilmesi sırasında, implantın açılı yerleştirilmesinden dolayı, implantın açıldırılmadığı taraftaki kortikal kemiğin üst kısmının kısmen ayrıldığı veya kırıldığı gözlenmiştir. Pull-out testlerinde kuvvetin yönü ile implantın eksenini çakışmadığından, implantın aşamalı bir şekilde kemikten kısmen çıktığı, bu sırada ekseninin kuvvetin eksenine doğru paralelleşme eğiliminde olduğu ve implantın boyun çevresindeki kortikal kemiğin tipik volkan görüntüsü şeklinde kabarıp kırıldığı gözlenmiştir (Şekil 4.1). Pull-out testlerinde 8SD kemik bloğundaki 6 no'lu implantta, 15ST bloğundaki tüm implantlarda vida başındaki tel geçirilmiş olan halkanın kırıldığı ve koptuğu gözlenmiştir (Şekil 4.2). Push-in testlerinde ise 9ST kemik bloğundaki 6 no'lu implantta ve 14ST bloğundaki 5 ve 6 no'lu implantlarda vida başının yük altında ezildiği gözlenmiştir

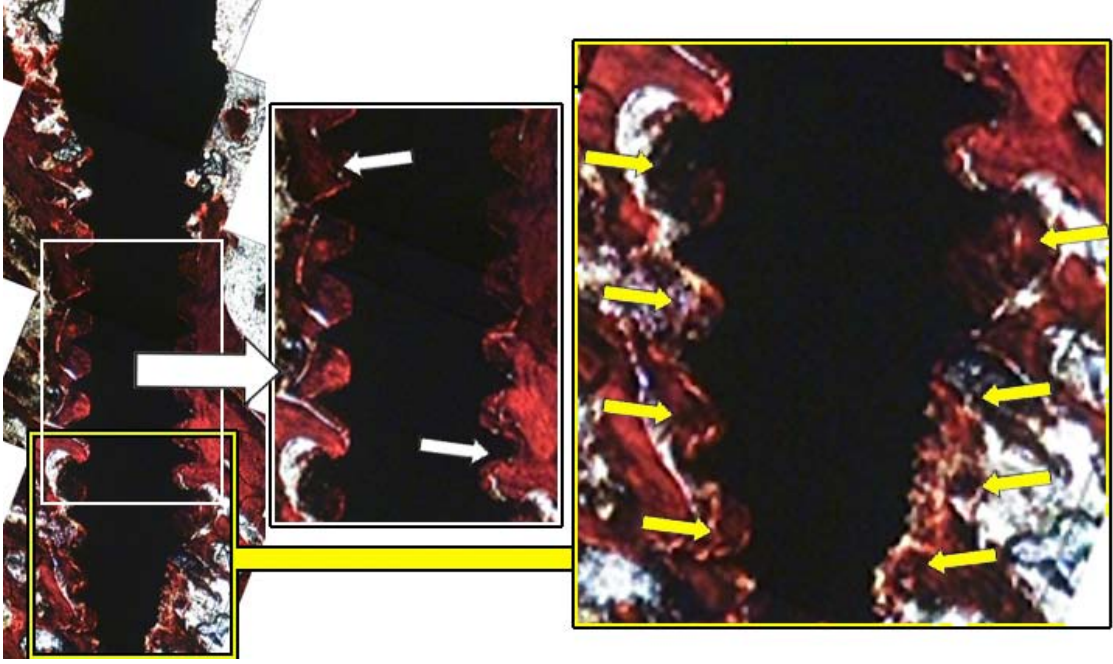


Şekil 4.1. İki farklı implanta ait pull-out test grafikleri. Tipik bir testte kuvvet arttıkça, kemiğin kırılma noktasına kadar kuvvetin artışı görülmektedir (sol). Kuvvetin artışı ile implantın aşamalı olarak soketinden çıkmasına bağlı grafikte oluşan inişli-çıkışlı görüntü ve implantın tepesindeki halkanın kırılmasına bağlı olarak ani iniş görülmektedir (sağ).



Şekil 4.2. Pull-out testlerinde kırılan/kopan vida başlarına ait bir örnek.

Histolojik kesitler incelendiğinde her iki grupta da bazı implantların boyun bölgesindeki kortikal kemiğin üst kısımlarında ayrılmalar veya kırılmalar olduğu, implantların kortikal kemik ile genellikle çok iyi temas sağladığı ve bazı implantlarda kortikal kemiğin alt kısmının trabeküler boşluklara doğru kırılarak yivlerin arasına dolduğu gözlenmiştir. Her iki grupta da kırılan trabeküler kemiğin yivlerin arasına dolduğu gözlenmiştir. Ancak, bu durum apikal bölgede SD grubunda daha fazla yoğunluk göstermiş ve belirgin olarak her iki grupta da peri-implant bölgeyi çevreleyen yoğun kırık kemik parçacıkları gözlenmiştir (Şekil 4.3.).



Şekil 4.3. Bir self-tapping implanta ait histolojik görüntü. Beyaz oklar kortikal kemiğin derinlere doğru kırılan ve yivlerin arasına giren alanları, sarı oklar yivlerin arasına dolan kırılmış trabeküler kemik parçacıklarını işaret etmektedir.

4.2. Self-drilling ve self-tapping arasında verilerin karşılaştırılması

Deneylere ait veriler Tablo 4.1 ve 4.2'de sunulmuştur. Tek-örnek Kolmogorov-Smirnov testi SD grubunda Periotest 2 değerlerinin, ST grubunda ise kortikal kemik kalınlığı ve Periotest 1 değerlerinin normal dağılım sağlamadığını göstermiştir ($P<.05$). Kolmogorov-Smirnov test sonuçları Tablo 4.3'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. SD gruba ait veriler.

Örnek	Konum	Kort. Kalın.(mm)	HU-Kort.	HU-Trab.	HU Trab. S.Sapma	Tork (Ncm)	Periotest 1	Periotest 2	Periotest 3	Subjektif skor	Pull-out (N)	Pullout (MPa)	Push-in (N)	Push-in (MPa)	K.İ.T.
1 SD	1	1,2	818	311,1	52,9	4,64	-1	-3	-3	Kötü	37,51	24,37			
	2	1,2	791	302,3	51,3	4,16	-4	0	-4	Kötü	31,26	20,31			
	3	1,5	628	342,6	68,6	5,65	0	-4	-2	Orta	33,92	22,03			
	4	1,2	667	312,2	70,7	5,94	-2	-2	3	Orta	24,88	16,17			
	5	1,2	1200	417,9	99,5	7,41	-5	-5	-6	İyi	84,42	54,84			
	6	1,6	1345	339,8	89,7	9,23	-6	-6	-6	İyi	97,77	63,51			
2 SD	1	1,1	327	226,7	59,5	4,64	-5	-4	-5	Kötü					79,1
	2	1	710	257,2	69,6	5,00	-4	-4	-4	Kötü					78,8
	3	1,2	975	213	99,7	5,61	-2	-5	-5	Orta					91,3
	4	0,9	999	238,8	98,7	7,00	-6	-5	-4	İyi					89
	5	1	1289	163,2	110,8	7,10	-6	-6	-6	İyi					94,1
	6	1,1	967	206,5	86,6	7,36	-6	-6	-4	İyi					88,7
3 SD	1	1,1	631	280,6	56,5	4,60	-5	-5	-5	Kötü			103,98	67,55	
	2	1,1	974	257,6	71,6	5,55	-4	-4	-2	Kötü			87,98	57,15	
	3	1	537	282	55,4	4,30	-1	3	-2	Kötü			133,35	86,63	
	4	1,1	1001	244,3	69,3	5,98	-3	-3	0	Orta			170,36	110,67	
	5	1,1	982	300,8	71,6	7,60	-6	-5	-1	İyi			181,73	118,06	
	6	1,2	1402	241,6	106,1	7,47	-2	1	-3	İyi			216,96	140,94	
5 SD	1	1,1	650	353	43,3	5,39	-2	-2	-3	Orta					77,9
	2	1	694	322	68,4	5,13	-1	-6	-4	Kötü					86,5
	3	0,9	856	293,4	97,8	6,59	-2	-5	-4	Orta					85,7
	4	1	943	296,3	69,1	6,05	-5	-5	-4	İyi					90,3
	5	1,3	1228	235,5	134,4	6,45	-5	-4	-5	İyi					94,8
	6	1,2	1412	299,8	66,6	8,31	-5	-6	-6	İyi					95,1
6 SD	1	0,9	826	389,3	66,5	4,39	-1	-4	-4	Kötü			82,24	53,43	
	2	1,1	996	290	67,1	5,68	-1	-5	0	Kötü			126,01	81,86	
	3	0,9	639	351,4	56,8	6,07	-1	-6	1	Orta			145,06	94,23	
	4	1,1	1196	248,7	67,6	4,97	-4	-4	-4	Kötü			145,47	94,50	
	5	1,2	1019	282,2	73,1	8,13	-5	-5	-5	İyi			93,00	70,89	
	6	1,2	1286	248,5	59,2	8,70	-6	-6	-3	İyi			172,68	112,18	
8 SD	1	1,3	738	427,8	108,3	8,09	-4	-5	-3	İyi	97,25	63,18			
	2	1,3	483	461	66,2	7,60	-4	-5	-4	İyi	55,02	35,74			
	3	1,3	1124	433,4	88,6	8,68	-5	-5	-4	İyi	106,33	69,08			
	4	1,3	1076	365,9	100,1	9,21	-6	-6	-6	İyi	127,44	82,79			
	5	1,5	1529	380,4	99,5	13,86	-6	-6	-6	İyi	140,10	91,01			
	6	1,5	1335	361,5	88,5	14,95	-6	-6	-5	İyi	138,52	89,98			

Kort. kalın.: BT'de ölçülen kortikal kalınlık miktarı (mm); HU Kort.:BT'de kortikal kemik için ölçülen Hounsfield Unit; HU-Trab. : BT'de trabeküler kemik için ölçülen Hounsfield Unit; Tork: İmplantların yerleştirme tork değerleri; Periotest 1,2 ve 3: İmplantlarda yapılan 3 Periotest ölçümünün sırasıyla sonuçları; yerleştirme torku uygulanırken yapılan subjektif skorlama; Pull-out (N ve MPa): Kuvvet ve stres biriminde pull- out test verileri; Push-in (N ve MPa): Kuvvet ve stres biriminde push-in test verileri;K.İ.T.: Histomorfometrik kemik-implant temas miktarı (%)

Tablo 4.2. ST implantlara ait veriler.

Örnek	Konum	Kort. Kalın.(mm)	HU-Kort.	HU-Trab.	HU Trab. S.Sapma	Tork (Ncm)	Periotest 1	Periotest 2	Periotest 3	Subjektif skor	Pull-out (N)	Pullout (MPa)	Push-in (N)	Push-in (MPa)	K.İ.T.
9 ST	1	1,1	958	518,7	79,6	7,91	-5	-5	4	Orta			144,37	93,79	
	2	1,1	784	429,4	86,4	6,86	-5	-6	-3	Orta			155,90	101,27	
	3	1,2	819	415,8	77,2	7,91	-5	-4	1	Orta			223,61	145,26	
	4	1,2	883	424,8	61,7	8,61	-6	-3	2	Orta			182,98	118,87	
	5	1,2	928	466,2	120,2	9,05	-6	-6	-4	İyi			161,38	104,83	
	6	1,2	1329	344,7	102,5	8,44	-2	-3	-2	İyi			169,54	110,14	
10 ST	1	1,3	846	317,2	50,3	5,57	-6	-6	-1	Kötü	111,22	72,25			
	2	1,3	936	326,1	71,7	5,68	-5	-5	3	Kötü	124,67	80,99			
	3	1,3	886	340,7	68,9	6,73	-3	-4	-4	Orta	109,58	71,18			
	4	1,3	1380	299,5	69,6	7,25	-6	-6	-1	İyi	120,64	78,37			
	5	1,2	1486	395,4	71,6	8,77	-5	-1	-5	İyi	121,17	78,72			
	6	1,5	1540	221,7	70,7	11,02	-6	-6	-3	İyi	34,14	22,18			
11 ST	1	1,1	679	356,6	73	3,10	-1	-3	-3	Kötü					63,4
	2	1,2	973	356,6	76,4	4,06	-3	2	0	Kötü					71,7
	3	1,1	1033	373,7	78,7	5,77	-5	-1	4	Orta					77,7
	4	1,2	1123	292,1	79,1	4,73	-5	-5	-3	Orta					82,4
	5	1,1	910	384	91,6	5,35	-6	-5	-2	İyi					76,6
	6	1,3	1269	224,4	68,7	6,33	-6	-4	-6	Orta					83,6
13 ST	1	1,1	1142	260,2	72,2	3,94	-1	2	4	Kötü					79,4
	2	1,2	999	343,6	72,6	5,80	-4	-1	-5	Kötü					74,7
	3	1,5	1465	325,3	110,2	6,22	-4	0	-4	Kötü					86,1
	4	1,7	1495	323,3	52,4	10,44	-4	4	4	İyi					90,3
	5	2,5	1565	208	84	11,15	-5	-1	-1	İyi					90,4
	6	2,5	1594	324,3	132	16,93	-6	-6	-6	İyi					92,5
14 ST	1	1,2	602	262,5	72,8	5,73	-5	-2	-5	Kötü			77,67	50,46	
	2	1,3	1177	293,9	81	5,82	0	-6	-5	Kötü			83,50	54,25	
	3	1,1	755	247,3	85,7	7,17	-5	-6	-5	Orta			139,97	90,93	
	4	1,1	902	306,7	77,6	5,52	-4	-6	2	Kötü			217,00	239,78	
	5	1,1	1071	271,2	59,4	9,18	-6	-6	-4	İyi			134,90	87,63	
	6	1,2	1359	317,5	93,1	7,78	-6	-4	1	Kötü			170,20	110,56	
15 ST	1	1,1	785	308	53	5,56	-5	-5	-1	Kötü	110,64	71,87			
	2	1	877	288	52,9	5,22	-6	-1	-2	Kötü	78,76	51,16			
	3	1	1514	308	69,6	5,63	-5	-1	-6	Orta	104,09	67,62			
	4	1,3	1258	344	67,8	6,53	1	3	-6	Orta	102,19	66,38			
	5	1,3	1502	379,1	65	9,73	-6	-3	-2	İyi	126,95	82,47			
	6	1,3	1090	337,7	97,9	8,55	-4	-5	-5	İyi	109,33	71,02			

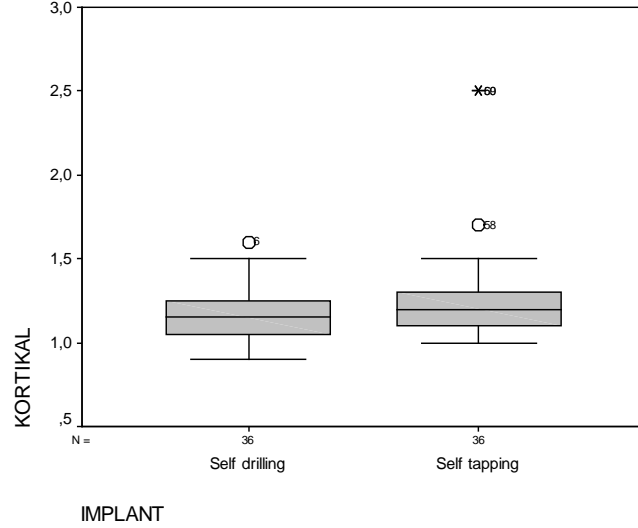
Kort. kalın.: BT'de ölçülen kortikal kalınlık miktarı (mm); HU Kort.:BT'de kortikal kemik için ölçülen Hounsfield Unit; HU-Trab. : BT'de trabeküler kemik için ölçülen Hounsfield Unit; Tork: İmplantların yerleştirme tork değerleri; Periotest 1,2 ve 3: İmplantlarda yapılan 3 Periotest ölçümünün sırasıyla sonuçları; yerleştirme torku uygulanırken yapılan subjektif skorlama; Pull-out (N ve MPA): Kuvvet ve stres biriminde pull- out test verileri; Push-in (N ve MPA): Kuvvet ve stres biriminde push-in test verileri;K.İ.T.: Histomorfometrik kemik-implant temas miktarı (%)

Tablo 4.3. Self-drilling ve self-tapping implantlar (her grup n=36) için tek-örnek Kolmogorov-Smirnov test sonuçları.

		Kort. kalın.	HU Kort.	HU-Trab.	Tork (Ncm)	Periotest 1	Periotest 2	Periotest 3
SD	Ortalama (mean)	1.16	952.03	304.953	6.87	-3.81	-4.28	-3.56
	Standart Sapma	0.17	294.22	69.72	2.36	1.95	2.06	2.10
	Kolmogorov-Smirnov Z	1.012	0.460	0.591	0.799	1.210	1.512	1.335
	p değeri	0.257	0.984	0.876	0.546	0.107	0.021*	0.057
ST	Ortalama (mean)	1.289	1108.72	331.56	7.22	-4.47	-3.19	-1.92
	Standart Sapma	0.329	287.61	67.37	2.57	1.83	2.86	3.23
	Kolmogorov-Smirnov Z	2.086	0.756	0.703	0.742	1.682	1.085	0.788
	p değeri	0.000*	0.618	0.707	0.641	0.007*	1.190	0.563

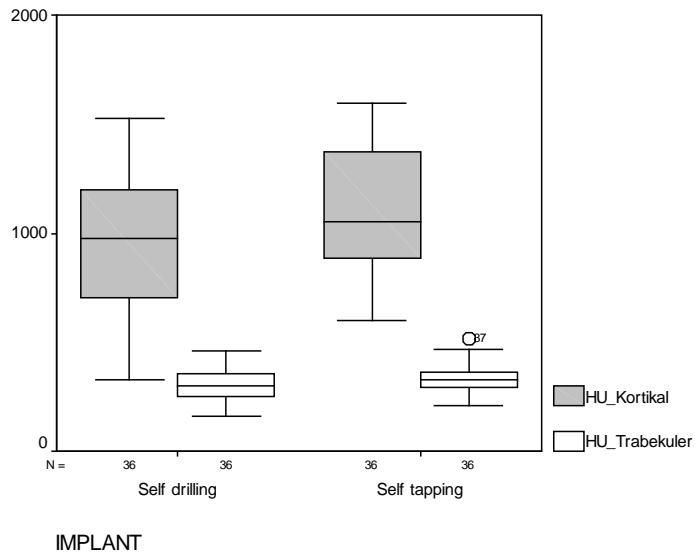
SD: Self-Drilling; ST: Self-Tapping; Kort. kalın.: BT'de ölçülen kortikal kalınlık miktarı (mm); HU Kort.: BT'de kortikal kemik için ölçülen Hounsfield Unit; HU-Trab. : BT'de trabeküler kemik için ölçülen Hounsfield Unit; Tork: İmplantların yerleştirme tork değerleri; Periotest 1,2 ve 3: İmplantlarda yapılan 3 Periotest ölçümün sırasıyla sonuçları; * $P < .05$ veriler normal dağılım göstermemektedir.

SD ve ST implantların yerleştirildikleri kemiklerin oldukça benzer özelliklere sahip olduğu bulunmuştur. Buna göre, kortikal kemik kalınlığı miktarı açısından SD ile ST arasında farklılığın anlamlı olmadığı bulunmuştur ($P=.056$) (Şekil 4.4).



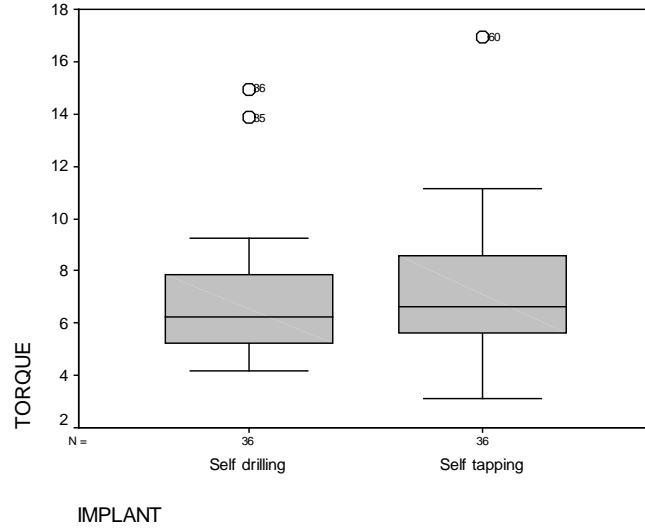
Şekil 4.4. ST ve SD implantların yerleştirildikleri kemik bölgelerindeki kortikal kemik kalınlıklarının box-plot sunumu.

HU kortikal ve HU trabeküler değerleri açısından SD ile ST arasında farklılık değerlendirmesi HU kortikal için farklılığın anlamlı olduğu ($P=.025$), HU trabeküler için ise anlamlı olmadığı ($P=.104$) bulunmuştur (Şekil 4.5).



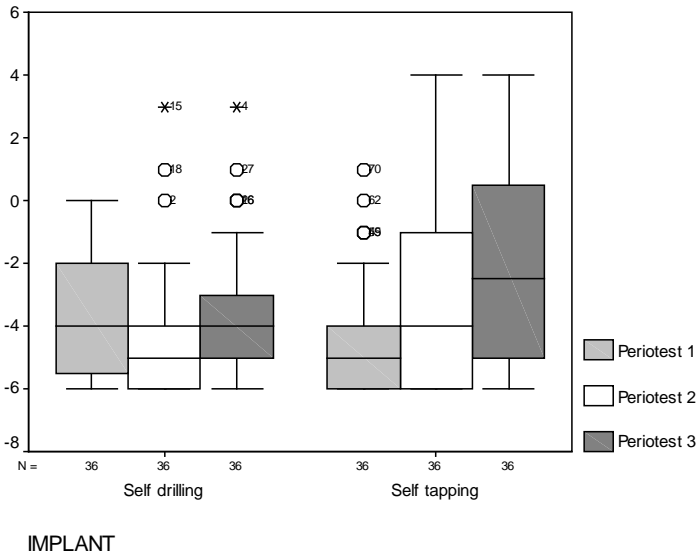
Şekil 4.5. ST ve SD implantların yerleştirildikleri kemik bölgelerindeki kortikal ve trabeküler kemiğin HU değerlerinin box-plot sunumu.

Tork değerleri için ise her iki grup arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($P=.552$) (Şekil 4.6).



Şekil 4.6. ST ve SD implantların giriş tork değerlerinin box-plot sunumu.

Periotest 1 ve Periotest 2 değerleri için SD ve ST arasında fark bulunamazken ($P=.136$ ve $P=.15$), Periotest 3 için ST grupta daha yüksek mobilite bulunmuştur ($P=.013$) (Şekil 4.7).



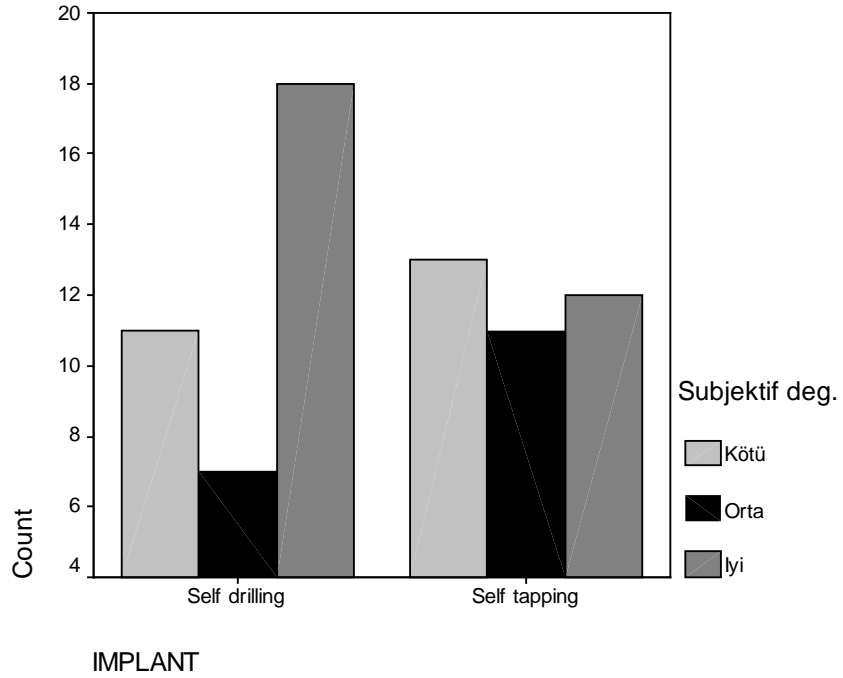
Şekil 4.7. ST ve SD implantların Periotest değerlerinin box-plot sunumu.

SD grubunda "iyi" olarak skorlanan implantların sayısı daha fazla olmasına karşın, subjektif değerlendirme açısından da SD ile ST arasında farklılık anlamlı bulunmamıştır ($P=0.324$) (Tablo 4.4) (Şekil 4.8).

Tablo 4.4. ST ve SD implantlar için subjektif skora sonuçları ve % dağılımı.

		Skor			Toplam
		Kötü	Orta	İyi	
SD	Sayım	11	7	18	36
	implant içi %	30.6	19.4	50	100
ST	Sayım	13	11	12	36
	implant içi %	36.1	30.6	33.3	100
Toplam	Sayım	24	18	30	72
	implant içi %	33.3	25	41.7	100

SD: Self-drilling; ST: Self-tapping.



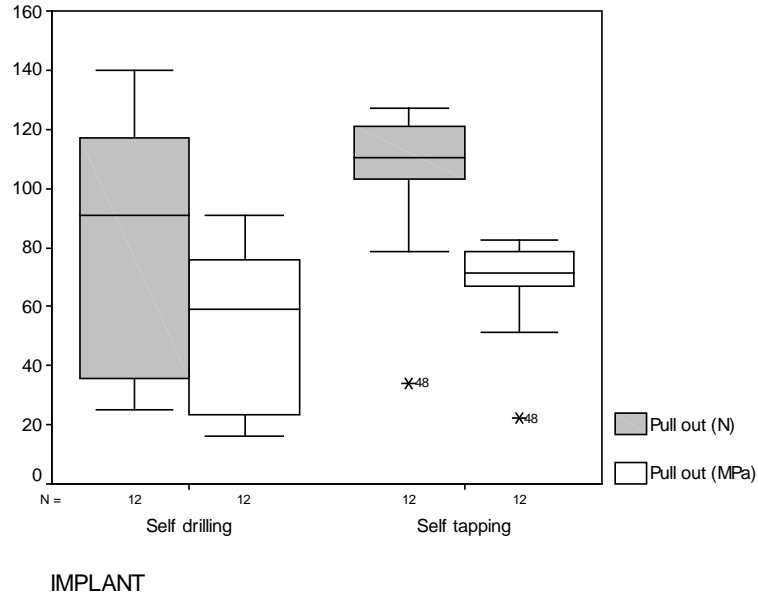
Şekil 4.8. ST ve SD implantların subjektif değerlendirme skor dağılımı.

Pull-out test değerlerinde (N ve MPa) SD ile ST arasındaki farklılık anlamlı bulunmamıştır ($P=.166$) (Tablo 4.5) (Şekil 4.9.).

Tablo 4.5. ST ve SD implantlar için (n=12) pull-out ve push-in test sonuçlarının ve kemik-implant temas miktarının (%) Mann-Whitney U testi ile tanımlayıcı istatistik verileri.

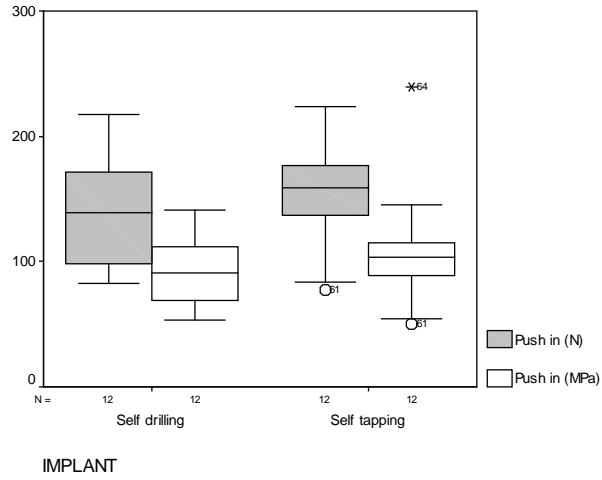
Test	İmplant	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama için Standart Hata
Pull-out (N)	SD	81.20	43.23	12.48
	ST	104.44	25.58	7.38
Pull-out (MPa)	SD	52.75	28.08	8.10
	ST	67.85	16.61	4.79
Push-in (N)	SD	138.23	42.06	12.14
	ST	155.08	44.36	12.80
Push-in (MPa)	SD	90.67	26.45	7.63
	ST	108.98	48.65	14.04
K.-İ.-T.(%)	SD	87.60	6.20	1.79
	ST	80.73	8.58	2.47

SD: Self-drilling; ST: Self-tapping; K.-İ.-T. (%): Histomorfometrik kemik-implant temas miktarı (%)



Şekil 4.9. ST ve SD implantların pull-out test verilerinin (N ve MPa) box-plot sunumu.

Benzer şekilde Push-in test değerleri (N ve MPa) her iki grupta benzer bulunmuştur ($P=.419$) (Tablo 4.5 ve Şekil 4.10).



Şekil 4.10. ST ve SD implantların push-in test verilerinin (N ve MPa) box-plot sunumu.

Kemik-implant temas (K.İ.T.) (%) değerleri açısından SD ile ST arasındaki fark önemli düzeyde bulunmuş olup, SD grup daha yüksek temas miktarına ulaşmıştır (Tablo 4.5 ve Şekil 4.11) ($P=.046$).



Şekil 4.11. SD ve ST implantlara ait kemik-implant kesitlerine örnek.

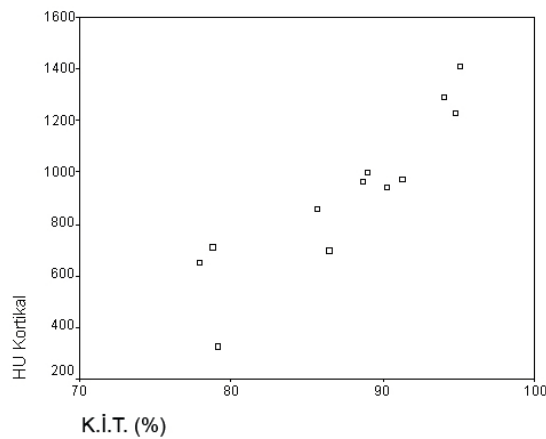
4.3. Korelasyon Analizleri

SD grubunda K.İ.T.(%) değerleri ile HU kortikal arasında aynı yönlü anlamlı ($r=0.909$, $P=.00$) bir ilişki olduğu belirlenmiştir (Tablo 4.6, Şekil 4.12).

Tablo 4.6. SD implantlar için K.İ.T. ve BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi.

		K.İ.T. (%)	Kort. Kalın.	HU Kort.	HU Trab.
K.İ.T. (%)	Korelasyon katsayısı	1.000	0.392	0.909**	-0.308
	Önem (2-yanlı)	-	0.207	0.000	0.331
	N	12	12	12	12
Kort. Kalın.	Korelasyon katsayısı	0.392	1.000	0.353*	0.384*
	Önem (2-yanlı)	0.207	-	0.035	0.021
	N	12	36	36	36
HU Kort.	Korelasyon katsayısı	0.909**	0.353*	1.000	-0.121
	Önem (2-yanlı)	0.000	0.035	-	0.480
	N	12	36	36	36
HU Trab.	Korelasyon katsayısı	-0.308	0.384*	-0.121	1.000
	Önem (2-yanlı)	0.331	0.021	0.480	-
	N	12	36	36	36

Kort. kalın.: BT'de ölçülen kortikal kalınlık miktarı (mm); HU Kort.: BT'de kortikal kemik için ölçülen Hounsfield Unit; HU-Trab.: BT'de trabeküler kemik için ölçülen Hounsfield Unit; K.İ.T.: Histomorfometrik kemik-implant temas miktarı (%);** $P<.01$ seviyesinde anlamlı fark;* $P<.05$ seviyesinde anlamlı fark.



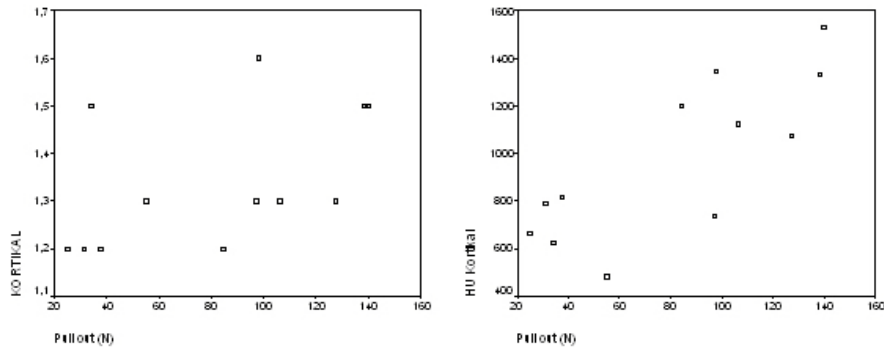
Şekil 4.12. SD grup için K.İ.T. (%) ve HU kortikal arasındaki aynı yönlü korelasyonun grafiği.

Pull-out kuvvetleri ve stresleri (N ve MPa) ile kortikal kemik kalınlığı ($r=0.606$, $P=.037$) ve HU kortikal kemik ($r=0.748$, $P=.005$) arasında aynı yönlü anlamlı ilişkiler saptanmıştır (Tablo 4.7, Şekil 4.13).

Tablo 4.7. SD implantlar için Pull out test verileri (N ve MPa) ve BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi.

		Pull-out (N)	Pull-out (MPa)	Kort. Kalın.	HU Kort.	HU Trab.
Pull-out (N)	Korelasyon katsayısı	1.000	1.000**	0.606*	0.748**	0.476
	Önem (2-yanlı)	-	-	0.037	0.005	0.118
	N	12	12	12	12	12
Pull-out (MPa)	Korelasyon katsayısı	1.000**	1.000	0.606*	0.748**	0.476
	Önem (2-yanlı)	-	-	0.037	0.005	0.118
	N	12	12	12	12	12
Kort. Kalın.	Korelasyon katsayısı	0.606*	0.606*	1.000	0.353*	0.384*
	Önem (2-yanlı)	0.037	0.037	-	0.035	0.021
	N	12	12	36	36	36
HU Kort.	Korelasyon katsayısı	0.748**	0.748**	0.353*	1.000	-0.121
	Önem (2-yanlı)	0.005	0.005	0.035	-	0.480
	N	12	12	36	36	36
HU Trab.	Korelasyon katsayısı	0.476	0.476	0.384*	-0.121	1.000
	Önem (2-yanlı)	0.118	0.118	0.021	0.480	-
	N	12	12	36	36	36

Kort. kalın.: BT'de ölçülen kortikal kalınlık miktarı (mm); HU Kort.: BT'de kortikal kemik için ölçülen Hounsfield Unit; HU-Trab.: BT'de trabeküler kemik için ölçülen Hounsfield Unit; ** $P<.01$ seviyesinde anlamlı fark;* $P<.05$ seviyesinde anlamlı fark.



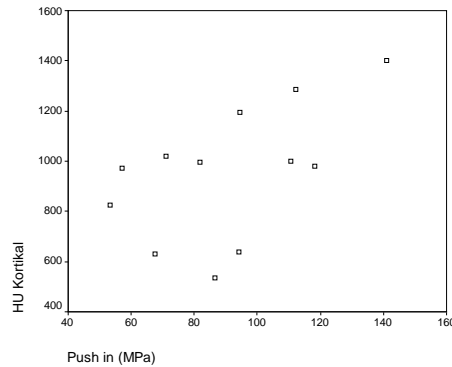
Şekil 4.13. SD grup için pull-out kuvvetleri (N) ve kortikal kemik kalınlığı (sol) ve HU kortikal kemik (sağ) arasındaki aynı yönlü korelasyonun grafikleri.

Ancak, bu aynı yönlü korelasyon push-in testlerinde sadece HU kortikal kemik arasında anlamlı düzeye erişmiştir ($r=0.58$, $P=.048$) (Tablo 4.8, Şekil 4.14).

Tablo 4.8. SD implantlar için push-in test verileri (N ve MPa) ve BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi.

		Push-in (N)	Push-in (MPa)	Kort. Kalın.	HU Kort.	HU Trab.
Push-in (N)	Korelasyon katsayısı	1.000	0.993**	0.388	0.531	-0.497
	Önem (2-yanlı)	-	-	0.212	0.075	0.101
	N	12	12	12	12	12
Push-in (MPa)	Korelasyon katsayısı	0.993**	1.000	0.422	0.580**	-0.483
	Önem (2-yanlı)	-	-	0.172	0.048	0.112
	N	12	12	12	12	12
Kort. Kalın.	Korelasyon katsayısı	0.388	0.422	1.000	0.353*	0.384*
	Önem (2-yanlı)	0.212	0.172	-	0.035	0.021
	N	12	12	36	36	36
HU Kort.	Korelasyon katsayısı	0.531	0.580**	0.353*	1.000	-0.121
	Önem (2-yanlı)	0.075	0.048	0.035	-	0.480
	N	12	12	36	36	36
HU Trab.	Korelasyon katsayısı	-0.497	-0.483	0.384*	-0.121	1.000
	Önem (2-yanlı)	0.101	0.112	0.021	0.480	-
	N	12	12	36	36	36

Kort. kalın.: BT'de ölçülen kortikal kalınlık miktarı (mm); HU Kort.: BT'de kortikal kemik için ölçülen Hounsfield Unit; HU-Trab.: BT'de trabeküler kemik için ölçülen Hounsfield Unit; ** $P<.01$ seviyesinde anlamlı fark;* $P<.05$ seviyesinde anlamlı fark.



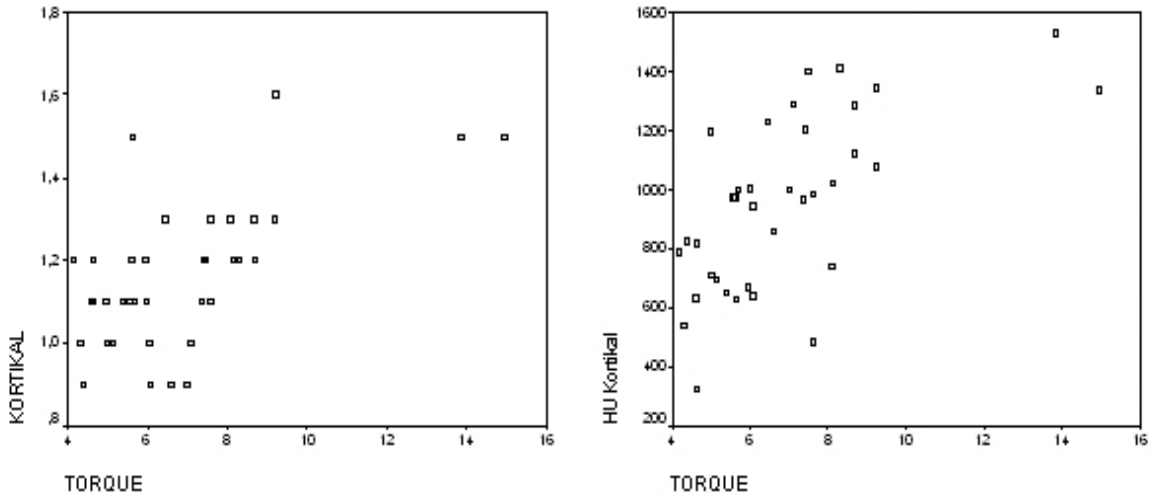
Şekil 4.14. SD grup için push-in stresleri (MPa) ve HU kortikal kemik arasındaki aynı yönlü korelasyonun grafiği.

Tork verileri ile kortikal kemik kalınlığı arasında aynı yönlü anlamlı ($r=0.544$, $P=.001$) ve HU kortikal arasında aynı yönlü anlamlı ($r=0.661$, $P=.00$) ilişkiler saptanmıştır (Tablo 4.9, Şekil 4.15).

Tablo 4.9. SD implantlar için yerleştirme tork verileri (N.cm) ve BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi.

		Tork	Kort. Kalın.	HU Kort.	HU Trab.
Tork	Korelasyon katsayısı	1.000	0.544**	0.661**	0.270
	Önem (2- yanlı)	-	0.001	0.000	0.112
	N	36	36	36	36
Kort. Kalın	Korelasyon katsayısı	0.544**	1.000	0.353*	0.384*
	Önem (2- yanlı)	0.001	-	0.035	0.021
	N	36	36	36	36
HU Kort.	Korelasyon katsayısı	0.661**	0.353*	1.000	-0.121
	Önem (2- yanlı)	0.000	0.035	-	0.480
	N	36	36	36	36
HU Trab.	Korelasyon katsayısı	0.270	0.384*	-0.121	1.000
	Önem (2- yanlı)	0.112	0.021	0.480	-
	N	36	36	36	36

Kort. kalın.: BT'de ölçülen kortikal kalınlık miktarı (mm); HU Kort.: BT'de kortikal kemik için ölçülen Hounsfield Unit; HU-Trab.: BT'de trabeküler kemik için ölçülen Hounsfield Unit; ** $P<.01$ seviyesinde anlamlı fark;* $P<.05$ seviyesinde anlamlı fark.



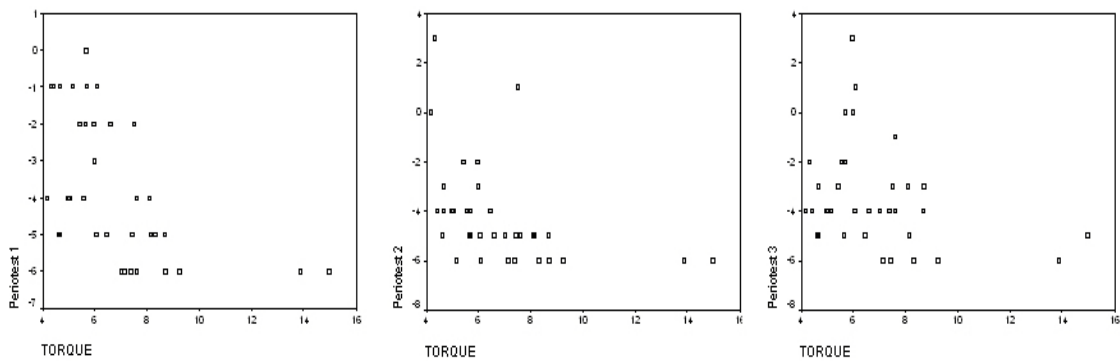
Şekil 4.15. SD grup için yerleştirme tork değerleri (Ncm) ve kortikal kemik kalınlığı (sol) ve HU kortikal kemik (sağ) arasındaki aynı yönlü korelasyonun grafiği.

Tork verileri ile Periotest 1 ($r=-0.564$, $P=.00$), Periotest 3 ($r=-0.333$, $P=.047$) ve Periotest 2 ($r=-0.658$, $P=.00$) ters yönde bir ilişki olduğu saptanmıştır (Tablo 4.10, Şekil 4.16).

Tablo 4.10. SD implantlar için yerleştirme tork verileri (N.cm) ve Periotest verileri arasındaki korelasyon analizleri.

		Tork	Periotest 1	Periotest 2	Periotest 3
Tork	Korelasyon katsayısı	1.000	-0.546**	-0.658**	-0.333*
	Önem (2-yanlı)	-	0.000	0.000	0.47
	N	36	36	36	36
Periotest 1	Korelasyon katsayısı	-0.546**	1.000	-	0.548**
	Önem (2-yanlı)	0.000	-	-	0.001
	N	36	36	-	36
Periotest 2	Korelasyon katsayısı	-0.658**	-	1.000	-
	Önem (2-yanlı)	0.000	-	-	-
	N	36	-	36	-
Periotest 3	Korelasyon katsayısı	-0.333*	0.548**	-	1.000
	Önem (2-yanlı)	0.47	0.001	-	-
	N	36	36	-	36

** $P<.01$ seviyesinde anlamlı fark;* $P<.05$ seviyesinde anlamlı fark. Tork ile Periotest 1 ve 3 verileri arasında Spearman korelasyon analizi, tork verileri ve Periotest 2 arasında Pearson'un korelasyon analizi yapılmıştır.



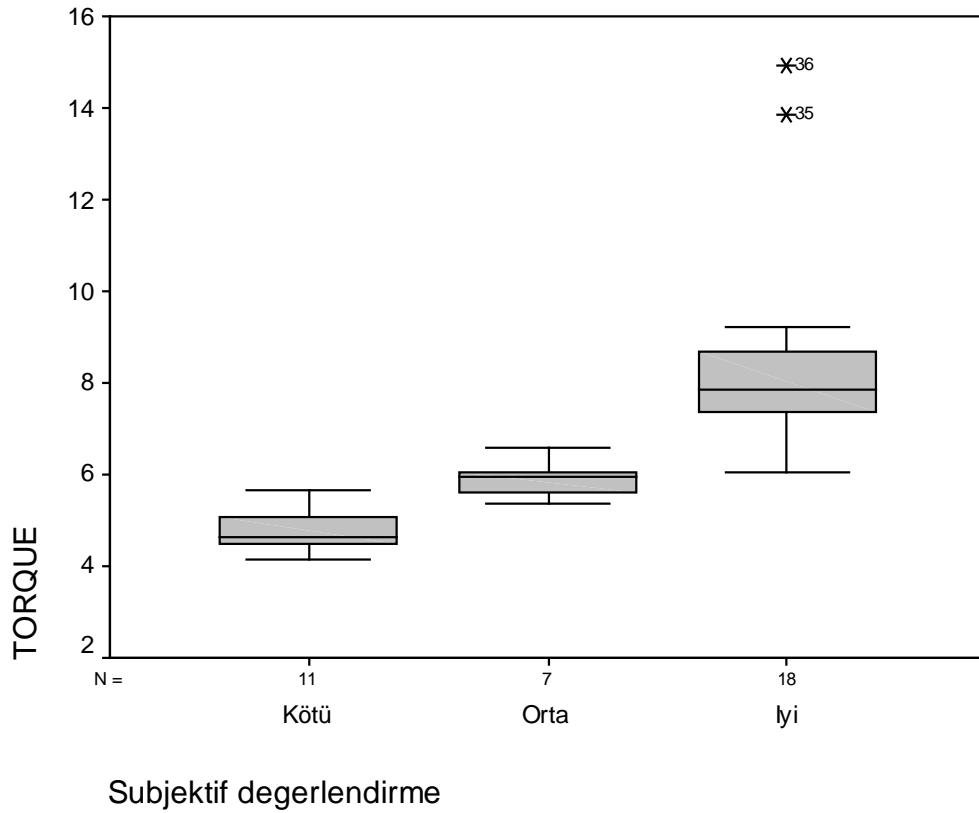
Şekil 4.16. SD grup için yerleştirme tork değerleri (Ncm) ve Periotest ölçümleri (soldan sağa 1-3) arasındaki ters yönlü korelasyonun grafikleri.

İkili Mann-Whitney U testi ile kötü ile orta ($P=.002$), kötü ile iyi ($P=.00$) ve orta ile iyi ($P=.00$) arasındaki subjektif skorlara ait tork değerlerinin farklılık gösterdiği bulunmuştur (Tablo 4.11, Şekil 4.17).

Tablo 4.11. SD implantlarda tork ölçümlerine isabet eden subjektif skorların tanımlayıcı istatistikleri.

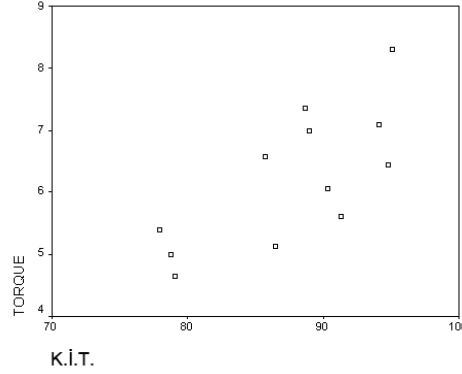
	N	Ortalama	S.Sapma	S. Hata	Ortalama için %95 güven aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt sınır	Üst sınır		
İyi	18	8.51	2.31	0.54	7.35	9.66	6.05	14.95
Orta	7	5.89	0.39	0.14	5.52	6.25	5.39	6.59
Kötü	11	4.82	0.49	0.14	4.49	5.15	4.16	5.68
Toplam	36	6.87	2.36	0.39	8.07	7.67	4.16	14.95

S.Sapma: Standard sapma; S. Hata: Standard hata



Şekil 4.17. SD implantlara ait tork-subjektif skor box-plot grafiği.

K.İ.T. ile tork değerleri arasında aynı yönlü anlamlı ($r=0.657$, $P=.02$) bir ilişki olduğu saptanmıştır (Şekil 4.18).



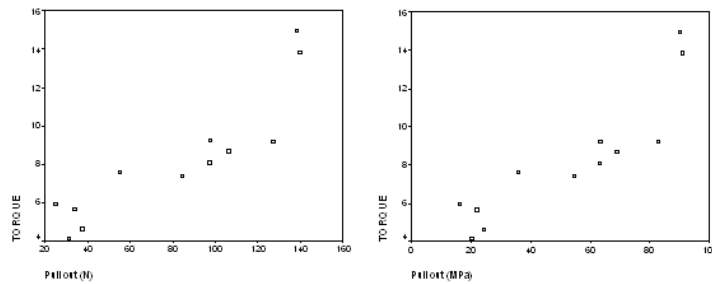
Şekil 4.18. SD implantlara ait tork-K.İ.T. korelasyon grafiği.

Pull-out kuvvetleri ve stresleri (N ve MPa) ile tork değerleri arasında aynı yönlü ($r=0.916$, $P=.00$) bir korelasyon saptanmıştır (Tablo 4.12, Şekil 4.19).

Tablo 4.12. SD implantlar için pull-out (N ve MPa) ve yerleştirme tork verileri (N.cm) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizleri.

		Pull-out (N)	Pull out (MPa)	Tork
Pull-out (N)	Korelasyon katsayısı	1.000	1.000**	0.916**
	Önem (2-yanlı)	-	-	0.000
	N	12	12	36
Pull out (MPa)	Korelasyon katsayısı	1.000**	1.000	0.916**
	Önem (2-yanlı)	-	-	0.000
	N	12	12	36
Tork	Korelasyon katsayısı	0.916**	0.916**	1.000
	Önem (2-yanlı)	0.000	0.000	-
	N	36	36	12

** $P<.01$ seviyesinde anlamlı fark;* $P<.05$ seviyesinde anlamlı fark.



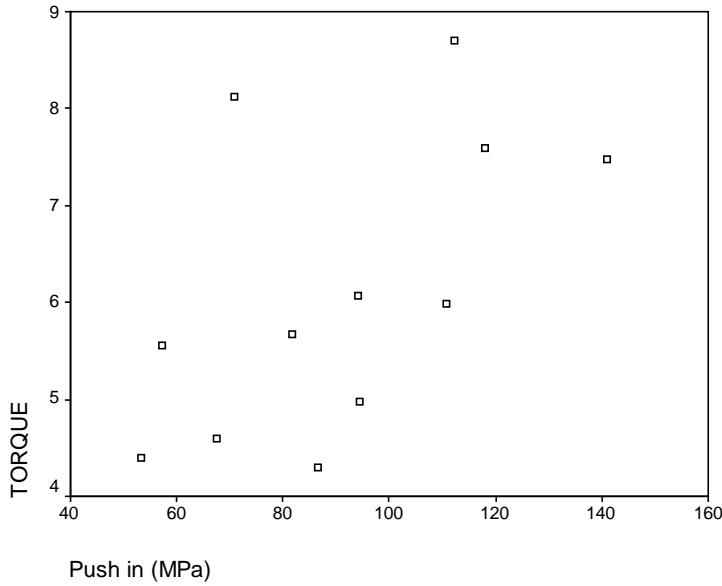
Şekil 4.19. SD implantlara ait pull-out kuvvetleri ve stresleri (N ve MPa) ile tork değerleri arasındaki aynı yönlü korelasyonun grafikleri.

Push-in stresleri (MPa) ile tork değerleri arasında aynı yönlü ($r=0.58$, $P=.048$) bir korelasyon saptanmıştır (Tablo 4.13, Şekil 4.20).

Tablo 4.13. SD implantlar için push-in (N ve MPa) ve yerleştirme tork verileri (N.cm) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizleri.

		Push-in (N)	Push-in (MPa)	Tork
Push-in (N)	Korelasyon katsayısı	1.000	0.993**	0.524
	Önem (2- yanlı)	-	0.000	0.080
	N	12	12	12
Push-in (MPa)	Korelasyon katsayısı	0.993**	1.000	0.580*
	Önem (2- yanlı)	0.000	-	0.048
	N	12	12	12
Tork	Korelasyon katsayısı	0.524	0.580*	1.000
	Önem (2- yanlı)	0.080	0.048	-
	N	12	12	12

** $P<.01$ seviyesinde anlamlı fark;* $P<.05$ seviyesinde anlamlı fark.



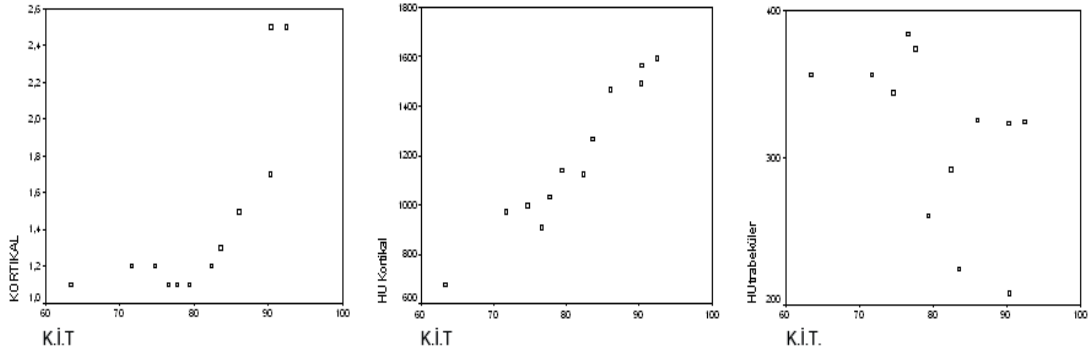
Şekil 4.20. SD implantlara ait push-in stresleri (MPa) ile tork değerleri arasında aynı yönlü korelasyon grafiği.

ST implantlarda, K.İ.T. (%) ile kortikal kemik kalınlığı arasında aynı yönlü anlamlı ($r=0.823$, $P=.001$), HU kortikal kemik arasında aynı yönlü anlamlı ($r=0.972$, $P=.00$) ve HU trabeküler kemik ile ters yönlü anlamlı ($r=-0.655$, $P=.021$) korelasyonlar saptanmıştır (Tablo 4.14, Şekil 4.21).

Tablo 4.14. ST implantlar için K.İ.T. ve BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi.

		K.İ.T. (%)	Kort. Kalın.	HU Kort.	HU Trab.
K.İ.T. (%)	Korelasyon katsayısı	1.000	0.823**	0.972**	-0.655*
	Önem (2-yanlı)	-	0.001	0.000	0.021
	N	12	12	12	12
Kort. Kalın	Korelasyon katsayısı	0.823**	1.000	0.541*	-0.149
	Önem (2-yanlı)	0.001	-	0.001	0.387
	N	12	36	36	36
HU Kort.	Korelasyon katsayısı	0.972**	0.541*	1.000	-0.213
	Önem (2-yanlı)	0.000	0.001	-	0.213
	N	12	36	36	36
HU Trab.	Korelasyon katsayısı	-0.655*	-0.149	-0.213	1.000
	Önem (2-yanlı)	0.021	0.387	0.213	-
	N	12	36	36	36

Kort. kalın.: BT'de ölçülen kortikal kalınlık miktarı (mm); HU Kort.:BT'de kortikal kemik için ölçülen Hounsfield Unit; HU-Trab.: BT'de trabeküler kemik için ölçülen Hounsfield Unit; K.İ.T.: Histomorfometrik kemik-implant temas miktarı (%); ** $P < .01$ seviyesinde anlamlı fark; * $P < .05$ seviyesinde anlamlı fark.



Şekil 4.21. ST implantlarda K.İ.T. (%) ile kortikal kemik kalınlığı (sol) ve HU kortikal kemik arasındaki (orta) aynı yönlü anlamlı ve HU trabeküler kemik (sağ) ile ters yönlü anlamlı korelasyon grafikleri.

Pull-out ve push-in kuvvetleri ve stresleri (N ve MPa) ile BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasında anlamlı bir korelasyon saptanmamıştır (Tablo 4.15 ve 4.16).

Tablo 4.15. ST implantlar için pull-out test verileri (N ve MPa) ve BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi.

		Pull-out (N)	Pull-out (MPa)	Kort. Kalın.	HU Kort.	HU Trab.
Pull-out (N)	Korelasyon katsayısı	1.000	1.000**	0.055	-0.70	0.529
	Önem (2- yanlı)	-	-	0.866	0.829	0.077
	N	12	12	12	12	12
Pull-out (MPa)	Korelasyon katsayısı	1.000**	1.000	0.055	-0.70	0.529
	Önem (2- yanlı)	-	-	0.866	0.829	0.077
	N	12	12	12	12	12
Kort. Kalın.	Korelasyon katsayısı	0.055	0.055	1.000	0.541**	-0.149
	Önem (2- yanlı)	0.866	0.866	-	0.01	0.387
	N	12	12	36	36	36
HU Kort.	Korelasyon katsayısı	-0.70	-0.70	0.541**	1.000	-0.213
	Önem (2- yanlı)	0.829	0.829	0.01	-	0.213
	N	12	12	36	36	36
HU Trab.	Korelasyon katsayısı	0.529	0.529	-0.149	-0.213	1.000
	Önem (2- yanlı)	0.077	0.077	0.387	0.213	-
	N	12	12	36	36	36

Kort. kalın.: BT'de ölçülen kortikal kalınlık miktarı (mm); HU Kort.: BT'de kortikal kemik için ölçülen Hounsfield Unit; HU-Trab.: BT'de trabeküler kemik için ölçülen Hounsfield Unit; ** $P < .01$ seviyesinde anlamlı fark.

Tablo 4.16. ST implantlar için push-in test verileri (N ve MPa) ve BT parametreleri (kortikal kalınlık, HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizi.

		Push-in (N)	Push-in (MPa)	Kort. Kalın.	HU Kort.	HU Trab.
Push-in (N)	Korelasyon katsayısı	1.000	0.993**	0.027	0.112	0.448
	Önem (2- yanlı)	-	-	0.933	0.729	0.145
	N	12	12	12	12	12
Push-in (MPa)	Korelasyon katsayısı	0.993**	1.000	-0.016	0.126	0.427
	Önem (2- yanlı)	-	-	0.962	0.697	0.167
	N	12	12	12	12	12
Kort. Kalın.	Korelasyon katsayısı	0.027	-0.016	1.000	0.541**	-0.149
	Önem (2- yanlı)	0.933	0.962	-	0.001	0.387
	N	12	12	36	36	36
HU Kort.	Korelasyon katsayısı	0.112	0.126	0.541**	1.000	-0.213
	Önem (2- yanlı)	0.729	0.697	0.001	-	0.213
	N	12	12	36	36	36
HU Trab.	Korelasyon katsayısı	0.448	0.427	-0.149	-0.213	1.000
	Önem (2- yanlı)	0.145	0.167	0.387	0.213	-
	N	12	12	36	36	36

Kort. kalın.: BT'de ölçülen kortikal kalınlık miktarı (mm); HU Kort.: BT'de kortikal kemik için ölçülen Hounsfield Unit; HU-Trab.: BT'de trabeküler kemik için ölçülen Hounsfield Unit; ** $P < .01$ seviyesinde anlamlı fark; * $P < .05$ seviyesinde anlamlı fark.

Tork ile kortikal kemik kalınlığı arasında aynı yönlü anlamlı ($r=0.516$, $P=.001$ Spearman'ın rho testi) bir ilişki saptanmıştır. Tork ile HU kortikal arasında aynı yönlü anlamlı ($r=0.568$, $P=.00$) bir ilişki saptanmıştır (Tablo 4.17).

Tablo 4.17. ST implantlar için yerleştirme tork verileri (N.cm) ve HU kortikal kemik ve HU trabeküler kemik arasındaki Pearson'un korelasyon analizi.

		Tork	HU Kort.	HU Trab.
Tork	Korelasyon katsayısı	1.000	0.568**	0.017
	Önem (2- yanlı)	-	0.000	0.922
	N	36	36	36
HU Kort.	Korelasyon katsayısı	0.568**	1.000	-0.259
	Önem (2- yanlı)	0.000	-	0.126
	N	36	36	36
HU Trab.	Korelasyon katsayısı	0.017	-0.259	1.000
	Önem (2- yanlı)	0.922	0.126	-
	N	36	36	36

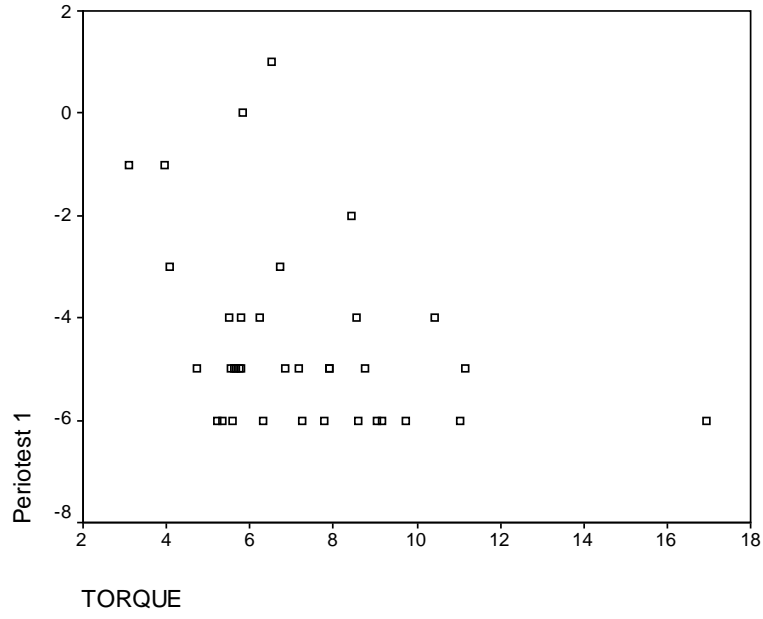
Kort. kalın.: BT'de ölçülen kortikal kalınlık miktarı (mm); HU Kort.:BT'de kortikal kemik için ölçülen Hounsfield Unit; HU-Trab.: BT'de trabeküler kemik için ölçülen Hounsfield Unit; ** $P<.01$ seviyesinde anlamlı fark; * $P<.05$ seviyesinde anlamlı fark.

Tork ile Periotest 1 arasında ters yönlü anlamlı ($r=-0.329$, $P=0.049$) bir ilişki saptanmıştır (Tablo 4.18, Şekil 4.22). Tork ile Periotest 2 ve 3 arasında bir korelasyon saptanamamıştır.

Tablo 4.18. ST implantlar için yerleştirme tork verileri (N.cm) ve Periotest verileri arasındaki korelasyon analizleri.

		Tork	Periotest 1	Periotest 2	Periotest 3
Tork	Korelasyon katsayısı	1.000	-0.329*	-0.177	-0.134
	Önem (2- yanlı)	-	0.050	0.303	0.437
	N	36	36	36	36
Periotest 1	Korelasyon katsayısı	-0.329*	1.000	-	-
	Önem (2- yanlı)	0.050	-	-	-
	N	36	36	-	-
Periotest 2	Korelasyon katsayısı	-0.177	-	1.000	0.178
	Önem (2- yanlı)	0.303	-	-	0.298
	N	36	-	36	36
Periotest 3	Korelasyon katsayısı	-0.134	-	0.178	1.000
	Önem (2- yanlı)	0.437	-	0.298	-
	N	36	-	36	36

** $P<.01$ seviyesinde anlamlı fark; Tork ile Periotest 1 verileri arasında Spearman korelasyon analizi, tork verileri ve Periotest 2 ve 3 verileri arasında Pearson'un korelasyon analizi yapılmıştır.



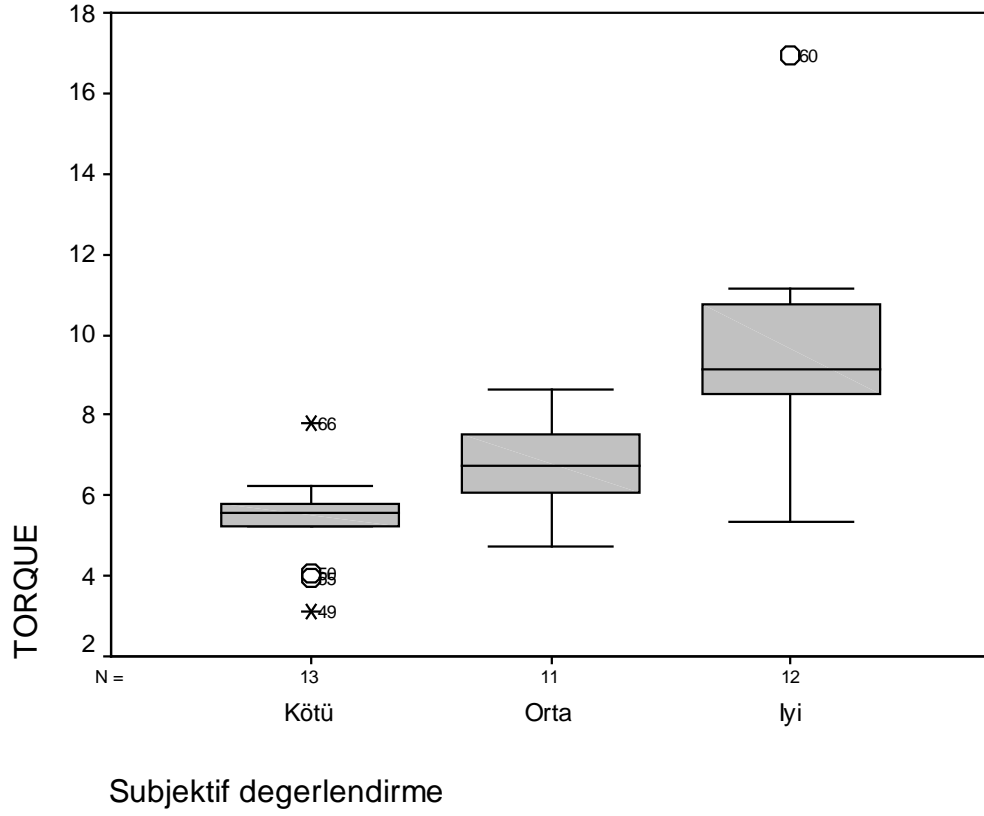
Şekil 4.22. Tork ile Periotest 1 arasında ters yönlü anlamlı korelasyon grafiği.

İkili Mann-Whitney U testi ile kötü ile orta ($P=.007$), kötü ile iyi ($P=.00$) ve orta ile iyi ($P=.002$) arasındaki subjektif skorlara ait tork değerlerinin farklılık gösterdiği bulunmuştur (Tablo 4.19, Şekil 4.23).

Tablo 4.19. ST implantlarda tork ölçümlerine isabet eden subjektif skorların tanımlayıcı istatistikleri.

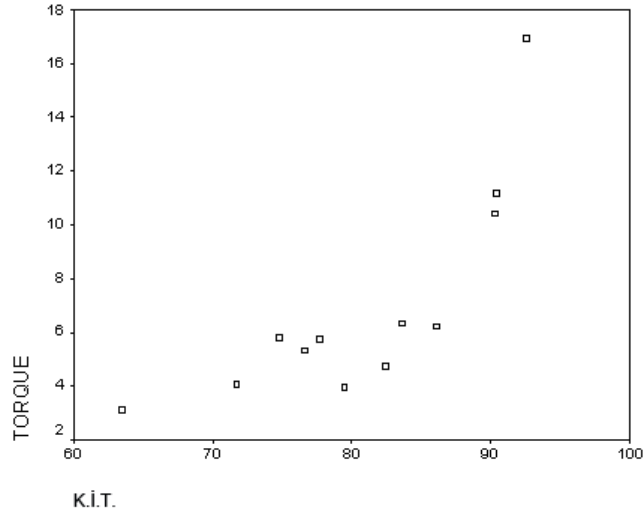
	N	Ortalama	S.Sapma	S. Hata	Ortalama için %95 güven aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt sınır	Üst sınır		
İyi	12	9.65	2.79	0.80	7.87	11.43	5.35	16.93
Orta	11	6.74	1.13	0.34	5.98	7.50	4.73	8.61
Kötü	13	5.38	1.16	0.32	4.68	6.08	3.10	7.78
Toplam	36	7.22	2.57	0.42	6.35	8.09	3.10	16.93

S.Sapma: Standard sapma; S. Hata: Standard hata



Şekil 4.23. ST implantlara ait tork-subjektif skor box-plot grafiği.

K.İ.T. (%) ile tork değerleri arasında aynı yönlü anlamlı ($r=0.839$, $P=.001$) bir korelasyon saptanmıştır (Şekil 4.24).



Şekil 4.24. Self- tapping implantlara ait tork-K.İ.T. korelasyon grafiği.

Pull-out ve push-in kuvvetleri ve stresleri (N ve MPa) ile tork değerleri arasında anlamlı korelasyon bulunamamıştır (Tablo 4.20 ve 4.21).

Tablo 4.20. ST implantlar için pull-out (N ve MPa) ve yerleştirme tork verileri (N.cm) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizleri.

		Pull-out (N)	Pull out (MPa)	Tork
Pull-out (N)	Korelasyon katsayısı	1.000	1.000**	0.175
	Önem (2- yanlı)	-	-	0.587
	N	12	12	12
Pull out (MPa)	Korelasyon katsayısı	1.000**	1.000	0.175
	Önem (2- yanlı)	-	-	0.587
	N	12	12	12
Tork	Korelasyon katsayısı	0.175	0.175	1.000
	Önem (2- yanlı)	0.587	0.587	-
	N	12	12	36

** $P < .01$ seviyesinde anlamlı fark.

Tablo 4.21. ST implantlar için push-in (N ve MPa) ve yerleştirme tork verileri (N.cm) arasındaki Spearman'ın korelasyon analizleri.

		Push-in (N)	Push-in (MPa)	Tork
Push-in (N)	Korelasyon katsayısı	1.000	0.993**	0.158
	Önem (2- yanlı)	-	0.000	0.625
	N	12	12	12
Push-in (MPa)	Korelasyon katsayısı	0.993**	1.000	0.112
	Önem (2- yanlı)	0.000	-	0.729
	N	12	12	12
Tork	Korelasyon katsayısı	0.158	0.112	1.000
	Önem (2- yanlı)	0.625	0.729	-
	N	12	12	36

** $P < .01$ seviyesinde anlamlı fark; * $P < .05$ seviyesinde anlamlı fark.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, SD ve ST ortodontik mikro-implantların primer stabilitesini etkileyen bazı faktörler ve bunların arasındaki olası korelasyonlar in vitro koşullarda incelenmiştir. İmplantların primer stabilitesini etkileyen faktörlerin kontrollü koşullarda incelenebilmesi için deneylerin in vitro koşullarda yürütülmesi planlanmıştır (6,7). Bunun temel nedenlerden birisi yerleştirilecek bölgelerdeki lokal kortikal kemik kalınlıklarını ve kemik yoğunluklarını olabildiğince standardize etmektir, çünkü kortikal kemik kalınlığı ve kemik yoğunluğunun implantların primer stabilitesini doğrudan etkilediği bilinmektedir (7,12,32,34,51,72-77). Ayrıca, hayvan çalışmalarında farklı bölgelere yerleştirilen implantların kemiğin bölgeye spesifik özelliklerinden oldukça etkilendiği bilinmektedir. Örneğin, hem insan hem de hayvan çalışmaları maksilla ve mandibulaya yerleştirilen ortodontik mini/mikro-implantların primer stabilitesinde aynı kemiğin farklı bölgelerinde bile farklılıklar tespit etmiştir (7, 52,76). Bu amaçla, ince kortikal kemik ve homojen trabeküler yapıya sahip olan iliak kemiği kullanılmıştır (6,79,82,87). Kullanılan sığır iliak kemiğinde hem implantların yerleştirildiği kemikleri standardize etmek hem de implantların açılı yerleştirilmesi sırasında farklılıkların olmasını engellemek için kısmen düz bir yüzeye sahip 5X 7 cm'lik segmentler kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan kemik segmentlerinin kortikal kemik kalınlıkları (SD grup için= 1.16 (0.17) mm; ST grup için= 1.2 (0.3) mm) insan çene kemiklerindeki kortikal kemik kalınlıklarına çok yakın seviyededir (23-25,39).

Kemik bloklarında kortikal kemik kalınlıklarının ve kemik yoğunluklarının tespit edilmesi için BT kullanılmıştır. Günümüzde BT radyografik olarak kortikal kemik kalınlığının ve lokal kemik yoğunluğunun doğrudan ölçülmesi için en güvenilir yöntem olarak kabul edilmektedir (22,23). Kortikal ve trabeküler kemik yoğunluğunun ölçülmesinde iki farklı çapta (0.5 mm ve 2.5 mm) daireler yerleştirilerek ölçümler yapılmıştır. Bunun sebebi, ortalama 1 mm kalınlığında olan kortikal kemiğin orta bölgesindeki yoğunluğu ölçmek, trabeküler kemik için de trabekülasyondaki küçük değişikliklerin etkisini dahil edebilmek için daha

geniş çaptaki (2.5 mm) bir bölgede ölçüm yapmaktır. Bu çalışmada HU birimi üzerinden elde edilen değerler kortikal kemikte SD grup için 952 (294) HU ve ST grup için 1108 (287) HU olarak ölçülmüştür. Ayrıca, trabeküler kemikte SD grup için 304 (69) HU ve ST grup için 331 (67) HU olarak ölçülmüştür. Gruplararası karşılaştırmada kortikal kemik kalınlıklarının ($P=.056$) ve trabeküler kemik yoğunluklarının birbirine çok yakın olması ($P=.104$) SD ve ST implantların oldukça standart kemik segmentlerine yerleştirildiğini göstermektedir. Ayrıca, bu kemik segmentlerinden elde edilen değerler insan çene kemiklerinin BT incelemesinden elde edilen verilere çok yakındır. Park ve ark. (21) maksiller alveolar kemikteki kortikal kemik yoğunluğunun ortalama 810-940 HU arasında değiştiğini, bazal kortikal kemikte ise 835-1113 HU (tüberde ise 542 HU) olduğunu tesbit etmişlerdir. Maksiller trabeküler kemik yoğunluğunun ise 280-500 HU (tüberde ise 151 HU) arasında değiştiğini bulmuşlardır. Mandibulada ise alveolar kortikal kemikte yoğunluğun 810-1580 HU, bazal kemikte ise 1320-1560 HU arasında olduğunu bulmuşlardır. Trabeküler kemiğin alveolar bölgelerinde 300-500 HU, bazal kemikte ise 170-440 HU arasında tesbit edilmiştir. Choi ve ark. (27) BT ile maksillada ortalama kemik yoğunluğunu 467-1103 HU arasında, mandibulada ise 721-1215 HU arasında bulmuşlardır. Chun ve Lim (33) kortikal kemik yoğunluğunu maksillada 824-1120 HU arasında, mandibulada ise 869-1700 HU arasında bulmuşlardır.

Bu çalışmada, iki farklı implant yerleştirme şeklinin primer stabilite üzerindeki etkisinin araştırılması amacıyla aynı firmanın aynı boy ve çaptaki implantları kullanılmıştır. Bunun sebebi, aynı yerleşim yöntemi uygulanan implantların tasarımındaki farklılıkların (konik-silindirik) sonuçları etkileme olasılığını ortadan kaldırarak kontrollü test koşulları sağlamaktır (17,80). Ayrıca, implant çap ve boyundaki değişikliklerin implantın primer stabilitesini ve başarısını etkilediği de bilinmektedir (35,47,49,72,77,78,80,86,100). Kökler arasındaki kemik kalınlığı ortalama 1.5 mm olduğundan, köklere zarar vermemesi için en uygun implant çapının 1.5 mm'den az, en uygun uzunluğun ise 6-8 mm olması gerektiği bildirilmiştir (24,34,35). Bu nedenle bu çalışmada, Ø1.4 mm X 7 mm boyutlarındaki mikro-implantlar kullanılmıştır. 30-40 derecelik

implant yerleşim açılarının maksimum kortikal kemik teması ve primer stabilite sağladığı yönündeki genel görüş nedeniyle (34,35,38) implantların yerleştirilme açılarındaki farklılıklar bir parametre olarak kullanılmamış ve 30-40 derecelik bir yerleşim açısının kullanılması planlanmıştır. Üretici firma tarafından SD implantların yerleştirilmesi sırasında pilot frezle kortikal kemikte pilot delik açılabileceği belirtildiğinden, SD implantların yerleştirilmesi sırasında implantın ucunun kortikal kemiği sıyırması için pilot frezle 0.5 mm derinliğinde bir çukur açılmıştır. Tüm implantların 30-40 derecelik bir açı aralığında yerleştirilmesi için kemik blokları bir surveyor tablasında açıldıktan sonra ST grupta pilot frezle drilling yapılıp, SD grupta ise işaretlenen çukur üzerinden freze cihazı ile implantlar kısmen yerleştirilmiştir. İmplantların standart açılarda yerleştirilmesi için bu tip düzeneklerin kullanılması önceki çalışmalarda da başvurulan bir yöntemdir (6,72,82).

İmplantların primer stabilitesinin belirlenmesi için iki farklı tip test uygulanmıştır. Bunlar, non-invaziv yöntemlerden yerleştirme tork ve Periotest ölçümleri ile, kemik-implant arayüzeyinin kırılmasıyla sonuçlanan invaziv yöntemler olan pull-out ve push-in testleridir. Yerleştirme tork ve Periotest yöntemleri klinikte sık olarak kullanılan yöntemlerdir. Bu yöntemlere ek olarak subjektif skorlamalar da yapılarak test yöntemlerinin sonuçları ile korelasyon analizi yapılması amaçlanmıştır. Bu tip korelasyon incelemeleri dental implantlar için yapılmasına karşın (11,96) bugüne kadar ortodontik implantlar için yapılmamıştır.

Rezonans frekans analizi ortodontik mikro-implantların primer stabilitesini değerlendirmede sadece deneysel amaçla sınırlı sayıda çalışmada kullanılmıştır. Bu çalışmalarda dental implantlar için üretilmiş olan sensörler ortodontik implanta birleştirilerek kullanılmıştır (10,68). Sensörlerin veya implant dayanaklarının uzunlukları ortalama mikro-implant uzunluğuna yakın olduğundan, kaldıraç kolunun uzamasına yol açmaktadır. Tek parça haline getirilmiş olan implant-transducer, teknik olarak kortikal kemiğe tam yerleştirilmemiş bir implanta benzetilebilir. Çalışmalar, dayanak başının kortikal

kemiğe olan uzaklığı arttıkça moment kolunun arttığını gösterdiğinden, implant stabilitesinin olumsuz etkileneceğini belirtmiştir (4,25). Bu durum, ideal koşullarda yerleştirilmemiş bir implant üzerinde stabilite ölçümleri yapılması olarak nitelendirilebileceğinden, bu çalışmada rezonans frekans analizi kullanılmamıştır. Pull-out testi mikro-implantların stabilitesinin incelenmesinde sıklıkla başvurulan bir yöntem olmasına karşın (5,7,12,67,69,75,81,86), push-in testi sadece dental implantlar için kullanılmıştır. Bu çalışmada push-in testlerinin kullanılmasının sebebi açılı yerleştirilmiş bir implanta açlandırıldığı yönün tam aksinde kuvvet uygulandığında, implantı kemik içine doğru iten bir kuvvet komponentinin bulunmasından dolayıdır (9).

SD ve ST implantların primer stabilitesini etkileyen faktörlerin incelenmesi sırasında mekanik testlerin yapılmadığı örnekler histolojik/histomorfometrik ölçümlere tabi tutulmuştur, çünkü farklı yerleşim yöntemlerinin kemik-implant temas miktarını etkilediği rapor edilmiştir (45,88). Ancak, implantların immedat kemik-implant arayüzeyini inceleyen çalışma sayısı çok sınırlıdır (57).

Bu çalışmada, tork testleri sırasında hiçbir implantta eğilme, kırılma veya üst kısmında deformasyon gözlenmemiştir. Bu durum kortikal kemik kalınlığının ortalama 1 mm ve kullanılan implantların 1.4 mm çapında olmasıyla ilişkilendirilebilir. Heideman ve ark. (45) vidanın kendisindeki kesme kuvvetleri ve yüksek tork değerlerinin kalın kortikal kemikte vida kırılmasına yol açtığını bildirmişlerdir. Ellis ve Laskin (43) bir kemik-içi vidanın yeterince gerilim veya döndürme (torsion) ile strese tabi tutulduğunda, sonuçta kesinlikle kırılacağını ifade etmişlerdir. Kortikal kemik kalınlığı fazla olan bir bölgede yüksek giriş torku ile yerleştirilen ortodontik mikro-implantlar kırılabilirler. Chen ve ark. (13) 40 pound inch foot gibi yüksek yoğunluktaki kemiğe yerleştirilen 1.2-1.6 mm çapındaki AbsoAnchor marka implantların büyük bir kısmının yerleştirilirken kırıldığını bildirmişlerdir. Mischkowski ve ark. (17) sığır femurunda SD olarak yerleştirdikleri 2 mm çapındaki Dual Top (57.41) ve FAMI (45.39) marka implantlarda en yüksek tork değerlerinin elde edildiğini, 4 tane Dual Top implantın ise yerleştirme sırasında kırıldığını bildirmişlerdir. İmplant çapının

etkisi incelendiğinde ise genel görüş, çap ile implantın mekanik ve klinik başarısı arasında pozitif bir ilişki olduğu yönünde olmasına karşın, bu konuda farklı görüşler de bulunmaktadır. Chen ve ark. (13) 1.3 mm'den daha düşük çaptaki implantların kemiğe yerleştirilmesi sırasında kırılmaya daha yatkın olacağını vurgularken, Yano ve ark. (94) bir hayvan çalışmasında 20 adet 1.2 mm çapındaki silindirik implantların 3 (%15) tanesinin gevşediğini bildirmişlerdir. Bir sistematik derlemede Schatzle ve ark. (53), 2 mm veya daha fazla çaptaki mini-vidaların 1.2 mm veya daha az çaptaki mini-vidalara oranla 1.8 kat daha az başarısızlığa sahip olduğunu bildirmişlerdir. Chen ve ark. (47) tarafından yapılan bir klinik çalışmada Absoanchor marka mikro-implantlar için %23.6 başarısızlık oranı tesbit etmişlerdir ve bu yüksek başarısızlık oranı düşük implant çapı (1.2 mm) ile ilişkilendirilmiştir. Ancak, Chen ve ark. (44) hayvan çalışmalarında 1.2 ve 1.3 mm çapındaki AbsoAnchor mikro-implantların %91.6'lık yüksek başarı oranlarından dolayı immedat yüklemeye dayanabileceğini bildirmişlerdir.

SD implantların yerleştirilmesi sırasında kortikal kemik kalınlığının tamamen ortadan kaldırılmaması ve kortikal kemik seviyesinde ST yöntemine eşdeğer bir ilişki olmaması amacıyla sadece 0.5 mm derinliğinde çukurlar açılmıştır. Ancak, bazı SD implantların freze cihazında yerleştirilmesi sırasında, implantın açılı yerleştirilmesinden dolayı, kortikal kemiğin üst kısmının kısmen ayrıldığı veya kırıldığı gözlenmiştir ve bu durum histolojik kesitlerde de onaylanmıştır. Wilmes ve ark. (6) implantların dar açılarda yerleştirilmesi sırasında kortikal kemik yüzeyinin sıyrılmasının veya implantın kemik yüzeyinde kaymasının söz konusu olabileceğini bildirmişlerdir ve bundan dolayı drill-free implantlarda bile pilot delik açılmasının gerekli olabileceğini vurgulamışlardır.

Pull-out ve push-in testlerinde her iki grupta da implant başlarında kırılmalar veya ezilmeler gözlenmiştir. Mischkowski ve ark. (17) sığır femurunda in vitro koşullarda 4 tip implantın (Aaurus, FAMI, Dual Top ve Spider) biyomekanik özelliklerine bağlı primer stabilitesini değerlendirmek için giriş

torklarını ve üç farklı açıda (0, 20, ve 40 derece) pull-out testlerini yapmışlardır. 12 Dual Top ve 1 Spider vida başının pull-out testleri sırasında kırıldığını bildirmişlerdir. Florvaag ve ark. (101) sığır femur başlarında 5 farklı ST ve SD mini-vidanın (Ø2 mm) pilot drillingli ve drillingsiz koşullardaki yerleştirme ve çıkarma tork miktarlarını, 0° (aksiyel), 20° ve 40° yönlerinde 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 (102) ve kuvvetlerin yönü genellikle kantileverdir. Aksiyel yönde test edilen vidaların kantilever yönde test edilenlerden %34 daha yüksek pull-out dayanıklılıklarının olduğunu bildirilmiştir. Aynı çalışmada, testler sırasında uygulanan kuvvetlerin miktarı gözönünde bulundurulduğunda implant başındaki bu başarısızlıkların beklenebileceği ifade edilmiştir. Ancak, bu kuvvetlerin ortodontik tedavide uygulanan kuvvetlerin çok üstünde olmalarından dolayı, klinik uygulamalarda bu tip mekaniksel başarısızlıkların olmasının söz konusu olamayacağı belirtilmiştir (75).

Ortodontik mikro-implantların yerleştirilmesinden hemen sonra kemik-implant arayüzeyini histolojik açıdan değerlendiren çalışmalar çok sınırlıdır. Freire ve ark. (57) köpek mandibulasında immediat olarak, 1 hafta ve 3 hafta sonra ortodontik olarak yüklenen mini-implantları histomorfometrik olarak inceledikleri çalışmalarında deney grubunda 1. ve 3. haftadaki total kemik-implant temas miktarını ve kompresyon bölgesindeki temas miktarını kontrol grubundakinden fazla bulmuşlardır. Gerilim bölgesinde ise fark bulunamamıştır. Heidemann ve ark. (45) SD tekniği ile implantlar yerleştirildiği zaman ST implantlara oranla implantların yivlerinin içinin daha fazla kemik ile dolduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada ise histolojik kesitler incelendiğinde her iki grupta da implantların 1/2'sinden daha fazla bir kısmının kortikal kemik tarafından desteklendiği görülmüştür. Bunun sebebi, implantların boyunun 7 mm olması ve yerleştirilmesi sırasında kullanılan yerleştirilme açısının 30-40 derece olmasından kaynaklanmaktadır. Deguchi ve ark. (34) 30, 45 ve 90 derecelik yerleşim açıları karşılaştırıldığında, en uygun açının en fazla kortikal kemik

temasının elde edildiği dişin uzun ekseninden 30 derece olduğunu bildirmişlerdir. Kim ve ark. (35) da 30 derece yerleşim açısının 45 ve 60 derecelerden daha fazla kortikal kemik temasıyla sonuçlanacağını bildirmişlerdir. Bu çalışmada, her iki grupta da kırılan trabeküler kemiğin yivlerin arasına dolduğu gözlenmiştir. Ancak, SD grubunda bu durum apikal bölgede daha fazla yoğunluk gösterirken her iki grupta da belirgin peri-implant bölgeyi çevreleyen yoğun kırık kemik parçacıkları gözlenmiştir. Bu durum, Heidemann ve ark.'ın (45) bulgularıyla benzerlik oluşturmaktadır. Bu çalışmada SD grubundaki kemik-implant temas miktarının ST grubuna oranla daha yüksek çıkmasına karşın ($P=.046$), kullanılan implant boyu trabeküler kemikle çok fazla temas etmediğinden yüzde olarak gruplararası fark belirgin olmamıştır.

Bu çalışmada SD ve ST gruplarının ortalama tork değerlerinin arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Bu durumun iki faktörden kaynaklandığı düşünülebilir ve her iki gruptaki kortikal kemik kalınlıklarının benzer olması da bu sonucu desteklemiştir. Her iki grupta da implantlar %50'den fazla kortikal kemikle desteklendiğinden ve yerleştirme tork miktarı kortikal kemikle korelasyon gösterdiğinden gruplar arasındaki farklar belirgin olmamıştır (51,72,76,77). Diğer faktör ise çalışmada kullanılan implant tasarımının etkisidir. SD implantlar, ST implantlardan farklı olarak eğimli ve uçları kısmen daha sivri bir yapıda üretilmişlerdir. Ancak, bu eğim miktarı implant firmaları arasında farklılık göstermektedir. Motoyoshi ve ark.'nın (51) çalışmalarında kullandıkları ISA sistem marka implantlar 8 mm uzunlukta 1.6 mm'den 1.3 mm'ye, Inaba'nın çalışmasında ise (9) özel üretim implantlar 4 mm uzunlukta 1.4 mm'den 1.2 mm'ye azalmaktadır. Bu çalışmada ise kullanılan SD implantlardaki eğim açısı 7 mm boyda çapın sadece 1.4 mm'den 1.3 mm'ye inmesiyle çok belirgin değildir. İmplant tasarımları arasındaki farklılıklar geleneksel SD ve ST implantlara oranla daha az olduğundan, bu çalışmada ortalama yerleştirme tork miktarları benzer bulunmuştur. Çalışmalar ST tasarımların SD'lerden daha düşük yerleştirme tork değerlerine sahip olduğunu göstermiştir (85,86). Özellikle Hitchon ve ark.'ın (86) çalışmasında kullanılan SD ve ST implantların arasındaki taper farkı bu çalışmadaki implantlardan çok fazla olup, ST implantlar tam

silindirik gövde ve tam künt uca sahiptir. İmplant gövde şeklinin etkisi konusunda farklı sonuçlar da mevcuttur. Cha ve ark. (76) ve Mischkowski ve ark. (17) tapered mini-vidaların silindirik tiplere göre daha fazla yerleştirme tork değerleri gösterdiğini, Lim ve ark. (77) ise silindirik implantların daha yüksek giriş torku oluşturduklarını rapor etmişlerdir.

Bu çalışmada SD ve ST grupları arasında Periotest 1 ve Periotest 2 değerleri için fark bulunamazken, Periotest 3 için farklılık anlamlı bulunmuştur. Bu durum, çok belirgin olmamakla birlikte Periotest'in tork ölçümlerine benzer sonuçlar verdiğini göstermektedir. İmplant tasarımı, kortikal kemik kalınlıkları ve trabeküler kemik yoğunluklarındaki benzerliklerin bu sonuca yol açmış olabileceği düşünülebilir. Kim ve ark. (88) da hayvan çalışmalarında SD grupta ST'ye oranla belirgin daha düşük Periotest değerleri ölçtüklerini bildirmişlerdir. Çalışmalar Periotest'in doğal dişlerin mobilitesini çok hızlı bir şekilde ölçmesine karşın implantlarda çok tutarsız olduğunu ve klinik değişkenler için Periotest değerlerinin büyük değişkenlik gösterebileceğini vurgulamıştır (62,63). Bu çalışmada da bazı implantlarda Periotest ölçümlerinde tekrarlanamayan ölçümler elde edilmiştir (Tablo 4.1 ve 4.2).

Bu çalışmada SD grubunda "iyi" olarak skorlanan implantların sayısı daha fazla olmasına karşın, subjektif değerlendirme açısından da SD ile ST arasında farklılık anlamlı bulunmamıştır. Bu sonuç tork ölçümleri gibi objektif yöntemler kadar belirgin olmamakla birlikte (11,96) subjektif skorlamanın da primer stabilitenin belirlenmesinde etkili olduğunu göstermektedir. Alsaadi ve ark. (11) subjektif değerlendirmelerin kemik kalitesini belirlemedeki hassasiyetinin sınırlı olduğunu göstermiştir. 44 implantta cerrahın kortikal kemik ile ilgili skorlamasında sadece kalın kortikal kemik ve ince/çok ince kortikal kemiğe isabet eden Periotest değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur. Degidi ve ark. (96) cerrahın subjektif değerlendirmesindeki hassasiyet düzeyini dental implantlarda inceledikleri klinik çalışmalarında subjektif ve gerçek rezonans frekans analizi arasındaki farkın düşük olmakla birlikte istatistiksel

olarak anlamlı düzeyde bulunduğunu, subjektif ve gerçek yerleştirme tork değerlerinin ise benzer olduğunu bildirmişlerdir.

SD ile ST gruplarının arasında pull-out ve push-in test değerlerinde de farklılık anlamlı bulunmamıştır. Seebeck ve ark. (74) aksiyel pull-out dayanıklılığını ölçtükleri çalışmada implante edilmiş vidalarda vida stabilitesinin çoğunlukla kortikal kemik kalınlığına ve trabeküler kemik densitesine bağlı olduğunu rapor etmişlerdir. Bu çalışmada da sonuçların benzer çıkması kortikal kemik kalınlıkları ve trabeküler kemik densitelerinin benzer olmasından kaynaklanıyor olabilir. Çalışmalar ST implantların pull-out dayanıklılığının SD implantlardan daha büyük veya eşit olabileceğini bildirmiştir (85,86). Hitchon ve ark. (86) SD ve ST implantların pull-out dayanıklılığı arasında bir fark bulamazken, sadece SD grubunda 14 mm ve 16 mm uzunluğundaki implantların pull-out kuvvetinin 12 mm uzunluğunda olan vidalardan anlamlı düzeyde yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmalar implantların 30-40 derece arasındaki yerleşim açılarında daha yüksek kemik-implant temas miktarı elde edilebileceğini vurgulamıştır (2,36,39). Bu çalışmada elde edilen yüksek kemik-implant temas miktarları bu faktörle ilişkilendirilebilir. K.İ.T.(%) değerleri açısından SD ile ST arasındaki fark önemli düzeyde bulunmuş olup, SD grup daha yüksek temas miktarlarına ulaşmıştır. Ancak, implantların yarısından fazlası kortikal kemik içinde bulunduğundan gruplar arasındaki yüzde fark (%8'e yakın) belirgin olmamıştır. Bu çalışmada bir iyileşme fazı olmadığından implantların yivlerinin arasına dolan kemik debris miktarı kemik-implant temas miktarındaki farkın belirleyicisi olmuştur. Özellikle SD implantların apikal üçlüsündeki kırılmış trabeküler kemik parçalarının implant yivlerinin arasına ST implantlardan daha fazla olduğu gözlenmiştir. Benzer şekilde, Heidemann ve ark. (45) SD vidaların yivleri arasında yerleşim sırasında daha fazla rezidüel kemik bulmuşlardır (mini-vidalarda %71.8, mikro-vidalarda %67.9). SD grupta mini-vidalarda rezidüel kemiğin %28.2'si, mikro-vidalarda ise %32.2'si remodele olmuştur. STlerde ise rezidüel kemiğin mini-vidalarda %33.1'i, mikro-vidalarda ise %42.4'ü remodele olmuştur. Rezidüel ve

remodele olmuş kemik arasındaki farklar, SD ve ST mikro/mini-vidalarda belirgin olarak farklı bulunmuştur. İyileşmiş arayüz incelendiği zaman SD implantların yivlerinin arasında ST implantlara oranla daha fazla kemik dolduğunu bildirilmiştir. Chen ve ark. (42) ortodontik yük uygulanmış AbsoAnchor marka SD ve ST implantların histomorfometrik incelemesinde SD implantların köpek mandibulasında (%47.44) ve maksillasındaki (%39.28) kemik-implant temas miktarının STlerden (%26.35 ve %27.96) daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Bir başka hayvan çalışmasında Kim ve ark. (88) da SD implantların ST implantlardan daha fazla kemik-implant temas miktarına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Ancak, yüksek kemik-implant temas miktarının implant başarısının esas belirleyicisi olduğu kesin değildir. Çünkü, hayvan çalışmalarından elde ettikleri sonuçlara dayanarak Luzi ve ark. (89) %3, Deguchi ve ark. (59) ise ortalama %5 kemik-implant temas miktarının bile implantın başarılı olması için yeterli olacağını bildirmişlerdir.

Bu çalışmada korelasyon analizleri her iki gruba ait verilerin birleştirilmesi ile değil, her grup içinde ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir. Grupların birleştirilmesi ile korelasyon analizlerinin yapılması detaylı bir inceleme yapılmasına olanak tanımamaktadır. Örneğin, her iki gruptaki parametreler arasında çok net olmayan korelasyonların sanki zayıf ve her iki grubu ilgilendiren bir korelasyon gibi görünmesine yol açabilir. Potansiyel olarak güçlü olabilecek bir korelasyonun zayıflamasına veya korelasyon bulunamamasına da yol açabilme olasılığı bulunmaktadır. ST implantlarda, K.İ.T. (%) ile kortikal kemik kalınlığı arasında aynı yönlü anlamlı ($r=0.823$, $P=.001$) ve HU trabeküler kemik ile ters yönlü anlamlı ($r=-0.655$, $P=.021$) korelasyonlar saptanmıştır. SD ve ST gruplarında K.İ.T. (%) değerleri ile HU kortikal arasında aynı yönlü anlamlı ($r=0.909$, $P=.00$ ve $r=0.972$, $P=.00$) bir ilişki olduğu belirlenmiştir. Bu konuyla ilgili literatürde ortodontik implantlara yönelik bir başka çalışma bulunmamıştır. Sonuçlar her iki grupta belirgin bir şekilde olmamakla birlikte kemik-implant temas miktarının özellikle kortikal kemik miktarı ve yoğunluğundan etkilendiğini belirtmektedir.

Bu çalışmada pull-out kuvvetleri ve stresleri ile kemikte BT ile incelenen parametreler arasında kısmen doğrusal ilişkiler saptanmıştır. SD grubunda pull-out kuvvetleri ve stresleri ile kortikal kemik kalınlığı ($r=0.606$, $P=.037$) ve HU kortikal kemik ($r=0.748$, $P=.005$) arasında aynı yönlü kuvvetli korelasyonlar saptanmıştır. Ancak, bu aynı yönlü korelasyon push-in testlerinde sadece HU kortikal kemik ile anlamlı düzeye erişmiştir ($r=0.58$, $P=.048$). ST grubunda ise pull-out ve push-in kuvvetleri ve stresleri ile kemik parametreleri arasında anlamlı bir korelasyon saptanmamıştır. Pull-out kuvvetleri ve kortikal kemik kalınlığı veya kemik densitesi arasında korelasyon incelemesine odaklanan çalışmalar, incelenen tüm gruplar için değil bu çalışmada olduğu gibi bazı gruplar arasında korelasyonlar bulabilmişlerdir. Çalışmalarda kullanılan implantların boylarının, test koşullarının (invitro veya invivo) ve hatta hayvanların temin edildiği bölgelerin farklı olmasının bile sonuçları etkilediği savunulmuştur (75). Örneğin, Huja ve ark. (7) Ø2X6 mm SD mini-vidalar incelendiğinde kortikal kemik kalınlığı ile pull-out dayanıklılığı arasında pozitif korelasyon olduğunu ($r=0.39$) bildirmişlerdir. Salmoria ve ark. (12) ise Ø1.6 X 6 mm ST mini-implantların sadece immedat pull-out verileri ile peri-implant kortikal kemik kalınlığı arasında regüler bir korelasyon bildirmişlerdir ($r=0.44$). Ancak 15. ve 60. günlerde istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunamamıştır. Ayrıca, bu çalışma kantitatif kemik yoğunluğu ölçümlerini de içermemektedir.

Wang ve ark. (75) bulgularının regresyon analizleri ile pull-out dayanıklılığının en çoktan aza doğru sırasıyla kemik yoğunluğu ($r^2=0.92$), BV/TV ($r^2=0.81$) ve kortikal kemik kalınlığı ($r^2=0.263$) ile korelasyon gösterdiğini bildirmişlerdir. Ayrıca pull-out dayanıklılığının kortikal kemik kalınlığından ziyade kemik yoğunluğuyla daha çok ilişkili olduğunu vurgulamışlardır. Bu çalışmada da SD grubunda kemik yoğunluğu ile korelasyonun daha belirgin olması Wang ve ark.'nın (75) sonuçlarını desteklemektedir. Hitchon ve ark. (86) pull-out verileri ve kemik mineral densiteleri arasında inceleme yaptıklarında implantların 14 mm ve 16 mm uzunlukları için anlamlı korelasyon bulurken ($P<.0001$), 12 mm için anlamlı korelasyon bulamamışlardır. Dolayısıyla, çalışmalar bu konuda kesin ve tartışılmaz bulgular sunamamaktadır.

SD grubunda yerleştirme tork verileri ile kortikal kemik kalınlığı ($r=0.544$, $P=.001$) ve HU kortikal ($r=0.661$, $P=.00$) arasında aynı yönlü anlamlı kuvvetli korelasyonlar saptanmıştır. Benzer düzeylerde ST grubunda da yerleştirme tork ile kortikal kemik kalınlığı ($r=0.516$, $P=.001$) ve HU kortikal arasında ($r=0.568$, $P=.00$) aynı yönlü anlamlı bir ilişki saptanmıştır. Bu sonuçlar, daha önceki çalışmaların sonuçlarını desteklemektedir. Alsaadi ve ark (11) implantların orta ve apikal üçlüdeki yerleştirme tork ölçümleri ile kortikal kemik skorları arasında anlamlı bir korelasyon bulmuştur ($P<.0001$). Ayrıca yerleştirme torkunun servikal ($P=.03$), orta ve apikal ($P<.0001$) üçlülerindeki ölçümlerinin de trabeküler kemikle anlamlı bir ilişkisinin olduğunu bulmuşlardır. Motoyoshi ve ark. (51) kortikal kemik kalınlığı ve mini-implantların yerleştirme torku arasında pozitif bir korelasyon bulmuştur ($r=0.32$, $P=.002$). Wilmes ve ark. (72) da bir in vitro çalışmada kortikal kemik kalınlığı ile yerleştirme torku arasında daha yüksek bir seviyede korelasyon olduğunu göstermişlerdir ($R^2 =0.83$). Cha ve ark. (76) bir hayvan çalışmasında yerleştirme torku ile kortikal kemiğin mineral yoğunluğu (0.58) ve kortikal kemik kalınlığı (0.48) arasında pozitif korelasyon olduğunu bildirmişlerdir. Salmoria ve ark. (12) ise yerleştirme torku ve kortikal kemik kalınlığı arasında korelasyon bulamamışlardır.

SD grubunda tork verileri ile Periotest 1 ($r=-0.564$, $P=.00$), Periotest 2 ($r=-0.658$, $P=.00$) ve Periotest 3 ($r=-0.333$, $P=.047$) arasında ters yönde bir ilişki olduğu saptanmıştır. ST grubunda da tork ile Periotest 1 arasında ters yönlü anlamlı ($r=-0.329$, $P=0.049$) bir ilişki saptanmıştır, ama Periotest 2 ve 3 arasında istatistiksel düzeyde anlamlı korelasyon saptanamamıştır. Yüksek tork iyi primer stabilitenin bir göstergesi olduğu gibi Periotest değerlerinin düşük olması da primer stabilitenin daha iyi olduğunu göstermektedir. Bundan dolayı tork değerleri arttıkça Periotest değerlerinin düşmesi doğaldır. Bu konuda yapılmış korelasyon çalışması çok azdır. Cha ve ark (76). da yerleştirme torku ve mobilite arasında negatif (-0.577) korelasyon bulmuşlardır. Nkenke ve ark. (103) bir kadavra çalışmasında dental implantların yerleştirme tork ve Periotest ölçümleri arasında pozitif korelasyon tesbit etmişlerdir ($P=.015$).

Bu çalışma ortodontik mikro-implantların stabilitesinin subjektif değerlendirilmesiyle ilişkili ilk çalışma olma özelliğini taşımaktadır. Yerleştirme tork ölçüm cihazları ve Periotest cihazı her klinikte bulunmayabilir ve hekimin yerleştirme sırasında kemik densitesi-yerleştirme torku ile ilgili subjektif hissi klinik açıdan önem arz edebilir. Gerçekten de bu çalışmada SD ve ST gruplarında kötü ile orta, kötü ile iyi ve orta ile iyi arasındaki subjektif skorlara ait tork değerlerinin farklılık gösterdiği bulunmuştur. SD grubunda "iyi" skorlar daha fazla olmasına karşın skorlamalar arasında da tork değerleri gibi gruplar arasında farklılık görülmemiştir. Grup-içi değerlendirmede her iki grupta da "iyi" , "orta" ve "kötü" skorları arasında farklılıkların bulunması, hekimin implant yerleştirilirken yerleştirme torkları arasındaki farkı belirli bir düzeyde doğru olarak ayırt edebildiğini göstermektedir. Alsaadi ve ark. da (11) 705 dental implantta kortikal kemik kalınlığını cerrahın subjektif skorlamasına göre ilişkilendirmiş ve implantların orta ve apikal uçlülerindeki yerleştirme tork ölçümleri ile kortikal kemik skorları arasında önemli bir ilişki bulmuşlardır. Ayrıca yerleştirme torkunun servikal ($P=.03$), orta ve apikal ($P<.0001$) uçlülerindeki ölçümlerinin de trabeküler kemikle anlamlı bir ilişkisinin olduğunu bulmuşlardır. Buna bağlı olarak yazarlar subjektif değerlendirmelerin kemik kalitesini belirlemedeki hassasiyetinin sınırlı olduğunu belirtmişlerdir. Benzer şekilde Degidi ve ark. (96) da dental implantlarda yapılan bir çalışmada subjektif ve gerçek yerleştirme tork değerlerini benzer bulmuşlardır.

SD ($r=0.657$, $P=.02$) ve ST gruplarında ($r=0.839$, $P=.001$) K.İ.T. ile yerleştirme tork değerleri arasında aynı yönlü anlamlı bir ilişki olduğu saptanmıştır. Bu durum peri-implant bölgedeki kemik kütlesi arttıkça daha iyi primer stabilite sağlanabileceğini göstermektedir. Bugüne kadar histomorfometrik bulgularla yerleştirme torku arasındaki ilişki henüz araştırılmamış olduğu için bulguların karşılaştırılabileceği bir çalışma da bulunmamaktadır.

Bu çalışmada SD grubunda pull-out kuvvetleri ve stresleri ile tork değerleri arasında aynı yönlü ($r=0.916$, $P=.00$) bir korelasyon saptanmıştır.

Ayrıca, push-in stresleri ile tork değerleri arasında da aynı yönlü ($r=0.58$, $P=.048$) bir korelasyon saptanmıştır. Ancak, ST grubunda pull-out ve push-in kuvvetleri ve stresleri ile tork değerleri arasında anlamlı korelasyon bulunamamıştır. Literatürde bu konudaki çalışma sayısı sınırlı olup sonuçların bir fikirbirliği bulunmamaktadır. Hung ve ark. (84) iki farklı yoğunluktaki sentetik kemik bloklarına $\varnothing 1.6 \times 6$ mm AbsoAnchor marka implantları pilot delik açmadan, 1 mm çapında pilot delik, 1.4 mm çapında pilot delik olmak üzere üç farklı şekilde yerleştirmiş ve yerleştirme tork ölçümleri ve pull-out testleri yapmıştır. Pilot delik içermeyen ($r=0.755$) ve 1 mm pilot delik ($r=0.773$) durumlarda yerleştirme tork ve pull-out dayanıklılığı arasında önemli korelasyon bulunurken bunun 1.4 mm pilot drill için ($r=0.331$) daha düşük seviyede olduğu gözlenmiştir. Pilot delik çapından bağımsız olarak yerleştirme tork ve pull-out dayanıklılığı arasında anlamlı korelasyon ($r=0.626$), yüksek kemik yoğunluğunda daha yüksek ($r=0.755$) bir seviyeye ulaşmıştır. Salmoria ve ark. (12) ise yerleştirme torku ve pull-out dayanıklılığı ile yerleştirme torku ve başlangıç kortikal kemik kalınlığı arasında korelasyon bulunamamıştır. Bu çalışmada elde edilen tork değerleri insanlardaki değerlerden daha fazladır (7.2-13.5 Ncm) (52) ve bu durum farklı türlerin (köpek ve insan) kullanılmasına bağlanmıştır. Bu çalışmada yerleştirme tork ve pull-out dayanıklılığı arasında korelasyon bulunmaması kemiğin anizotropik özelliklerine bağlanmıştır. Buna göre trabeküler kemik morfolojisi farklı yönlerde uygulanan kuvvetlere farklı mekaniksel dirençler gösterdiğinden, yerleştirme torkunun pull-out dayanıklılığının bir indikatörü olamayacağı görüşü bulunmaktadır (104). Ancak, çalışmalar kısmen de olsa böyle bir ilişkinin istatistiksel düzeyde olabileceğini önermektedir.

Bu çalışmanın sonuçları klinik uygulamalarda rehberlik oluşturacak bazı özelliklere sahiptir. SD ve ST implantların primer stabilitesi birbirine çok yakın olduğundan, makro tasarım açısından birbirine benzeyen SD ve ST implantlar, benzer immediat ortodontik ankraj sağlayabilir. İmplantların açılı yerleştirilmesi, makro tasarımı benzeyen ortodontik mikro-implantların primer stabilitesini yerleştirme tekniğinden bağımsız olarak birbirine yakın düzeye

getirmektedir. 7-8 mm boyunda bir implantın ağızın birçok yerinde bulunan ortalama 1 mm'lik kortikal kemiğe 30-40 derece ile yerleştirilmesi, immedat yüklemeye de olanak sağlayabilecek maksimum kortikal kemik temasını ve optimum yerleştirme tork düzeylerini sağlayacaktır. SD implantların immedat kemik-implant temas miktarının ST implantlardan daha yüksek çıkması, peri-implant bölgesindeki kırılmış trabeküler kemikten kaynaklandığından primer stabiliteye etkisi yoktur. Bu özellik daha sonra arayüz iyileşmesi ile sekonder stabilitenin daha iyi olmasına yol açmaktadır.

Korelasyon çalışmaları implant stabilitesini etkileyen faktörler arasındaki olası ilişkileri göstermeyi amaçladığından, sonuçları klinik uygulamalarda önem taşımaktadır. Bu çalışmada yerleştirme tork ve kemik-implant temas miktarı ile kortikal kemik parametreleri arasında güçlü bir korelasyonun bulunması, kortikal kemikteki artışın implantın yerleştirme tork miktarını ve kemikle temas miktarını arttıracığı ve primer stabiliteyi olumlu etkileyeceği yönünde yorumlanabilir.

Bu çalışmada pull-out ve push-in verileri ile kemik parametreleri arasında her iki grubu da ilgilendiren korelasyonlar bulunamamıştır. Her ne kadar ortodontik mikro-implantlara klinik uygulamalarda pull-out ve push-in testlerinde uygulanan miktarlarda kuvvetler uygulanmasa da, bir implanta çıkarma veya gömülme şeklinde ortodontik kuvvet uygulanabilir. Bu korelasyon kortikal kemiğin kalınlığındaki veya kortikal ve trabeküler kemik yoğunluklarındaki artışın itme veya çekme kuvvetlerine direnci arttırabileceğini ifade etmektedir. Ancak, bu çalışmada bu yönde net bir ilişki saptanamamıştır. Ayrıca, yerleştirme tork ile pull-out ve push-in testleri arasında her iki grubu da ilgilendiren bir korelasyon gözlenmemiştir. Bu bulgulara dayanarak, ortodontik mikro-implantlarda yerleştirme tork miktarındaki artışın çekme ve itme kuvvetlerine dirençle ilişkisinin olduğu söylenemez.

Bu çalışmada her iki grupta da yerleştirme tork ve Periotest verileri arasında korelasyon bulunmuştur. Periotest, özellikle dental implantlarda tekrarlanmayan sonuçlar verebilen bir teknik olmasına karşın, yerleştirme tork

tekniki tekrarlanabilir sonuçlar sunabilir. Ortodontik mikro-implantların uzunlukları geleneksel dental implantlardan daha kısa olduğundan kaldıraç kolu daha kısadır ve bu Periotest ölçümlerini olumlu etkileyebilir. Ayrıca, 7 mm uzunluğundaki implantların kortikal kemiğe açılı yerleştirilmesinden dolayı implantların ortalama yarısı kadar bir kısmı kortikal kemikle desteklenmiştir ve bu da Periotest ölçümlerini olumlu yönde etkileyebilir. Sonuç olarak, ortodontik mikro implantların kısa olması ve açılı yerleştirilmesi yerleştirme tork ve Periotest teknikleri arasındaki korelasyona yol açmış olabilir. Bu durum, her iki yöntemin de ortodontik mikro-implantların primer stabilitesinin belirlenmesinde aynı yönde bilgiler sağlayacağını ifade etmektedir.

Yerleştirme tork ve histomorfometrik kemik-implant temas miktarı arasında her iki grubu da ilgilendiren güçlü korelasyonların bulunması, bir implantın kemikle temas miktarındaki artışın sağlanmasıyla (örneğin, açılı yerleştirme, uzun veya kalın implant yerleştirme) daha yüksek yerleştirme tork ve daha iyi primer stabilite sağlanacağını ifade etmektedir.

Bu çalışmada, subjektif değerlendirme skorları ile tork değerleri arasında bir ilişki araştırmak amacıyla yapılan değerlendirme, skorlamaların bazı tork aralıklarını ayırt edebildiğini göstermiştir. Klinikte birçok hekim tork cihazları veya Periotest gibi objektif primer stabiliteyi nicel olarak ölçebilecekleri cihazlara sahip olamayabilirler. Bu çalışma, spesifik bir implant için yerleştirme tork değerleri ile subjektif skorlarını ilişkilendirebilen, eğitilmiş bir uygulayıcının, yerleştirme tork aralıklarını ayırt etmedeki hassasiyetinin iyi olabileceğini göstermektedir.

6. SONUÇ

- Self-drilling ve self-tapping implantların primer stabilitesini gösteren yerleştirme tork, subjektif değerlendirme skorları, Periotest değerleri ve pull-out ve push-in kuvvetleri benzerdir. Ancak, self-drilling implantlarda self-tapping implantlara göre daha yüksek kemik-implant temas miktarı bulunmuştur.
- Yerleştirme tork ve kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğu, kemik-implant teması ve kortikal kemik kalınlığı ve kemik-implant teması ve yerleştirme tork değerleri arasında pozitif korelasyonlar vardır. Yerleştirme tork ve Periotest arasında negatif bir korelasyon bulunmaktadır.
- Ortodontik mikro-implantların yerleştirilmeye karşı gösterdikleri direncinin subjektif skorlaması primer stabilitenin değerlendirilmesinde potansiyel bir yöntem olarak kullanılabilir.

7. KAYNAKLAR

1. BAKER, R.W., GUAY, A.H., PETERSON, H.W. (1972). Current concepts of anchorage management. *Angle Orthod.* **42**:129-139.
2. PARK, H.S., JEONG, S.H., KWON, O.W. (2006). Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **130**:18-25.
3. CRISMANI, A.G., BERTL, M.H., CELAR, A.G., BENTLEON, H.-P., BURNSTONE, C.J. (2010). Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **137**: 108-13.
4. 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. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **124**:373-378.
5. OKTENOGU, B.T., FERRARA, L.A., ANDALKAR, N., OZER, A.F., SARIOGLU, A.C., BENZEL, E.C. (2001). Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study. *J. Neurosurg.* **94**:91-96.
6. WILMES, B., SUB, Y.-Y., DRESCHER, D. (2008). Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* **78**:1065-1070.
7. HUJA, S.S., LITSKY, A.S., BECK, F.M., JOHNSON, K.A., LARSEN, P.E. (2005). Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **127**:307-13.
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. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **37**:647-650.
9. INABA, M. (2009). Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *J. Oral Sci.* **51**:347-53.
10. 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. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **24**:647-54.

11. ALSAADI, G., QUIRYNEN, M., MICHIELS, K., JACOBS, R., VAN STEENBERGHE, D. (2007). A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment. *J. Clin. Periodontol.* **34**:359-366.

12. SALMÓRIA, K.K., TANAKA, O.M., GUARÍZA-FILHO, O., CAMARGO, E.S., DE SOUZA, L.T., MARUO, H. (2008). Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **33**:790.e15-22.

13. CHEN, Y., KYUNG, H.M., GAO, L., YU, W.J., BAE, E.J., KIM, S.M. (2010). Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters. *Angle Orthod.* **80**:821-7.

14. PAPADOPOULOS, M.A., FADI TARAWNEH, F. (2007). The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **103**:e6-e15.

15. LABANAUSKAITE, B., JANKAUSKAS, G., VASILIAUSKAS, A., HAFFAR, A. (2005). Implants for orthodontic anchorage. Meta-analysis. *Stomatologija* **7**:128-32.

16. KYUNG, H.M. PARK, H.S., BAE, S.M., KWON, O.W., SUNG, J.H. (2004). Handbook for the Absoanchor orthodontic microimplant. 3rd ed. Daegu: Dentos Inc.

17. MISCHKOWSKI, R.A., KNEUERTZ, P., FLORVAAG, B., LAZAR, F., KOEBKE, J., ZOLLER, J.E. (2008). Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **37**:948-954.

18. LEE, J.S., KIM, D.H., PARK, Y.C., KYUNG, S.H., KIM, T.K. (2004). The efficient use of midpalatal miniscrew implants. *Angle Orthod.* **74**:711-4.

19. PARK, H.S., KWON, T.G. (2004). Sliding mechanics with microcrew implant anchorage. *Angle Orthod.* **74**:703-10.

20. PARK, H.S., KWON, T.G., SUNG, J.H. (2004). Nonextraction treatment with microscrew implant. *Angle Orthod.* **74**:539-49.
21. PARK, H.S., LEE, Y.J., JEONG, S.H., KWOND, T.G. (2008). Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **133**:30-7.
22. ONO, A., MOTOYOSHI, M., SHIMIZU, N. (2008). Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **37**:334-340.
23. BAUMGAERTEL, S., HANS, M.G. (2009). Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **136**:230-5
24. PARK, J., CHO, H.J. (2009). Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **136**:314.e1-314.e12.
25. KIM, H.-J., YUN, H.-S., PARK, H.-D., KIM, D.-H., PARK, Y.-C. (2006). Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **130**:177-82.
26. BAUMGAERTEL S. (2010). Predrilling of the implant site: Is it necessary for orthodontic mini-implants? *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **137**:825-9.
27. CHOI, J.H., PARK, C.H., YI, S.W., LIM, H.J., HWANG, H.S. (2009). Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **136**:766.e1-12.
28. DUCKMANTON, N.A., AUSTIN, B.W., LECHNER, S.K., KLINEBERG, I.J. (1994). Imaging for predictable maxillary implants. *Int. J. Prosthodont.* **7**:77-80.
29. MAKI, K., OKANO, T., MOROHASHI, T., YAMADA, S., SHIBASKI, Y. (1997). The application of three-dimensional quantitative computed tomography to the maxillofacial skeleton. *Dentomaxillofac. Radiol.* **26**:39-44.
30. NORTON, M.R., GAMBLE, C. (2001). Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin. Oral Implants Res.* **12**:79-84.

31. SHAHLAIE, M., GANTES, B., SCHULZ, E., RIGGS, M., CRIGGER, M. (2003). Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **18**:224-31.
32. MISCH, C.E. (1993) Density of Bone: Effect in Treatment Planning, Surgical Approach, and Healing. Contemporary Implant Dentistry. St Louis: Mosby. p.: 469-85.
33. CHUN, Y.S., LIM, W.H. (2009). Bone density at interradicular sites: implications for orthodontic mini-implant placement *Orthod. Craniofac. Res.* **12**:25-32.
34. 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. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **129**:721.e7-721.e12.
35. KIM, S.H., YOON, H.G., CHOI, Y.S., HWANG, E.H., KOOK, Y.A., NELSON, G. (2009). Evaluation of interdental space of the maxillary posterior area for orthodontic mini-implants with cone-beam computed tomography. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **135**:635-41.
36. KYUNG, H.M., PARK, H.S., BAE, S.M., SUNG, J.H., KIM, I.B. (2003). Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J. Clin. Orthod.* **37**:321-8.
37. MELSEN, B. (2005). Mini-implants: where are we? *J. Clin. Orthod.* **39**:539-47.
38. CARANO, A., VELO, S., LEONE, P., SICILIANI, G. (2005). Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. *J. Clin. Orthod.* **39**:9-24.
39. LIM, E.J., LIM, W.H., CHUN, Y.S. (2008). Quantitative evaluation of cortical bone thickness and root proximity at maxillary interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Clin. Anat.* **21**:486-491.
40. LIM, J.E., LEE, S.J., KIM, Y.J., LIM, W.H., CHUN, Y.S. (2009). Comparison of cortical bone thickness and root proximity at maxillary and mandibular interradicular sites for orthodontic mini-implant placement *Orthod. Craniofac. Res.* **12**:299-304.

41. PARK, H.S., KWON, O.W., SUNG, J.H. (2004). Micro-implant anchorage for forced eruption of impacted canines. *J. Clin. Orthod.* **38**:297-302.
42. CHEN, Y., SHIN, H.-I., KYUNG, H.-M. (2008). Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **133**:44-50.
43. ELLIS, J.A. Jr, LASKIN, D.M. (1994). Analysis of seating and fracturing torque of bicortical screws. *J. Oral Maxillofac. Surg.* **52**:483-6.
44. CHEN, Y., LEE, J.W., CHO, W.H., KYUNG, H.M. (2010). Potential of self-drilling orthodontic microimplants under immediate loading. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **137**:496-502.
45. HEIDEMANN, W., TERHEYDEN, H., GERLACH, K.L. (2001). Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J. Craniomaxillofac. Surg.* **29**:69-74.
46. MAINO, B.G., MURA, P., BEDNAR, J. (2005). Miniscrew implants: the Spider Screw Anchorage System. *Semin. Orthod.* **11**:40-6.
47. CHEN, Y.-J., CHANG, H.-H., HUANG, C.-Y., HUNG, H.-C., LAI, E.-H., YAO, C.-J. (2007). A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clin. Oral Implants Res.* **18**:768-775.
48. LEE, S.J., AHN, S.J., LEE, J.W., KIM, S.H., KIM, T.W. (2010). Survival analysis of orthodontic mini-implants. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **137**:194-9.
49. WIECHMANN, D., MEYER, U., BUCHTER, A. (2007). Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin. Oral Implants Res.* **18**:263-267.
50. ANTOSZEWSKA, J., PAPADOPOULOS, M.A., PARK, H.S., LUDWIG, B. (2009). Five-year experience with orthodontic miniscrew implants: a retrospective investigation of factors influencing success rates. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **136**:158.e1-10.
51. MOTOYOSHI, M., YOSHIDA, T., ONO, A., SHIMIZU, N. (2007). Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic miniimplants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **22**:779-84.

52. MOTOYOSHI, M., HIRABAYASHI, M., UEMURA, M., SHIMIZU, N. (2006). Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin. Oral Implants Res.* **17**:109-114.
53. SCHATZLE, M., MANNCHEN, R., ZWAHLEN, M., LANG, N.P. (2009). Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clin. Oral Implants Res.* **20**:1351-1359.
54. CHEN, C.H., CHANG, C.S., HSIEH, C.H., TSENG, Y.C., SHEN, Y.S., HUANG, I.Y., YANG, C.F., CHEN, C.M. (2006). The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J. Oral Maxillofac. Surg.* **64**:1209-1213.
55. CHEN, Y., KYUNG, H.M., ZHAO, W.T., YUD, W.J. (2009). Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: A systematic review. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **135**:284-91.
56. BÜCHTER, A., WIECHMANN, D., GAERTNER, C., HENDRIK, M., VOGELER, M., WIESMANN, H.P., PIFFKO, J., MEYER, U. (2006). Load-related bone modelling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin. Oral Implants Res.* **17**:714-722.
57. FREIRE, J.N.O., SILVA, N.R.F.A., GIL, J.N., MAGINI, R.S., COELHO, P.G. (2007). Histomorphologic and histomophometric evaluation of immediately and early loaded mini-implants for orthodontic anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **131**:704.e1-704.e9.
58. RAGHAVENDRA, S., WOOD, M.C., TAYLOR, T.D. (2005). Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **20**:425-31.
59. DEGUCHI, T., TAKANO-YAMAMOTO, T., KANOMI, R., HARTSFIELD, J.K. Jr, ROBERTS, W.E., GARETTO, L.P. (2003). The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J. Dent. Res.* **82**:377-81.
60. KUHN, A., MCIFF, T., CORDEY, J., BAUMGART, F., RAHN, B.A. (1995). Bone deformation by thread-cutting and thread-forming cortex screws. *Injury* **26** (Suppl):12-20.
61. MEREDITH, N. (1998). Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int. J. Prosthodont.* **11**:491-501.

62. SCHULTE, W., LUKAS, D. (1993). Periotest to monitor osseointegration and to check the occlusion in oral implantology. *J. Oral Implantol.* **19**:23-32.
63. FAULKNER, M.G., GIANNITSIOS, D., LIPSETT, A.W., WOLFAARDT, J.F. (2001). The use and abuse of the Periotest for 2-piece implant/abutment systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **16**:486-94.
64. JOHANSSON, P., STRID, C.G. (1994). Assessment of bone quality from placement resistance during implant surgery. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **9**:279-288.
65. FRIBERG, B., SENNERBY, L., ROOS, J., JOHANSSON, P., STRID, C.G., LEKHOLM, U. (1995). Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin. Oral Implants Res.* **6**:164-71.
66. JOHANSSON, C., ALBREKTSSON, T. (1987). Integration of screw implants in the rabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* **2**:69-75.
67. BOYLE, J.M. 3rd, FROST, D.E., FOLEY, W.L., GRADY, J.J. (1993). Torque and pullout analysis of six currently available self-tapping and "emergency" screws. *J. Oral Maxillofac. Surg.* **51**:45-50.
68. VELTRI, M., BALLERI, B., GORACCI, C., GIORGETTI, R., BALLERI, R., FERRARI, M. (2009). Soft bone primary stability of 3 different miniscrews for orthodontic anchorage: A resonance frequency investigation *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **135**:642-8.
69. KWOK, A.W., FINKELSTEIN, J.A., WOODSIDE, T., HEARN, T.C., HU, R.W. (1996). Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine* **21**:2429-34.
70. PICKARD, M.B., DECHOW, P., ROSSOUW, P.E., BUSCHANG, P.H. (2010). Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **137**:91-9.
71. RHO, J.Y., ASHMAN, R.B., TURNER, C.H. (1993). Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J. Biomech.* **26**:111-119.

72. WILMES, B., RADEMACHERB, C., OLTHOFF, G., DRESCHER, D. (2006). Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J. Orofac. Orthop.* **67**:162-74.
73. MIYAMOTO, I., TSUBOI, Y., WADA, E., SUWA, H., IIZUKA, T. (2005). Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery-clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone* **37**:776-80.
74. SEEBECK, J., GOLDHAHN, J., STÄDELE, H., MESSMER, P., MORLOCK, M.M., SCHNEIDER, E. (2004). Effect of cortical thickness and cancellous bone density on the holding strength of internal fixator screws. *J. Orthop. Res.* **22**:1237-42.
75. 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. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **137**:100-7.
76. CHA, J.Y., KIL, J.-K., YOON, T.-M., HWANG, C.-J. (2010). Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **137**:73-9.
77. LIM, S.A., CHA, J.Y., HWANG, C.J. (2008). Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod.* **78**:234-240.
78. O'SULLIVAN, D., SENNERBY, L., MEREDITH, N. (2004). Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin. Oral Implants Res.* **15**:474-480.
79. WAWRZINEK, C., SOMMER, T., FISCHER-BRANDIES, H. (2008). Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. *J. Orofac. Orthop.* **69**:121-34.
80. LEE, N.K., BAEK, S.H. (2010). Effects of the diameter and shape of orthodontic mni-implants on microdamage to the cortical bone. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **138**:8.e1-8.e8.

81. HEIDEMANN, W., GERLACH, K.L., GROBEL, K.H., KOLLNER, H.G. (1998). Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. *J. Craniomaxillofac. Surg.* **26**:50-5.
82. WILMES, B., DRESCHER, D. (2009). Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* **79**:609-14.
83. BAUMGAERTEL, S., RAZAVI, M.R., HANS, M.G. (2008). Mini-implant anchorage for the orthodontic practitioner. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **133**:621-7.
84. HUNG, E., OLIVER, D., KIM, K.B., KYUNG, H.M., BUSCHANG, P.H. (2010). Effects of pilot hole size and bone density on miniscrew implants' stability. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* Mar 12. [Epub ahead of print]
85. HEIDEMANN, W., GERLACH, K.L., GRÖBEL, K.H., KÖLLNER, H.G. (1998). Drill Free Screws: a new form of osteosynthesis screw. *J. Craniomaxillofac. Surg.* **26**:163-8.
86. HITCHON, P.W., BRENTON, M.D., COPPES, J.K., FROM, A.M., TORNER, J.C. (2003). Factors affecting the pullout strength of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws. *Spine* **28**:9-13.
87. SU, Y.Y., WILMES, B., HÖNSCHIED, 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. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **24**:404-11.
88. KIM, J.W., AHN, S.J., CHANG, Y. (2005). Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage mechanical. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **128**:190-4.
89. LUZI, C., VERNA, C., MELSEN, B. (2009). Immediate loading of orthodontic mini-implants: a histomorphometric evaluation of tissue reaction. *Eur. J. Orthod.* **31**:21-9.
90. DEGUCHI, T., YABUUCHI, T., HASEGAWA, M., GARETTO, L.P., ROBERTS, W.E., TAKANO-YAMAMOTO, T. (2009). Histomorphometric

evaluation of cortical bone thickness surrounding miniscrew for orthodontic anchorage. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* [Epub ahead of print]

91. CHA, J.Y., LIM, J.K., SONG, J.W., SATO, D., KENMOTSU, M., INOUE, T., PARK, Y.C. (2009). Influence of the length of the loading period after placement of orthodontic mini-implants on changes in bone histomorphology: microcomputed tomographic and histologic analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **24**:842-9.

92. MA, J., ZHANG, W., WANG, L., ZHAO, C., CHEN, W. (2008). Stability and bone response of immediately loaded micro implants in bagle dogs. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **23**:885-890.

93. ZHANG, L., ZHAO, Z., LI, Y., WU, J., ZHENG, L., TANG, T. (2010). Osseointegration of orthodontic micro-screws after immediate and early loading. *Angle Orthod.* **80**:354-60.

94. YANO, S., MOTOYOSHI, M., UEMURA, M., ONO, A., SHIMIZU, N. (2006). Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *Eur. J. Orthod.* **28**:541-6.

95. CHEN, Y., KANG, S.T., BAE, S.M., KYUNG, H.M. (2009). Clinical and histologic analysis of the stability of microimplants with immediate orthodontic loading in dogs. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **136**:260-7.

96. DEGIDI, M., DAPRILE, G., PIATTELLI, A. (2010). Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **25**:558-61.

97. COWIN, S.C. (2001). *Bone Mechanics Handbook*. Boca Raton: CRC Press. p.:9-11.

98. CEHRELI, M.C., AKCA, K., TONUUK, E. (2004). Accuracy of a manual torque application device for morse-taper implants: a technical note. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* **19**:743-8.

99. AKKOCAOGLU, M., UYSAL, S., TEKDEMIR, I., AKCA, K., CEHRELI, M.C. (2005). Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clin. Oral Implants Res.* **16**:202-9.

100. PETREY, J.S., SAUNDERS, M.M., KLUEMPER, G.T., CUNNIGHAM, L.L., BEEMAN, C.S. (2010). Temporary anchorage device insertion variables: effects on retention. *Angle Orthod.* **80**:634-641.
101. FLORVAAG, B., KNEUERTZ, P., LZAR, F., KOEBKE, J., ZOLLER, J.E., BRAUMANN, B., MISCHKOWSKI, R.A. (2010). Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. an in-vitro study. *J. Orofac. Orthop.* **71**:53-67.
102. REN, Y., MALTHA, J.C., KUIJPERS-JAGTMAN, A.M. (2003). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod.* **73**:86-92.
103. NKENKE, E., HAHN, M., WENZIERL, K., RADESPIEL-TRÖGER, M., NEUKAM, F.W., ENGELKE, K. (2003). Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin. Oral Implants Res.* **14**:601-9.
104. INCEOGLU, S., FERRARA, L., MCLAIN, R.F. (2004). Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine J* **4**:513-8.