

T.C.  
YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**DENTAL İMPLANTLARIN STABİLİTELERİ İLE KEMİK MORFOMETRİK  
PARAMETRELERİ ARASINDAKİ İLİŞKİLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Nafi ONUR  
PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN  
Doç. Dr. Eylem AYHAN ALKAN

VAN 2015

## **TEŐEKKÖR**

Eğitimimde çok bŸyŸk emeği olan değerli hocalarım Sayın Doç. Dr. BŸlend İNANÇ'a, Doç. Dr. Abdullah Seçkin ERTUĞRUL, Doç. Dr. Eylem AYHAN ALKAN'a ve Yrd. Doç. Dr. Sami KARA'ya, birlikte neredeyse tŸm zamanımı geçirdiğim klinik arkadaşlarıma ve her koŐulda yanımda olup bana destek olan aileme teŐekkŸr ederim.

**TEZ ONAY SAYFASI**

**T.C.  
VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI**

Dental İmplantların Stabiliteleleri ile Kemik Morfometrik Parametreleri Arasındaki İlişkilerin Değerlendirilmesi

Dt.Nafi ONUR

03.08.2015

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Onayı



Prof.Dr. Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU  
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı


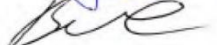

Bu tez çalışmasının "Diş Hekimliğinde Uzmanlık" derecesine uygun ve yeterli bir çalışma olduğunu onaylıyorum.

Doç.Dr.Eylem AYHAN ALKAN  
Anabilim Dalı Başkanı

Bu tez tarafımdan okunmuş ve her yönü ile "Diş Hekimliğinde Uzmanlık" tezi olarak uygun ve yeterli bulunmuştur.

Doç.Dr.Eylem AYHAN ALKAN  
Tez Danışmanı

**TEZ JÜRİSİ:**

1. Doç.Dr.Eylem AYHAN ALKAN 
2. Doç.Dr.Bülend İNANÇ 
3. Yrd.Doç.Dr.Neslihan AKÇA EROĞLU 

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	2
İÇİNDEKİLER .....	4
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	5
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	6
TABLolar LİSTESİ.....	7
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	9
2. GENEL BİLGİLER .....	12
2.1. Dental İmplantların Geçmişi.....	12
2.2. Osseointegrasyon Kavramı .....	13
2.2.1. İmplantasyona olan doku cevabı.....	14
2.2.2. Peri-implant osteogenezis .....	15
2.2.3. Peri-implant kemik remodelingi .....	17
2.2.4. Osseointegrasyonu etkileyen faktörler.....	18
2.3. Dental İmplantlarda Stabilite Kavramı .....	21
2.3.1. İmplant stabilitesinin ölçülmesi .....	21
2.3.1.1. Gerilim testi .....	22
2.3.1.2. Histomorfometrik analizler .....	22
2.3.1.3. İtme ve çekme testi .....	22
2.3.1.4. Çıkarma tork analizi.....	22
2.3.1.5. Perküsyon testi .....	23
2.3.1.6. Yerleştirme torku ölçümü .....	23
2.3.1.7. Radyografi .....	23
2.3.1.8. Periotest .....	24
2.3.1.9. Rezonans Frekans Analizi, prensibi ve uygulanması .....	24
2.3.2. İmplant stabilite katsayısını etkileyen faktörler.....	26
2.3.3. Primer implant stabilitesi ve implant çevresi dokular arasındaki ilişki .....	27
2.3.4. Sekonder implant stabilitesi ve implant çevresi dokular arasındaki ilişki.....	27
2.4. Dental İmplant Uygulamaları İçin Cerrahi Öncesi Kemik Kalitesinin Değerlendirilmesi.....	27
2.4.1. Preoperatif implant planlaması için görüntüleme yöntemi seçimi .....	28
2.4.1.1. Panoramik radyografi .....	28
2.4.1.2. Bilgisayarlı tomografiler (BT) .....	29
2.4.1.3. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografiler .....	29
2.4.2. Kemik niteliği (kalite) ve niceliği .....	30
2.4.3. Oral implantlar için trabeküler kemik yapısının diagnostik görüntülenmesi .....	31
2.4.3.1. Trabeküler kemik yapısının diagnostik görüntülenmesinde CBCT'ler.....	32
2.4.4. Trabeküler kemik mimarisinin analizinde değerlendirilen başlıca kavramlar.....	34
3.GEREÇ VE YÖNTEMLER .....	36
3.1. Hasta Seçim Kriterleri .....	38

3.2. İmplant Uygulamasında, İmplant Stabilite Ölçümlerinde, CBCT Verileri ve Kemik Morfometrik Yapısı Analizlerinde Kullanılan Cihaz, Gereç ve Bilgisayar Programları .....	39
3.3. Operasyon Öncesi Yapılan Değerlendirme ve Uygulamalar.....	39
3.4. Operasyon Esnasında Yapılan Uygulamalar .....	40
3.5. Krestal Yaklaşımla Sinüs Tabanı Yükselterek İmplant Yerleşiminde Takip Edilen Yöntem .....	44
3.6. CBCT Verileri Vasıtasıyla Trabeküler Kemik Yapısal Morfometrik Analizi ve Değerlendirme: .....	47
3.7. İstatistiksel Değerlendirme: .....	48
4. BULGULAR.....	49
5. TARTIŞMA VE SONUÇ .....	83
ÖZET .....	119
SUMMARY .....	120
KAYNAKLAR .....	121

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>BT</b>	: Bilgisayarlı tomografi
<b>BV/TV</b>	: Bone volume/ total(tissue) volume
<b>CBCT</b>	: Cone beam computered tomography
<b>FOV</b>	: Field of view
<b>HU</b>	: Hounsfield unit
<b>ISQ</b>	: Implant stability quotient
<b>RFA</b>	: Rezonans frekans analizi
<b>SMI</b>	: Structural model index
<b>Tb.Th</b>	: Trabecular.Thickness
<b>Tb.Sp</b>	: Trabecule.Space(Separation)

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Kullanılan dokuz farklı ebattaki implantın dağılımı .....	37
Şekil 2. Yerleştirilen 86 implantın üst ve alt çeneye oranı .....	37
Şekil 3. Hastadan alınan CBCT görüntüsü üzerinde yapılan değerlendirme .....	43
Şekil 4. Frontal kesitler üzerinde KKK kalınlığı ölçümü .....	43
Şekil 5. Krestal yaklaşımla sinüs tabanı yükseltmesi işlemi .....	45
Şekil 6. Sinüs lift işlem önce .....	45
Şekil 7. Sinüs lift işleminden sonra .....	45
Şekil 8. Steril Smartpeg™ ve tutucusu .....	46
Şekil 9. Osstell™ ISQ .....	46
Şekil 10. Yerleştirilen peg vasıtasıyla stabilite ölçümü .....	46
Şekil 11. Trabeküler kemiğin morfometrik analizi .....	48
Şekil 12. Üst ve alt çeneye yerleştirilen implantların 12 haftalık ortalama ISQ değerleri ..	52
Şekil 13. CBCT verilerinden ölçülen kortikal kemik kalınlığı .....	52
Şekil 14. CBCT verilerinden ölçülen HU oranı .....	54
Şekil 15. CBCT verilerinden ölçülen BV/TV oranı .....	54
Şekil 16. CBCT verilerinden ölçülen Tb.Th oranı .....	55
Şekil 17. CBCT verilerinden ölçülen Tb.Sp oranı .....	55
Şekil 18. CBCT verilerinden ölçülen SMI oranı .....	56
Şekil 19. Üst ve alt çeneye yerleştirilen tüm implantların 3 aylık ölçülen ilk ve son zaman noktasındaki ISQ farkları .....	59
Şekil 20. Üst ve alt çeneye yerleştirilen 3 farklı çaptaki 86 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri .....	68
Şekil 21. Üst çeneye yerleştirilen 3 farklı çaptaki 41 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri .....	68
Şekil 22. Alt çeneye yerleştirilen 3 farklı çaptaki 45 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri .....	68
Şekil 23. Üst ve alt çeneye yerleştirilen 3 farklı boydaki 86 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri .....	70
Şekil 24. Üst çeneye yerleştirilen 3 farklı boydaki 41 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri .....	70
Şekil 25. Alt çeneye yerleştirilen 3 farklı boydaki 45 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri .....	71
Şekil 26. Üst çenede kullanılan 8mm uzunluktaki 18 implant için sinüs tabanı yükseltme yöntemi kullanma oranı .....	81
Şekil 27. Sinüs tabanı yükseltmesi yapılan hastalarda kullanılan 3 farklı çaptaki implantın tümüne göre dağılımı .....	81
Şekil 28. Üst çeneye sinüs tabanı yükseltme işlemi yapılarak ve yapılmadan yerleştirilen 8mm uzunluğa sahip 3 farklı çaptaki implantların ISQ değerlerinin 3 aylık farklı zaman noktalarındaki değişimi .....	82

## TABLolar LİSTESİ

Tablo 1. Çalışmaya katılan hastaların tedavisinde kullanılan implantların çap ve boylarına göre dağılımı.....	36
<b>Tablo 2.</b> Çalışmaya katılan hastaların tedavisinde kullanılan implantların çenelere göre dağılımı.....	36
Tablo 3. Primer stabilite ve 3 aylık implant stabilite katsayısı değerlerinin ve CBCT'den elde edilen KKK, HU, BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp, SMI.....	51
<b>Tablo 4.</b> Yerleştirilen toplam 86 implantın primer stabilitesi ve 3.ay stabilitesi ortalamaları farkı.....	57
<b>Tablo 5.</b> Üst çeneye yerleştirilen toplam 41 implantın primer stabilitesi ve 3.ay stabilitesi ortalamaları farkı.....	58
<b>Tablo 6.</b> Alt çeneye yerleştirilen toplam 45 implantın primer stabilitesi ve 3.ay stabilitesi ortalamaları farkı.....	58
<b>Tablo 7.</b> Üst çeneye yerleştirilen 3 farklı çapta toplam 41 implantın primer stabilitesi ve 3.ay stabilitesi ortalamaları ve farkları.....	58
<b>Tablo 8.</b> Alt çeneye yerleştirilen 3 farklı çapta toplam 45 implantın primer stabilitesi ve 3.ay stabilitesi ortalamaları ve farkları.....	59
Tablo 9. Üst çenede primer stabilite, 3.ay stabilite, KKK, HU, CBCT yapısal morfolometrik parametrelerinin ilişkileri.....	61
<b>Tablo 10.</b> Alt çenede primer stabilite, 3.ay stabilite, KKK, HU, CBCT yapısal morfolometrik parametrelerinin ilişkileri.....	62
<b>Tablo 11.</b> Üst ve alt çenede yerleştirilen 9 farklı ebattaki toplam 86 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ortalama ISQ değerleri.....	63
<b>Tablo 12.</b> Üst çeneye yerleştirilen 9 farklı ebattaki 41 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri.....	64
<b>Tablo 13.</b> Alt çeneye yerleştirilen 9 farklı ebattaki 45 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri.....	65
<b>Tablo 14.</b> Üst-alt çenede yerleştirilen tüm implantların çaplarına göre ISQ değerleri farkları (değerlerin altında belirtilen harfleri aynı olanlar arasında fark bulunmazken, farklı harflere sahip değerler istatistiksel anlamlı fark göstermektedir).....	67
<b>Tablo 15.</b> Üst-alt çenede yerleştirilen tüm implantların boylarına göre ISQ değerleri farkları (değerlerin altındaki harfleri aynı olanlar arasında fark bulunmamaktadır).....	69
<b>Tablo 16.</b> 3,3-8 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları.....	72
<b>Tablo 17.</b> 3,3-10 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları.....	73
<b>Tablo 18.</b> 3,3-12 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları.....	74
<b>Tablo 19.</b> 4,1-8 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları.....	75
<b>Tablo 20.</b> 4,1-10 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları.....	76

<b>Tablo 21.</b> 4,1-12 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları.....	77
<b>Tablo 22.</b> 4,8-8 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları.....	78
<b>Tablo 23.</b> 4,8-10 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları.....	79
Tablo 24. 4,8-12 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları.....	80
Tablo 25. Üst çeneye sinüs tabanı yükseltme işlemi yapılarak ve yapılmadan yerleştirilen 8mm uzunluğa sahip 3 farklı çaptaki implantların 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri.....	82



## 1.GİRİŞ VE AMAÇ

Branemark tarafından, “yük taşıyan implantın yüzeyi ve canlı kemik arasındaki direk yapısal ve fonksiyonel bağlantı” olarak tanımlanan dental implantlardaki osseointegrasyonun uzun dönemli başarısı gereklilik haline gelmiştir (Branemark, 1959; Branemark, 1983). Dental implant tedavileri yıllardır uygulanmakta olan kendini kanıtlamış bir tedavi yöntemidir. Modern diş hekimliğinde tek diş eksiklerinin, parsiyel ve tam diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda implant tedavisi ilk seçenek olarak görülmeye başlanmıştır. Özellikle son yıllarda dental implant üretimi yapan firma sayısının ve tedaviyi uygulayan diş hekiminin artmasının yanında implant fiyatlarının da düşmesi sonucu tedavinin kolay ulaşılabilir hale gelmesi diş kayıplarının telafisinde ilk seçenek olmasının rolü büyüktür. Cerrahi ve protetik başarının giderek yükseldiği implant tedavisinde, araştırmacılar yerleştirilen implantların olabildiğince uzun süre fonksiyon, fonetik ve estetik ihtiyaçlara hizmet vermesine çalışılmaktadır.

İmplant tedavisinde kesinlikle değerlendirilmesi ve gözden kaçırılmaması gereken unsurlar bulunmaktadır. Planlanan bölgeye yerleştirilecek dental implantın ilgili bölgedeki kemik kalitesi, yoğunluğu, damar-sinir paketi, maksiler sinüsler, nazal boşluklar gibi anatomik yapılarla olan komşuluğu değerlendirilip, bunun bilincinde olarak tedavi başlatılmalıdır. Dental implantın yerleştirileceği bölgedeki kemiğin yapısal özellikleri tedavinin geleceği ve başarısı açısından önem taşımaktadır. İmplant tedavisinde başarının en önemli önkoşulu implant stabilitesinin istikrarıdır. İmplant-kemik arayüzünde yeterli derecede osseointegrasyonun ve stabilitenin sağlandığını tespit etmek ve mevcut osseointegrasyonu değerlendirmek, implant tedavisinin uzun dönemli başarısı için hekime büyük avantaj sağlar. Bu amaçla birçok yöntem kullanılmaktadır (Cehrelı ve ark., 2009; Atsumi ve ark., 2007). İmplant stabilitesinin ölçümü, implantın yüklenme zamanı ile ilgili doğru karar alınmasını sağlamakla birlikte hasta bazında avantajlı bir tedavi prosedürü sunmaktadır. Farklı kemik kalitesine sahip bölgelere yerleştirilmiş, farklı tasarımlara sahip implantlar farklı derecelerde stabilitelere ulaşırlar (Sennerby ve Roos, 1998). İmplantın stabil olması demek, klinik olarak mobil olmaması anlamına gelmektedir. İmplantın stabil olmaması ise başarısızlıkla sonuçlanabilecek fibröz enkapsülasyona neden olabilir. İmplantın yerleştirildiği andaki primer stabilitesi

mekanik bir kavram olup lokal kemik nitelik ve niceliği, implantın tipi ve kullanılan yerleştirme tekniğiyle yakın ilişkilidir. Sekonder implant stabilitesi, implant-kemik arayüzüne ve çevre kemik dokusundaki remodelinge dayalı oluşan stabilite kavramıdır (Meredith, 1998; Brunski, 1992).

İmplant stabilitesi, invaziv ve yıkıcı olmayan, kendini birçok çalışmayla kanıtlamış ölçüm tekniklerinden olan Rezonans Frekans Analizi(RFA) yöntemiyle, implant stabilitesinin zamanla değişimi değerlendirilerek Implant Stability Quotient(ISQ) birimi kullanılarak niceliksel ölçüm yapılabilmektedir (Meredith ve ark., 1996). Rezonans frekans analizi yöntemi hem implantın ilk yerleşme anındaki primer stabilitesini hem de osseointegrasyon sürecindeki sekonder stabiliteye dair nicel sonuçlar verebilmektedir (Vidyasagar ve ark., 2004). Kemik-implant arayüzü boyunca olan iyileşme değişiklikleri, implantın çevre dokularıyla arasındaki sıklılığın(stiffness) artış ve düşüşü RFA tarafından ölçülerek birçok çalışmada gösterilmiştir (Friberg ve ark., 1999b; Barewal ve ark., 2003). RFA ayrıca, implantların final restorasyonundan önce stabilitesinin yeterliliği hakkında bilgi vermesi ve risk altında olan implantları belirlemesi için de kullanılmaktadır (Meredith ve ark., 1997; Kramer ve ark., 2005).

Hastanın medikal anamnezi, oklüzyon analizi, panoramik radyograflar ve bilgisayarlı tomografiler (BT) kullanılarak yapılan tam teşhis dental implant tedavilerinde başarıya götürmektedir. Panoramik radyograflar çenenin anatomik yapısını değerlendirmede genel bir fikir sunmaktadır. BT'ler ise implant çevresi bölgede yükseklik, genişlik, kemik yoğunluğu ve trabeküler kemik yapısı-mimarisi gibi daha spesifik veriler sunmaktadır.

Teknolojinin ilerlemesiyle dental implantoloji alanında yapılan yoğun çalışmalar ve yenilikler, beraberinde yeni ilkeler getirmektedir. Başta kabul edilen bilgiler yerini daha detaylı kavramlara bırakmaktadır. Belirli prensiplerle hastalardan tedavi öncesi çekilen CBCT'lerden elde edilen trabeküler kemik yapısı/mimarisinin değerlendirilmesi son yıllarda giderek kendine daha çok yer bulan bir kavram olup konu üzerinde yapılan araştırmalar devam etmektedir ve halen oseointegrasyon sürecindeki implant stabilitesiyle arasındaki ilişki kesin ve net olarak çözülebilmif değerildir.

Dental implantlarda trabeküler yapının rolü önemli olup, çene kemiğine yerleştirilen implantın büyük kısmı implant stabilitesine doğrudan katkı sağlayan trabeküler kemik ile çevrelenir (Fanuscu ve Chang, 2004; Sakka ve Coulthard, 2009).

Trabeküler yapının radyografik bilgisine, trabekül boyutlarına yaklaşan yüksek çözünürlüklü görüntüleme yöntemleriyle ulaşılabilir.

Günümüzde teknolojinin getirileri sonucu uzun dönem implant başarısının şansa dayalı değil, bir gereklilik olması nedeniyle, çalışmamızın amacı; dental implant uygulamasından önce alınan CBCT bilgileri ile üst-alt çene trabeküler kemik mimarisine ulaşacak parametreleri(trabeküler kalınlık, trabeküler boşluk, kemik hacimsel fraksiyonu ve yapısal model indeksi) edinerek bu değerleri hem kemik mineral yoğunluğu (Hounsfield Unit, HU) değerleriyle hem de yerleştirilen implantların 3 aylık osseointegrasyon süresi boyunca belirli zaman aralıklarıyla RFA vasıtasıyla ölçülen implant stabilite katsayılarıyla karşılaştırarak aralarındaki ilişkiyi sorgulamaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental İmplantların Geçmişi

İnsanlığın başlangıcından itibaren, dental implantlar kayıp dişlerin yerlerine geçecek şekilde değişik formlarda kullanılmışlardır. Milattan 2500 yıl önce, eski mısırlılar altından ligatür teli kullanarak dişleri stabilize etmişlerdir. Milattan önce yaklaşık 500 yıllarında Etruryalılar hayvanlardan elde ettikleri lifleri altından lehimleyerek insanların ağız fonksiyonlarını tekrar kazandırmak için kullanmışlardır. Aynı dönemde Fenikeliler, dişleri stabilize etmek amacıyla altın tel kullanmışlardır, milattan sonra 300 yıllarında Fenikeliler fildişini oyup altın tellerle stabilize edip köprü olarak kullanmışlardır. Dental implantların ilk kanıtları milattan sonra 600 yıllarında Mayalılara ait olup deniz kabuklarını alt çenede kayıp dişlerin yerlerine kullanmışlardır. Maya medeniyetinden kalan mandibulalardan 1970'lerde alınan fotoğraflara göre implant-kemik yapısının etrafında heyecan verici bir şekilde blade implantların etrafında görüldüğü gibi kompakt kemik oluşumu görülmüştür. Milattan sonra 800 yıllarında Honduras kültüründe mandibulaya taştan implant yerleştirildiği görülmüştür (Abraham, 2014).

1960'larda değişik implant tasarımları gerçekleşmiştir. Dr. Charchieve ikili-helikel bir spiral implant hazırlamış olup bu krom-kobalt alaşımındandır (Abraham, 2014). 1965'te ilk kez kayıtlı olarak çenesinde ciddi deformiteler bulunan bir hastanın mandibulasına 4 adet implant yerleştirilmiştir. Bu implantlar 6 ay boyunca kemikle kaynamış olup sonraki 40 yıl bu şekilde kalmışlardır (Branemark ve ark., 1977). Branemark 1952'de tavşan femurunda kan dolaşımı çalışmasında tesadüfen titanyumun kemiğe kaynamasını gözlemlemiştir (Branemark, 1983). Bu şekilde osseointegrasyon kavramı ortaya çıkmış olup diş hekimliğinde eğitim müfredatına eklenmiştir. Bu tanım Branemark tarafından geliştirilmiş olup, "canlı kemik ve yük taşıyan bir implantın yüzeyi arasındaki direk yapısal ve fonksiyonel bağlantı" olarak tanımlanmıştır (Branemark, 1959; 1983). 1978'de Dr. Branemark, iki aşamalı yivli titanyumdan kök formu implant hazırlamış olup, bunu geliştirmiştir ve kendisinin "fixture" diye adlandırdığı saf titanyumdan vidalar kullanarak test etmiştir (Branemark ve ark 1985).

Modern implantolojinin iki ismi İsviçreli Dr. Schroder ve Dr. Straumann ortopedik cerrahide kullanılan metallerle dental implant üretmeye çalışmışlardır (Laney, 1993). 1980'lerin başında Dr.Niznick Core-Vent implantları tanıtmıştır. Bu, kemiği kavramasına yardım eden yivli parçaya sahip boşluklu sepet benzeri bir implanttı. Ayrıca üzerini hidroksiapatitle örtüp Screw-Vent'i üretmiştir. Bu kaplama kemiğin yüzeyine daha fazla immediat adaptasyona olanak vermektedir. Core-Vent şirketi ayrıca abutmentı tutmak için eksternal hegzagonal arayüze sahip Swede-Vent tasarımını yapmıştır (Abraham, 2014).

Daha sonra, 1980'lerde Dr. Driskel, kök formlu "Stryker"ı geliştirdi, iki tipe sahip olan bu tasarımın biri titanyum alaşımından diğeri ise hidroksiapatit kaplı tipi olarak tanıtıldı. 1970'lerde Dr. Kirsch tarafından tanıtılan IMZ implantları 1980'lerde tüm dünyada birçok ülkede kullanıldı. IMZ implantların kendilerine özgü özellikleri olup arayüzdeki yüzey alanını arttırmak amacıyla titanyum yüzeyi spreyleneştir ayrıca içerisinde içten-mobil parçası olup doğal dişlerin mobilitesi taklit edilmiştir. 1985'te Straumann Şirketi tarafından ITI İmplant Sistemi tanıtılmış olup bunlar tek aşamalı operasyonla yerleştirilen özel plazma-spreyli silindirler ve vidalardır (Abraham, 2014).

## **2.2. Osseointegrasyon Kavramı**

Osseointegrasyon veya osteointegrasyon kemik ve metal arasında kemik haricinde doku olmadan direk teması anlamına gelmektedir. Yüksek derecede farklılaşmış doku yapımını içeren bu kavram Branemark tarafından tarif edilmiş olup, yük taşıyan implant yüzeyi ve canlı kemik arasındaki direk yapısal ve fonksiyonel bağlantıdır (Branemark, 1959; 1983). Branemark'ın osseointegrasyon üzerine olan kişisel gözlemleri, titanyum implantların canlı kemik içinde, kemik ile titanyumun oksit tabakasının ancak kırılarak ayrılabilir kadar kaynaşabildiğini göstermiştir. Araştırmacıya göre, titanyum vidalar ile kemiğin bu denli kaynaşması uzun dönemde dental protezlerin desteklenmesinde oldukça yararlıdır (Branemark, 1959).

Günümüzde, direk temas bulunan implant ve kemik arasında ilerleyici bağıl hareket bulunmuyorsa implant osseointegre kabul edilir. Aslında osseointegrasyon süreci, canlı kemik dokusunun canlı olmayan parçalarla güvenilir şekilde birleşebildiği bir ankraj mekanizması gösterir (Branemark, 1983; Rigo ve ark., 2004). Bunun yanında,

osseointegrasyon terimi, protezin uzun dönemli stabilitesini sağlayan klinik bir durumu ifade etmekte olup herhangi bir metalin veya implant sisteminin biyolojik bir özelliğini tarif etmemektedir (Linder ve ark., 1983; Stanford ve Keller, 1991). Bir diğer deyişle, histolojik olarak gözlenen direk kemik kontağının, yüzeye lokal veya sistemik biyolojik cevabın olmayışının bir sonucu olarak da düşünülebilir. Osseointegrasyon, iyi bir biyolojik doku cevabından ziyade olumsuz doku cevabının olmayışıdır (Mavrogenis ve ark., 2009).

Branemark'ın ilk gözlemlerinden beri, osseointegrasyon kavramı klinik olarak, anatomik olarak, histolojik ve ultrastrüktürel olarak birden fazla düzeyde tanımlanmıştır (Branemark, 1983; Linder ve ark., 1983; Adell ve ark., 1981). In vivo ve in vitro çalışmalarda, implant yüzeyine olan iyileşme cevabının biyolojisi, materyal karakteristikleri, yüzey preparasyonları, kimyasal kompozisyonlar, kaplama ve sterilizasyon prosedürlerinin metalo-biyolojik arayüzün kısa ve uzun dönemli stabilitesini nasıl etkileyeceği değerlendirilmiştir (Stanford ve ark., 1994; Swart ve ark., 1992; Keller ve ark., 1990; Michaels ve ark., 1991).

### **2.2.1. İmplantasyona olan doku cevabı**

İmplantların etrafındaki kemik iyileşmesi, kemik-implant arayüzünde yer alan, implant yüzeyinin yeni oluşan kemikle kaplanmasıyla son bulan selüler ve ekstra-selüler biyolojik olayları kapsamaktadır. Bu biyolojik olaylar ilk konak cevabını kapsayan, kemiğin iyileşme sürecinin bir benzeri olan osteogenetik süreçlerin aktivasyonudur (Rigo ve ark., 2004; Søballe ve ark., 1992; Søballe, 1993). Bu biyolojik olaylar zinciri kemik-implant arayüzünde aktive olmuş kan hücreleri tarafından salınan büyüme ve farklılaşma faktörleri tarafından düzenlenir (Davies, 1998). İmplantasyonun ardından oluşan konak cevabı, implantın özelliklerine göre modifiye olur, implantın stabilitesi ve intraoperatif ısınmadan ötürü oluşan hasar sonucu konak kemiğin 100-500µ kadar etrafındaki osteositlerin ölümünü içermektedir (Rigo ve ark., 2004; Søballe, 1993; Søballe ve ark., 1992; Himmlová ve ark., 2004).

Hematom oluşumu ve mezenşimal doku gelişimi, intramembranöz yol vasıtasıyla örgü kemik gelişimi ve örgü kemik spiküllerinin üzerinde lameller kemik oluşumu, implantasyonla ilişkili hasarın ve implantın yerleştirilmesi ve mekanik

fiksasyonundan sonra gelişen konakla ilişkili anahtar histolojik olaylara kemik cevabının ana aşamalarıdır. Kemik içi implant ile temas kuran ilk biyolojik bileşen kandır. Trombositler, polimorfonükleer granüositler ve monositler gibi inflamatuvar hücreleri içeren kan hücreleri, post-kapiller venlerden implant çevresi dokulara göç ederler. İmplant arayüzeyine çekilen kan hücreleri aktive olurlar, sitokinleri büyüme ve farklılaşma faktörlerini salarlar (Davies, 1998).

Kan hücrelerinin implant ile ilk etkileşimi pıhtı formasyonudur. Trombositler yabancı yüzeye cevap olarak adezyon, yayılma, aggregasyonun yanında fosfotirosinin indüksiyonu, hücre içi kalsiyum artışı ve fosfolipidlerin hidrolizisini gösteren hücrelerarası biyokimyasal değişiklikleri içeren morfolojik ve biyokimyasal değişikliklere uğrarlar. Oluşan fibrin matriksi osteojenik hücrelerin göçü ve iyileşme kompartımanındaki bu hücrelerin farklılaşması(osteoidüksiyon) amacıyla iskelet rolü oynar(osteokondüksiyon). Osteojenik hücreler osteoid dokuyu ve implant yüzeyiyle doğrudan temasa geçecek olan lameller kemiğe remodele olacak yeni trabeküler kemiği oluştururlar(osseointegrasyon) (Davies, 1998; Berglundh ve ark., 2003; Meyer ve ark., 2004).

İmplantasyondan bir gün sonra osteoblastlar ve mezenşimal hücrelerin göç edip implant yüzeyine tutundukları, kemikle ilişkili proteinlerin birikimi ve implant yüzeyi üzerinde hücre adezyonu ve minerallerin bağlanmasını düzenleyen non-kollajen matriks tabakanın oluştuğu görülür. Bu matriks implant yüzeyi üzerinde zayıfça mineralize olmuş osteoidi içeren erken oluşmuş kalsifiye afibriler bir tabakadır (Meyer ve ark., 2004; Murai ve ark., 1996).

### **2.2.2. Peri-implant osteogenezis**

Peri-implant osteogenezis konak kemikle mesafeli veya doğrudan temasta olacak şekilde oluşabilir. Mesafeli osteogenezis yeni oluşmuş implant çevresi kemik trabekülünün konak kemik boşluğundan implant yüzeyine doğru gelişmesini ifade eder. Bunun tersi olarak, kontak osteogenezis yeni oluşmuş implant çevresi kemiğin iyileşme aşamasındaki kemiğe doğru gelişmesini ifade eder. Yeni oluşan kemik trabekül ağı implantın biyolojik fiksasyonunu(sekonder stabilizasyon) sağlama alır ve birçok mezenşimal hücre ve geniş kan damarlarını içeren ilik boşluklarını çevreler. İnce bir tabaka kalsifiye ve osteoid doku osteoblastlar tarafından direk implant yüzeyine birikir.

Kan damarları ve mezenşimal hücreler henüz herhangi bir kalsifiye doku mevcut değilken tüm boşlukları doldurur (Davies, 1998; Gailit ve Clark, 1994; Franchi ve ark., 2005).

Murai ve ark., titanyum implant kemik arayüzünde 20-50 $\mu$  kalınlığında düz osteoblast benzeri hücreleri, kalsifiye kollajen lifleri ve hafifçe mineralize olmuş alanı ilk rapor eden araştırmacılarıdır (Murai ve ark., 1996). Yeni oluşmuş kemik, osteoklastik aktiviteden sonra eski kemiğin reabzorbe olan yüzeyinde yayılır.

İmplant yüzeyinin üzerinde yeni kalsifiye matriksin erken depozisyonunu takiben örgü kemik ve kemik trabekülası düzenlenir. Damarlardan ve mezenşimal hücrelerden zengin ilik boşluklarıyla bitişik olan bu bölge implant çevresi kemiğin iyileşme süreci için uygundur. İlik dokusu osteoklastların mononükleer öncülerini destekleyen zengin damarları içerir ki kemik trabekülası kortikal kemikten daha hızlı şekilde remodele olur (Franchi ve ark., 2005). Kollajen liflerin rastgele oryantasyonuna bağlı olarak örgü kemiğin mekanik yeterliliği lameller kemiğe göre daha zayıf olsa bile başlangıçta süreklilik amacıyla implant üzerinde hızlıca örgü kemik oluşur. Örgü ve trabeküler kemik, kemik-implant arayüzünde oluşan aralığı doldururlar. Üç boyutlu sıralı ağ içinde düzenlenmiş olmasıyla, erken implant yüklenmesine karşı yüksek direnç gösterirler. Kavisler ve köprüleri içeren fiziksel mimarisi, biyolojik fiksasyon amacıyla hücre ataçmanı ve kemik depozisyonu için biyolojik iskelet sunar (Franchi ve ark., 2005; Probst ve Spiegel, 1997). Erken peri-implant trabeküler kemik oluşumu implantın biyolojik fiksasyonunun yerini tutan doku ankrajını sağlar, cerrahiden 10-14 gün sonra başlar. Biyolojik fiksasyon(stabilizasyon), implantın yerleştirilmesi esnasında kolayca sağlanan primer(mekanik) stabiliteden farklıdır. İmplantın biyolojik fiksasyonu primer stabilitede olduğu gibi biyofiziksel şartların yanında, biyomimetik implant yüzeyi ve implantla kemik arasında doğru mesafe olması gibi koşullarda gerektirir. Bu durum pürüzlü(rough) implant yüzeylerinde yaygın olarak görülür (Franchi ve ark., 2005). Daha sonra örgü kemik gittikçe artan şekilde remodele olarak yüksek derecede mineralizasyona ulaşan lameller kemikle yer değiştirir. İmplantasyondan sonra üçüncü ayda, örgü ve lameller matriksten oluşan kemik karışımı titanyum implantların farklı tiplerinin etrafında bulunabilir (Chappard ve ark., 1999; Rigo ve ark., 2004).

İmplant çevresi kemik, olgun kemik tarafından kuşatılmış halde düzenli osteonlar ve konak kemik kırıntıları içerir. Kemik-implant arayüzü bir yandan titanyum



yüzey ile diğer yandan hücre ve damardan zengin yeni oluşmuş kemik ile sınırlanan trabeküller arası ilik boşlukları gösterir (Franchi ve ark., 2005). Konak kemik boşluğu ve implant arasında görülen konak kemik kırıntılarının cerrahi frez preparasyonu veya implant yerleştirmeden kaynaklandığı düşünülmektedir (Mavrogenis ve ark., 2009). Bunlar yeni oluşmuş peri-implant trabeküler kemik içinde sarılır ve özellikle ilk haftalarda trabeküler kemik oluşumunda yani implantın biyolojik fiksasyonunda rolü olduğu düşünülmektedir. Bu rolü osteoindüktif ve osteokondüktif biyolojik materyal olarak peri-implant osteogenezisi geliştirerek ve kılavuzluk ederek gerçekleştirir. Bundan dolayı klinik pratikte implant yerleşiminde veya öncesinde kemik kavitesi salin solüsyonla yıkanmaması ve aspire edilmemesi önerilmektedir (Franchi ve ark., 2004).

Peri-implant osteogenezisin başarısızlığına neden olan faktörler; azalmış sayıda veya aktivitede osteojenik hücreler, artmış osteoklastik aktivite, kemik oluşumu ve remodelingi üzerinde rol oynayan anabolik ve katabolik lokal faktörler arasındaki dengesizlikler, anormal kemik hücresi proliferasyon oranı, sistemik-lokal uyaranlar, mekanik strese tepki ve implant çevresi dokulardaki bozulmuş vaskülarizasyondur (Marco ve ark., 2005). Vaskülarizasyon osseointegrasyon süreci için kritik öneme sahiptir. Osteojenik hücrelerin farklılaşması kesin olarak dokunun kanlanmasına bağlıdır. Kemikleşme ayrıca farklılaşan dokunun tekrar kanlanmasıyla da yakından ilişkilidir. Yaşlanmanın anjiyogenezisi bozması nedeniyle, osseointegrasyon oranı düşmektedir. Yaşlılıkta, bozuk anjiyogenezisle osteoporozisin birlikte seyretmesi implant başarısızlık riskini arttırır (Marco ve ark., 2005).

### **2.2.3. Peri-implant kemik remodelingi**

İmplant yüzeyiyle temasta olan kemik strese ve mekanik yüklemeye karşı adaptasyon da denilen morfolojik remodelinge uğrar. Osseointegre implantlarda implant çevresi olgun kemiğin turn-over'ı, implant yüzeyine bitişik osteoklastları, osteoblastları, mezenşimal hücreleri ve lenfatik/kan damalarını içeren medüller veya ilik boşluklarının varlığıyla doğrulanır. İmplant çevresi kemiği, remodelingi süresince implant yüzeyinin uzun aksına paralel ve dik yeni osteonlar çevreler. Remodelenmiş kemik implant çevresinden 1mm kadar uzağa yayılabilir (Franchi ve ark., 2005; Chappard ve ark., 1999).

#### 2.2.4. Osseointegrasyonu etkileyen faktörler

Değişik faktörler osseointegrasyonu arttırabilir veya inhibe edebilir. Osseointegrasyonu arttıran faktörlerden implantla ilişkili olanlar, implant tasarımı ve kimyasal kompozisyonu, implant yüzeyinin topografisi, kullanılan materyal, şekil, uzunluk, çap, implant yüzey kaplaması, konak kemik yatağının durumu ve intrinsik iyileşme potansiyeli, mekanik stabilite ve uygulanan implant üzerine yükleme koşulları, kemik greftleme gibi ek tedavilerin kullanımı, osteojenik biyolojik kaplamalar ve biyofiziksel uyarılar ve simvastatin vb. bifosfanatlar gibi farmakolojik ajanlardır (Søballe, 1993; Linder ve ark., 1989; Marco ve ark., 2005; Khan ve ark., 2005; Arrington ve ark., 1996; Younger ve Chapman, 1989; Eberhardt ve ark., 2007; Başarir ve ark., 2009).

Osseointegrasyonu inhibe eden faktörler arasında aşırı implant mobilitesi ve mikro hareketi, implantın poröz kaplamasının uygun olmayan porözitesi, radyasyon terapisi ve siklosporin A, methotreksat ve cis-platinum gibi farmakolojik ajanlar, varfarin ve küçük moleküler ağırlıklı heparinler, selektif COX-2 inhibitörleri gibi non-steroid antienflamatuvar ilaçlar, osteoporozis, romatoid artrit, ileri yaş, beslenme bozukluğu, sigara içimi ve böbrek yetmezliği gibi faktörler bulunur (Giori ve ark., 1995; Pilliar ve ark., 1986; Otsuki ve ark., 2006; Kudo ve ark., 2001; Sumner ve ark., 1990; Sakakura ve ark., 2007; Eder ve Watzek, 1999; McDonald ve ark., 1998; Callahan ve ark., 1995; Dahners ve Mullis, 2004; Pablos ve ark., 2008; Rosenqvist ve ark., 1986; Zhang ve ark., 2004; (Mombelli ve Cionca, 2006; Wong ve ark., 1994). Bir implantın kaplamasının uygun olmayan porözitesi kemik gelişimini inhibe eder. Dar porlarda muhtemelen yetersiz damarlanma nedeniyle doku diferansiyasyonunun inhibe olduğu görülmüştür (Otsuki ve ark., 2006).

Klinik performansı arttırmak amacıyla farklı materyal, şekil, uzunluk, çap, implant yüzey kaplamaları tasarlanmıştır. Materyalin biyoyumluluğu çok önemli olup osseointegrasyonun belirleyicisi olmasının yanında kemik-implant arayüzünde fibröz doku olmaksızın direk temas kurup stabil bir fiksasyon kurmanın önemi büyüktür (Anselme, 2000). Titanyum ortopedik implant materyali olarak sıkça kullanılmakla birlikte avantajları yüksek biyoyumluluk, korozyona karşı yüksek direnç, makrofaj ve fibroblastlar üzerinde toksisitesinin olmaması ve peri-implant dokularda azalmış inflamatuvar cevaptır. Yüzeyi hasarlandığında kendi kendisini reoksidasyonla tamir

edebilme yeteneği sağlayan oksit tabakadan meydana gelir (Breme ve ark., 1988; Browne ve Gregson, 2000).

Dental implant yüzeylerinin modifikasyonları için ana neden osseointegrasyon için iyileşme zamanını kısaltmaktır. Dental implantların yüzeyi biyo-çevreyle direk temasta olan tek parçadır ve yüzeyin eşsizliği doku yanıtını yönlendirir ve implant-doku arayüzünün mekanik gücünü etkiler (Eriksson ve ark., 2001; Wen ve ark., 1996; Albrektsson ve Jacobsson, 1987; Schroeder ve ark., 1981). Osseointegrasyonu geliştirmek için titanyum implant yüzeylerde birkaç farklı yüzey dokusu test edilmiştir. İmplantın üzerindeki yüzey işlenmiş tabaka, kemik-implant arayüzünün fonksiyonel yüzey alanını arttırmak için gereklidir ki böylece stress daha etkili aktarılabilir. Ayrıca yüzey kaplaması kemik apozisyonunu düzenlemektedir. Yüzey kaplamaları titanyum plazma-sprey veya hidroksiapatit kaplamalı, mekanik işlemleri(tornalama\ kumlama), kimyasal işlemler(asitle pürüzlendirme), elektrokimyasal işlemler(anodik oksidasyon), vakum işlemleri, termal işlemler ve laser işlemleri olarak gerçekleştirilmektedir (Abraham, 2014; Kurzweg ve ark., 1998; Søballe ve ark., 1999; Cochran ve ark., 1996; Larsson ve ark., 1996).

Pürüzlü yüzeyler, trombositler ve monositlerin bölgeye adezyonunu rahatlatıp osseointegrasyonu kolaylaştırır, doğrudan osteoblast ataçmanını ardından proliferasyonunu ve diferansiyasyonunu oluşturur ve primer stabiliteyle sağlanan konak kemikle temasta olan implant alanını artırır (Cochran ve ark., 1996; Park ve Davies, 2000; Fini ve Giardino, 2003). Pürüzlü implant yüzeylerinde hem mesafeli hem de temaslı osteogenezis mevcutken, pürüzsüz implant yüzeylerinde mesafeli osteogenezis daha yaygındır (Franchi ve ark., 2004). Genel olarak orta derecede pürüzlendirilmiş yüzeyler, pürüzsüz veya çok pürüzlendirilmiş yüzeylerle karşılaştırıldığında peri-implant kemik gelişimi daha iyidir (Albrektsson ve Wennerberg, 2004). Farklı por ebatları arasında 80µ üzerindeki bir por ebatı hem hidroksiapatit hem de trikalsiyumfosfat materyalleri için gelişmiş kemik büyümesiyle ilişkili olduğu görülmüştür (Galois ve Mainard, 2004).

En az hasara uğramış sağlıklı kemik yatağı, kemik iyileşmesi yanıtına katkı sağlayan hücreler, lokal düzenleyici faktörler, yapı maddeleri ve damarların varlığı açısından önemlidir. İmplantasyon sahası osseointegrasyon sürecini kemik hücreliliği ve damarlanmanın farklı seviyeleri vasıtasıyla etkiler (Spadaro ve ark., 1990). Yüksek

kalitede olan bir kemik ayrıca implantın ilk stabilitesi için de önemlidir (Wittenberg ve ark., 1991).

İmplantın primer mekanik stabilitesi özellikle tek aşamalı cerrahi prosedürlerde implantın osseointegrasyonunu elde etmek için hayati önem taşır. Primer mekanik stabilite, implantta mikro-hareket olmamasıyla veya minimum distorsiyonel gerginlik dahilinde implant ve konak kemik kavitesi arasındaki rijid fiksasyondan oluşur. Aşırı implant hareketi veya kötü implant stabilitesi çekme ve kesme hareketleriyle sonuçlanır ki bu hareketler implant etrafında fibröz bir membran oluşumunu tetikler ve kemik-implant arayüzünün yerdeğiştirmesine sebep olur böylece osseointegrasyon inhibe olup ardından aseptik gevşemeyle birlikte implantın başarısızlığıyla sonuçlanır (Giori ve ark., 1995; Pilliar ve ark., 1986; Mavrogenis ve ark., 2009). Primer stabilite cerrahi tekniğe, implant tasarımına ve implantasyon bölgesine bağlıdır. Primer stabilite doku iyileşmesinin erken döneminde implantın mikro-hareketini sınırlandırır ve başarılı bir osseointegrasyon sağlar.

Mekanik stres ve implant mikro-hareketi, implantın osseointegrasyonu ve başarısızlığıyla ilişkilidir. Bragdon ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada 20 $\mu$ 'luk mikro-hareket veya salınımlı yer değiştirmede yüksek derecede arayüz sertliğiyle stabil kemik gelişimi görülmüştür bunun yanında bu salınım 40-150 $\mu$ 'a çıkınca kemik gelişimi görülmemiştir (Bragdon ve ark., 1996). İmplant yüklemesi kemik-implant arayüzünde mikro-harekete yol açar. Düşük derecedeki bu hareketlerin bir kısmı tolere edilebilir. Belirli limitler altında, mekanik yükleme kemik oluşumunu stimüle eder (Turner, 1998). Osseointegrasyon, 30 $\mu$ 'a kadar olan elastik arayüz mikro-hareketlerin varlığında oluşabilir bunun yanında mikro-hareketler 150 $\mu$ 'un üstüne çıkarsa implantların biyolojik integrasyonunun inhibe olduğu belirtilmiştir (Cameron ve ark., 1973; Maniatopoulos ve ark., 1986; Søballe ve ark., 1992). Genel olarak arayüzdeki mikro-hareketler doku diferansiyasyonunu etkiler, aşırı mikro-hareketler ise implant osseointegrasyonunu riske atar. Ayrıca arayüzdeki büyük mikro-hareketler immedat yüklenen implantlarında çevresinde doku diferansiyasyonunu ciddi derecede etkiler (Duyck ve ark., 2006; Leucht ve ark., 2007). Konak kemik ve implant arasında kalan uygun bölge osteojenik hücrelerin kemik iliğinden implant yüzeyine doğru migrasyonunu sağlar, böylece hızlı ve kapsamlı bir osteogenezis elde edilir (Futami ve ark., 2000). Kemik, implant gövdesi yüzeyiyle çok sıkı temasta iken sadece zayıf kemik

oluşumu hatta kemik rezorpsiyonu bile görülür bunun yanında implant gövdesi ve konak kemik arasında “aralık” mevcutken yeni kemik trabekülası implantın biyolojik fiksasyonunu(sekonder stabilite) destekler (Berglundh ve ark., 2003; Franchi ve ark., 2005; Sandborn ve ark., 1988). Diğer yandan 500µ’u aşan aralıklar yeni oluşmuş kemiğin kalitesini düşürecek ve boşluğun dolumunu geciktirecektir. Ek olarak, önceden varolan kemiğe verilen hasar her zaman için cerrahi preparasyon sırasında görülmektedir(kemiğin ısınması etrafındaki 100-500µ dokuyu etkiler). Bu yüzden implant ve konak kemik arasına erken peri-implant kemik oluşumu için yararlı olacak uygun bir boşluk bırakılması önerilmektedir (Futami ve ark., 2000).

### **2.3. Dental İmplantlarda Stabilite Kavramı**

İmplant stabilitesi başarılı bir osseointegrasyon için kritik bir öneme sahiptir. İmplant stabilitesinin kazanılması ve bunun devam ettirilmesi başarılı bir klinik sonuç için önkoşuldur (Sennerby ve Meredith, 2008). Bu nedenle implant stabilitesinin ölçümü, implant başarısını değerlendirmek için önemli bir yöntemdir. İmplant stabilitesi iki farklı aşamada gerçekleşir: primer ve sekonder. Bir implantın primer stabilitesi kortikal kemik ile yakın mekanik ilişki vasıtasıyla oluşur. Bu durum cerrahi prosedürden, implantın uzunluğundan, çapından ve formundan ayrıca implantın yerleştirildiği kemiğin nicelik ve niteliğinden etkilenmektedir (Meredith, 1998).

Sekonder stabilite, implant yerleştirildikten sonra etraftaki kemiğin rejenerasyonu ve remodelinginden gelişmekle birlikte primer stabilizasyondan önemli derecede etkilenmektedir (Sennerby ve Roos, 1998). İmplantların fonksiyonel yükleme zamanları sekonder stabilitelere bağlıdır. Bu yüzden farklı zaman noktalarında implant stabilitesinin belirlenmesi ve bu ölçümlere dayalı uzun dönemli implant tedavisinin prognozunu tasarlamak son derece önemlidir (Atsumi ve ark., 2007).

#### **2.3.1. İmplant stabilitesinin ölçülmesi**

Günümüze kadar, implant stabilitesini belirlemek amacıyla farklı teknikler önerilmiş olmakla birlikte yıkıcı ve yıkıcı olmayan yöntemlerle ölçülebilmektedir. Histomorfometrik araştırmalar, gerilim testleri, itme/çekme testleri ve çıkarma torku testleri yıkıcı yöntemler olarak sınıflandırılmıştır. Yıkıcı olmayan testler ise perküsyon

testi, radyografi, implant yerleştirme anında kesme torku testi, periotest(Siemens AG, Benshein, Germany), ve rezonans frekans analizi testidir (Meredith, 1998).

### **2.3.1.1. Gerilim testi**

Arayüz gerilim dayanma gücü ilk kez destek kemikten implantın sökülmesi suretiyle ölçülmüştür (Kitsugi ve ark., 1996). Daha sonra Branemark, implanta lateral kuvvet uygulayarak bu tekniği modifiye etmiştir (Branemark ve ark., 1998). Bununla birlikte araştırmacılar, test sonuçlarının mekanik özelliklere göre ilgili birimlere çevirme zorlukları yaşamışlardır (Chang ve ark., 2010).

### **2.3.1.2. Histomorfometrik analizler**

Histomorfometrik analizler, implant çevresi kemik niceliği ve implant çevresi kemiğin boyalı numunelerinden olan kemik-implant temas alanı hesaplanarak elde edilir. Net olan ölçümler bir avantaj olmakla beraber, invaziv ve yıkıcı prosedüründen ötürü uzun dönemli çalışmalar için uygun olmamaktadır. Klinik olmayan çalışma ve deneylerde kullanılmaktadır (Park ve ark., 2011).

### **2.3.1.3. İtme ve çekme testi**

İtme ve çekme testi, kemik-implant arayüzündeki iyileşme gücünü inceleyen sık kullanılan testlerden biridir (Brunski ve ark., 2000). Tipik bir itme ve çekme testinde, silindirik tipte bir implant kemik yapısına transkortikal veya intramedüller şekilde yerleştirilir daha sonra arayüze paralel uygulanan bir kuvvet vasıtasıyla çıkartılır. Maksimum yük kapasitesi, implantın yerdeğiştirmesi için maksimum kuvvet olarak tanımlanır. Bununla birlikte itme ve çekme testleri sadece yivli olmayan silindirik tipteki implantlar için uygulanabilir olup günümüzde klinik olarak kullanılan çoğu implant tipi yivli tasarıma sahiptir ve bunların arayüzlerindeki başarısızlıklar gerilme veya sıkıştırma streslerine değil, genellikle kayma/kesme gerilimlerine bağlı olmaktadır (Chang ve ark., 2010; Brunski ve ark., 2000).

### **2.3.1.4. Çıkarma tork analizi**

Geriye vidalama torku testi, implantın yüklenme zamanı gelince implant stabilitesinin değerlendirilmesini değerlendirmek amacıyla tasarlanmıştır (Sullivan ve ark., 1996). Bununla birlikte osseointegrasyon sürecindeki implant yüzeyi geriye

çevirme tork testi uygulanırken kırılabilme olasılığı da bulunabilmektedir (Ivanoff ve ark., 1997).

#### **2.3.1.5. Perküsyon testi**

Dental el aleti kullanılarak, el ile yapılan basit perküsyon testi implant abutmanı üzerine uygulanır ve çıkan ses değerlendirilir. Bununla birlikte bu yöntem, uygulayıcının subjektif değerlendirmesine bağlı olup periodontal ligamentlerin eksikliğinde kemiğe direk tutunan implantlar için net olmayan ölçümler vermektedir.

#### **2.3.1.6. Yerleştirme torku ölçümü**

İmplant yerleşimi sırasındaki yerleştirme tork değerleri, çenenin değişik kısımlarındaki kemik kalitesini ölçmek için kullanılmaktadır (O'Sullivan ve ark., 2004). Yerleştirme torku tek başına bağımsız stabilite ölçümü için kullanılabilir fakat implant stabilitesini etkileyen değişken tarzda sonuçlar da verebilmektedir. Bir başka açıdan bakıldığında, yerleştirme torku cerrahi prosedürden, implant tasarımından, implant bölgesindeki kemik kalitesinden etkilenebilmektedir (Beer ve ark., 2003). Bununla birlikte implantın etrafındaki yeni kemik oluşumu ve remodelingi ile oluşan sekonder stabiliteyi ölçemez ve implant yerleşiminden sonra bu yöntemle uzun dönemli implant stabilite değişikliği verileri toplanamaz. Yerleştirme torkundaki bir artış primer stabilitedeki bir artışa işaret edebilir, maksimum yerleştirme torku, alveolün yoğun kortikal kısmına implant boynunun basınç yaptığı sırada gerçekleşir. Ayrıca, artmış yerleştirme torku artmış kemik yoğunluğunun işareti olmamakla birlikte, implantın vidalama sürecinin tümü yerleştirme torkunu gösterir (Calandriello ve ark., 2003).

#### **2.3.1.7. Radyografi**

Radyografi, implant yerleştirilmeden önce ilgili alanın kemik nitelik ve niceliğinin değerlendirilmesi hakkında yararlı bilgiler sağlar. Ayrıca radyografi, implant stabilitesini öngörmede, osseointegrasyon sürecini ve implant çevresi lezyonları gözlemlenmede yararlıdır. Bununla birlikte görüntü çözünürlüğündeki sınırlamalar ve standart X-ray ışınlarının görüntüdeki distorsiyonu önleyememesi sayısal ölçümler yapmayı zorlaştırmaktadır. Buna ek olarak, standart basit radyolojik tekniklerle kemik-implant arayüz morfolojisindeki kemik miktarında en az %30 kayıp olmadan değişikliklerin algılanması zordur. Kesin teşhisin zor olmasına rağmen, uygulama

kolaylığı sayesinde implant stabilite ve osseointegrasyonu değerlendirmede klinik olarak en sık kullanılan yöntemdir (Albrektsson ve ark., 1986).

### **2.3.1.8. Periotest**

Periotest® (Siemens AG, Benshein, German), ilk olarak Dr. Schulte tarafından diş mobilitesini ölçmek amacıyla tasarlanmıştır. Teerlinck ve ark. bu yöntemi implant stabilitesi ölçümünde yıkıcı yollara alternatif olarak kullanmıştır (Teerlinck ve ark., 1991). Periotest, peridonsiyumun süspansiyon kapasitesini(damping capacity) değerlendirir. Süspansiyon kapasitesini, doğal diş veya implantın yuvasındaki sertliğini test yüzeyine temas ederek uygulandıktan sonra elektronik tahrik temas süresini ölçerek tanımlayacak şekilde tasarlanmıştır. Periotest değeri (Periotest value, PTV), -8 (düşük mobilite)'den +50(yüksek mobilite)'ye kadar ölçeklendirilmiştir.

Periotest ile abutment veya protezin tüm kenarlarından ölçüm yapılabilir fakat çubuğua(rod) mutlaka doğru açı ve mesafede kullanmak gerekmektedir. Periotestin meziodistal mobiliteyi ölçmemesi, çubuğun pozisyon ve açısının değişmesi sonucu ölçüm değerlerinin de değişmesi nedeniyle sınırlı klinik kullanıma sahiptir. Ayrıca kemik-implant arayüzündeki küçük değişiklikleri algılayamamaktadır. Bu yöntemin en zayıf noktası, zayıf primer stabiliteye sahip implantlarda, implant üzerine uygulanan perküsyon sonucu implant stabilitesinin bozulma olasılığı bulunmaktadır.

### **2.3.1.9. Rezonans Frekans Analizi, prensibi ve uygulanması**

1996 yılında Meredith ve ark. mimari bir mühendislik uygulayarak implant stabilitesini değerlendirmek amacıyla bir rezonans frekans analizi yöntemi kullanımını raporlandırmışlardır, yüzey sıklık değişikliğini değerlendiren bir cihazın in vitro testini yapmışlardır (Meredith ve ark., 1996).

Yöntemin temeli, bir transdüktörün vida kullanılarak doğrudan implanta veya abutmenta yerleştirilmesi ile olur. Transdüktör paslanmaz çelikten yapılmış olup 2 adet piezoseramik elemanın bağlanacağı gövde ihtiva etmektedir. Sinüzoidal bir sinyalle birlikte piezo elemanlarından biri tarafından transdüktör titreştirilir. 2. piezo elemanından bu titreşime olan tepki ölçülür. RFA yöntemi, implanta veya abutment'a bağlı küçük bir transdüktörün ilk rezonans frekansını analiz etmektedir. Uyarı (çıkış) sinyali frekansı 5 KHz'ten 15 KHz'e kadar değişen bir sinüs dalgasıdır. Transdüktörün



boyu sabit kaldığında, sistemin rezonans frekansı abutmentin boyuyla birlikte değişiklik gösterecektir, eğer varsa implantın etrafını saran kemik seviyesine göre de değişkenlik gösterecektir. Örnek olarak, kemik seviyesinin üstünden ekspoz olan implant boyunun artması sonucu daha düşük rezonans frekansı ile sonuçlanacaktır. Ayrıca implantı çevreleyen dokularla olan sıklığı arttıkça rezonans frekansı değişecektir (Meredith ve ark., 1996).

Üretilen ilk ve ikinci nesil rezonans frekans analizi cihazlarının en büyük dezavantajı her transdüktörün kendine özel temel rezonans frekansına sahip olmasıydı. Bu yüzden ölçümlerin karşılaştırılabilir olabilmesi için önce belli bir standarda göre kalibre edilmesi gerekiyordu. İlk 2 jenerasyona göre 3. Jenerasyon rezonans frekans analizi cihazının kullanımı daha hafif olması, ölçümlerin daha kolay ve hızlı yapılabilmesi nedeniyle daha çok kullanıcı dostuydu. Daha sonraki yeni rezonans frekans analizi sistemi (Osstell™; Osstell AB, Gothenburg, Sweden), üretici tarafından önceden kalibre edilmiş yeni jenerasyon transdüktöre sahiptir. Cihazın yaptığı ölçümler implant stabilite katsayısı- diye özel bir parametre olarak temsil edilir. İmplant stabilite katsayı (ISQ) birimi rezonans frekansa dayalı olup 1(en düşük) ile 100(en yüksek) arasında değişmektedir. Farklı implant ve abutment sistemleri için transdüktörler üretilmiştir. Bundan sonra çıkan rezonans frekans versiyonu(Osstell Mentor™; Osstell AB, Gothenburg, Sweden) kablosuz üretilmiş olup metal bir çubuğun(smartpeg; Gothenburg, Sweden) implanta bağlanmasıyla kullanılır. Peg, tepesine bağlı elle tutulabilen bir bilgisayardan gelen manyetik vurularla uyarılan küçük bir magnete sahiptir. Peg, yaklaşık olarak birbirine dik olan iki yönde titreşmektedir. Titreşim, en yüksek rezonans frekansı veren yönde(ilk mod) ve en düşük rezonans frekansı veren yönde(ikinci mod) yerini alır. Böylece yüksek ve düşük olmak üzere iki ISQ değeri sağlanır (Sennerby ve Meredith, 2008). Manyetik peg'ler hasarlandığında veya yumuşak dokuyla temas ettiğinde değerlendirme gerçekleşmez. Genel olarak 57-82 arasındaki değerler başarılı osseointegrasyona sahip implantları işaret eder. Osstell Mentor kullanılırken, yumuşak dokudan 3mm uzaklıkta, peg'e 90 derece açıyla, yaklaşık 1-3mm uzaklıktan kullanılmalıdır. Valderrama ve ark. tarafından yapılan çalışmada Osstell™ ve Osstell Mentor™ ile aralarındaki uyuma değerlendirilmiştir ve aralarında kuvvetli korelasyon tespit etmişlerdir.

İlk üretilen Osstell™ elektronik teknolojiyi kullanırken, daha sonra üretilen Osstell™ Mentor ve Osstell™ ISQ, manyetik teknolojiyi kullanmaktadır.

Valderrama ve ark. elektronik ve manyetik temelli cihazları kullanarak gerçekleştirdikleri bir klinik araştırmaya göre, 17 hastaya 34 non-submerged implant yerleştirilmiştir ve implant stabilitesindeki değişimler gösterilmiştir. Ölçümlerin sonucunda manyetik cihazlarla elektronik cihazların birbirileriyle arasında iyi korelasyon olduğu görülmüştür. Her iki cihaz da implantlar yerleştirildikten sonraki stabilitelerdeki ilk düşüşleri doğrulamıştır (Valderrama ve ark., 2007).

### **2.3.2. İmplant stabilite katsayısını etkileyen faktörler**

Yapılan çalışmalarda, ISQ'nun implant çapı, yüzeyi, formu, kemik temas oranı, yerleştirilen bölge, implant sistemi, cerrahi prosedür, kemik kalitesi ve kemik yüksekliğine bağlı olarak değişebileceği belirtilmiştir (Atsumi ve ark., 2007). RFA, kemik-implant arayüz sıklığındaki değişikliklerle tespit edilmektedir ve 3 yönden etkilenmektedir. İlk olarak kemik-implant arayüz sıklığı RFA'yı etkiler, kemik iyileşmesi ve remodelingiyle birlikte artar, ikinci olarak, kemiğin kendi sertliği, kemik yoğunluğu yani kortikal kemiğin trabeküler kemiğe oranı arttıkça RFA artar, son olarak, implant komponentlerinin sertliği/sıklığı değişken rol oynayabilir ve materyalin birbirine kilitli veya gevşek elemanları RFA değerlerini etkileyebilir. Kemik-implant arayüz sıklığı küçük çaplı final dirili tarafından etkilenebilir, kemik sıkıştırması gibi cerrahi teknikteki değişiklikler, kendinden yivli tasarımlı implantlar geniş konik implantlar RFA'yı değiştirmekle birlikte bazı çalışmalarda implant uzunluk değişikliklerinin bu değer üzerinde etkisinin olmadığı belirtilmiştir. Bir histomorfolojik çalışmada, rezonans frekans değeri ile kemik-implant temas miktarı arasında yüksek derecede korelasyon olduğu bulunmuştur (Meredith ve ark., 1997; Meredith ve ark., 1996; Valderrama ve ark., 2007; Friberg, ve ark., 1999).

Tözüm ve ark. tarafından yapılan çalışmada insan kadavra mandibulaları kullanılarak kablolu RFA cihazı, kablosuz RFA cihazı ve kablosuz mobilite ölçen bir cihaz karşılaştırmışlardır. Araştırma sonuçlarına göre, kablolu ve kablosuz RFA cihazları implant çevresi kemik kaybını tespit etmede başarılı olmakla birlikte, kablosuz mobilite ölçüm cihazı ise implantın 1mm çevresindeki kemik değişikliklerini tespit edemediği bulunmuştur (Tözüm ve ark., 2010).

### **2.3.3. Primer implant stabilitesi ve implant çevresi dokular arasındaki ilişki**

İmplantın primer stabilitesi ve implant çevresi dokular arasındaki ilişki ilk kez Niimi ve ark. tarafından raporlandırılmıştır (Niimi ve ark., 1997). Bu araştırmacılar, insan kadavralarından elde edilen fibula, iliak kemik ve skapulaya yerleştirilmiş implantlar üzerine tork uygulamışlardır, histolojik kesit araştırmalarında çıkarma tork değerlerinin kortikal kemik kalınlığı ile anlamlı olarak ilişkili olduğu fakat trabeküler kemik ile anlamlı bir ilişki bulunmadığını göstermişlerdir. Aynı ilişki, köpek mandibulasında yapılan implant çekme(pull-out) testi uygulanan bir çalışmada da gözlenmiştir (Salmória ve ark., 2008).

### **2.3.4. Sekonder implant stabilitesi ve implant çevresi dokular arasındaki ilişki**

Itoh ve ark. ve Scarano ve ark. tarafından yapılan çalışmalarda ölçülen ISQ ve kemik-implant temas alanı arasında anlamlı ilişki saptanmış olup (Itoh ve ark., 2003; Scarano ve ark., 2006), benzer ilişkiyi Schliephake ve ark. bulamamışlardır (Schliephake ve ark., 2002).

Friberg ve ark. tarafından yapılan çalışmada alt ve üst çeneye yerleştirilen implantlarda ölçülen RFA değerleri incelendiğinde alt çenedeki implantlardan alınan değerlerde önce düşme sonrasında aynı seviyede seyretme eğilimi görülürken üst çenedeki implantlardan alınan değerlerde osseointegrasyon süresince artan RFA değerleri tespit edilmiştir. Bu çalışmada yumuşak kemiğe yerleştirilen implantların RFA değerleri daha sert kemiğe yerleştirilen implantlardaki RFA değerlerini zamanla yakaladığı gösterilmiştir (Friberg ve ark., 1999b).

Bazı çalışmaların sonuçlarına göre sekonder stabilite, implant topografisi veya metal biyoyumluluğu tarafından etkilenebilmektedir (Johansson ve ark., 1998; Wennerberg ve Albrektsson, 2009).

## **2.4. Dental İmplant Uygulamaları İçin Cerrahi Öncesi Kemik Kalitesinin Değerlendirilmesi**

Dental implant tedavileri başarılı sonuçlar gösterdikçe, oral rehabilitasyon amacıyla kullanımları artmaktadır (Turkyilmaz ve McGlumphy, 2008). Herhangi bir implant prosedürünün başarılı şekilde sonlanması hastanın genel sağlık durumu, implant

materyalinin biyouyumluluğu, implant materyalinin yüzey özellikleri, cerrahi prosedür ve lokal kemiğin kalite ve hacmi gibi bir dizi hasta ile ilişkili ve prosedüre bağımlı parametrelere bağlıdır (Turkyılmaz ve ark., 2007).

İmplant başarısının tespitinde en önemli faktörlerden biri hastaya uygun tedavi planlamasıdır. Geçmişte, periapikal radyograflar ve panoramik filmler, implant teşhis ve tedavi planlamasında yegane belirleyicilerken, günümüzde özellikle kompleks rekonstrüksiyon vakalarında optimal implant yerleşimi için BT'nin yanı sıra konik ışınli bilgisayarlı tomografler(CBCT)'in gereklilikleri giderek artmaktadır (Chang ve ark., 2010; Gulsahi, 2011; Benson ve Shetty, 2009; Resnik ve ark., 2008)

Diagnostik görüntülemenin amaçları gerekli bilginin miktarı, tipi ve uygulanacak tedavinin süresi gibi bir dizi faktöre bağlıdır. Hastaya uygulanacak görüntüleme yöntemi de hastanın klinik ihtiyaçlarına bağlıdır. Hastanın klinik ihtiyaçları ile ilgili gerekli diagnostik bilgiyi en az radyolojik risk ile sağlayan görüntüleme yöntemi kullanılır (Resnik ve ark., 2008). Değişik görüntüleme tekniklerinin kullanılmasıyla diagnostik görüntüleme, dental implant tedavisinin preoperatif planlamasının, intraoperatif ve postoperatif değerlendirmesinin tamamlayıcı bir parçasıdır (Gulsahi, 2011).

#### **2.4.1. Preoperatif implant planlaması için görüntüleme yöntemi seçimi**

Oral implantoloji alanında, tüm hastalar için geçerli bir görüntüleme yöntemi bulunmamaktadır. Her görüntüleme yöntemi avantaj ve dezantajlarını barındırmaktadır (Resnik ve ark., 2008). Dental ve medikal radyolojide, uygun radyografik yöntem için tavsiye edilen ana prensip, radyolojik doza bağlıdır. Radyografik yöntem seçiminde, maliyeti düşük ve tedavi planlaması için yeterli diagnostik bilgiyi sağlayan mümkün olan en az radyasyon dozuyla sağlanması aşikardır (ALARA principle: as low as reasonably achievable).

##### **2.4.1.1. Panoramik radyografi**

Panoramik radyograflar implant tedavisi öncesi değerlendirme ve tedavi protokolünün hazırlanmasında sıkça kullanılan radyografik yöntemdir. Panoramik radyografların çözünürlük ve keskinliğinin intraoral radyograflardan daha düşük

olmasına rağmen maksiler sinüsler, inferior alveoler sinir ve nazal fossa gibi maksillofasiyal bölgedeki birçok hayati yapıyı kısaca gözden geçirmek amacıyla mükemmel bir araçtır(Benson ve Shetty, 2009).

#### **2.4.1.2. Bilgisayarlı tomografiler (BT)**

2-boyutlu görüntülemelerde kendi doğasından kaynaklanan distorsiyon sorunu mevcut olup bu sorun görüntüsü alınan bölgenin kavisli olup yansıtılan filmin düz olmasından kaynaklanmaktadır. Teknolojinin gelişmesiyle implant görüntülemesinde BT'lerin kullanılması çığır açmıştır (Gulsahi, 2011).

BT'ler, diğer görüntüleme yöntemlerinin ve kombinasyonlarının sağlayamayacağı, arzu edilen implan bölgesinin değerlendirilmesini, diagnostik bilgi sağlanmasına olanak verir.

Bir BT görüntüsünün bir değere sahip olan, bireysel-tek elemanına voxel denir. Ayrıca bu noktadaki BT görüntüsünün yoğunluğu Hounsfield ünitesi(HU) olarak ifade edilmiştir. HU ayrıca her zayıflayan ışının farklı seviyelere karşılık gelen -1000(hava) 'den +3000(mine)'e BT numaraları olarak bilinmektedir (Benson ve Shetty, 2009; Resnik ve ark., 2008; Frederiksen, 2009). Görüntüdeki yapıların yoğunluğu mutlak ve sayısal olup bölgedeki dokuları (kas, 35–70 HU; fibrous doku, 60–90 HU, cartilaj, 80–130 HU; bone 150-1800 HU) ve karakterize kemik kalitesi(D1 kemik, >1250 HU; D2 kemik, 750–1250 HU; D3 kemik, 375–750 HU; D4 kemik, <375 HU)'ni ayırt etmek için kullanılır (Misch, 2008).

#### **2.4.1.3. Konik ışınli bilgisayarlı tomografiler**

Kemik kalitesinin implant başarısı üzerindeki etkisi yapılmış çalışmalarla bilinmektedir. Cerrahi öncesi radyografik değerlendirme dental implant tedavisi planlamasında önemli bir yere sahiptir (Jacobs ve Steenberghe, 1997). Şu anda dental implant tedavisi için CBCT'nin rolü, bu sistemlerden elde edilen avantajlar ve geniş çaplı erişilebilirlik nedeniyle gitgide artmaktadır (De Vos ve ark., 2009; Guerrero ve ark., 2006).

Adından da anlaşılacağı üzere, CBCT konik şekilli ışınlar meydana getirir, düz bir panel dedektörün görüntü yoğunlaştırıcısı tarafından görüntüler bir dönüştürme elde edilir ve mümkün olduğunca düşük seviyelerde radyasyon dozajıyla sonuçlanır (Chang ve ark., 2010; Arai ve ark., 1999; Scarfe ve Farman, 2009). Dönme (rotasyon) süresince, çoklu (150'den 600'ü aşkın) tam veya bazen kısmi arka, görüş alanının (field of view) (FOV) sıralı düzlemsel projeksiyon görüntüleri elde edilir.

CBCT görüntüleme, voxel boyutları öncelikle alan dedektörü üzerindeki piksel boyutlarına bağlıdır. Alan dedektörünün çözünürlüğü milimetreden daha alt birimlerle ölçülür. Bu nedenle teorik olarak CBCT'deki çözünürlük CT'den daha yüksektir (Scarfe ve Farman, 2009). CBCT'den elde edilen voxel değerleri, CT'den elde edilen HU değerleri gibi mutlak değerler olmayıp kemik yoğunluğunu değerlendirmek için çeşitli yöntemler önerilmiştir (Naitoh ve ark., 2009; Naitoh ve ark., 2010; Mah ve ark., 2010). HU kemik yoğunluğunun nicel bir değerlendirmesini sağlar.

#### **2.4.2. Kemik niteliği (kalite) ve niceliği**

Kemik kalitesi terimi implant tedavisinde ve implantların başarı/başarısızlığında sıkça kullanılmaktadır. Lindh ve ark., kemik yoğunluğu (kemik mineral yoğunluğu, KMY) ile kemik kalitesinin eş anlamlı olmadığını vurgulamışlardır (Lindh ve ark., 2004). Kemik kalitesi iskelet boyutu, trabeküllerin mimarisi ve 3-boyutlu oryantasyonunu ve matris özellikleri gibi kemik yoğunluğunun dışındaki faktörleri de kapsamaktadır. Kemik kalitesi sadece mineral içeriği ile ilgili değil, kemik dokusunun yapısını da içeren bir konudur. İmplant bölgesindeki mevcut kemiğin kalitesi ve niceliğinin, dental implantların başarısının tespitinde önemli lokal hasta faktörlerindedir (Lindh ve ark., 2004; Drage ve ark., 2007).

Dental implantlarla elde edilen başarı oranı büyük ölçüde implant çevresi kemiğin hacmine ve kalitesine bağlıdır. Çene kemiğinin kemik niceliği diş çekimini takiben rezidüel çenede farklı kemik rezorpsiyonu oranlarına dayanan 5 gruba ayrılır (en düşükten şiddetliye, A-E) (Ribeiro-Rotta ve ark., 2011). Alveoler kretin tüm atrofi aşamaları, rezorpsiyon sürecinin kendine has şekillenmeleriyle sonlanır. En çok bilinen kemik kalitesi sınıflandırması Lekholm ve Zarb tarafından 1985 yılında tanımlanmıştır. Radyografik görünümüne ve frezleme esnasında kortikal ve trabeküler kemiğin

gösterdiği direncin dokunsal algıyla(tactile perception) değerlendirilmesine göre 4 kemik tipi belirlenmiştir. Grup 1-4 veya tip I-IV (Kemik Kalite İndeksi-KKİ, Bone Quality Index-BQI) olmak üzere:

- TipI: homojen kortikal kemik;
- TipII: spongioz kaviteye sahip kalın kortikal kemik;
- TipIII: güçlü yoğun trabeküler kemiğe sahip ince kortikal kemik;
- TipIV: düşük yoğunluklu trabeküler kemiğe sahip ince kortikal kemik (Lekholm ve Zarb, 1985).

Çenelerde, ince kortikal tabakalı ve düşük yoğunluklu trabeküler(TipIV kemik) yapıya sahip zayıf kaliteli kemiğe yerleştirilmiş implantın diğer tip kemiklere göre karşılaştırıldığında başarısız olma ihtimali yüksektir. Bu düşük yoğunluklu kemik sıklıkla posterior maksillada bulunmaktadır ve birçok çalışmada bu bölgedeki yüksek başarısızlık oranı bulunmuştur (Drage ve ark., 2007; Bryant, 1998; Peñarrocha ve ark., 2004). Maksilla ile karşılaştırıldığında, mandibulaya yerleştirilmiş dental implantların özellikle anterior bölgedekilerin, daha iyi hacim ve yoğunlukla ilişkili olarak daha yüksek sağkalım oranı gösterdikleri bulunmuştur (Turkyilmaz ve McGlumphy, 2008). Histomorfometrik çalışmalarda, posterior maksillada trabeküllerin kalınlığı ve sayısındaki düşüşle birlikte hacminde de düşüş gösterilmiştir (Drage ve ark., 2007). Maksilladaki implant tedavisinin klinik başarı oranındaki değişimi ve mandibuladaki artmış rezidüel kret rezorpsiyonu, çene anatomisindeki bölgesel farklılıklar ve kemiğin yapısı ile açıklanabilir (Gulsahi, 2011).

#### **2.4.3. Oral implantlar için trabeküler kemik yapısının diagnostik görüntülenmesi**

“Kemik kalitesi” terimi, kemiğin özelliklerinin farklı yönlerini tanımlamak amacıyla literatürde geniş olarak kullanılmıştır. Trabeküler kemik, kemik kalitesini etkileyen birbirinden ayrılamaz faktörlerdendir (Sievänen ve ark., 2007; Compston, 2006; Licata, 2009; Fyhrie, 2005). ‘Trabeculae’ veya ‘trabeküller’, kansellöz kemiğin primer anatomik ve fonksiyonel birimidir. Kortikal kemik, implantın primer stabilitesinde

öncelikli role sahipken, kansellöz kemiğin rolü dikkat çekicidir, çünkü kansellöz kemik, kortikal kemikten daha yüksek kemik turnover'ına sahiptir (Sakka ve Coulthard, 2009). İmplant yüzeyinin büyük bir kısmıyla doğrudan temasta olması nedeniyle kemik-implant arayüzündeki osseointegrasyon sürecinde ve iyileşmede etkilidir (Minkin ve Marinho, 1999).

Kemik gücünün implant başarısını öngörmeye önemli bir rolü bulunmaktadır. Kemiğin gücünü öngörmek ise trabeküler yoğunluk ve trabeküler yapının kombine edilip ölçümleri yapılarak mümkündür (Müller, 2003). Parametrelerin kombine kullanılmasının nedeni yüksek kemik yoğunluğunun her zaman yüksek trabekül sayısı(Tb.N) ve trabekül kalınlığı(Tb.Th) gibi trabeküler parametreler anlamına gelmemesidir (Oliveira ve ark., 2012). Bu nedenle, sadece trabeküler yoğunluğun değerlendirilmesiyle implant başarısının öngörülmesi önerilmemektedir (Wirth ve ark., 2011).

BT teknikleri, kemik yapısının değerlendirmesi nedeniyle doğan klinik ihtiyacı her geçen gün daha iyi derecede karşılamaktadır. Trabeküler kemiğin yapısal analizi 300µ ve daha az bitişik izotropik piksel çözünürlüklü tarayıcılar gerektirmektedir (Issever ve ark., 2010).

#### **2.4.3.1. Trabeküler kemik yapısının diagnostik görüntülenmesinde CBCT'ler**

CBCT sistemleri 1900'lerde geliştirilmiş, 2001'de 3 boyutlu görüntüleme yöntemi olarak sunulmuştur. Bu zamandan beri CBCT'ler oral implantolojide görüntüleme ve teşhis amacıyla tek- ve multi-dilimli BT'ler ile yer değiştirmiştir (Hatcher, 2010).

CBCT'ler azaltılmış maaliyet ve radyasyon dozlarında karşılaştırılabilir görüntüler sağlamakla birlikte tarama zamanları oldukça kısadır (Patcas ve ark., 2012). CBCT üzerine birçok çalışma yapılmasına rağmen, oral implant planlanan bölgelerde trabeküler kemik yapısal parametrelerinin ölçümünün uygunluğu konusunda literatür bilgisi daha zayıf kalmaktadır.

Günümüze kadarki veriler genellikle, kemik miktarı(alveoler kemik genişlik ve yüksekliğine) ölçümü doğruluğuna, kemik yoğunluğuna, anatomik landmarkların



görülebilmesine, sanal rehberli cerrahiye odaklanmıştır (Quereshy ve ark., 2008; Tahmaseb ve ark., 2011).

Özellikle son zamanlarda CBCT, implant alanlarında trabeküler yapının analizi için önerilmektedir (Corpas ve ark., 2011; Ibrahim ve ark., 2013). Trabeküler kemik yapısının değerlendirilmesi, iyileşmedeki ve kemik-implant arayüzündeki osseointegrasyon sürecindeki rolü nedeniyle önemlidir (Fanuscu ve Chang, 2004; Wirth ve ark., 2011; Minkin ve Marinho, 1999). Trabeküler yapının radyografik bilgisi trabeküler boyutlara(50-300 $\mu$ ) ulaşabilen yüksek çözünürlüklü görüntüleme modelleri kullanılarak başarılabılır. Bununla birlikte, kullanılan birçok modelin klinik pratikte sınırlamaları vardır. Multi Detector Computed Tomography ve high-resolution peripheral quantitative CT(MDCT, HR-pQCT) gibi yüksek çözünürlüklü radyografik sistemler hastayı aşırı radyasyona maruz bırakmaktadır (Genant ve ark., 2000; Issever ve ark., 2010).

Kemik kalitesi, kemik mineral yoğunluğu ve trabeküler yapının kombine edilmesiyle en iyi şekilde değerlendirilerek yapılmaktadır (Felsenberg ve Boonen, 2005). Dental implantları saran trabeküler yapının rolü, trabeküler yapının implant stabilitesini doğrudan etkilemesi nedeniyle büyüktür (Fanuscu ve Chang, 2004; Sakka ve Coulthard, 2009). Trabeküler kemik, implant yerleşiminden sonraki fizyolojik değişikliklerden büyük oranda sorumlu olan osteoblast ve osteoklastların kaynağıdır (Minkin ve Marinho, 1999).

Trabeküler kemiğin yapısının değerlendirilmesi amacıyla önerilen yapısal parametreler, trabeküler kalınlık(Tb.Th), trabekül sayısı(Tb.N) ve trabeküllerin birbirileri arasındaki boşluklar(Tb.Sp)'dir. Kemik yoğunluğu ve trabeküler yapı ölçümleri her zaman birbiriyle uyumlu değildir (Oliveira ve ark., 2012). Örnek olarak, yüksek yoğunluklu kemik düşük Tb.Th ve Tb.N'ye ve yüksek trabeküller arası boşluğa (Tb.Sp) sahip olabilir (Ranjanomennahary ve ark., 2011; Riggs ve ark., 1990). Osteoporötik hastalarda bir dizi medikasyon kullanıldıktan sonra görülen artmış kemik yoğunluğunun kemik gücünü geliştirmediği bulunmuştur (Riggs ve ark., 1990). Bu nedenle dental implant tedavisinden önce en iyi kemik kalitesinin seçiminde, “trabeküler yapı” preoperatif kemik değerlendirmesinin bir parçası olmalıdır.

#### 2.4.4. Trabeküler kemik mimarisinin analizinde değerlendirilen başlıca kavramlar

- **Kemik hacimsel fraksiyonu(Bone volumetric fraction, BVF):** Analiz edilen kemik hacmine ilişkin mevcut total kemik miktarını gösterir. Kemik hacminin analiz edilen total hacme bölünerek elde edilir:  $BV/TV$ .
- **Kemik yüzey yoğunluğu(Bone surface density, BS/TV):** Tüm trabeküler kemik yüzeyi ve analiz edilen mineralize kemiğin kemik hacmi ile aralarındaki ilişkidir.
- **Kemik-spesifik yüzeyi(bone-specific surface, BS/BV):** Trabeküler kemik yüzeyi ve mineralize kemik arasındaki ilişkidir. Bununla birlikte, 3 boyutlu görüntüleme, boşluktaki mesafeyi ölçerek doğrudan analiz yapılabilir.
- **Trabeküler kalınlık(Trabecular thickness, Tb.Th):** Kürelerle dolu bir yapıyı kemik yapısı olarak düşünülürse, trabeküller arası mesafenin ortalaması hesaplanır ve kemik yapısının ortalama kalınlığı bulunmuş olur.
- **Trabeküler boşluk(Trabecular space-separation, Tb.Sp):** Kemik ilik boşluklarının hesaplanması kavramıdır.
- **Trabekül sayısı(Trabecular number, Tb.N):** Analiz edilen kemik hacmi boyunca rastgele seçilen bir kesitte bulunan trabekül sayısıdır.
- **Yapısal model indeksi(Structure model index, SMI):** Mevcut trabeküllerin karakterizasyonunu levha(plate-like) veya çubuk(rod-like) benzeri olmasıyla ilişkili analizdir. 0-3 arası bir aralıkta tanımlanmıştır. 0'a yaklaşan değerler trabekül şeklinin levhaya benzemesi, 3'e yaklaşan değerler ise trabeküllerin silindir, 4 değeri ise tam küre şeklini göstermektedir. Genelde levha benzeri trabeküllerin daha yüksek kemik sıklığı ile ilişkili olduğu

düşünülmektedir. Yapmış olduğumuz tez çalışmamızda sorgulanan önemli kavramlardan biri de Yapısal model indeksidir(Monje ve ark., 2014).

Literatürdeki mevcut çalışmalar değerlendirildiğinde, dental implant tedavilerinde başarının birçok faktöre bağlı olduğu görülüp bu tez çalışmasında aslında dental implant tedavisi sürecinin implantların yerleştirilmesinden önce başladığı, ileri radyografi yöntemleri sayesinde artık kemiğin yapısı-mimarisi ayrıntılı şekilde görüntülenerek implant tedavi sürecine olumlu katkıda bulunulması amaçlanmıştır. CBCT'lerden elde edilen bilgilerin işlenebilmesi sayesinde trabeküler kemik mimarisine ulaşılması ve edinilen BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp ve SMI kavramlarının bulunup değerlendirilmesinin, implantların hem primer stabilizasyonlarındaki hem de protetik tedaviye kadar uzanan osseointegrasyon sürecindeki sekonder stabilizasyonlarına ne derecede katkı sağlanabileceği, ayrıca alt ve üst çenede uygulanan farklı boy ve çaptaki implantların stabilizasyon sürecini nasıl etkiledikleri, bunların dışında üst çenede kullanılan bir ileri cerrahi yöntemi olan krestal yaklaşımla internal sinüs tabanı yükseltme tekniği ile uygulanan implantlardaki stabilizasyon sürecinin, CBCT verileri ile uyumu ve standart yöntemle uygulanan implantlara göre karşılaştırılması amaçlanmıştır.

### 3.GEREÇ VE YÖNTEMLER

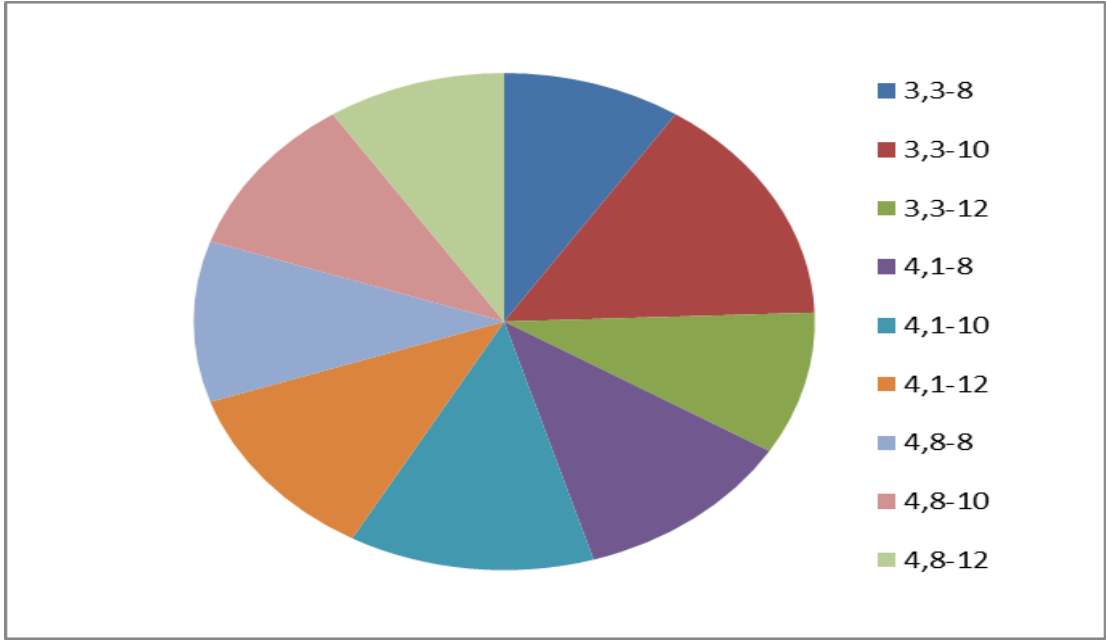
Bu çalışmaya Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Ana Bilim Dalında tez çalışma kriterlerine uyan, tam veya parsiyel diş eksikliğine sahip 18 erkek ve 14 kadın toplam 32 hasta dahil edildi, bireylerin yaş ortalaması 43,59 olarak belirlendi ve toplam 86 implant yerleştirildi. Yerleştirilen implantların 41'i üst çeneye, 45'i alt çeneye olmak üzere 8 adet 3,3-8mm, 13 adet 3,3-10mm, 8 adet 3,3-12mm, 10 adet 4,1-8mm, 11 adet 4,1-10mm, 10 adet 4,1-12mm, 9 adet 4,8-8mm, 9 adet 4,8-10mm ve 8 adet 4,8-12mm ebatlarındaki implantların dağılımı olup tablo 1. ve şekil 1.'de, her iki çeneye göre dağılımı ise tablo 2. ve şekil 2. de gösterilmiştir.

**Tablo 1.** Çalışmaya katılan hastaların tedavisinde kullanılan implantların çap ve boylarına göre dağılımı

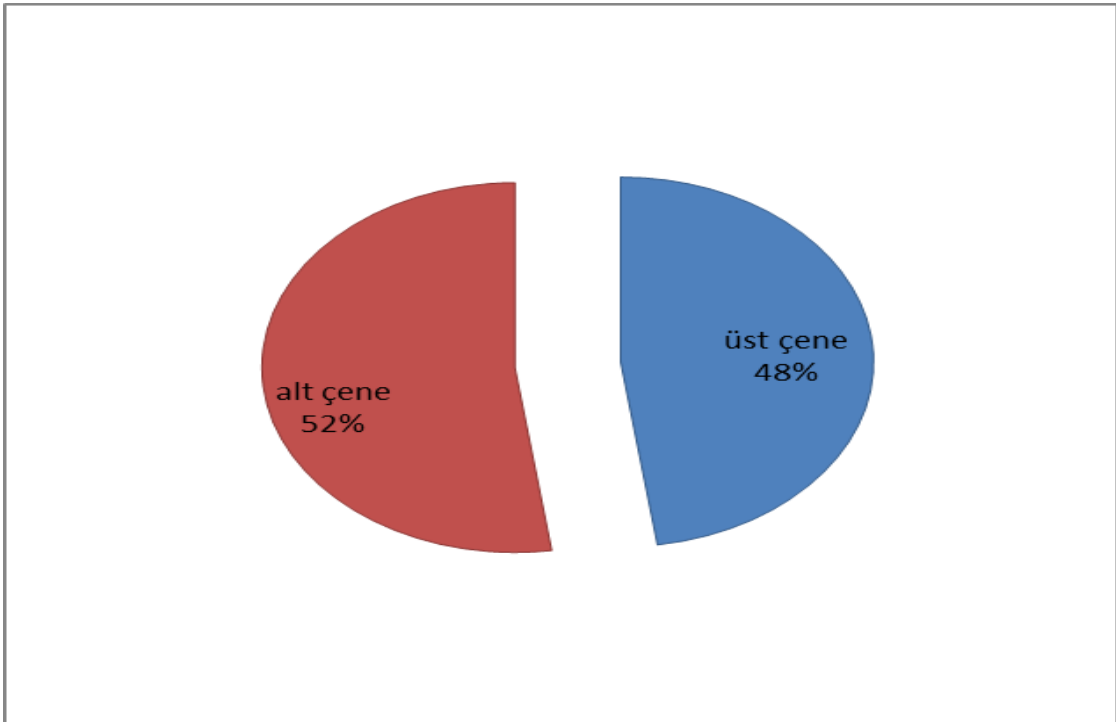
İmplant çapı (mm)	8mm	10mm	12mm	Toplam
3,3	8	13	8	29
4,1	10	11	10	31
4,8	9	9	8	26
<b>Toplam</b>	<b>27</b>	<b>33</b>	<b>26</b>	<b>86</b>

**Tablo 2.** Çalışmaya katılan hastaların tedavisinde kullanılan implantların çenelere göre dağılımı

Çene	Adet
alt	45
üst	41
<b>Toplam</b>	<b>86</b>



**Şekil 1.** Kullanılan dokuz farklı ebattaki implantın dağılımı



**Şekil 2.** Yerleştirilen 86 implantın üst ve alt çeneye oranı

### 3.1. Hasta Seçim Kriterleri

Hastaların seçiminde aşağıdaki kriterler dikkate alınmıştır;

- Herhangi bir sistemik hastalığı olmayan,
- İlaç tedavisi görmeyen,
- Daha önce osteoporöz nedeniyle tedavi görmemiş olan,
- Gebelik şüphesi ve hamileliği bulunmayan,
- Dişli hastalarda başlangıç periodontal tedaviyi takiben plak indeksi (PI) değerleri <1 olan,
- Alt veya üst çenesinde diş eksikliği olan ve dental implant destekli sabit veya hareketli protez endikasyonu konulmuş hastalar dahil edilmiştir.

İmplant uygulaması öncesinde dişli hastaların tümüne başlangıç periodontal tedavisi, diş yüzeyi temizliği ve ağız bakımı eğitimi/motivasyonu uygulanmış, gerekli görülen durumlarda kök yüzeyi düzleştirmesi ve periodontal flep cerrahisi yapılmıştır. Periodontal tedaviler tamamlandıktan sonra dişsiz alanların rekonstrüksiyonu için yapılabilecek tedavi planlaması Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalıyla yapılan konsültasyonlar sonucunda karar verilmiştir. Uygulanacak olan dental implant cerrahisi ve operasyon yöntemleri ile ilgili olarak Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulundan B.30.2.YYU.0.01.00.00/144 sayılı alınan izin doğrultusunda hastalara ilgili işlemler yapılmıştır.

Dental implant tedavisi için uygun olmayan; cerrahi işlem yapılmasına engel olabilecek genel sistemik rahatsızlığı bulunan (diyabet, kan hastalıkları), hamile, ağız bakım becerileri zayıf, ileri derecede parafonksiyonel alışkanlığı olan, sigara kullanan, yapışık dişeti miktarı yeterli olmayan hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. Ayrıca herhangi operasyonel veya fizyolojik nedenlerden ötürü intra-op veya post-op üzeri yumuşak dokuyla örtülen implantlara(doku seviyesi/non-submerged) sahip hastalar, tedavi sürecinde RFA ölçümleri mümkün olamayacak olması nedeniyle çalışmadan çıkartılmıştır, bununla birlikte standart tedavi süreçleri devam ettirilmiştir.

İmplant yerleştirilecek bölgelerde çapı en az 3,3 mm, boyu ise en az 8 mm olan implantların konulabileceği; krestal yaklaşımla sinüs tabanı kaldırma işlemi haricinde ileri cerrahi işlemlere gerek duyulmayan (lateral pencere yöntemi ile sinüs membranı kaldırma, otojen blok kemik uygulaması, yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu) hastalar çalışmaya dahil edilmiştir.

İmplantlar, uygulanacak bölgedeki kemik dokusunun tamamen iyileşmesi beklendikten sonra yerleştirilmiştir.

### **3.2. İmplant Uygulamasında, İmplant Stabilite Ölçümlerinde, CBCT Verileri ve Kemik Morfometrik Yapısı Analizlerinde Kullanılan Cihaz, Gereç ve Bilgisayar Programları**

- NSK SURGIC AP - Oral cerrahi ve implantoloji mikromotoru
- Osstell™ ISQ (Integration Diagnostics AB; Gothenburg, Sweden)
- KAVO 3D Exam CBCT Cihazı
- SPSS (SPSS, Chicago, IL, U.S.A) istatistik yazılım programı
- ImageJ/Plugin BoneJ bilgisayar yazılım programı

### **3.3. Operasyon Öncesi Yapılan Değerlendirme ve Uygulamalar**

Hastalara gerekli tedavi planlaması yapılabilmesi ve trabeküler kemik yapısı parametrelerini değerlendirip kayıt altına almak amacıyla implant yerleştirilmesi planlanan bölgelerin 3 farklı kesitini içeren CBCT görüntüleri elde edilip kaydedilmiştir. CBCT görüntüleri üzerinde yapılan incelemeler sırasında planlanan bölgelerin yer aldığı kesitlere bakılarak implant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin bukkolingual/bukkopalatinal ve mesiodistal boyutları tespit edilmiş, anatomik bölgelerle komşuluğu değerlendirilmiş ve yerleştirilecek olan dental implantın ideal çapı-boyu tespit edilmiştir. Tomografik değerlendirme sonucunda krestal yaklaşımla internal sinüs tabanı yükseltme işlemi haricinde ileri cerrahi yöntemlerin (lateral pencere yaklaşımıyla sinüs membranı yükseltme, distraksiyon osteogenezisi, split kret osteotomisi ve mandibular alveolar inferior sinir lateralizasyonu) uygulanması düşünülen bireyler çalışma dışında bırakılmıştır.

Tüm hastalara operasyondan bir gün önce başlamak üzere 1gr antibiyotik (Amoksisilin+beta-klavulanik asit) ve analjezik-antiinflamatuvar olan 100 mg tablet(Flurbiprofen) reçete edilmiştir. Antibiyotik günde iki kez olmak üzere yedi gün boyunca, analjezik-antiinflamatuvar ise ilk iki gün günde 3 defa, sonraki süreçte ise ağrı olduğu zaman kullanılmıştır. Operasyon sonrası aynı gün için hastalara deri üstünden soğuk kompresyon yapmaları, özellikle sıcaktan, ağır fiziksel aktiviteden uzak durmaları önerilmiştir. Hastalara, çalışmamız ile ilgili bilgileri içeren onam formu okutulup imzalatılmıştır.

### **3.4. Operasyon Esnasında Yapılan Uygulamalar**

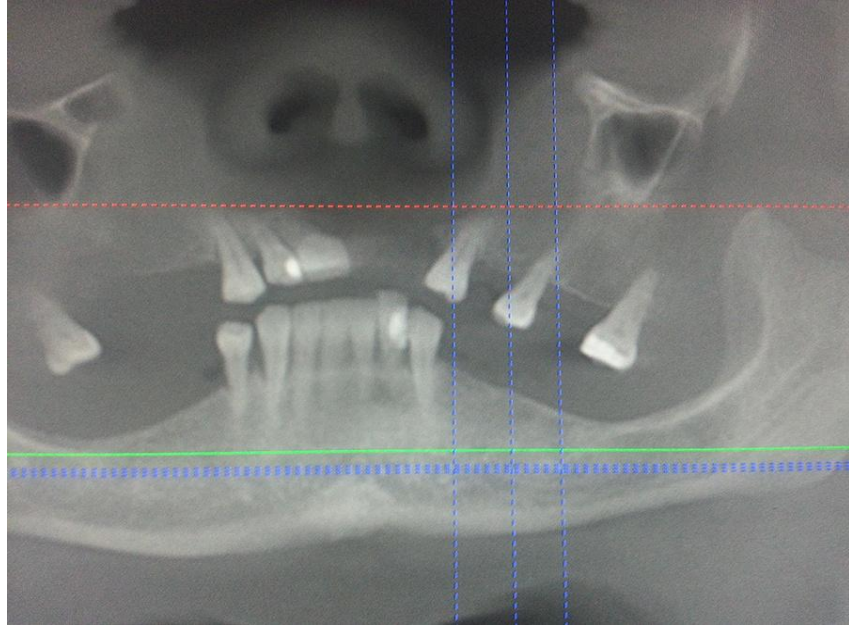
Cerrahi işlemler Periodontoloji Anabilim Dalında ameliyathane ortamında ve gereken sterilizasyon ve dezenfeksiyon kurallarına uyularak yapılmıştır. Operasyona başlamadan önce tüm hastalar bir dakika süresince klorheksidin glukonat (%0,2) içeren ağız gargarası uygulamışlardır. İmplant yerleştirilecek bölgelerde sadece lokal infiltratif anestezi (Ultracain fort, Sanofi-Aventis) uygulanmıştır. İmplant yapılacak bölgede 15 numaralı bistüri yardımı ile midkrestal insizyon, dikey serbestleştirici insizyonlar ve doğal diş varlığında sulkuler insizyon uygulanıp tam kalınlıklı mukoperiosteal flep kaldırılmıştır. Cerrahi alanın direkt görüşe açılması sonrasında kemik dokusu izlenmiştir. 2 mm çaplı çelik rond frez kullanılarak steril serum fizyolojik irigasyonu eşliğinde planlanan noktada kemik yüzeyel olarak işaretlenmiştir. İmplant kavileri üretici firmanın verdiği cerrahi setler kullanılarak hazırlanmış ve standart prosedür takip edilmiştir. Tüm hastalara platform genişlikleri 4.8 mm olan 3.3mm, 4.1mm, 4.8mm çaplarında ve 8, 10, 12 mm boylarında tek aşamalı cerrahisi olan Straumann® TitaniumSLA®Implants Standard Regular Neck(tissue level) implantları yerleştirilmiştir. 3.3mm çapında yerleştirilecek implantlar için son frez çapı 2.8mm, 4.1mm çapında yerleştirilecek implantlar için son frez çapı 3.5mm, 4.8mm çapında yerleştirilecek implantlar için son frez çapı 4.2mm olarak kullanılmıştır. Kavite preparasyonları yapılırken kullanılan frezlerin çapları arttıkça mikromotorun dakikadaki devir sayısı üretici firma önerisi dahilinde 800rpm'den 400rpm'ye kadar düşürülmüştür. Tüm implantlar doku seviyesinde yerleştirilmiştir. İmplant üretici firmanın önerdiği esaslara göre hekimin kendi kuvveti ve standart raşetler yardımı ile yuvaya yerleştirilmiştir. İmplantlar yerleştirildikten sonra kemik içindeki stabiliteyi ölçmek



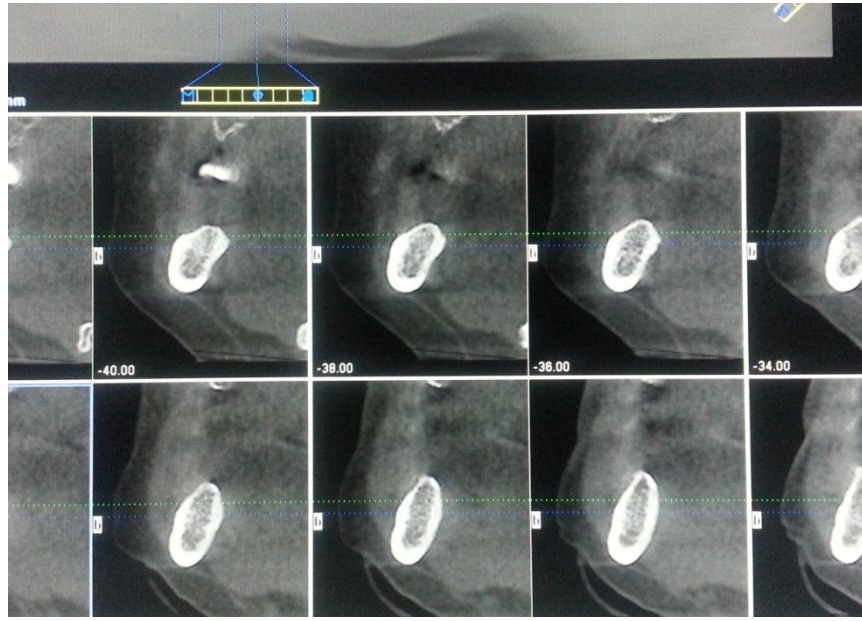
için RFA yöntemi kullanılmıştır. Bu analiz yöntemi için implantın protetik parçasının oturduğu bölgeye transdüktör adı verilen ve cihazın gönderdiği dalgaları kemiğe ileten ve kemikten cevap olarak gelen dalgaları absorbe eden bir ara parça kullanılmıştır. Bu ara parçaya Osstell™ ISQ adı verilen cihazdan elektromagnetik dalgalar gönderilip kemikten gelen dalgalı cevap cihazın ekranında sayısal bir değer olarak görülmektedir. Ölçümleri yapılan bölgeden manyetik özelliklere sahip elektronik aletler uzaklaştırılmış, transdüktör çevresinde tükürük, kan gibi sıvılardan temizlenmiş ve yumuşak dokuların temasından kaçınılmış olup cihazın ölçüm yapan ucu transdüktöre dik açı yapar şekilde yaklaştırılarak ölçüm alınmıştır. Bu işlem sonucunda elde edilen sayısal değerler ISQ birimi olarak bilgisayara kayıt edilmiştir. Ölçümden elde edilen değerler kaydedildikten sonra transdüktör parçası çıkartılıp yerine kapatma vidaları yerleştirilmiştir. Açılan mukoperiostal flep implant üstlerini açıkta bırakacak şekilde 3,0 ipek (Doğsan, Türkiye) suture iplikleri kullanılarak kapatılmıştır. Hastalar 7 gün sonra kontrole çağırılmış, implantlar ve çevre dokular dikkatlice muayene edilmiştir, dikişler alınmış ve bu ilk hafta sonunda Osstell™ ISQ cihazıyla implantların kapatma vidaları nazik ve yavaş manüpilasyonla gevşetilmiş ve çıkartılmış, transdüktör parçası yerleştirilmiş ve RFA değerleri ölçülmüştür. RFA değerleri implantların mezyo-distal ve bukkal-lingual/palatinal tarafından ayrı ayrı 2'şer kez ölçülüp değerlerin ortalaması alındı ve kaydedildi. Hastaya öneriler ve ağız bakımı motivasyonu tekrarlanarak 1, 2, 3, 4. haftalar, 2. ay ve en son 3. ay tekrar RFA analizi amacıyla Periodontoloji A.D.'na kontrole gelmeleri hatırlatıldı. 3 ay sonunda yapılan kontrollerde implantlardan alınan son RFA analizlerinde de herhangi bir risk olmadığına kanaat getirilen hastalar implant üstü restorasyonları için Yüzüncü Yıl Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi A.D.'na yönlendirilmişlerdir. Üst çene posterior bölgesine krestal yaklaşımla internal sinüs tabanı kaldırılarak implant yerleştirilen hastalar 3. ay yapılan son RFA ölçümlerinden sonra doğrudan RFA değerleri protetik faz için yeterli olsa bile Protetik Diş Tedavisi A.D.'na yönlendirilmeyip, hastalara tedavinin başında da anlatıldığı gibi 6. ay kontrol ve değerlendirmeleri amacıyla tekrar çağırılmıştır. İnternal sinüs tabanı kaldırma işlemi yapılan hastaların protetik restorasyonları 6. ayda tamamlanmıştır.

Bu çalışmaya dahil olan her hastadan tedavi süresince toplam 7 kez RFA ölçümü yapılmıştır. İlk dört hafta içindeki haftalık rutin RFA ölçümlerinde üç hastamızda

toplam beş implantta hafif derecede mezyodistal/bukkolingual-palatinal mobilite görülmüş olup bu implantlardaki kapatma vidalarının çıkartılıp transdüktör yerleştirilmesi osseointegrasyonun başarısız olma riskini yükseltmesi nedeniyle RFA ölçümleri alınmamıştır ve çalışmadan çıkartılmışlardır. Hastaların tedavileri rutin standart prosedüre göre devam ettirilmiş olup ilgili implantlara sahip hastalar 3 ay değil 4,5 ay sonra protetik tedavileri için yönlendirilmişlerdir. Hastalarda ilk ay görülen hafif derecedeki mobilitenin 4,5 ay sonunda olmadığı tespit edilmiştir. Alt dişsiz çene anterior bölgeye yerleştirilen implantlara sahip dört hasta özellikle ilk ay, implantların tümü doku seviyesinde yerleştirilse de yumuşak dokunun implantın üzerini kapatma vidalarına müdahale edilemeyecek kadar örttüğü izlenmiş olup, RFA tespiti yapılamaması nedeniyle çalışmadan çıkarılmıştır. Bu hastalar 3. ay sonunda gingivoplasti yapılarak dişetine form verici iyileşme başlıkları takılarak protetik tedaviye yönlendirilmişlerdir.



**Şekil 3.** Hastadan alınan CBCT görüntüsü üzerinde yapılan değerlendirme



**Şekil 4.** Frontal kesitler üzerinde KKK kalınlığı ölçümü

### **3.5. Krestal Yaklaşımla Sinüs Tabanı Yükselterek İmplant Yerleşiminde Takip Edilen Yöntem**

Sinüs tabanı-alveoler kret tepesi mesafesi 5-7 mm olan bölgelere Summers'ın tanımladığı "osteotom tekniğinin" modifikasyonu uygulanmıştır (Summers, 1994a).

Cerrahi öncesi hastaya %0.2 klorheksidin glukonat verilip bir dakika gargara ve çalkalama yaptırılmıştır. Bukkal ve palatinal bölgeye lokal anestezi uygulanmıştır. Sonları dikey serbestleştirici insizyonla biten midkrestal insizyon yapıp tam kalınlıklı mukoperiosteal flep kaldırılmıştır. Uygulanacak implant yerleri rond karbid frezle işaretlenmiştir. CBCT ölçümlerinden daha önce alınmış sinüs tabanı-kret tepesi mesafesi baz alınarak, sinüs tabanına 2 mm mesafeye kadar, kullanılacak implant çapının 1, 1.5 mm daha küçük çaplı pilot frezle kavite açılmıştır. Bölgede kullanılan ilk osteotom(2.20 mm) konik şekilli olup küçük çaplıdır. Hafif, nazik vuruşlarla osteotom sinüs tabanının kortikal tabakasına ulaştırıldı. Sinüs tabanına ulaşımın ardından, osteotom tabanda "yeşil ağaç kırığı" oluşturacak şekilde 1mm daha ilerletildi. İlk osteotomun konik ve küçük çaplı seçilmesinin nedeni kompakt kemiğin kırılması için gerekli olan kuvveti en aza indirmektir. Bu aşamadan sonra, biraz daha büyük çaplı (2.50 mm) konik şekilli osteotom, tabandaki kırık alanı genişletmek amacıyla ilk osteotom ile aynı boyda kullanıldı. Üçüncü osteotom ise düz şekilli olup yerleştirilecek implantın çapından 1, 1,5 mm daha küçük olacak şekilde seçildi. 4.1 mm implantlar için 2.80 mm, 3.3 mm implantlar için ise sadece 2.20 mm çaplı osteotomlar kullanıldı. Son kullanılan osteotomlar implant kavitesindeki standardizasyonu bozmamak ve yerleştirilecek implantın stabilitesini zayıflatmamak amacıyla kaviteye 1 kere uygulandı. İmplant yerleştirmeden önce sinüs membranının kontrolü yapıldı: hastanın burun delikleri kapatıldı ve hastadan burundan hava vermesi istendi, eğer kaviteden dışarı hava sızıntısı varsa membran perfore olmuş anlamına gelmektedir. Hiçbir hastada membran perforasyonu komplikasyonu gözlenmedi. Bu aşamanın ardından greft materyali kullanılmadan implant yerleşimi yöntemi takip edildi. Krestal yaklaşımla implant yerleştirilen hastalarımızdan birinde post-operatif komplikasyon olarak ilk hafta maksiler sinüs bölgesindeki hafif ağrı tarif etmiş olup, bu ağrı daha sonra tamamen bitmiştir.



**Şekil 5.** Krestal yaklaşımla sinüs tabanı yükseltmesi işlemi



**Şekil 6.** Sinüs lift işlem önce



**Şekil 7.** Sinüs lift işleminden sonra



Şekil 8. Steril Smartpeg™ ve tutucusu



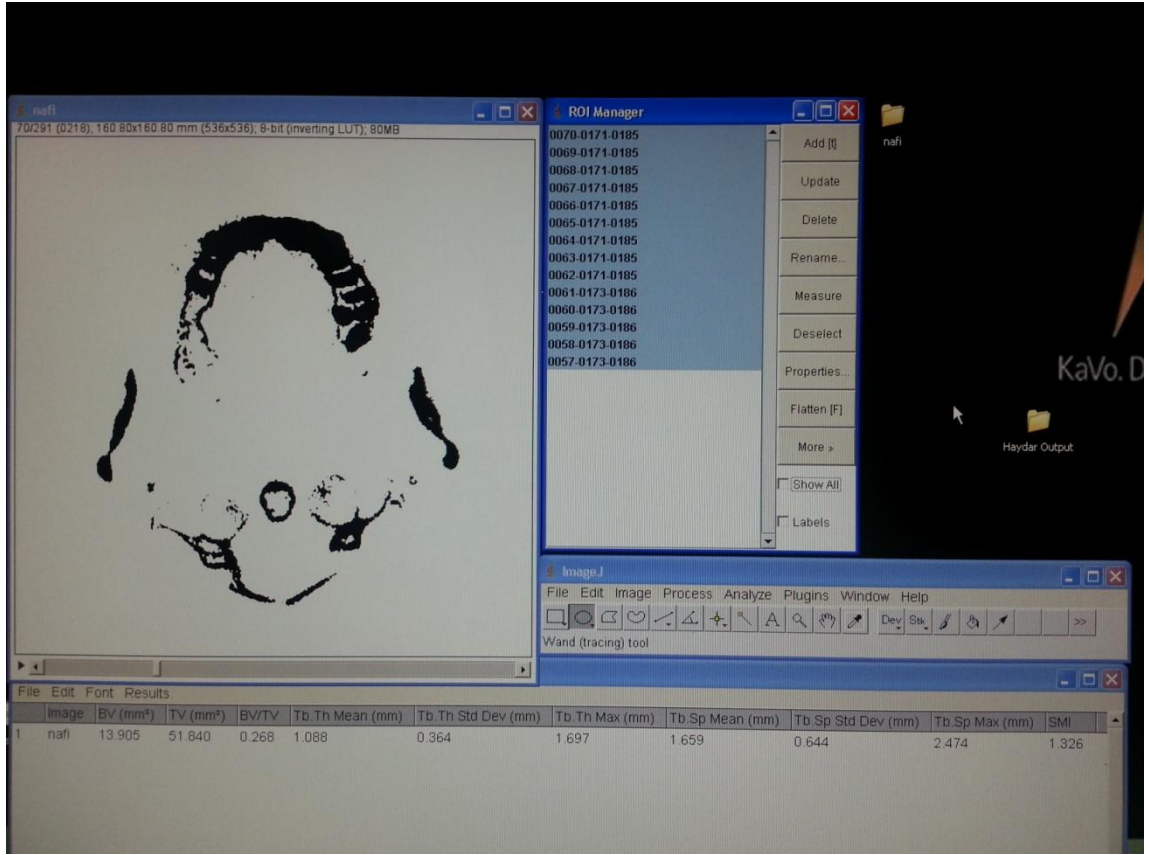
Şekil 9. Osstell™ ISQ



Şekil 10. Yerleştirilen peg vasıtasıyla stabilite ölçümü

### **3.6. CBCT Verileri Vasıtasıyla Trabeküler Kemik Yapısal Morfometrik Analizi ve Değerlendirme:**

Tedavi öncesi her hastadan CBCT görüntüsü alınmıştır. CBCT'den trabeküler kemik yapının analizi için gerekli üst sınırın 300 $\mu$ m olması nedeniyle, hastalara en az radyasyonla istenilen veriyi elde edebilmemiz için 300 $\mu$ m çözünürlüklü görüntüler aldık. 130 FOV(field of interest)'da, 120 KV, 5mA ayarlarında görüntüleme alınmıştır. İlk aşamada implantların yerleştirileceği planlanan bölgelerden kortikal kemik kalınlıkları ölçülüp kaydedilmiştir. Daha sonra ilgili alanda görüntüden doğrudan elde edilmesi yolu ile kemik mineral yoğunluğu ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Bu iki aşamanın ardından hastanın çekilen görüntüsünün verileri ImageJ bilgisayar görüntü analiz yazılım programına aktarılmıştır. Bu programda implantların yerleştirilecek bölgelerinden 0,3mm kesitlerde, kronalden apikale doğru kortikal kemiğin bitip trabeküler kemiğin başladığı kesitlerden itibaren her kesitin incelemesi yapılması planlanan implantın çapı ve boyu göz önüne alınarak(region of interest, ROI), BoneJ yazılımı vasıtasıyla gerçekleştirilmiştir. Bu işlemle BV/TV, Tb.Th, Tb,Sp ve SMI analizleri yapılmış ve kayıt altına alınmıştır.



**Şekil 11.** Trabeküler kemiğin morfometrik analizi

### 3.7. İstatistiksel Değerlendirme:

İstatistiksel değerlendirme için SPSS (SPSS, Chicago, IL, Amerika Birleşik Devletleri) yazılım programı kullanılmıştır. Üst ve alt çene karşılaştırılması için T-testi uygulanmıştır. Farklı ebatlardaki dental implantların farklı zaman noktalarında birbirleriyle olan farklarının sorgulanmasında ANOVA Tukey HSD testi uygulanmıştır. Farklı zaman noktalarındaki stabilite değerleriyle kemik morfometrik parametrelerinin ilişkileri Pearson korelasyon analizi ile gerçekleştirilmiştir.



#### 4. BULGULAR

Yetişkin 32 hastaya uygulanan 86 adet implantın üst ve alt çenede 7 farklı zaman noktasında ölçülen ortalama ISQ değerleri tablo 3'te olup bu değerlerin birbirilerine göre farkları şekil 12'de gösterilmiştir.

Hastalara yapılacak olan tedavi öncesinde alınan CBCT verilerinden elde edilen ortalama kortikal kemik kalınlığı(KKK), kemik yoğunluğu değerleri (Hounsfield Unit, HU), analiz edilen kemik hacmine ilişkin mevcut total kemik miktarı (bone volume/total(tissue) volume, BV/TV), trabeküler kemik kalınlığı (Tb.Th), trabeküler boşluk (Tb.Sp), Yapısal Model İndeksi (Structure Model Index, SMI) tablo 3'te olup üst ve alt çenelerin birbirilerine göre oranları şekil 13-18'de gösterilmiştir. Üst ve alt çenede yerleştirilen implantların primer stabiliteleri karşılaştırıldığında alt çenede yerleştirilen implantlardaki stabilite daha yüksek olup istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0.05$ ). Ölçüm yapılan tüm zaman noktalarında üst-alt çene ISQ farkı arasında anlamlı fark tespit edilmiştir. Üst ve alt çenedeki ISQ değerlerine genel olarak bakıldığında her iki çenenin değerlerinde de ilk 4 hafta süresince genel bir düşüş görülüp, üst çenedeki düşüş alt çeneye göre daha belirgindir. Üst çenedeki değerler 3. ayın sonunda ilk ölçümlerin üzerine çıksada bu değerler alt çenede aynı seviyelerde seyretmiştir.

Tedavi öncesinde alınan CBCT görüntüleri üzerinde implant yapılacak bölgelerin kortikal kemik kalınlıkları(KKK) ölçülmüştür. KKK ortalamaları üst ve alt çenede değerlendirildiğinde sırasıyla;  $0,79\pm 0,31$ mm ve  $1,39\pm 0,31$ mm olarak bulunmuş olup bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

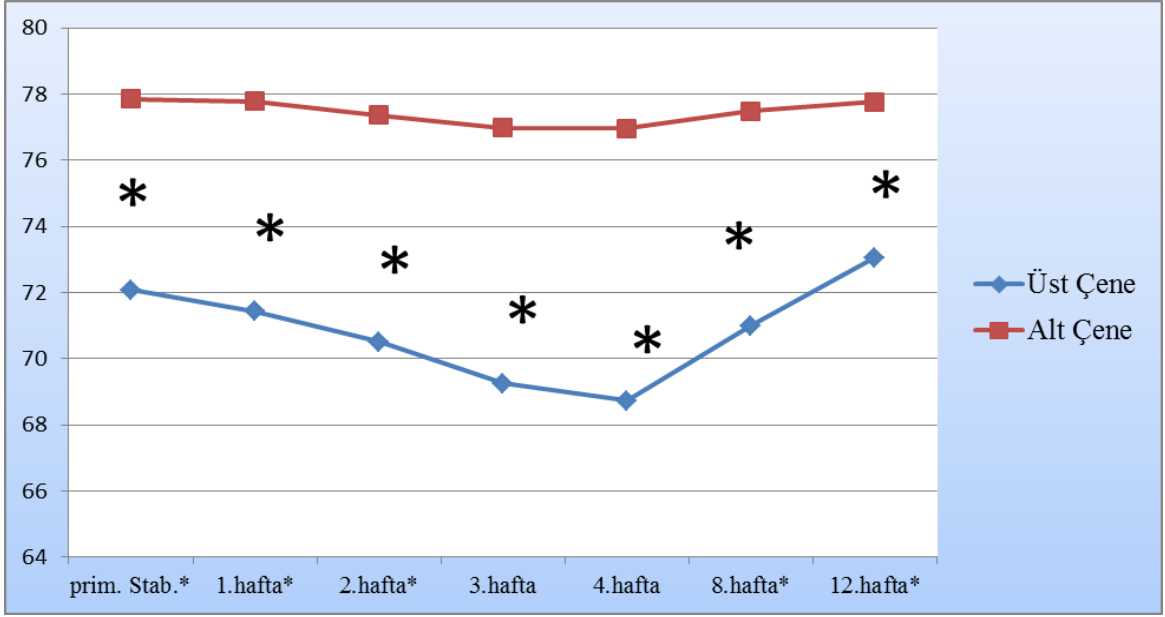
CBCT'den elde edilen görüntülerden Hounsfield Ünitesi(HU) vasıtasıyla ölçülen kemik yoğunluğu değerleri ortalamaları üst ve alt çenede sırasıyla;  $173,82\pm 72,42$  ve  $477,73\pm 111,85$  olup bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0.05$ ).

CBCT verilerinin ImageJ bilgisayar yazılım programında işlenmesiyle, kemik yapısal morfolometrik analizi yapılmış olup implant yerleştirilecek bölgelerden ölçümü yapılan BV/TV değerleri ortalaması üst ve alt çenede sırasıyla;  $0,27\pm 0,17$  ve  $0,49\pm 0,09$  olarak bulunmuş olup bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

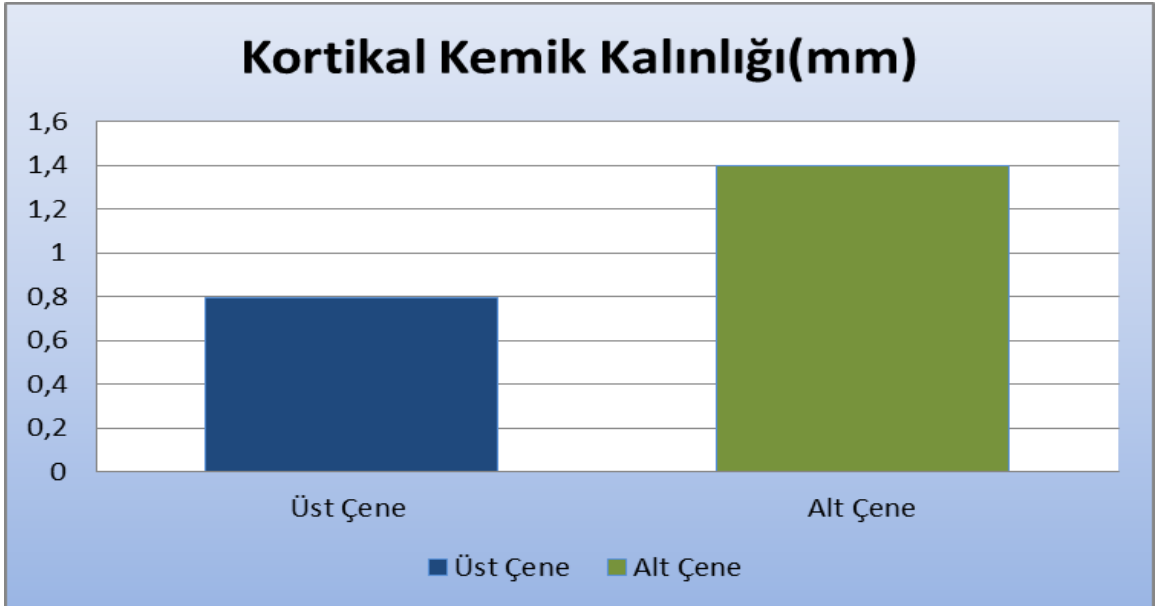
Trabekül kalınlığı hakkında bilgi veren diğer yapısal morfometrik parametrelerden olan Tb.Th kalınlıkları üst ve alt çenede ortalamaları sırasıyla;  $1,50\pm0,51$  mm ve  $2,62\pm0,62$  mm olarak bulunmuş olup aralarında istatistiksek fark olmadığı görülmüştür ( $p>0.05$ ). Trabeküler boşlukların yapısıyla ilgili bilgi veren diğer parametre Tb.Sp ortalamaları üst ve alt çenede sırasıyla;  $2,04\pm0,59$  mm ve  $1,48\pm0,31$  mm olarak bulunmuştur ve aralarındaki bu fark üst çenedeki trabeküler boşluğun daha fazla olduğu yönünde istatistiksek olarak anlamlıdır ( $p<0.05$ ). Trabeküler kemiğin şekli hakkında bilgi veren yapı model indeksi(structure model index, SMI) verileri incelendiğinde üst çene için  $1,47\pm0,84$ , alt çene için  $1,10\pm0,80$  olarak bulunmuş olup bu değerler istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

**Tablo 3.** Primer stabilite ve 3 aylık implant stabilite katsayısı değerlerinin ve CBCT'den elde edilen KKK, HU, BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp, SMI

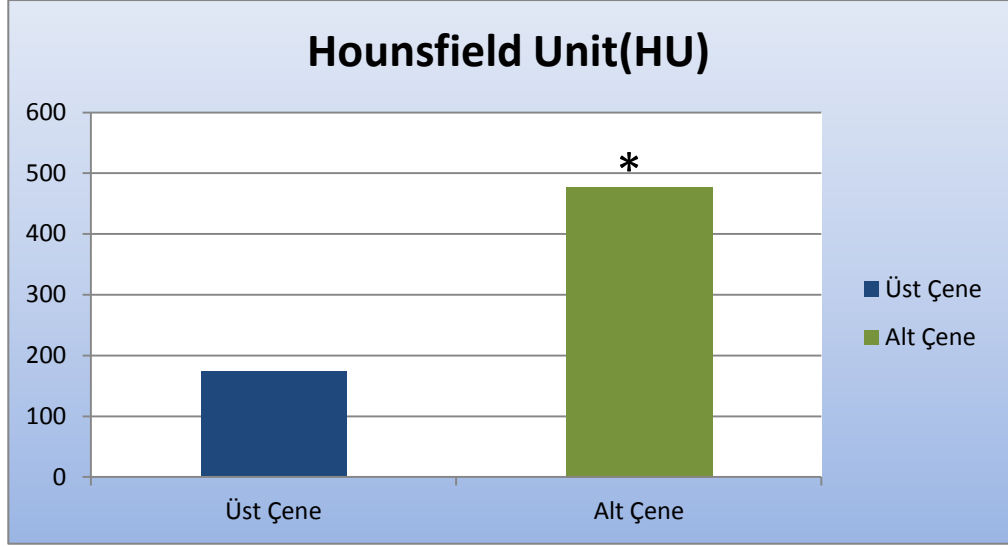
		N	Ort.	Std. Sapma
<b>Primer Stabilite (ISQ)</b>	Üst	41	<b>72,07*</b>	6,21
	Alt	45	<b>77,84*</b>	4,70
<b>1. hafta ISQ</b>	Üst	41	<b>71,43*</b>	6,11
	Alt	45	<b>77,77*</b>	4,70
<b>2. hafta ISQ</b>	Üst	41	<b>70,51*</b>	6,38
	Alt	45	<b>77,35*</b>	4,83
<b>3. hafta ISQ</b>	Üst	41	<b>69,24*</b>	6,11
	Alt	45	<b>76,97*</b>	4,85
<b>4. hafta ISQ</b>	Üst	41	<b>68,73*</b>	6,00
	Alt	45	<b>76,95*</b>	4,80
<b>2.ay ISQ</b>	Üst	41	<b>71,00*</b>	6,42
	Alt	45	<b>77,48*</b>	4,71
<b>3.ay ISQ</b>	Üst	41	<b>73,04*</b>	6,31
	Alt	45	<b>77,75*</b>	4,67
<b>KKK (mm)</b>	Üst	41	0,79	0,31
	Alt	45	1,39	0,31
<b>HU</b>	Üst	41	<b>173,82*</b>	72,42
	Alt	45	<b>477,73*</b>	111,85
<b>BV/TV</b>	Üst	41	0,277	0,17
	Alt	45	0,495	0,09
<b>Tb.Th(<math>\mu</math>)</b>	Üst	41	1,50	0,51
	Alt	45	2,62	0,62
<b>Tb.Sp(<math>\mu</math>)</b>	Üst	41	<b>2,04*</b>	0,59
	Alt	45	<b>1,48*</b>	0,31
<b>SMI</b>	Üst	41	1,47	0,84
	Alt	45	1,10	0,80



**Şekil 12.** Üst ve alt çeneye yerleştirilen implantların 12 haftalık ortalama ISQ değerleri  
\* p<0.05

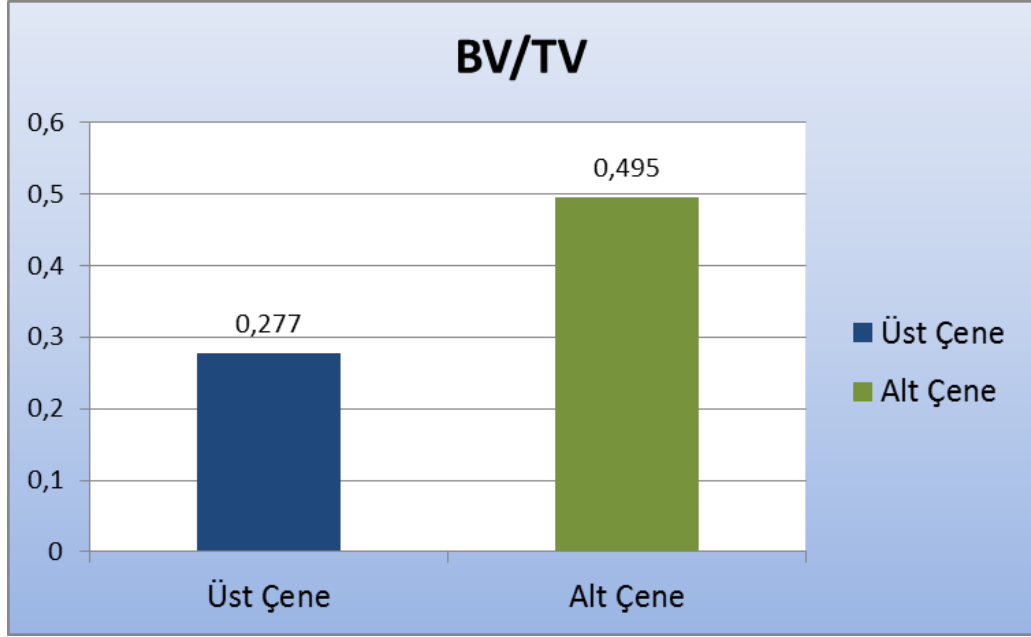


**Şekil 13.** CBCT verilerinden ölçülen kortikal kemik kalınlığı  
p>0.05



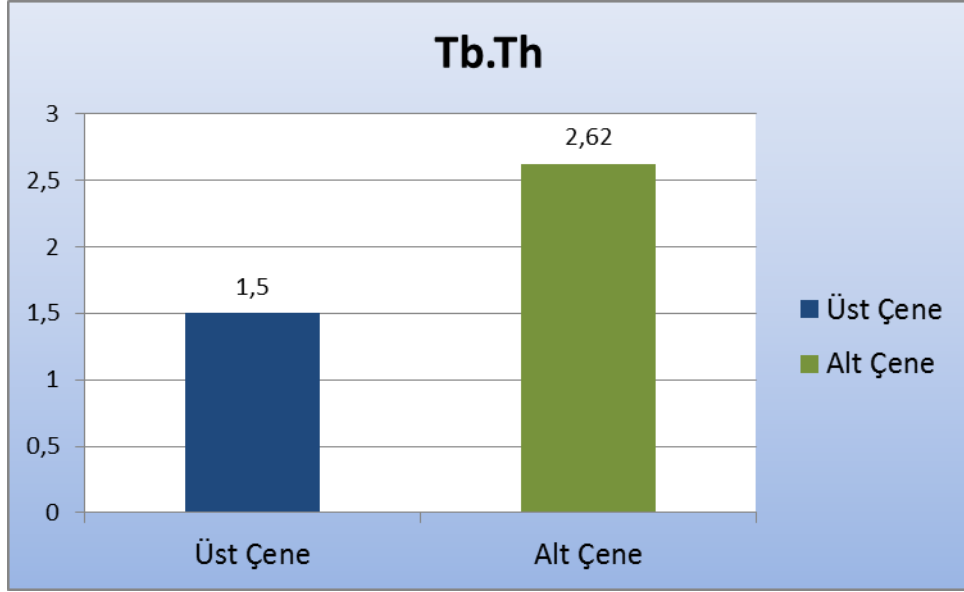
**Şekil 14.** CBCT verilerinden ölçülen HU oranı

\* $p < 0.05$

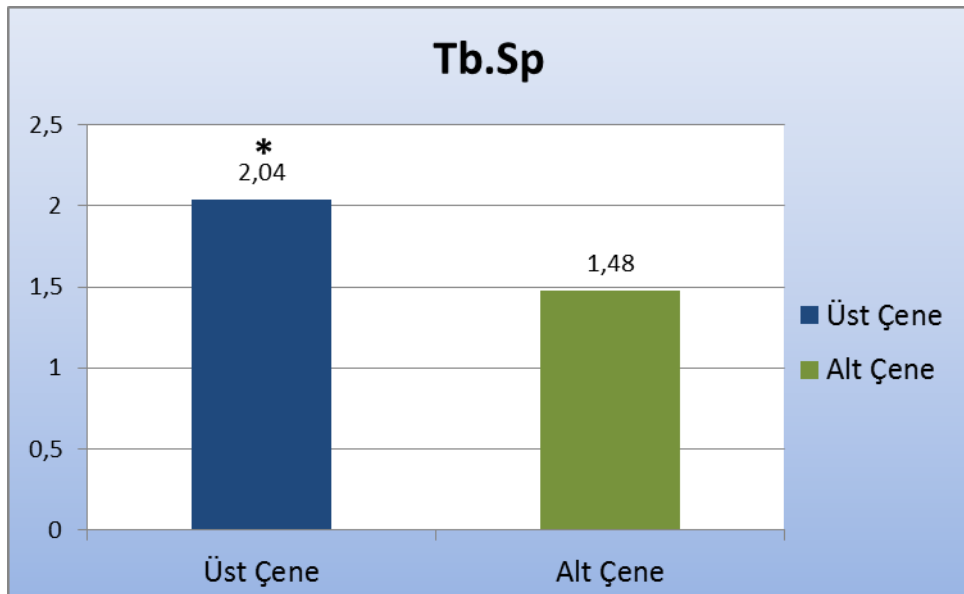


**Şekil 15.** CBCT verilerinden ölçülen BV/TV oranı

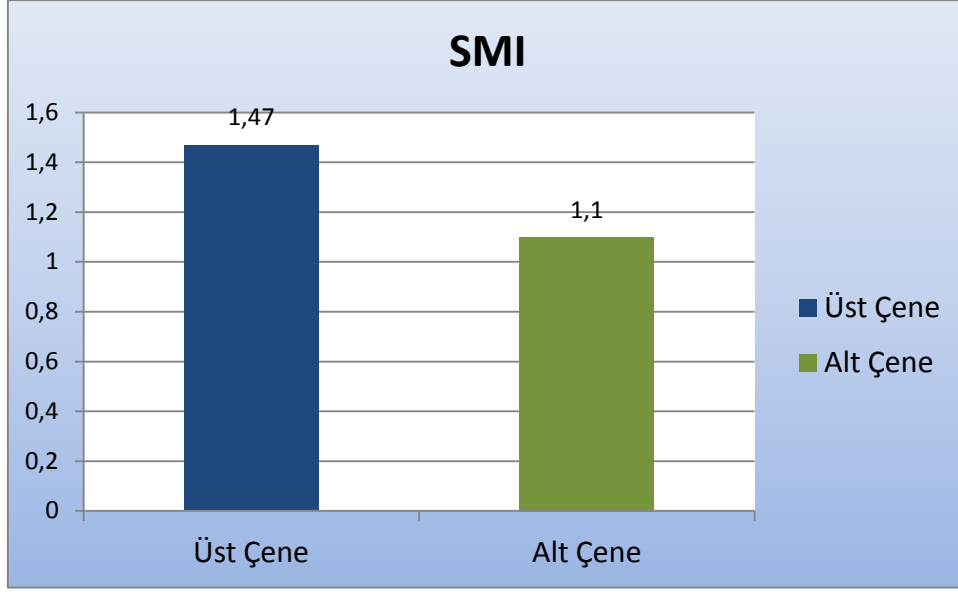
$p > 0.05$



**Şekil 16.** CBCT verilerinden ölçülen Tb.Th oranı  
 $p > 0.05$



**Şekil 17.** CBCT verilerinden ölçülen Tb.Sp oranı  
\*  $p < 0.05$



**Şekil 18.** CBCT verilerinden ölçülen SMI oranı  
p>0.05

Üst ve alt çenede yerleştirilen toplam 86 implantın primer stabilite ortalaması  $75,09 \pm 6,16$  bulunmuş olup, 3.ay ISQ değerleri ortalaması  $75,51 \pm 5,97$  olarak kaydedilmiştir. 3 aylık 0,41 ISQ artışı istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ).

Üst çeneye yerleştirilen 41 implantın primer stabilite ortalaması  $72,07 \pm 6,21$  olup 3.ay ISQ değerleri ortalaması ise  $73,04 \pm 6,31$ 'e yükseldiği bulunmuştur. ISQ ortalamaları arasındaki artış 0,97 olup bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Üst çeneye yerleştirilen 14 adet 3,3 çapa sahip implantların primer stabilite ortalaması  $69,07 \pm 5,26$  olup 3.ay ISQ ortalaması  $70,21 \pm 5,64$  olarak bulunmuştur. Aradaki artış 1,14 olup istatistik olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Üst çeneye yerleştirilen 14 adet 4,1 çaplı implantların primer stabilite ortalaması  $72,09 \pm 6,72$  olup 3.ay ISQ ortalaması  $72,27 \pm 6,60$  olarak bulunmuştur ve aradaki 0,18 artış anlamlı değildir ( $p > 0,05$ ). Üst çeneye yerleştirilen 13 adet 4,8 çaplı implantın primer stabilite ortalaması  $74,68 \pm 5,75$  olup 3.ay ISQ ortalaması  $76,06 \pm 5,65$  olarak bulunmuştur. Ortalama 1,37 artış istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Üst çeneye yerleştirilen 3 farklı çaptaki implantın primer stabilite ortalamaları değerlendirildiğinde en yüksek ISQ 4,8 mm çaplı implantlarda ölçülürken, en düşük ISQ 3,3 mm implantlarda ölçülmüştür. Üç farklı çaptaki implantta 3 aylık değerlendirme sonuçlarında yapılan ölçümlerinde stabilite ortalamalarında artış görülürken, bu 3 aylık stabilite artışı en çok olandan en az



olana sırasıyla 4,8 > 3,3 > 4,1 olarak tespit edilmiş olup bu artışlar birbirleriyle karşılaştırıldığında istatistiksel bir fark bulunmamıştır (p>0.05).

Alt çeneye yerleştirilen 45 implantın primer stabilite ortalaması 77,84±4,70 olup 3.ay ISQ ortalaması 77,75±4,67'ye düşmüştür. 3 aylık stabilitedeki 0,08 ISQ düşüşü istatistiksel olarak anlamlı değildir (p>0.05). Alt çeneye yerleştirilen 15 adet 3,3 çaplı implantın primer stabilite ortalaması 73,46±2,94 olarak bulunup 3.ay ISQ ortalaması 73,40±3,54'e düşmüştür. Aradaki fark 0,06 olup anlamlı değildir (p>0.05). Alt çeneye yerleştirilen 17 adet 4,1 çaplı implantın primer stabilite ortalaması 78,76±4,46 olup 3.ay ISQ ortalaması 79,05±4,29 olarak ölçülmüştür. Aradaki fark 0,29 olup bu artış anlamlı değildir (p>0.05). Alt çeneye yerleştirilen 13 adet 4,8 çaplı implantın primer stabilite ortalaması 81,69±1,79 olup 3.ay ISQ ortalaması 81,07±1,65 olarak ölçülmüştür. 3 aylık stabilitede görülen düşüş 0,61 olup bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0.05). Alt çeneye yerleştirilen 3 farklı çaptaki implantın primer stabilite ortalaması 4,8 çaplı implantlarda ölçülürken en düşük primer stabilite ortalaması 3,3 çaplı implantlarda görülmüştür. Bunun yanında, 4,8 mm ve 3,3 mm çaplı implantlarda 3.ay sonunda ölçülen değerlerde primer stabiliteye göre düşüş görülürken 4,1 mm çaplı implantlarda artış saptanmıştır. Tablo 7. ve 8.'de üst ve alt çeneye yerleştirilen implantların 3 aylık ortalama ISQ artış ve düşüşleri çapları cinsinden gösterilmiştir.

**Tablo 4.** Yerleştirilen toplam 86 implantın primer stabilitesi ve 3.ay stabilitesi ortalamaları farkı

<b>Tüm implantlar</b>	<b>N</b>	<b>Ortalama</b>
<b>Primer Stabilite</b>	86	75,09±6,16
<b>3.ay</b>	86	75,51±5,97
<b>3 aylık stabilite farkı</b>	86	<b>0,41*</b>

\*p<0.05

**Tablo 5.** Üst çeneye yerleştirilen toplam 41 implantın primer stabilitesi ve 3.ay stabilitesi ortalamaları farkı

Üst çene	N	Ortalama
Primer Stabilite	41	72,07±6,21
3.ay	41	73,04±6,31
3 aylık stabilite farkı	41	<b>0,97*</b>

\*p<0.05

**Tablo 6.** Alt çeneye yerleştirilen toplam 45 implantın primer stabilitesi ve 3.ay stabilitesi ortalamaları farkı

Alt çene	N	ortalama
Primer Stabilite	45	77,84±4,70
3.ay	45	77,75±4,67
3 aylık stabilite farkı	45	-0,08

p>0.05

**Tablo 7.** Üst çeneye yerleştirilen 3 farklı çapta toplam 41 implantın primer stabilitesi ve 3.ay stabilitesi ortalamaları ve farkları

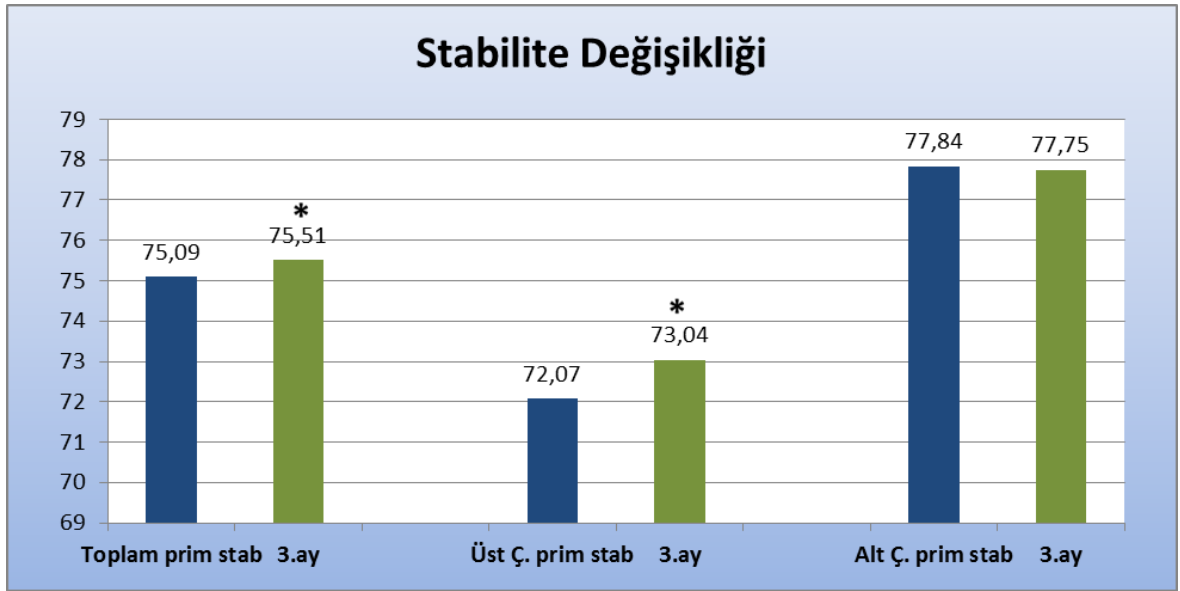
Üst çene	3,3 mm(ort)(14)	4,1 mm(ort)(14)	4,8 mm(ort)(13)
Prim. Stabilite	69,07±5,26	71,92±6,89	75,46±4,92
3.ay	70,21±5,64	72,35±6,68	76,84±4,93
3 aylık stabilite farkı	<b>+1,14*</b>	+0,18	<b>+1,37*</b>

\*p<0.05

**Tablo 8.** Alt çeneye yerleştirilen 3 farklı çapta toplam 45 implantın primer stabilitesi ve 3.ay stabilitesi ortalamaları ve farkları

Alt çene	3,3 mm(ort)(15)	4,1 mm(ort)(17)	4,8 mm(ort)(13)
<b>Prim. Stabilite</b>	73,46±2,94	78,76±4,46	81,69±1,79
<b>3.ay</b>	73,4±3,54	79,05±4,29	81,07±1,65
<b>3aylık stabilite farkı</b>	-0,06	+0,29	<b>-0,61*</b>

\*p<0.05



**Şekil 19.** Üst ve alt çeneye yerleştirilen tüm implantların 3 aylık ölçülen ilk ve son zaman noktasındaki ISQ farkları

\*p<0,05

Üst çenede ölçülen ISQ değerleri ile KKK, HU, BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp ve SMI ölçümleri arasındaki ilişkiler Pearson korelasyon analizi ile incelenmiştir. Üst çeneden elde edilen primer stabilite değerleri ile CBCT verilerinden elde edilen parametreler arasındaki en kuvvetli ilişki KKK ile görülmüştür. Bu ilişki, kuvvetliden zayıfa KKK > Tb.Sp > HU > BV/TV > Tb.Th > SMI şeklinde bulunmuştur. KKK değerleri (p<0.01) seviyesinde ve Tb.Sp değerleri (p<0.05) seviyesinde istatistiksel anlamlı olup primer stabilite ile Tb.Sp değeri arasındaki ilişki negatiftir.

Üst çenede 3. ay sonunda ölçülen ISQ değerleri ile KKK, HU, BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp ve SMI ölçümleri arasındaki ilişkiler değerlendirildiğinde, en kuvvetli ilişki KKK ile olup kuvvetliden zayıfa  $KKK > HU > Tb.Sp > BV/TV > SMI > Tb.Th$  şeklinde olup KKK ve HU değerleriyle 3. ay implant stabiliteyi arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0.05$ ). KKK, HU, BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp, SMI parametreleri primer stabilite ve 3 ay sonraki stabilite ölçümleriyle değerlendirildiğinde KKK'nın kuvvet derecesinin en yüksek olmasına rağmen düşüş gösterdiği, HU ve BV/TV ile aralarındaki kuvvet derecelerinde artış saptanmıştır.

Alt çeneye yerleştirilen implantların 3 aylık farklı zaman noktalarında yapılan ölçümleri sonucunda elde edilen ISQ değerleri ile CBCT verileri olan KKK, HU, BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp ve SMI arasındaki ilişkiler Pearson korelasyon analizi ile değerlendirilmiş olup implantların yerleştirildikleri andaki primer stabiliteyi ile bu parametreler arasında en kuvvetli ilişki KKK olarak bulunmuştur. Bu ilişki kuvvetliden zayıfa;  $KKK > BV/TV > MSI > Tb.Sp > HU > Tb.Th$  şeklinde olup istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0.05$ ).

3.ay alınan ISQ değerleri ile tedavi öncesi alınan CBCT parametreleri birlikte değerlendirildiğinde en güçlü uyum analiz edilen belirli kemik hacminin içinde ne kadar kemik olduğunu gösteren BV/TV ile olmuştur. Aralarındaki uyum kuvvetliden zayıfa;  $BV/TV > KKK > HU = Tb.Th > Tb.Sp > SMI$  şeklinde olduğu görülmüştür. Hem primer stabilite hem de 3.ay stabilite ölçümlerinde KKK ve BV/TV parametreleriyle aralarındaki ilişki diğer parametrelerle karşılaştırıldığında ön sırada olduğu gösterilmiştir. Trabeküler kemiğin yapısal model indeksini gösteren SMI değerleri, primer stabilite ölçümleriyle arasındaki ilişkinin, 3.ay ölçümleriyle olan ilişkisinden daha kuvvetli olduğu saptanmıştır. Alt çeneden alınan stabilite ölçümleriyle, CBCT verilerinden alınan yapısal morfometrik değişkenler arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ).

CBCT'den elde edilen yapısal morfometrik değişkenlerden olan BV/TV ile CBCT görüntülerinden doğrudan ölçülen HU ile aralarındaki ilişkiye bakıldığında hem üst ( $p < 0.05$ ) hem de alt ( $p < 0.01$ ) çenenin ilişkisi de istatistiksel olarak anlamlı olup alt çenenin ilişkisinin üst çeneden daha kuvvetli olduğu saptanmıştır. BV/TV'nin ayrıca bir diğer yapısal morfometrik değişken olan ve trabeküler kalınlık ile ilgili bilgi veren

Tb.Th ile olan ilişkisi üst çenede istatistiksel olarak anlam ifade etmezken ( $p>0.05$ ), alt çenede istatistiksel olarak ( $p<0.01$ ) seviyesinde kuvvetli ilişki gösterdiği saptanmıştır.

CBCT'den elde edilen yapısal morfometrik değişkenlerden olan ve trabeküler kalınlığı ile ilgili bilgi veren Tb.Th ve CBCT görüntülerinden doğrudan ölçülen HU ile aralarındaki ilişkiye bakıldığında hem üst ( $p<0.01$ ) hem de alt ( $p<0.05$ ) çenenin ilişkisi de istatistiksel olarak anlamlı olup bu ilişkinin üst çenede daha kuvvetli olduğu belirlenmiştir. Üst ve alt çenenin primer stabilite değerleri, 3.ay stabilite değerleri, KKK, HU, BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp, SMI değerlerinin birbirleriyle ilişkileri tablo 9 ve 10'da gösterilmiştir.

**Tablo 9.** Üst çenede primer stabilite, 3.ay stabilite, KKK, HU, CBCT yapısal morfometrik parametrelerinin ilişkileri

Üst Çene		Primer ISQ	3.ay ISQ	KKK	HU	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	SMI
Primer ISQ	r		<b>0,976</b>	<b>0,461</b>	0,303	0,196	0,092	<b>-0,316</b>	0,054
	p		<b>,000**</b>	<b>,002*</b>	,054	,218	,567	<b>,044*</b>	,735
3.ay ISQ	r	<b>0,976</b>		<b>0,377</b>	<b>0,326</b>	0,229	0,089	-0,273	0,099
	p	<b>,000**</b>		<b>,015*</b>	<b>,037*</b>	,150	,578	,084	,539
KKK	r	<b>0,461</b>	<b>0,377</b>		-0,182	-0,178	0,108	-0,239	-0,103
	p	<b>,002**</b>	<b>,015*</b>		,256	,264	,500	,133	,522
HU	r	0,303	<b>0,326</b>	-0,182		<b>0,371</b>	<b>0,507</b>	<b>-0,366</b>	-0,134
	p	,054	<b>,037*</b>	,256		<b>,017*</b>	<b>,001**</b>	<b>,018*</b>	,402
BV/TV	r	0,196	0,229	-0,178	<b>0,371</b>		-0,35	0,005	0,071
	p	,218	,150	,264	<b>,017*</b>		,827	,975	,660
Tb.Th	r	0,092	0,089	0,108	<b>0,507</b>	-0,35		-0,255	-0,196
	p	,567	,578	,500	<b>,001**</b>	,827		,108	,220
Tb.Sp	r	<b>-0,316</b>	-0,273	-0,239	<b>-0,366</b>	0,005	-0,255		<b>0,368</b>
	p	<b>,044*</b>	,084	,133	<b>,018*</b>	,975	,108		<b>,018*</b>
SMI	r	0,054	0,099	-0,103	-0,134	0,071	-0,196	<b>0,368</b>	
	p	,735	,539	,522	,402	,660	,220	<b>,018*</b>	

**Tablo 10.** Alt çenede primer stabilite, 3.ay stabilite, KKK, HU, CBCT yapısal morfolometrik parametrelerinin ilişkileri

Alt Çene		Primer ISQ	3.ay ISQ	KKK	HU	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	SMI
<b>Primer ISQ</b>	r		<b>0,978</b>	0,261	0,122	0,259	0,086	-0,130	-0,170
	p		<b>,000**</b>	,083	423	,086	,573	,394	,264
<b>3.ay ISQ</b>	r	<b>0,978</b>		0,250	0,154	0,266	0,154	-0,139	-0,097
	p	<b>,000**</b>		,097	,313	,078	,313	,364	,525
<b>KKK</b>	r	0,261	0,250		<b>0,499</b>	<b>0,421</b>	0,211	-0,190	0,025
	p	,083	,097		<b>.002**</b>	<b>,004**</b>	,164	,212	,872
<b>HU</b>	r	0,122	0,154	<b>0,499</b>		<b>0,723</b>	<b>0,346</b>	-0,120	0,048
	p	423	,313	<b>.002**</b>		<b>,000**</b>	<b>,020*</b>	,431	,752
<b>BV/TV</b>	r	0,259	0,266	<b>0,723</b>	<b>0,723</b>		<b>0,547</b>	-0,074	-0,001
	p	,086	,078	<b>,000**</b>	<b>,000**</b>		<b>,000**</b>	,629	,992
<b>Tb.Th</b>	r	0,086	0,154	0,211	<b>0,346</b>	<b>0,547</b>		-0,271	-0,049
	p	,573	,313	,164	<b>,020*</b>	<b>,000**</b>		,072	,750
<b>Tb.Sp</b>	r	-0,130	-0,139	-0,190	-0,120	-0,074	-0,271		0,192
	p	,394	,364	,212	,431	,629	,072		,205
<b>SMI</b>	r	-0,170	,264	0,025	0,048	-0,001	-0,049	0,192	
	p	,264	-0,097	,872	,752	,992	,750	,205	

Üst ve alt çeneye yerleştirilen dokuz farklı ebattaki implantın üç aylık osseointegrasyon sürecinde 7 farklı zaman noktasında ölçülen ortalama ISQ değerleri Tablo 11, 12, 13'te gösterilmiştir.

**Tablo 11.** Üst ve alt çenede yerleştirilen 9 farklı ebattaki toplam 86 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ortalama ISQ değerleri

Üst+alt Çene ISQ±s.s.	Prim. Stab.	1.h	2.h	3.h	4.h	2.ay	3.ay
<b>3,3-8mm</b>	68,62±6,6	68,37±6,6	67,25±7,2	66,37±6,9	66±6,9	67,12±7,3	68,37±7,1
<b>3,3-10mm</b>	71,84±3,4	71,46±3,7	71,1±53,6	70,69±3,9	70±4,2	71,53±4,0	73,07±3,3
<b>3,3-12mm</b>	72,71±3,1	72,71±3,1	72±3,3	71,42±3,4	71,57±3,5	72,14±2,5	73±2,2
<b>4,1-8mm</b>	74,9±8,6	74,4±8,6	73,5±9,0	72,5±9,3	72,2±9,2	73,5±8,7	74,7±8,2
<b>4,1-10mm</b>	77,3±4,6	77,2±4,7	76,3±4,9	75,6±5,5	75,6±5,6	76,8±4,9	77,9±4,5
<b>4,1-12mm</b>	74,6±6,2	74,3±6,4	73,4±6,5	72,9±6,7	73±7,0	74,5±6,4	75,3±6,1
<b>4,8-8mm</b>	78±4,7	77,2±5,2	77±5,5	75,7±5,8	75,1±5,7	77,2±5,1	78,7±4,7
<b>4,8-10mm</b>	78,7±5,7	78,3±5,8	77,8±6,4	77±6,7	76,6±6,6	78,1±6,1	78,8±4,8
<b>4,8-12mm</b>	79±4,3	78,75±4,7	78,1±5,3	77,1±5,6	77,1±5,3	78,3±4,2	79,2±3,2

**Tablo 12.** Üst çeneye yerleştirilen 9 farklı ebattaki 41 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri

Üst Çene ISQ±s.s.	Prim. Stab.	1.h	2.h	3.h	4.h	2.ay	3.ay
<b>3,3-8mm</b>	67,8±8,1	67,6±7,9	66±8,3	64,8±7,8	64,2±8,0	65,8±8,5	67,8±8,5
<b>3,3-10mm</b>	69,7±2,8	69±3,1	68,7±2,8	68±3,0	67±3,0	69,1±3,6	71,7±3,4
<b>3,3-12mm</b>	70±5,6	70±5,6	69±5,6	68±5,6	67,5±4,9	69,5±3,5	71±2,8
<b>4,1-8mm</b>	71,5±8,1	70,8±7,7	69,7±8,1	68,2±7,6	67,8±7,4	69,7±7,6	71,4±7,6
<b>4,1-10mm</b>	73±3,9	72,7±3,5	71,2±3,5	70±4,1	69,5±3,6	71,7±4,1	73,7±4,7
<b>4,1-12mm</b>	71,3±9,0	70,3±9,0	69,3±8,9	68,3±9,0	68,3±9,0	70,6±8,5	72,6±8,5
<b>4,8-8mm</b>	76,1±4,7	75,1±5,2	74,8±5,5	73±5,1	72,1±4,6	75,1±5,1	77,5±5,4
<b>4,8-10mm</b>	75,5±7,3	74,7±7,4	74±8,2	72,5±7,8	72,2±7,8	75±8,2	76,5±6,4
<b>4,8-12mm</b>	74±1,7	73,3±2,0	72±1,7	70,6±2,3	71±1,7	73,6±2,3	76±2,6



**Tablo 13.** Alt çeneye yerleştirilen 9 farklı ebattaki 45 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri

Alt Çene ISQ±s.s.	Prim. Stab.	1.h	2.h	3.h	4.h	2.ay	3.ay
3,3-8mm	70±4,3	69,6±4,9	69,3±5,5	69±5,1	69±4,3	69,3±5,5	69,3±5,5
3,3-10mm	74,3±2,1	74,3±2,1	74±2,2	73,8±2,1	73,5±2,1	74,3±2,5	74,6±2,7
3,3-12mm	73,8±1,3	73,8±1,3	73,2±1,4	72,8±1,3	73,2±1,3	73,2±1,3	73,8±1,6
4,1-8mm	82,6±2,5	82,6±2,5	82,3±2,0	82,3±2,0	82,3±2,0	82,3±2,0	82,3±2,0
4,1-10mm	79,8±3,0	79,8±3,0	79,2±2,7	78,8±2,9	79,1±2,7	79,7±2,2	80,2±2,2
4,1-12mm	76±4,8	76±4,8	75,1±4,9	74,8±5,1	75±5,5	76,1±5,3	76,4±5,2
4,8-8mm	81,6±1,5	81,3±1,1	81,3±1,1	81,3±1,1	81±1	81,3±0,5	81,3±0,5
4,8-10mm	81,4±2,6	81,2±2,1	81±2,3	80,6±2,7	80,2±2,7	80,6±2,5	80,8±2,3
4,8-12mm	82±1,2	82±1,2	81,8±1,6	81±1,8	80,8±1,6	81,2±1,4	81,2±1,4

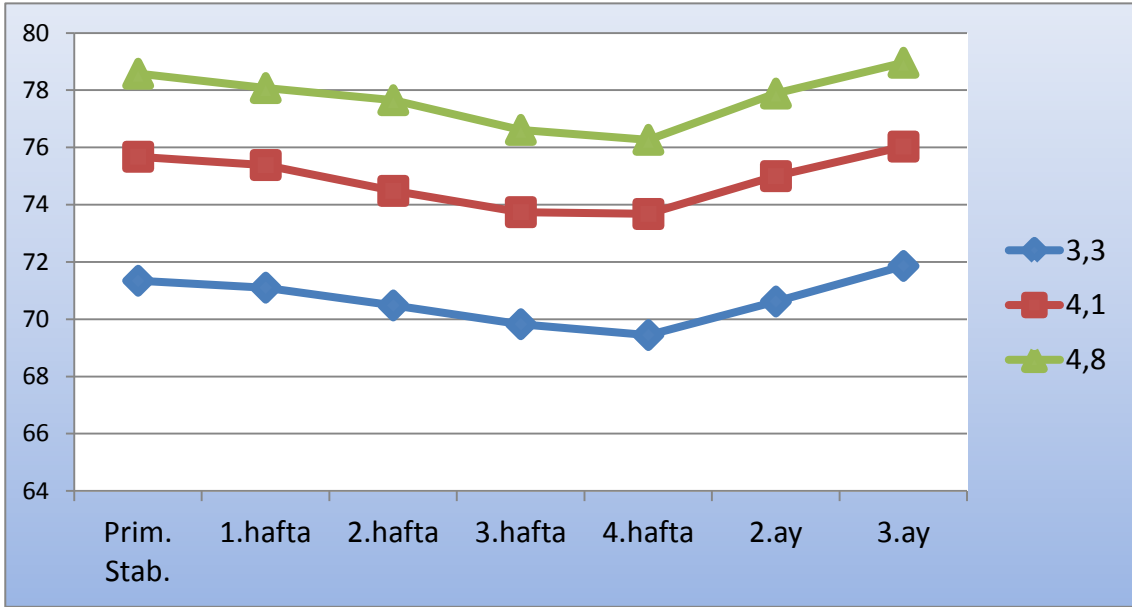
Yerleştirilen tüm implantlar 7 farklı zaman noktasında her iki çene birlikte çapları göz önünde bulundurularak ortalama ISQ değerleri ile aralarındaki farklar değerlendirildiğinde, 4,8 ve 4,1 mm çapındakiler 3,3 mm çapındakilere göre tüm zaman noktalarında anlamlı fark saptanmıştır ( $p<0,05$ ). 4,8 ve 4,1 mm çaptaki implantların arasında herhangi bir fark görülmemiştir ( $p>0,05$ ). Sadece üst çeneye yerleştirilen implantlar çaplarına göre değerlendirildiğinde tüm zaman noktalarında 3,3 ve 4,1 mm çapındaki implantlar arasında istatistiksel fark görülmezken ( $p>0,05$ ), 3,3 ve 4,8 mm çapındaki implantlar arasında anlamlı fark tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ). Bunun yanında 4,1 mm çapındaki implantlarla diğer iki farklı çapa ait implantlar arasında herhangi anlamlı bir fark saptanmamıştır ( $p>0,05$ ). Sadece alt çeneye yerleştirilen implantların çapları

göz önüne alınarak değerlendirildiğinde tüm zaman noktalarında 3,3 mm çapındakiler, 4,1 ve 4,8 mm çapa ait implantlarla arasında istatistiksel anlamlı fark olup ( $p < 0,05$ ), 4,1 ve 4,8 mm çapındaki implantların arasında herhangi anlamlı fark saptanmamıştır ( $p > 0,05$ ). Tablo 14.'te çaplara göre ortalama ISQ değerleri ve aralarındaki farklar verilmiştir. Şekil 20-22'de çaplara göre ISQ değişimleri gösterilmiştir.

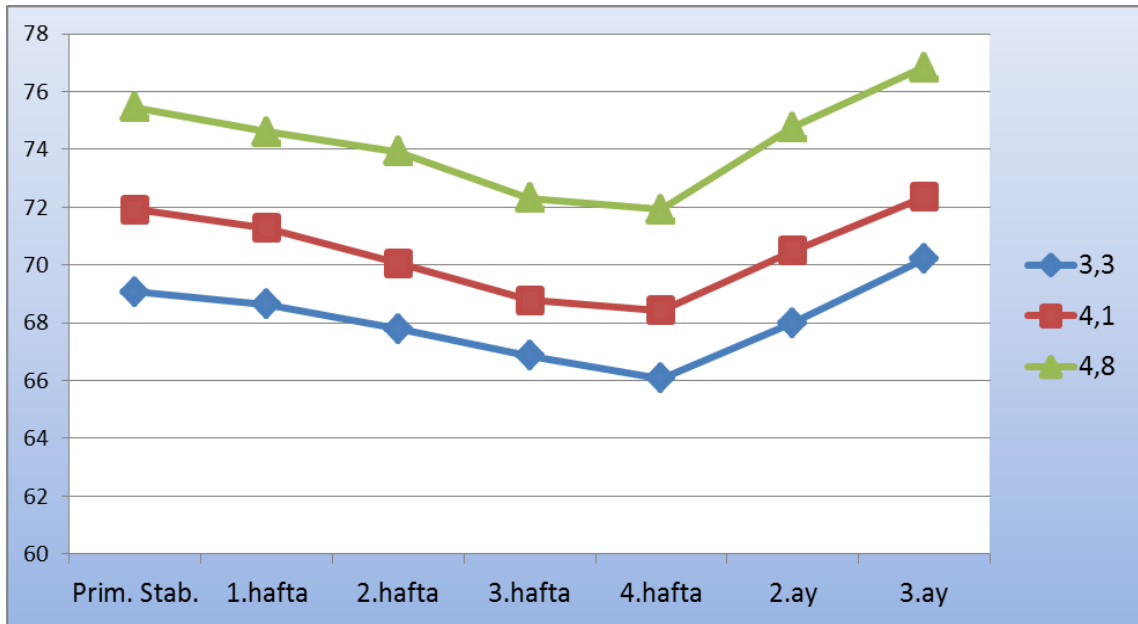
Yerleştirilen tüm implantlar 7 farklı zaman noktasında her iki çene birlikte boyları göz önünde bulundurularak ortalama ISQ değerleri ile aralarındaki farklar değerlendirildiğinde, tüm zaman noktalarında 8, 10, 12 mm boya sahip implantların ortalama ISQ değerleri arasında istatistiksel anlamlı fark görülmemiştir ( $p > 0,05$ ). Ayrıca üst ve alt çene ayrı ayrı değerlendirildiğinde üç farklı boya ait implantların ISQ değerleri arasında herhangi anlamlı bir fark saptanmamıştır ( $p > 0,05$ ). Boylar ve ortalama ISQ değerleri arasındaki farklar tablo 15.'te verilmiş ve şekil 23-25.'te gösterilmiştir.

**Tablo 14.** Üst-alt çenede yerleştirilen tüm implantların çaplarına göre ISQ değerleri farkları (değerlerin altında belirtilen harfleri aynı olanlar arasında fark bulunmazken, farklı harflere sahip değerler istatistiksel anlamlı fark göstermektedir)

	Çap (mm)	Prim.Stab	1.h	2.h	3.h	4.h	2.ay	3.ay
Üst	3,3	69,07±5,26 (a)	68,64±5,19 (a)	67,78±5,45 (a)	66,85±5,31 (a)	66,07±5,31 (a)	68,00±5,69 (a)	70,21±5,64 (a)
	4,1	71,92±6,89 (a,b)	71,28±6,68 (a,b)	70,07±6,79 (a,b)	68,78±6,68 (a,b)	68,42±6,45 (a,b)	70,50±6,56 (a,b)	72,35±6,68 (a,b)
	4,8	75,46±4,92 (b)	74,61±5,17 (b)	73,92±5,64 (b)	72,30±5,34 (b)	71,92±5,00 (b)	74,76±5,44 (b)	76,84±4,93 (b)
Alt	3,3	73,46±2,94 (a)	73,40±3,15 (a)	73,00±3,35 (a)	72,60±3,13 (a)	72,60±2,92 (a)	73,06±3,36 (a)	73,40±3,54 (a)
	4,1	78,76±4,46 (b)	78,76±4,46 (b)	78,11±4,52 (b)	77,82±4,68 (b)	78,00±4,82 (b)	78,70±4,35 (b)	79,05±4,29 (b)
	4,8	81,69±1,79 (b)	81,53±1,56 (b)	81,38±1,75 (b)	80,92±1,97 (b)	80,61±1,93 (b)	81,00±1,73 (b)	81,07±1,65 (b)
Tümü	3,3	71,34±4,71 (a)	71,10±4,83 (a)	70,48±5,14 (a)	69,82±5,15 (a)	69,44±5,32 (a)	70,62±5,23 (a)	71,86±4,86 (a)
	4,1	75,67±6,57 (b)	75,38±6,65 (b)	74,48±6,89 (b)	73,74±7,20 (b)	73,67±7,34 (b)	75±6,78 (b)	76,03±6,37 (b)
	4,8	78,57±4,82 (b)	78,07±5,14 (b)	77,65±5,59 (b)	76,61±5,90 (b)	76,26±5,78 (b)	77,88±5,07 (b)	78,96±4,19 (b)

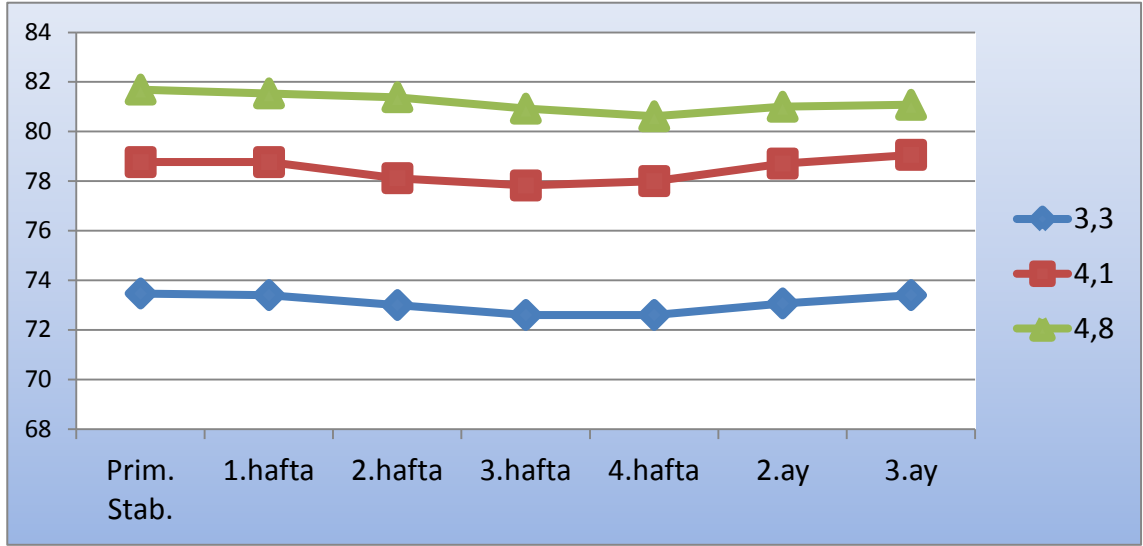


Şekil 20. Üst çeneye yerleştirilen 3 farklı çaptaki 86 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri



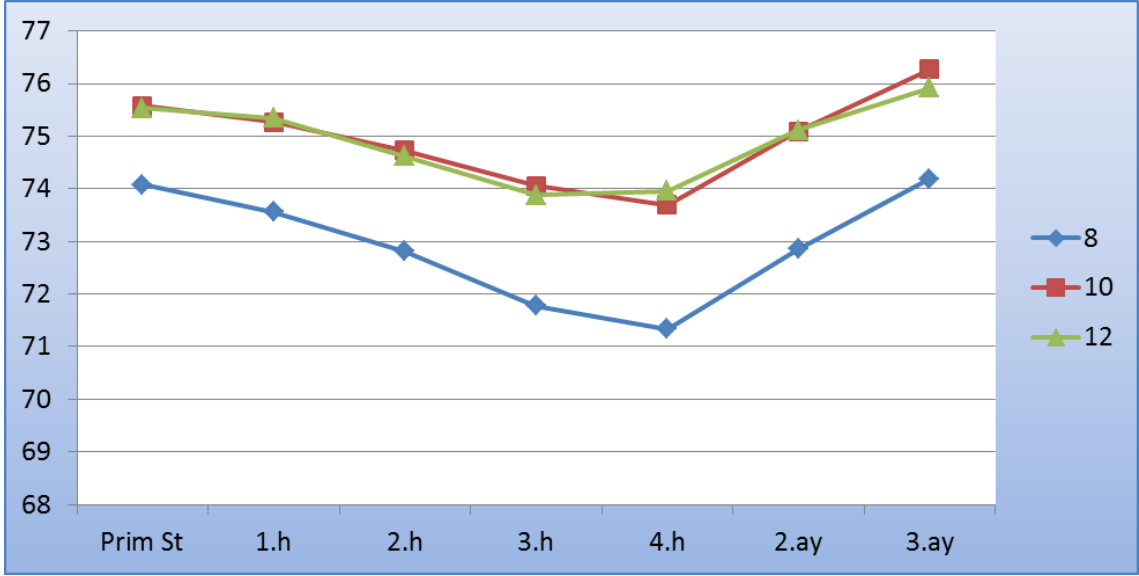
Şekil 21. Üst çeneye yerleştirilen 3 farklı çaptaki 41 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri

Şekil 22. Alt çeneye yerleştirilen 3 farklı çaptaki 45 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri

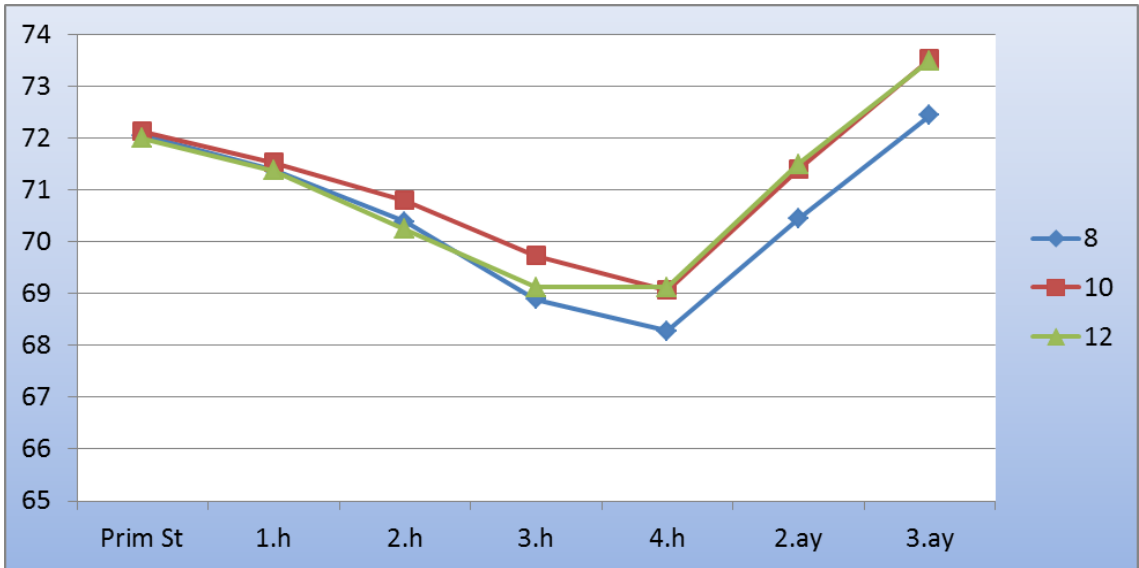


**Tablo 15.** Üst-alt çenede yerleştirilen tüm implantların boylarına göre ISQ değerleri farkları (değerlerin altındaki harfleri aynı olanlar arasında fark bulunmamaktadır)

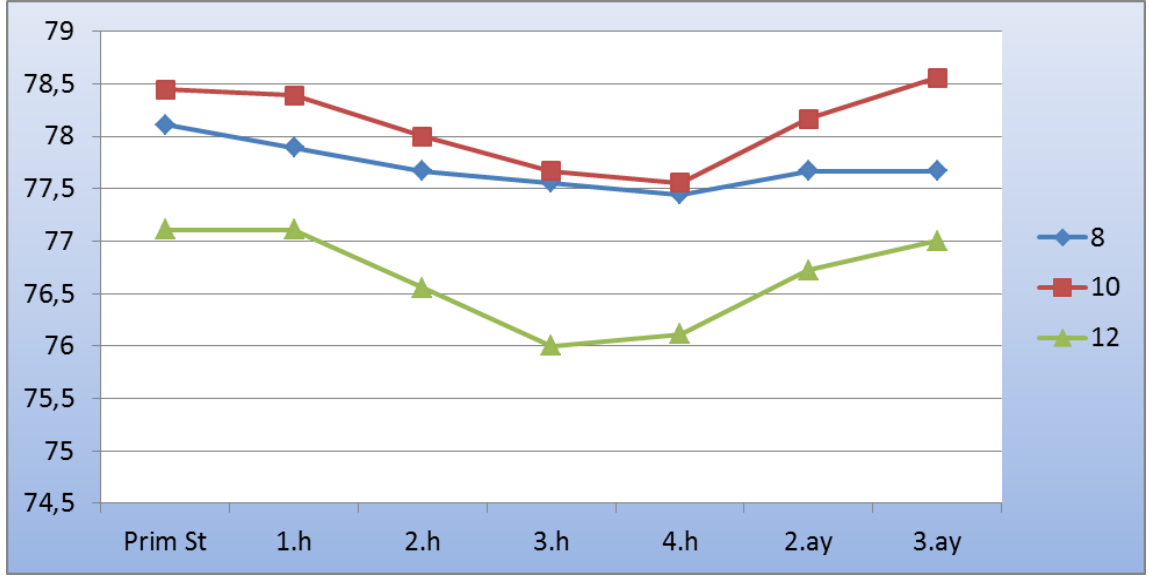
	Boy (mm)	Prim.Stab	1.h	2.h	3.h	4.h	2.ay	3.ay
Üst	8	72,05±7,58 (a)	71,38±7,3 3 (a)	70,38±7,8 6 (a)	68,88±7,3 7 (a)	68,27±7,1 6 (a)	70,44±7,7 5 (a)	72,44±7,89 (a)
	10	72,13±4,96 (a)	71,53±5,0 4 (a)	70,80±5,0 8 (a)	69,73±4,9 7 (a)	69,06±5,0 0 (a)	71,40±5,5 2 (a)	73,53±4,79 (a)
	12	72,00±5,65 (a)	71,37±5,6 5 (a)	70,25±5,5 2 (a)	69,12±5,5 9 (a)	69,12±5,5 1 (a)	71,50±5,2 3 (a)	73,50±5,34 (a)
Alt	8	78,11±6,64 (a)	77,88±6,8 0 (a)	77,66±6,9 4 (a)	77,55±7,0 3 (a)	77,44±6,8 2 (a)	77,66±6,9 2 (a)	77,66±6,92 (a)
	10	78,44±3,94 (a)	78,38±3,8 3 (a)	78,00±3,8 0 (a)	77,66±3,7 8 (a)	77,55±3,8 5 (a)	78,16±3,6 1 (a)	78,55±3,64 (a)
	12	77,11±4,47 (a)	77,11±4,4 7 (a)	76,55±4,7 0 (a)	76,00±4,6 5 (a)	76,11±4,6 5 (a)	76,72±4,5 4 (a)	77,00±4,39 (a)
Tümü	8	74,07±7,72 (a)	73,55±7,6 9 (a)	72,81±8,2 1 (a)	71,77±8,2 5 (a)	71,33±8,1 9 (a)	72,85±8,1 3 (a)	74,18±7,86 (a)
	10	75,57±5,40 (a)	75,27±5,5 6 (a)	74,72±5,6 8 (a)	74,06±5,8 7 (a)	73,69±6,10 (a)	75,09±5,6 5 (a)	76,27±4,85 (a)
	12	75,53±5,32 (a)	75,34±5,4 6 (a)	74,61±5,6 9 (a)	73,88±5,8 2 (a)	73,96±5,8 3 (a)	75,11±5,2 7 (a)	75,92±4,88 (a)



**Şekil 23.** Üst ve alt çeneye yerleştirilen 3 farklı boydaki 86 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri



**Şekil 24.** Üst çeneye yerleştirilen 3 farklı boydaki 41 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri



**Şekil 25.** Alt çeneye yerleştirilen 3 farklı boydaki 45 implantın 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri

Üst ve alt çeneye yerleştirilen 9 farklı ebattaki implantın 7 farklı zaman noktasında ölçümleri değerlendirilip aralarında Tukey'e göre çoklu karşılaştırma yapılmıştır. Üst çenede saptanan farklar istatistiksel olarak anlamlı olmayıp ( $p > 0,05$ ), alt çenede değerlendirilen ölçümler arasındaki farkların bir kısmı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Tablo 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24.'te farklı ebatlara ait implantların birbirlerine göre ortalama ISQ farkları verilmiş olup bu farkların istatistiksel olarak anlamlılıkları gösterilmiştir.

**Tablo 16.** 3,3-8 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları

3,3-8mmüst 3,3-8mmalt p<0,05	Prim.St.	1.h	2.h	3.h	4.h	8.h	12.h
3,3-10 üst	-1,9	-1,4	-2,7	-3,2	-2,8	-3,3	-3,9
3,3-10 alt	-4,3	-4,6	-4,6	-4,8	-4,5	-5,0	-5,3
3,3-12 üst	-2,2	-2,4	-3,0	-3,2	-3,3	-3,7	-3,2
3,3-12 alt	-4,3	-4,6	-4,5	-4,1	-4,5	-4,3	-4,8
4,1-8 üst	-3,7	-3,2	-3,7	-3,4	-3,6	-3,9	-3,6
4,1-8 alt	<b>-12,6*</b>	<b>-13,0*</b>	<b>-13,0*</b>	<b>-13,3*</b>	<b>-13,3*</b>	<b>-13,0*</b>	<b>-13,0*</b>
4,1-10 üst	-5,2	-5,1	-5,2	-5,2	-5,3	-5,9	-5,9
4,1-10 alt	<b>-9,8*</b>	<b>-10,1*</b>	<b>-9,9*</b>	<b>9,8*</b>	<b>-10,1*</b>	<b>-10,3*</b>	<b>-10,9*</b>
4,1-12 üst	-3,5	-2,7	-3,3	-3,5	-4,1	-4,8	-4,8
4,1-12 alt	-6,0	-6,3	-5,8	5,8	-6,0	-6,8	<b>-7,0*</b>
4,8-8 üst	-8,3	-7,5	-8,8	-8,2	-7,9	-9,3	-9,7
4,8-8 alt	<b>-11,6*</b>	<b>-11,6*</b>	<b>-12,0*</b>	<b>12,3*</b>	<b>-12,0*</b>	<b>-12,0*</b>	<b>-12,0*</b>
4,8-10 üst	-7,7	-7,1	-8,0	-7,7	-8,0	-9,2	-8,7
4,8-10 alt	<b>-11,4*</b>	<b>-11,5*</b>	<b>-11,6*</b>	<b>-11,6*</b>	<b>-11,2*</b>	<b>-11,2*</b>	<b>-11,4*</b>
4,8-12 üst	-6,2	-5,7	-6,0	-5,8	-6,8	-7,8	-8,2
4,8-12 alt	<b>-12,0*</b>	<b>-12,3*</b>	<b>-12,4*</b>	<b>-12,0*</b>	<b>-11,8*</b>	<b>-11,8*</b>	<b>-11,8*</b>



**Tablo 17.** 3,3-10 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları

<b>3,3-10mmüst 3,3-10mmalt p&lt;0,05</b>	<b>Prim.St.</b>	<b>1.h</b>	<b>2.h</b>	<b>3.h</b>	<b>4.h</b>	<b>8.h</b>	<b>12.h</b>
<b>3,3-8 üst</b>	1,9	-1,4	2,7	3,2	2,8	3,3	3,9
<b>3,3-8 alt</b>	4,3	4,6	4,6	4,8	4,5	5,0	5,3
<b>3,3-12 üst</b>	-0,2	-1,0	-0,2	0	-0,5	-0,3	0,7
<b>3,3-12 alt</b>	0	0	0,1	0,6	0	0,6	-0,5
<b>4,1-8 üst</b>	-1,8	-1,8	-1,0	-0,2	-0,8	-0,5	0,2
<b>4,1-8 alt</b>	<b>-8,3*</b>	<b>-8,3*</b>	<b>-8,3*</b>	<b>-8,5*</b>	<b>-8,8*</b>	<b>-8,0*</b>	<b>-7,6*</b>
<b>4,1-10 üst</b>	-3,2	-3,7	-2,5	-2,0	-2,5	-2,6	-2,0
<b>4,1-10 alt</b>	-5,5	<b>-5,5*</b>	-5,2	-5,0	-5,6	-5,3	-5,6
<b>4,1-12 üst</b>	-1,6	-1,3	-0,6	-0,3	-1,3	-1,5	-0,9
<b>4,1-12 alt</b>	-1,6	-1,6	-1,1	-1,0	-1,5	-1,8	-1,7
<b>4,8-8 üst</b>	-6,4	-6,1	-6,1	-5,0	-5,1	-6,0	-5,7
<b>4,8-8 alt</b>	<b>-7,3*</b>	-7,0	<b>-7,3*</b>	<b>-7,5*</b>	<b>-7,5*</b>	-7,0	-6,6
<b>4,8-10 üst</b>	-5,7	-5,7	-5,2	-4,5	-5,2	-5,8	-4,7
<b>4,8-10 alt</b>	<b>-7,0*</b>	<b>-6,8*</b>	<b>-7,0*</b>	<b>-6,7*</b>	<b>-6,7*</b>	<b>-6,2*</b>	-6,1
<b>4,8-12 üst</b>	-4,2	-4,3	-3,2	-2,6	-4,0	-4,5	-4,2
<b>4,8-12 alt</b>	<b>-7,6*</b>	<b>-7,6*</b>	<b>-7,8*</b>	<b>-7,1*</b>	<b>-7,3*</b>	<b>-6,8*</b>	<b>-6,5*</b>

**Tablo 18.** 3,3-12 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları

3,3-12mmüst 3,3-12mmalt p<0,05	Prim.St.	1.h	2.h	3.h	4.h	8.h	12.h
3,3-8üst	2,2	2,4	3,0	3,2	3,3	3,7	3,2
3,3-8alt	4,3	4,6	4,5	4,1	4,5	4,3	4,8
3,3-10üst	0,2	1,0	-0,2	0	0,5	0,3	-0,7
3,3-10alt	0	0	-0,1	-0,6	0	-0,6	-0,5
4,1-8üst	-1,8	-0,8	-0,7	-0,2	-0,3	-0,2	-0,4
4,1-8 alt	<b>-8,3*</b>	<b>-8,3*</b>	<b>-8,5*</b>	<b>-9,1*</b>	<b>-8,8*</b>	<b>-8,6*</b>	<b>-8,1*</b>
4,1-10 üst	-3,2	-2,7	-2,2	-2,0	-2,0	-2,2	-2,7
4,1-10 alt	-5,5	-5,5	-5,4	-5,6	-5,6	<b>-6,0*</b>	<b>-6,1*</b>
4,1-12 üst	-1,6	-0,3	-0,3	0,3	-0,8	-1,1	-1,6
4,1-12 alt	-1,6	-1,6	-1,3	-1,6	-1,5	-2,4	-2,2
4,8-8 üst	-6,4	-5,1	-5,8	-5,0	-4,6	-5,6	-6,5
4,8-8 alt	<b>-7,3*</b>	-7,0	-7,5	<b>-8,1*</b>	<b>-7,5*</b>	<b>-7,6*</b>	-7,1
4,8-10 üst	-5,7	-4,7	-5,0	-4,5	-4,7	-5,5	-5,5
4,8-10 alt	<b>-7,0*</b>	<b>-6,8*</b>	<b>-7,1*</b>	<b>-7,4*</b>	<b>-6,7*</b>	<b>-6,9*</b>	<b>-6,6*</b>
4,8-12 üst	-4,2	-3,3	-3,0	-2,6	-3,5	-4,1	-5,0
4,8-12 alt	<b>-7,6*</b>	<b>-7,6*</b>	<b>-7,9*</b>	<b>-7,8*</b>	<b>-7,3*</b>	<b>-7,5*</b>	<b>-7,0*</b>

**Tablo 19.** 4,1-8 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları

<b>4,1-8mmüst 4,1-8mmalt p&lt;0,05</b>	<b>Prim.St.</b>	<b>1.h</b>	<b>2.h</b>	<b>3.h</b>	<b>4.h</b>	<b>8.h</b>	<b>12.h</b>
<b>3,3-8üst 3,3-8alt</b>	3,7 <b>12,6*</b>	3,2 <b>13,0*</b>	3,7 <b>13,0*</b>	3,4 <b>13,3*</b>	3,6 <b>13,3*</b>	3,9 <b>13,0*</b>	3,6 <b>13,0*</b>
<b>3,3-10üst 3,3-10alt</b>	1,8 <b>8,3*</b>	1,8 <b>8,3*</b>	1,0 <b>8,3*</b>	0,2 <b>8,5*</b>	0,8 <b>8,8*</b>	0,5 <b>8,0*</b>	-0,2 <b>7,6*</b>
<b>3,3-12üst 3,3-12 alt</b>	1,5 <b>8,3*</b>	0,8 <b>8,3*</b>	0,7 <b>8,5*</b>	0,2 <b>9,1*</b>	0,3 <b>8,8*</b>	0,2 <b>8,6*</b>	0,4 <b>8,1*</b>
<b>4,1-10 üst 4,1-10 alt</b>	-1,4 2,8	-1,8 2,8	-1,5 3,0	-1,7 3,4	-1,6 3,1	-2,0 2,6	-2,3 2,0
<b>4,1-12 üst 4,1-12 alt</b>	0,2 6,6	0,5 6,6	0,3 <b>7,1*</b>	0 <b>7,4*</b>	-0,4 <b>7,3*</b>	-0,9 6,1	-1,2 5,9
<b>4,8-8 üst 4,8-8 alt</b>	-4,5 1,0	-4,3 1,3	-5,1 1,0	-4,7 1,0	-4,3 1,3	-5,4 1,0	-6,0 1,0
<b>4,8-10 üst 4,8-10 alt</b>	-3,9 1,2	-3,8 1,4	-4,2 1,3	-4,2 1,7	-4,3 2,1	-5,2 1,7	-5,0 1,5
<b>4,8-12 üst 4,8-12 alt</b>	-2,4 0,6	-2,4 0,6	-2,2 0,5	-2,3 1,3	-3,1 1,5	-3,9 1,1	-4,5 1,1

**Tablo 20.** 4,1-10 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları

<b>4,1-10mmüst 4,1-10mmalt p&lt;0,05</b>	<b>Prim.St.</b>	<b>1.h</b>	<b>2.h</b>	<b>3.h</b>	<b>4.h</b>	<b>8.h</b>	<b>12.h</b>
<b>3,3-8üst 3,3-8alt</b>	5,2 <b>9,8*</b>	5,1 <b>10,1*</b>	5,2 <b>9,9*</b>	5,2 <b>9,8*</b>	5,3 <b>10,1*</b>	5,9 <b>10,3*</b>	5,9 <b>10,9*</b>
<b>3,3-10üst 3,3-10alt</b>	3,2 5,5	3,7 5,5	2,5 5,2	2,0 5,0	2,5 5,6	2,6 5,3	2,0 5,6
<b>3,3-12üst 3,3-12alt</b>	3,0 5,5	2,7 5,5	2,2 5,4	2,0 5,6	2,0 5,6	2,2 <b>6,0*</b>	2,7 <b>6,1*</b>
<b>4,1-8üst 4,1-8 alt</b>	1,4 -2,8	1,8 -2,8	1,5 -3,0	1,7 -3,4	1,6 -3,1	2,0 -2,6	2,3 -2,0
<b>4,1-12 üst 4,1-12 alt</b>	1,6 3,8	2,4 3,8	1,9 4,1	1,6 4,0	1,1 4,1	1,0 3,5	1,0 3,8
<b>4,8-8 üst 4,8-8 alt</b>	-3,1 -1,8	-2,4 -1,4	-3,5 -2,0	-3,0 -2,4	-2,6 -1,8	-3,4 -1,6	-3,7 -1,0
<b>4,8-10 üst 4,8-10 alt</b>	-2,5 -1,5	-2,0 -1,3	-2,7 -1,7	-2,5 -1,7	-2,7 -1,0	-3,2 -0,8	-2,7 -0,5
<b>4,8-12 üst 4,8-12 alt</b>	-1,0 -2,1	-0,5 -2,1	-0,7 -2,5	-0,6 -2,1	-1,5 -1,6	-1,9 -1,4	-2,2 -0,9

**Tablo 21.** 4,1-12 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları

4,1-12mmüst 4,1-12mmalt p<0,05	Prim.St.	1.h	2.h	3.h	4.h	8.h	12.h
3,3-8üst 3,3-8alt	3,5 6,0	2,7 6,3	3,3 5,8	3,5 5,8	4,1 6,0	4,6 6,8	4,8 7,0*
3,3-10üst 3,3-10alt	1,6 1,6	1,3 1,6	0,6 1,1	0,3 1,0	1,3 1,5	1,5 1,8	0,9 1,7
3,3-12üst 3,3-12alt	1,3 1,6	-0,3 1,6	0,3 1,3	0,3 1,6	0,8 1,5	1,1 2,4	1,6 2,2
4,1-8 üst 4,1-8 alt	-0,2 -6,6	-0,5 -6,6	-0,3 -7,1*	0 -7,4*	0,4 -7,3*	0,9 -6,1	1,2 -5,9
4,1-10 üst 4,1-10 alt	-1,6 -3,8	-2,4 -3,8	-1,9 -4,1	-1,6 -4,0	-1,1 -4,1	-1,0 -3,5	-1,0 -3,8
4,8-8 üst 4,8-8 alt	-4,8 -5,6	-4,8 -5,3	-5,5 -6,1	-4,6 -6,4	-3,8 -6,0	-4,5 -5,1	-4,8 -4,9
4,8-10 üst 4,8-10 alt	-4,1 -5,4	-4,4 -5,2	-4,6 -5,8	-4,1 -5,7	-3,9 -5,2	-4,3 -4,4	-3,8 -4,3
4,8-12 üst 4,8-12 alt	-2,6 -6,0*	-3,0 -6,0*	-2,6 -6,6*	-2,3 -6,1*	-2,6 -5,8	-3,0 -5,0	-3,3 -4,7

**Tablo 22.** 4,8-8 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları

<b>4,8-8mmüst 4,8-8mmalt p&lt;0,05</b>	<b>Prim.St.</b>	<b>1.h</b>	<b>2.h</b>	<b>3.h</b>	<b>4.h</b>	<b>8.h</b>	<b>12.h</b>
<b>3,3-8üst 3,3-8alt</b>	8,3 <b>11,6*</b>	7,5 <b>11,6*</b>	8,8 <b>12,0*</b>	8,2 <b>12,3*</b>	7,9 <b>12,0*</b>	9,3 <b>12,0*</b>	9,7 <b>12,0*</b>
<b>3,3-10üst 3,3-10alt</b>	6,4 7,3*	6,1 7,0	6,1 <b>7,3*</b>	5,0 <b>7,5*</b>	5,1 <b>7,5*</b>	6,0 7,0	5,7 6,6
<b>3,3-12üst 3,3-12alt</b>	6,1 7,3*	5,1 7,0	5,8 <b>7,5*</b>	5,0 <b>8,1*</b>	4,6 <b>7,5*</b>	5,6 <b>7,6*</b>	6,5 7,1
<b>4,1-8 üst 4,1-8 alt</b>	4,5 -1,0	4,3 -1,3	5-1 -1,0	4,7 -1,0	4,3 -1,3	5,4 -1,0	6,0 -1,0
<b>4,1-10 üst 4,1-10 alt</b>	3,1 1,8	2,4 1,4	3,5 2,0	3,0 2,4	2,6 1,8	3,4 1,6	3,7 1,0
<b>4,1-12 üst 4,1-12alt</b>	4,8 5,6	4,8 5,3	5,5 6,1	4,6 6,4	3,8 6,0	4,5 5,1	4,8 4,9
<b>4,8-10 üst 4,8-10 alt</b>	0,6 0,2	0,4 0,1	0,8 0,3	0,5 0,7	0 0,8	0,1 0,7	1,0 0,5
<b>4,8-12 üst 4,8-12 alt</b>	2,1 -0,3	1,8 -0,6	2,8 -0,4	2,3 0,3	1,1 0,2	1,5 0,1	1,5 0,1

**Tablo 23.** 4,8-10 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları

4,8-10mmüst 4,8-10mmalt p<0,05	Prim.St.	1.h	2.h	3.h	4.h	8.h	12.h
3,3-8üst 3,3-8alt	7,7 11,4*	7,1 11,5*	8,0 11,6*	7,7 11,6*	8,0 11,2*	9,2 11,2*	8,7 11,4*
3,3-10üst 3,3-10alt	5,7 7,0*	5,7 6,8*	5,2 7,0*	4,5 6,7*	5,2 6,7*	5,8 6,2*	4,7 6,1
3,3-12üst 3,3-12alt	5,5 7,0*	4,7 6,8*	5,0 7,1*	4,5 7,4*	4,7 6,7*	5,5 6,9*	5,5 6,6*
4,1-8üst 4,1-8 alt	3,9 -1,2	3,8 -1,4	4,2 -1,3	4,2 -1,7	4,3 -2,1	5,2 -1,7	5,0 -1,5
4,1-10 üst 4,1-10 alt	2,5 1,5	2,0 1,3	2,7 1,7	2,5 1,7	2,7 1,0	3,2 0,8	2,7 0,5
4,1-12 üst 4,1-12 alt	4,1 5,4	4,4 5,2	4,6 5,8	4,1 5,7	3,9 5,2	4,3 4,4	3,8 4,3
4,8-8 üst 4,8-8 alt	-0,6 -0,2	-0,4 -0,1	-0,8 -0,3	-0,5 -0,7	0 -0,8	-0,1 -0,7	-1,0 -0,5
4,8-12 üst 4,8-12 alt	1,5 -0,6	1,4 -0,8	2,0 -0,8	1,8 -0,4	1,2 -0,6	1,3 -0,6	0,5 -0,4

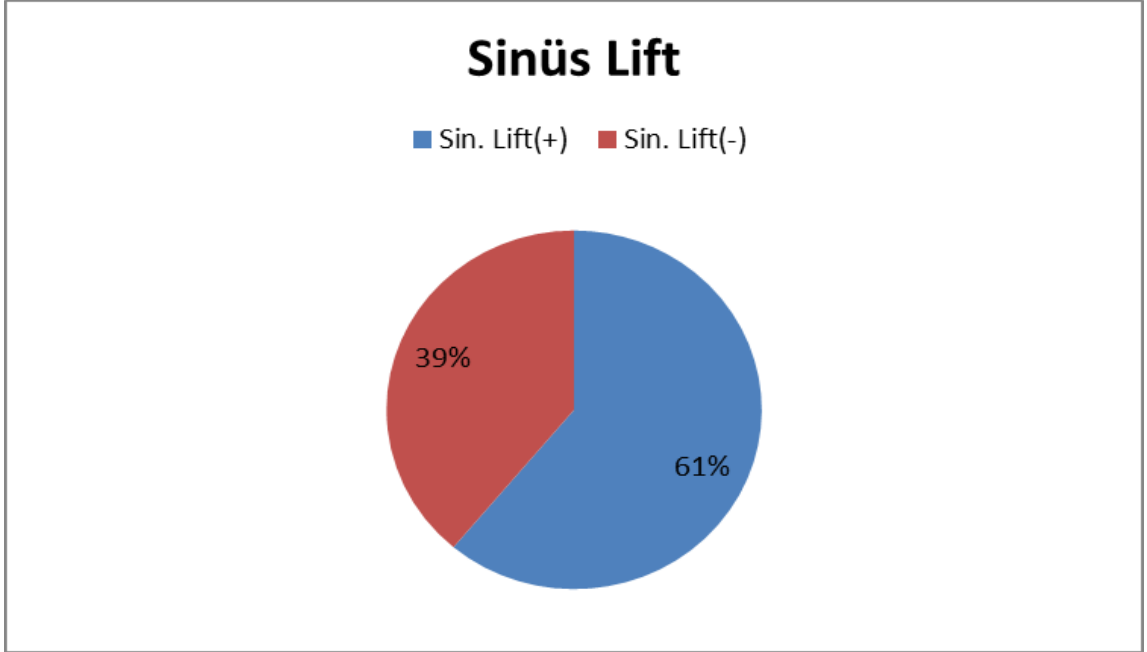
**Tablo 24.** 4,8-12 mm implantların üst ve alt çenede ortalama ISQ'larının diğerleriyle farkları

4,8-12mmüst 4,8-12mmalt p<0,05	Prim.St.	1.h	2.h	3.h	4.h	8.h	12.h
3,3-8üst 3,3-8alt	6,2 12,0*	5,7 12,3*	6,0 12,4	5,8 12,0*	6,8 11,8*	7,8 11,8*	8,2 11,8*
3,3-10üst 3,3-10alt	4,2 7,6*	4,3 7,6*	3,2 7,8	2,6 7,1*	4,0 7,3*	4,5 6,8*	4,2 6,5*
3,3-12üst 3,3-12alt	4,0 7,6*	3,3 7,6*	3,0 7,9	2,6 7,8*	3,5 7,3*	4,1 7,5*	5,0 7,0*
4,1-8üst 4,1-8 alt	2,4 -0,6	2,4 -0,6	2,2 -0,5	2,3 -1,3	3,1 -1,5	3,9 -1,1	4,5 -1,1
4,1-10 üst 4,1-10 alt	1,0 2,1	0,5 2,1	0,7 2,5	0,6 2,1	1,5 1,6	1,9 1,4	2,2 0,9
4,1-12 üst 4,1-12 alt	2,6 6,0*	3,0 6,0*	2,6 6,6	2,3 6,1*	2,6 5,8	3,0 5,0	3,3 4,7
4,8-8 üst 4,8-8 alt	-2,1 0,3	-1,8 0,6	-2,8 0,4	-2,3 -0,3	-1,1 -0,2	-1,5 -0,1	-1,5 -0,1
4,8-10 üst 4,8-10 alt	-1,5 0,6	-1,4 0,8	-2,0 0,8	-1,8 0,4	-1,2 0,6	-1,3 0,6	-0,5 0,4

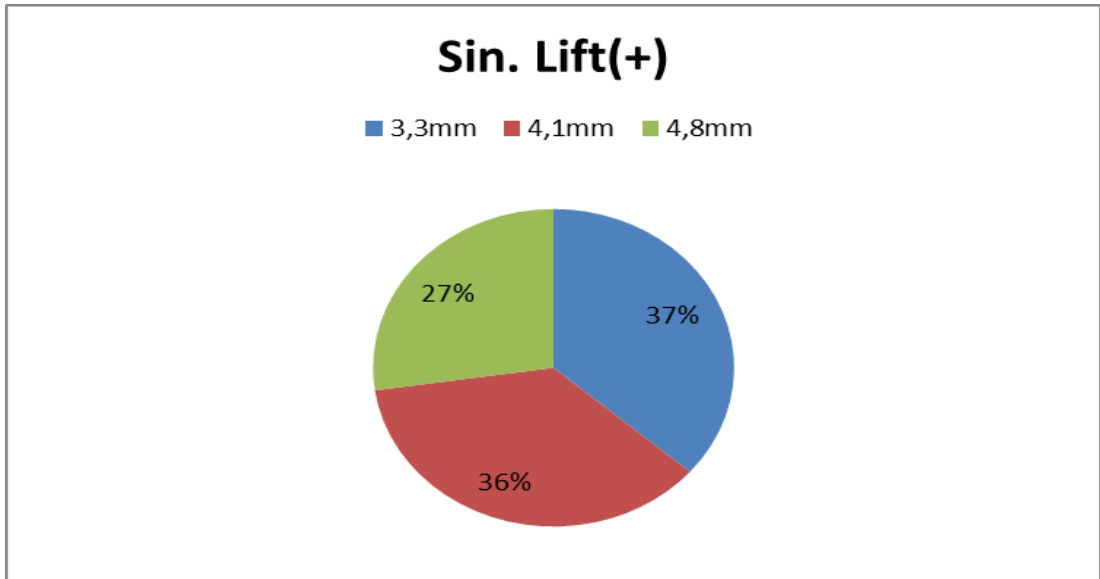
Üst çenede yapılan değerlendirmeler sonucunda sinüs tabanı-kret tepesi arasındaki mesafe standart implant yerleştirme prosedürü için yeterli olmayan hastalarda krestal yaklaşımla internal sinüs tabanı kaldırma yöntemi uygulanmış olup sadece 8mm uzunluktaki implantlar kullanılmıştır. 7 adet implant sinüs tabanı kaldırma işlemi uygulanmaksızın yerleştirilirken 11 implant için bu yöntem uygulanmıştır. Şekil 26. ve 27.'de ilgili oranlar görülmektedir. Üst çeneye yerleştirilirken sinüs tabanı yükseltme işlemi uygulanan ve uygulanmayan implantların 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri tablo 25.'te verilmiş ve şekil 28.'de gösterilmiştir. Sinüs



tabanı yükseltilerek ve yükseltmeden yerleştirilen implantların primer stabilitelerinde ortalamaları sırasıyla  $72,0 \pm 7,2$  ve  $72,1 \pm 8,6$  olup 3 ay sonraki ISQ ölçümleri ortalamaları sırasıyla  $71,72 \pm 7,4$  ve  $73,57 \pm 9,0$  olup istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).



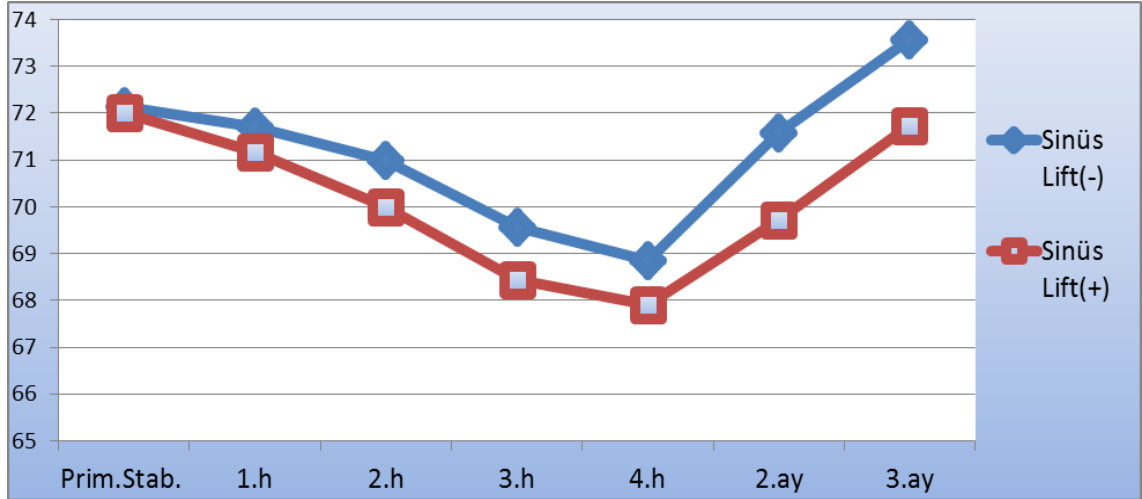
**Şekil 26.** Üst çenede kullanılan 8mm uzunluktaki 18 implant için sinüs tabanı yükseltme yöntemi kullanma oranı



**Şekil 27.** Sinüs tabanı yükseltmesi yapılan hastalarda kullanılan 3 farklı çaptaki implantın tümüne göre dağılımı

**Tablo 25.** Üst çeneye sinüs tabanı yükseltme işlemi yapılarak ve yapılmadan yerleştirilen 8mm uzunluğa sahip 3 farklı çaptaki implantların 3 aylık farklı zaman noktalarındaki ISQ değerleri

Üst Çene ISQ±(st.s.)	Prim. Stab.	1.h	2.h	3.h	4.h	2.ay	3.ay
<b>Sinüs Lift(-)</b>	72,1±8,6	71,7±8,2	71,0±8,8	69,5±8,4	68,8±7,7	71,5±8,8	73,5±9,0
<b>Sinüs Lift(+)</b>	72,0±7,2	71,1±7,0	70,0±7,6	68,4±6,9	67,9±7,0	69,7±7,3	71,7±7,4



**Şekil 28.** Üst çeneye sinüs tabanı yükseltme işlemi yapılarak ve yapılmadan yerleştirilen 8mm uzunluğa sahip 3 farklı çaptaki implantların ISQ değerlerinin 3 aylık farklı zaman noktalarındaki değişimi

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Çalışmamızda rezonans frekans analizi tekniğiyle dental implant stabilite ölçüm yöntemi, bu yöntemin güvenilirliği, implant stabilitesinin sadece operasyon sırasında değil tedavi öncesinden öngörmenin tedavinin prognozunu hangi yönde etkileyebileceği araştırıldı. Teknolojinin ilerlemesiyle bilgisayarlı tomografi sistemlerinde de gelişmeler olmuş ve doğrudan alınan görüntülerden kemik yoğunluğunu saptamanın yanında uygun ve detaylı analizler sonucunda trabekül yapısı kadar küçük ölçeklerde değerlendirmeler yapabilecek kadar net ve hasta açısından güvenli uygulamaların ön plana çıktığı saptanmıştır. Geniş bir literatür değerlendirmesi yapıldığında implantların yerleştirildikten sonra yüzeyin büyük bir kısmını kaplayan trabeküler kemiğin yapısının önceden değerlendirilip implantın osseointegrasyon sürecindeki stabilitesiyle ilişkisi konusunda eksiklikler olduğunu gördük ve araştırmamızı bu yönde ilerlettik.

Kaybedilen dişlerin endosseöz implantlar ile tedavisi son yıllarda standart duruma gelmiştir. Bu önemli gelişme osseointegrasyon kavramıyla birlikte gelişmiş olup bu kavram Dr.Branemark ve Dr.Schroeder'in öncülük ettiği iki farklı araştırma grubu tarafından tanımlanmıştır (Branemark ve ark., 1969; Schroeder ve ark., 1976). Osseointegrasyona ulaşılması ve bunun devam ettirilmesi, endikasyon ve kontrendikasyonların dikkatlice dengelenmesi ve uygun hasta seçimi bu tedavinin planlanmasında önemli bir husustur (Blanchaert, 1998). Kontrendikasyonlar lokal ve sistemik olarak 2'ye ayrılmıştır. 2. ITI(International Team of Oral Implantology) konsensus konferansında Buser ve ark. sistemik/medikal risk faktörlerini 2 grup altında toplamıştır;

- Grup 1 (çok yüksek risk): Ciddi sistemik hastalığa sahip bireyler(romatoid artrit, osteomalazya, osteogenezis imperfekta), immün bağışıklığı yetersiz hastalar(HIV, immünsistemi baskılayıcı ilaç kullananlar), ilaç bağımlıları(alkol), uyumsuz hastalar(psikolojik, zihinsel rahatsızlıklar).
- Grup 2 (önemli risk): İlgili bölgede radyasyon gören hastalar, ciddi diyabetliler(özellikle tip1), kanama hastalıkları ve ciddi sigara tiryakileri (Buser ve ark., 2000).

Bizim çalışmamızın değerlendirme yöntemlerinden olan RFA tekniği hastalarda implant yerleşimini takiben 3 ay boyunca farklı zaman noktalarındaki hassas analizlerine dayanmakta olup iyileşmeyi olumsuz yönde etkileyebilecek herhangi bir sistemik hastalığa sahip bireyler çalışmaya katılmamıştır.

DeLuca ve ark.'nın araştırmasında implant cerrahisi süresince sigara kullanan hastalardaki implant başarısızlık oranı %23,08 bulunmuşken sigara kullanmayan hastalardaki oran %13,33 olarak bildirilmiştir. Özellikle cerrahi aşaması süresince sigara kullanan bireylerde erken implant başarısızlığı ile kuvvetli olarak ilişkili olup, önceden sigara kullanımı hihayesine sahip hastalarda geç implant başarısızlığı saptandığı vurgulanmıştır (DeLuca ve ark., 2006). Sigara kullanımının kesin bir kontrendikasyon olmayıp özellikle ilk iyileşme dönemindeki içiciliğin implant başarısızlığı riskini arttırdığı göz önüne alındığında implant cerrahisi ve ilk iyileşme döneminde sigara kullanan bireyler çalışmamızdan çıkartılmıştır.

Başarılı bir dental implant tedavisi hassas preoperatif planlama gerektirmekte, spesifik görüntüleme yöntemlerinin kullanımı hastanın ihtiyaçları doğrultusunda planlamaya yardımcı olmaktadır (Harris ve ark., 2012). Preoperatif görüntüleme yöntemlerinin kullanımı özellikle 3 amaca hizmet eder:

- Rezidüel alveoler kretin hacmi ve kalitesini içeren morfolojik karakteristiklerini saptamak,
- Alveoler-bazal kemik kompleksinin yönünü ve eğimini tespit etmek,
- İmplant yerleşimini sınırlayan lokal anatomik ve patolojik oluşumları hassas olarak tespiti amaçlanır (Bornstein ve ark., 2014).

Tam ve kısmi dişsizliğe sahip hastaların protetik rehabilitasyonu için osseointegre implantların kullanımı belirli ön koşulların yerine getirilmesiyle yüksek başarı oranları göstermiştir (Esposito ve ark., 1998). İmplant tedavisinde başarı ve prognozun en önemli önkoşullarından biri implant stabilitesidir. Farklı tasarımlarda ve farklı kemik kalitelerinde yerleştirilmiş implantlar farklı stabilite derecelerine erişir (Sennerby ve Roos, 1998; Esposito ve ark., 1998). Bunun yanında yüksek kemik yoğunluğu ve primer stabilite önkoşulları sağlandığında implantların immediate ve

erken yüklenmesi gibi oldukça öngörülebilir sonuçlar gösterebileceği yapılan çalışmalarla doğrulanmıştır (Branemark ve ark., 1999; Ericson ve ark., 2000).

Kemiğin tüm özelliklerinin kombinasyonunu ifade eden kemik kalitesi primer implant stabilitesini etkileyen en önemli faktörlerden biridir (Ozan ve ark., 2007). Yerleştirilen implantların kendisini çevreleyen kemiğin niceliğinin yanında niteliğine de güçlü bir şekilde bağlı olduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmış olup, kemik kalitesini sadece kemik yoğunluğunun tek başına değil, kemiğin trabeküler yapısıyla birlikte değerlendirildiğinde bir bütün olarak sağlıklı bir değerlendirme yapılabileceği gösterilmiştir (Diederichs ve ark., 2009). Muller'e göre, kemik mineral yoğunluğu ve trabeküler yapısı kemik karakteristikleri arasında kemiğin gücünü belirleyen için en önemli prediktörlerdir (Müller, 2003). Kemiğin gücünün daha iyi tayin edilmesi için bu iki parametre simultane olarak değerlendirilmelidir (Teo ve ark., 2007; Diederichs ve ark., 2009).

Birçok araştırma Lekholm ve Zarb tarafından yapılan kemik tipi sınıflandırması ile implant stabilite değerleri arasında anlamlı korelasyonlar bulmuştur (Martinez ve ark., 2001; Huang ve ark., 2002; Morris ve ark., 2003; Bischof ve ark., 2004; Boronat-López ve ark., 2006). Bununla birlikte klinik şartlarda kemik yapısının hassas olarak değerlendirilememesi nedeniyle bu sınıflandırmanın subjektif olması söz konusudur.

Yapılan araştırmalar sonucu, kemiğin yapısının değerlendirilebilmesi için mikro-bilgisayarlı tomografi(mikro-BT, micro-CT) altın standart olarak önerilmektedir (Burghardt ve ark., 2011; Ibrahim ve ark., 2013). Bununla birlikte bu çalışmalar yüksek radyasyon nedeniyle ex-vivo küçük kemik örnekleriyle sınırlı olup klinik olarak uygulanamayışı ve en önemlisi hastaya özel preoperatif veri alınamaması nedeniyle pratik diş hekimliğindeki artmış kullanımı, daha kompakt ekipmanı, azalmış radyasyon dozu ve maaliyeti nedeniyle CBCT'ler kemik yapısını güvenli olarak göstermekte ön plana çıkmıştır (Parsa ve ark., 2015; Burghardt ve ark., 2011). Parsa ve ark. tarafından yapılan bir çalışmaya göre kemik kalitesi değerlendirmesinde microCT ve CBCT'nin karşılaştırılması sonucunda CBCT'nin güvenilir ve geçerli bir sistem olduğu belirtilmiştir (Parsa ve ark., 2015). Ibrahim ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada microCT ve CBCT vasıtasıyla trabeküler kemik morfometrik parametrelerinden olan Tb.Th, Tb.Sp ve Tb.N değerlendirilmiştir. Çalışma sonuçlarına göre özellikle Tb.Th ve

Tb.Sp parametreleri değerlendirildiğinde micro-CT ve CBCT ölçümleri arasında güçlü ilişki görülmüş olup CBCT'lerin implant yerleştirilmesinden önce kemik yapısal analizi için doğru bir araç olduğu belirtilmiştir (Ibrahim ve ark., 2014). Yapılan araştırmalarda sadece kemik mineral yoğunluğu değil trabeküler yapının da implant stabilitesine etkisi olduğu gösterilmiş olup çalışmamızda trabeküler kemik yapısı parametrelerinin incelenmesi ve bu verilerin 3 aylık osseointegrasyon süresince farklı zaman noktalarında alınan ISQ değerleriyle karşılaştırılabilmesi amacıyla hastalardan operasyon öncesi CBCT görüntülemeleri alınmıştır. Araştırma sonuçlarına göre, trabeküler yapının net olarak görüntülenebilmesi ve değerlendirilebilmesi için en düşük 300µm çözünürlükle görüntüleme yapılması gerektiğini bildirmiştir (Issever ve ark., 2010; Ibrahim ve ark., 2014). Çözünürlük arttıkça görüntüleme için kullanılan radyasyon miktarında artış göstermesi nedeniyle çalışmamızda alınan görüntülerin tümü 300µm çözünürlüktedir. CBCT vasıtasıyla operasyon öncesi kemik yapısı parametrelerinin ölçülmesi değerlendirilmesi ve sonraki aşama olan ISQ değerleriyle karşılaştırmak için kayıt altına alınması araştırmamızın ilk aşaması olup ikinci aşaması da operasyon sırasında ve sonraki 3 aylık süreçte RFA yöntemiyle ölçümleri yapılan implant stabilite katsayı verilerinin hem kendi içinde hem de kemik morfolojik yapısı parametreleriyle ilişkisinin irdelenmesi olarak planlanmıştır.

Rezonans frekans analizinin kullanımı implant stabilitesinin klinik olarak ölçülebilmesine imkan sağlamaktadır (Meredith ve ark., 1997). İmplant tedavisinin süreci, protetik konstrüksiyonun tipi, prosedürün aşama sayısı gibi bireyselleştirilmiş bir tedavi için teşhise dayalı amaç için kullanılabilen teknik olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Bunun yanında bu teknikte ölçümlerin tedavi süreci içinde tekrarlanabilmesi ve implant stabilite değişikliklerinin monitörize edilebilmesi yöntemin avantajlarından biridir. Aşırı yüklemeye bağlı stabilitesi düşen implantlar başarısızlık gösterebilecek sonuçlardan önce tespit edilebilmektedir. RFA tekniğinin avantaj-dezavantajları, güvenilirliği ve tekrarlanabilirliği başka tekniklerle de karşılaştırılmıştır. Lachmann ve ark., yaptıkları bir in-vitro çalışmada sığır kemiğine 3,8\*13 mm ebatlarındaki implantları yerleştirip, Osstell ve periotest cihazlarının güvenilirliklerinin değerlendirildiği çalışmada RFA yönteminin tekrar edilebilirliğini %1(±1 ISQ) olarak saptamışlardır. Ayrıca sonuçlara göre Periotest ve RFA yönteminin in-vitro sınırlar içerisinde implant stabilitesinin değerlendirilmesi için güvenilir sistemler olduğu

vurgulanmıştır. RFA yönteminde, protetik restorasyonların simantasyonundan sonra, transdüktörün implanta vidalanamaması nedeniyle ölçüm yapılamayacağı, Periotest cihazında ise klinik uygulamalardaki sonuçlarında in-vitro testlere göre daha büyük ölçüm hataları verdiği belirtilmiştir (Lachmann ve ark., 2006). Bir başka çalışmada, periotest cihazıyla yapılan ölçümlerin, marjinal kemik seviyesi ile abutment arasındaki uzunluk değişimine daha hassas olduğu belirtilmiştir (Gomez-Roman ve Lukas, 2001).

Lachmann ve ark.'nın aynı yıl yayınlanan bir diğer in-vitro çalışmalarında, akrilik bloklara osseointegre olmuş gibi simüle edilip farklı çaplarda ve boylarda (Brånemark fixtures, Nobel Biocare AB, Gothenburg, Sweden ve Friadent GmbH, Mannheim, Germany) implantlar yerleştirilmiş olup etraflarına trefin frez ile 0-9 mm arasında defektler açılıp kemik kaybı gibi simüle edilmiş, stabiliteyi hem Osstell hem de Periotest cihazı ile ölçülmüş olup bu iki cihazın güvenilirliği sorgulanmıştır. Her iki cihazında oluşturulan defektleri istatistiksel anlamlı olarak gösterdiği belirlenmiştir. Derinliği değişen defektlerdeki stabilite farkını ayırt etmede Osstell cihazı biraz daha hassas bulunmuşken değişen tek parametre implant boyları olduğunda Periotest cihazı daha hassas bulunmuştur. Peri-implant kemik kaybını takiben implant stabilitesindeki azalmayı her iki cihazda tespit etmiş olup, kemik kaybını tanımlayan milimetrelerdeki ayırımın farkını RFA yöntemi ile daha erken tespit edildiğini belirtmişlerdir (Lachmann ve ark., 2006).

Periotest değerleri(PTV), -8 ve +50 arasında değişmekte olup düşük değerler yüksek stabiliteyi göstermektedir (Teerlinck ve ark., 1991). Başarılı bir osseointegrasyona sahip implantların PTV'si -5 ve +5 arasında olup, implantın uzunluğu ve pozisyonuna bağlı olarak -6 ve +2 arasında da sonuç verebilir (Meredith ve ark., 1998; Teerlinck ve ark., 1991). Ayrıca implant abutment'ıyla ilişkili ölçüm açısına bağlı olarak ölçülen değerler 2,5-4,0 arasında varyasyon gösterebildiği saptanmıştır (Derhami ve ark., 1995; Faulkner ve ark., 1999). Bununla birlikte cihazın probu ile implant arasındaki horizontal mesafe değişikliğinden de etkilenmekte, yapılan testlerde osseointegrasyon kaybına rağmen sonuçların %23'ü stabiliteyi normal aralıklarda göstermiştir (Verhoeven ve ark., 2000).

Oh ve ark., tarafından yapılan çalışmada 4 adet köpek üzerinde implant yerleştirilecek olan bölgelerde önce diş çekimi yapıp 1 ay sonrada toplam 48 adet aynı

ebatta ticari saf titanyum vida (USII Plus; OSTEM Implant, Seoul, Republic of Korea) yerleştirilmiş, implantların yerleştirilme anında, 3. ve 6. haftada ölçümler yapıp en son histomorfometrik analizler yapılmıştır. Ayrıca yeni peri-implant kemik oluşumu incelenmiştir. Osstell ve Periotest cihazları karşılaştırılmıştır. İmplantların yerleştirilme anında ölçülen PTV mandibulayla karşılaştırıldığında maksilada istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olduğu görülmüştür. Bunun yanında, maksilayla karşılaştırıldığında mandibuladan alınan ISQ değerleri anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Çalışmada mandibula maksilaya göre, daha düşük PTV, daha yüksek ISQ göstermiştir. Ayrıca 3. haftaya göre 6. haftada ölçülen PTV daha düşük, ISQ değerleri ise daha yüksek olarak gözlenmiştir. Kemik oluşumu arttıkça ISQ değerlerinin yükseldiği PTV'nin ise düştüğü gözlenmiştir. Yapılan gözlemler PTV ve ISQ'nun osseointegrasyon derecesinin değerlendirilmesinde efektif birer yöntem olduğunu göstermiştir. Çalışmada Periotest ve Osstell ile elde edilen sonuçlar arasında korelasyon olmasının yanısıra osseointegrasyon dereceleriyle de bir korelasyon sağlamaktadır (Oh ve ark., 2009).

Dental implant stabilitesi ölçümü amacıyla 65 hastaya 213 implant yerleştirerek 2 non-invaziv yöntemi kullanan cihazların Osstell ve Periotest karşılaştırmasını yapan bir çalışmada RFA tekniği Periotest ile karşılaştırıldığında RFA tekniğinin Perioteste göre daha hassas olduğu saptanmıştır (Zix ve ark., 2008).

Üst çenede implant tedavisi amacıyla greftleme uygulanmış ve uygulanmamış implantların stabilitesi RFA vasıtasıyla değerlendirilmiş, başarısızlığa uğrayan implantların ISQ değerleri başarılı implantlardan ölçülen değerlere göre daha düşük olduğu saptanmıştır (Sjöström ve ark., 2005). Nedir ve ark.'nın hemen ve geç yüklenen Straumann implantların başarısı için eşik ISQ değerini ve Osstell cihazının stabil ve mobil implantları ayırabilme becerisini araştırdıkları çalışmalarında, Osstell'den elde edilen ISQ değerlerinin implantların mobilitesini tayin etmede güvenilir olmamasının yanında stabil olan implantları kesin sonuçlarla gösterdiği görülmüştür (Nedir ve ark., 2004).

Çalışmamızda kullandığımız cihaz(Osstell ISQ), Osstell firmasının implant stabilite ölçüm serisinde üretilen son versiyonu durumundadır. İmplant stabilite değerlendirmesinde güvenilirliğin ve netliğin sağlanması amacıyla günümüze kadar



birçok araştırma yapılmış olup, bu uygulamalarda RFA yöntemini kullanan Osstell cihazı öne çıkmıştır.

Herhangi bir implant işlemi için, bir dizi prosedüre ve hastaya bağımlı olan başarılı bir implant integrasyonu öncelikli bir kriterdir (Beer ve ark., 2003). Klinik açıdan başarılı bir osseointegrasyon, implantın integrasyonundan sonra stabilitesinin değerlendirilmesiyle kendisini gösterir (Natali ve ark., 2009). Primer ve sekonder implant stabilitesi terimleri implant tedavisiyle doğrudan ilişkilidir. Primer stabilite, implantın kendisini çevreleyen kemikle olan mekanik birleşimiyle ilişkili olup, çevreleyen kemikteki rejenerasyon ve remodeling kavramları implantın sekonder(biyolojik) stabilitesini tespit etmektedir (Natali ve ark., 2009; Greenstein ve ark., 2008). Güvenli bir primer stabilite, sekonder stabiliteyi doğrudan olumlu olarak etkilemektedir (Davies, 1998). Kemik nicelik ve niteliği, implant geometrisi ve cerrahi teknik primer stabiliteyi etkileyen baskın faktörler arasındadır (Romanos, 2009). Bu nedenle farklı zaman noktalarındaki implant stabilitesinin tayini başarılı bir osseointegrasyon için hayati bir öneme sahiptir. Primer stabilite çoğunlukla bir implantın kortikal kemikle birleşiminden oluşmaktadır. Böylece bağ dokusu tabakasının kemik ve implant arasında oluşumu engellenmekte, dolayısıyla kemik iyileşmesi sağlanmaktadır (Atsumi ve ark., 2007).

Atsumi ve ark.'na göre sekonder stabilite implantların yerleştirilmesinden 4 hafta sonra artışa geçmektedir. Araştırmacılar bu noktada en düşük implant stabilitesi beklenmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle orijinal Brånemark protokolü, implantların fonksiyonel yüklenmesinden önce, yeterli stabiliteye ulaşmak için 3-6 ay boyunca implantların yüklenmeden iyileşme süreci geçirmesini önermektedir (Atsumi ve ark., 2007). Düşük kemik yoğunluğuna odaklanan çalışmalarda optimal implant stabilitesinin özellikle öneminin arttığı vurgulanmıştır (Listgarten, 1997; Martinez ve ark., 2001). Araştırmalardan bir kısmı final frez çapının yerleştirilecek implant çapından daha dar olmasını önerirken (Friberg ve ark., 2001; Bertil Friberg ve ark., 2002), pilot frez kullanımından sonra kemik kondensasyon tekniğinin çevre kemik yoğunluğunu arttıracığını ifade eden araştırmalar bulunmaktadır (Summers, 1994a; Summers, 1994b). Kendi yivini kendi açan(self-tapping) implantlar kendi yivini açmayan(non/pre-tapped) implantlarla karşılaştırıldıklarında sağkalım oranları daha yüksek bulunmuş

olup, kendi yivini açan implantlar daha iyi implant stabilitesi göstermişlerdir (Sennerby ve Roos, 1998).

Glauser ve ark.'nın immediate ve erken yükleme protokolüne göre tedavi edilen 23 hasta ile yaptıkları çalışmada implant stabilitesinin değişimini analiz etmek amacıyla belirli aralıklarla ISQ ölçümleri yapmışlar ve 1 yıl boyunca veri toplamışlardır. Ayrıca başarılı ve başarısızlıkla sonuçlanan implantlar arasındaki muhtemel farkları da değerlendirmişlerdir. Çalışmada başarısız olan implantların, yerleştirilmelerini takiben 1 ay sonraki ISQ ölçümlerinde, başarılı olanlara göre anlamlı derecede daha düşük stabilite değerleri gösterdikleri saptanmıştır. Başarısız olabilecek implantların kaybindan önce RFA yöntemiyle saptanabileceği vurgulanmıştır. Ayrıca implant stabilitesinin zaman içinde düştüğü durumlarda, stabilitenin tekrar uygun değerlere gelene kadar protetik yüklemenin ertelenmesinin daha uygun olacağı belirtilmiştir. Çalışmada başarısız implantların genelde kaybedilene kadar stabilitelerinde düzenli bir düşüş görüldüğü, 1 ve 2 ay sonra düşük ISQ seviyelerinde olan implantların gelecek için başarısızlık riski taşıdıkları vurgulanmıştır (Glauser ve ark., 2004).

Huang ve ark., 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değişik kemik kalitelerinde dental implant stabiliteilerini rezonans frekans analizi ile değerlendirmişlerdir. Lekholm ve Zarb'ın 1985'te 4 çeşit kemik kalitesini sınıflandırmasına bağlı kalacak şekilde kortikal ve trabeküler kemik özellikleri simüle edilmiştir. Farklı kemik tiplerinin, dental implantların stabiliteileri üzerindeki etkisi ve implant yerleşiminden sonraki sürekli kemik kaybının etkileri değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçları, implant etrafındaki kemikte minimum kayıp neticesinde en yüksek rezonans frekans değerlerine ( $10.71 \pm 2.51$  kHz) ulaşılmıştır, bunun yanında implant yüksekliğinin 6,8 mm kadar ekspozite olması durumunda rezonans frekans değerleri  $3.48 \pm 0.32$  kHz'e kadar düşüş göstermiştir. Tip1 kemiğe yerleştirilen implantta en yüksek rezonans frekans değeri bulunurken, en düşük rezonans frekans değeri tip4 kemiğe yerleştirilen implantta saptanmıştır (Huang ve ark., 2002). Aynı araştırmacıların in-vivo ve in-vitro çalışmalarında zayıf primer stabiliteye bağlı düşük rezonans frekans değerlerine sahip implantlar daha uzun iyileşme süresine ihtiyaç duydukları saptanmıştır. Osseointegrasyon süresince implantların rezonans frekansının artış oranları genelde haftalık 300Hz civarında olduğu saptanmıştır. Ayrıca cerrahinin başarılı olmadığı durumlarda, rezonans frekans değerleri, iyileşmenin ilk 2 haftası boyunca %12'lik

düşüş göstermiştir. Çalışmada rezonans frekans değerlerinin sadece primer stabilitenin erken teşhisi amacıyla değil implantın sekonder stabilitesi ile ilgili de yararlı bilgiler sağlayabileceği vurgulanmıştır (Huang ve ark., 2003).

Nedir ve ark. (2004) tarafından yapılan çalışmada yerleştirilen Straumann-SLA implantların (Straumann AG, Waldenburg, CH) 3 ay süresince farklı zaman noktalarındaki ISQ verileri değerlendirilmiş, hemen ve geç yüklenen implantların başarısı için eşik ISQ değeri de sorgulanmıştır. Straumann implantları için daha önceki ölçümleri belirgin şekilde çok daha yüksek ölçülmediği sürece 47 ve üstü ISQ değerlerinde implantın kesin olarak stabil kabul edilebileceğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar primer stabilite katsayısı 49 ve üstü ISQ'ya sahip implantların 3 ay boyunca iyileşmeye bırakılması halinde osseointegre olabileceğini, primer stabilitesi 54 ve üstü ISQ'ya sahip implantların hemen yükleme yapılması halinde de osseointegre olabileceğini saptamışlardır. Düşük primer stabilite değerine sahip implantlar için, implantın stabilitesinde görülecek sonraki düşmelerin hekime ek önlemler almaya itmesi ve tekrar stabilite kazanana kadar yüklenmemesi gerektiği ifade edilmiştir. Yüksek primer stabilite katsayısına sahip implantlarda 12 haftalık osseointegrasyon süresince görülebilecek düşüşlerin sık olduğu ve herhangi bir önleme gerek olmadığı vurgulanmıştır (Nedir ve ark., 2004). Bu çalışmayla uyumlu olarak bizim çalışmamızda da alt çene 3 aylık ortalama ISQ verileri ilk 1 ay düşüş gösterdikten sonra artışa geçse de 3 ay sonraki değerler ilk değerlerine ulaşamamıştır.

Bischof ve ark. (2004) tarafından yapılan bir çalışmada Straumann implantlarının ISQ verilerini oluşturmak ve implant yerleştirildiğinde ISQ değerlerini etkileyen parametreleri tespit etmek, hemen ve geç yüklenen implantların iyileşme fazları süresince implant stabilitesindeki muhtemel değişiklikleri değerlendirmek amacıyla iki grup hasta oluşturulmuş gruplardan birine yerleştirilen implantlar geç yüklenirken diğer gruba yerleştirilen implantlar hemen yüklenmiştir. İmplantların stabilite katsayıları 1, 2, 4, 6, 8, 10, 12. haftalarda ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Primer implant stabilite katsayısı ortalamaları geç yüklenen implantlarda  $56.8 \pm 6.6$  iken hemen yüklenen implantlarda  $57.2 \pm 7.0$  olarak bulunmuş olup aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bununla birlikte geç ve hemen yüklenen implantların primer stabilite alt ve üst çenede herhangi bir anlamlı farklılık göstermezken, iki grup birlikte değerlendirildiğinde alt çeneye yerleştirilen implantların primer stabilite

59.8±6.7 iken, üst çeneye yerleştirilen implantların primer stabilite katsayıları ortalamaları 55.0±6.8 olarak bulunmuş ve aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. İmplantların lokalizasyonlarının primer stabilite değerlerini anlamlı olarak değiştirmedikleri tespit edilmiştir. Tip1 ve tip3 kemiğe yerleştirilen implantların primer stabiliteleri anlamlı olarak farklı bulunmuştur. İmplant çap ve uzunluklarındaki değişikliklerin primer implant stabilitelerini etkilemediği tespit edilmiştir. 3. ay ISQ ölçümleri geç ve hemen yüklenen implantlarda sırasıyla 60.3±4.8 ve 60.3±6.8 olarak ölçülmüş ve aralarında anlamlı fark görülmemiştir. Alt ve üst çeneye yerleştirilen implantların stabilite katsayıları sırasıyla 63.9±6.0 ve 57.9±6.0 olarak ölçülmüş olup çeneler arasında anlamlı fark bulunmuştur. İmplant lokalizasyonu, çapı ve boyu implantın stabilitesini etkilememesinin yanısıra, primer implant stabilitesini anlamlı olarak etkileyen kemik tipinin, 12 hafta sonraki implant stabilitesini etkilemediği saptanmıştır. İyileşmenin 3. ayında implant stabilitesi değişikliği hemen ve geç yüklenen implantlarda sırasıyla 2.7±5.6 ve 3.1±5.3 olarak bulunmuş olup istatistiksel olarak anlamlı değildir. Tüm implantlara bakıldığında, stabilitedeki artış alt çeneye yerleştirilen implantlarda(4.1±6.0) üste yerleştirilenlere(1.9±4.8) göre anlamlı olarak daha fazladır. Çalışmada sadece çene ve kemik tipinin primer implant stabilitesini etkilediği bulunmuştur. Alt çeneye yerleştirilen implantlar üste yerleştirilenlere göre ve tip1 kemiğe yerleştirilen implantlar tip3 kemiğe yerleştirilenlere göre daha yüksek ISQ'ya sahip olduğu saptanmıştır. İyileşme süreci boyunca, alt ve üst çenede ölçümleri alınan ortalama ISQ değerleri ilk 4-6 hafta boyunca stabil kalmıştır veya hafifçe artış göstermiştir, bu süreden sonra ise artışı hızlanmıştır. ISQ değerlerinin implant osseointegrasyonu ile birebir uyumlu olmamasının nedeni olarak farklı kemik-implant arayüzü kantağına(%25.5 ve %52.3) sahip implantların benzer implant stabilitesine sahip olabileceğini belirtmişlerdir (Rasmusson ve ark., 2001). Ayrıca bunun tam tersine, benzer implant-kemik arayüzü kantağına sahip implantların farklı ISQ değerleri gösterebileceğini ifade etmişlerdir (Rasmusson ve ark., 1999). Araştırmacılar, iyileşmenin ilk haftaları süresince implant stabilitelerindeki ciddi düşüşleri RFA yönteminin tespit etmeyişi bu nedenlere bağlamışlardır. Bununla birlikte, iyileşme sürecinde implant stabilitesinde ciddi düşüşler görülmemesi nedeniyle, implant-kemik arayüzündeki remodelinge rağmen, implantın yüklenmesine veya yüklenmesinden

kaçınılmasına dair kesin bir zaman dilimi olmadığını belirtmişlerdir (Bischof ve ark., 2004).

Friberg ve ark. tarafından yapılan çalışmada tam dişsiz mandibulaya tek aşamalı cerrahi prosedürle yerleştirilen implantlarda, Branemark System™'e ait 3 farklı implant tasarımında implant stabilite katsayılarının değişimi araştırılmıştır. Çalışmadan alınan sonuçlarda özellikle alt çene anterior bölgeye yerleştirilen implantların primer stabiliteyle 3-4 ay sonraki stabilitelerinin hemen hemen benzer olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmada 3 farklı gruptaki implantlar, zayıf, orta ve yüksek olarak 3 farklı kemik yoğunluğuna sahip bölgelerde yerleştirilmek üzere ayrılmış olup, zayıf kemik yoğunluğuna sahip bölgelere yerleştirilen implantların RFA değerlerinde, orta ve yüksek yoğunluklu bölgelere yerleştirilenlerden ölçülen değerlere göre çok daha büyük değişiklikler gözlemlenmiştir. Araştırmada kemiğin yumuşaklığı arttıkça osseointegrasyon süreci boyunca ölçülen RFA değerlerindeki artışın büyüdüğüne dikkat çekilmiştir. Bir başka deyişle, zayıf kemik yoğunluğuna sahip bölgeye yerleştirilen implantların stabilitelerinin zamanla yüksek stabiliteli implantların değerlerini yakaladıkları vurgulanmıştır. Yüksek ve zayıf kemik yoğunluklarında gözlenen farkların implantların tüm osseointegrasyon sürecinden ziyade, kemiğin biyomekanik özellikleriyle ilişkili olarak primer implant stabilitesinin yakalanabilmesi olasılığını doğrudan etkilediğini ifade etmişlerdir. Yazarlar, implantın primer stabilitesinin yüksek olmasının, implantın gelecek stabilitesi üzerindeki etkisinin az olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmada başarısızlığa uğrayan implantlar üzerinde yapılan değerlendirmede, başarısızlığa giden implantlardaki RFA ölçümlerinden alınan değerlerde düşüş gözlemlenirken, klinik ve radyografik olarak mobilite, inflamasyon gibi belirtiler olmadığı ve RFA'nın geleneksel klinik ve radyografik yöntemlere göre daha hassas olduğu vurgulanmıştır. İmplantların RFA değerlerinin düzenli takip edilmesi ile aşırı yüklenme yapılması sonucu stabiliteyi zayıflayan implantların gerekli düzenlemeler sonucu stabilitelerinin korunup tekrar yükselişe geçtiği ifade edilmiştir. Ayrıca 15 haftalık kontrollerde implantların ortalama RFA değerlerinde düşüş gözlemlenmiş olup bunun nedeninin kortikal kemik seviyesinin 0,4-0,7 mm civarında düşmesi olarak açıklamışlardır. Ayrıca bu düşüşü, RFA ölçümü yaparken implanta yerleştirilen transdüktörle kemik arasındaki mesafenin de artması ve bunun sonucu olarak ölçülen RFA değerlerini etkilediği açıklanmıştır (Friberg ve ark., 1999).

Balleri ve ark. (2002) tarafından yapılan bir çalışmada 14 hastada 45 adet Branemark System'e ait implantlar yerleştirilip, RFA yöntemi vasıtasıyla Osstell cihazı kullanılarak yapılan ölçümler sonucu alınan ISQ seviyelerinin normal sınırlarını araştırmışlardır. Çalışmadan alınan sonuçlara göre tüm implantların yüklenmesinden 1 yıl sonra restorasyonlarının vidalarının sökülüp yerlerine transdüktörlerin takılması ve ölçümlerinin yapılmasından sonra alınan ortalama ISQ değeri  $69\pm 6.5$  olarak ölçülmüştür. Alta yerleştirilen implantların ortalama ISQ değerleri  $72.8\pm 5.4$ , üste yerleştirilen implantların ortalama ISQ değeri  $64.7\pm 4.8$  olup alttakiler çok daha stabil bulunmuştur. Tüm implantlar değerlendirildiğinde implant uzunluğu ile ISQ değerleri arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır. Araştırmacılar ayrıca yumuşak kemiklerde düşük primer stabilitenin, stabiliteyi iyileştirmek amacıyla daha geniş çaplı implantlar yerleştirilerek kompanse edilmesi gerektiğini ifade etmişlerdir. Sekonder stabilitenin ölçümünün başarılı iyileşmenin yanısıra implantın başarısızlığı açısından yüksek risk teşkil eden düşük stabiliteye sahip implantları da göstermesini yararlı bulmuşlardır. Çalışmada ISQ değerleri 57 ve 82 arasında olup ortalama 69 olarak saptanmıştır ve parsiyel dişsiz hastalarda osseointegre implantlar için bu değer ortalama kabul edilebileceğini yorumlamışlardır. Alt çeneye yerleştirilen implantlardaki stabilitenin üst çeneye göre daha sıkı olmasını kemik kalitesindeki farklılara dayandırmışlardır (Balleri ve ark., 2002).

Polizzi ve ark. (2002) tarafından prospektif ve retrospektif planlanmış çalışmada Branemark System'e ait geniş platformlu implantların stabilitelerini araştırdıkları çalışmalarında implant kayıplarının tümünü mandibuler posterior bölgede olduğunu ifade etmişlerdir. Geniş çaplı implantların mandibulada maksilaya göre daha düşük bir sağkalım oranına sahip olmasını, posterior mandibulanın cerrahi girişimlere maksiladan daha hassas tepki göstermesini ve mandibuler posterior marjinal kemiğin vaskülarizasyonunun düşük olması olarak belirtmişlerdir. Ayrıca apikal bölgeden ötürü bikortikal stabilizasyonun eksikliğini de bu sonuca bağlamışlardır. Geniş platformlu implantlar yerleştirilirken, krestal kemiğin korunması amacıyla, implant kavitesi preparasyonunun olabildiğince sınırlı olmasının yanısıra, apikal bölgede dar çaplı frez kullanılarak kortikal kemik yerine trabeküler kemiğe basınç iletilecek şekilde kavitenin hazırlanması, maksilada sinüs tabanı mandibulada lingual korteksle implantı yakın

ilişkide bırakmanın primer stabiliteye doğrudan katkısı olduğunu vurgulamışlardır (Polizzi ve ark., 2000).

Zix ve ark. (2005) tarafından yapılan çalışmada implant üzerinde RFA yöntemiyle bir kez yapılan ölçüm ile implantın o anki durumunu veya gelecekteki performansı ile ilgili değerlendirme yapılamayacağını, sadece uzun periyotlar boyunca tekrarlı yapılan ölçümler sonucu elde edilen verilerin prognostik değeri olacağını ifade etmiştir (Zix ve ark., 2005).

Ersanlı ve ark. (2005) değişik implant sistemleri için başarılı bir implant integrasyonunu gösteren ISQ değerlerini genel standart bir aralıkta değerlendirmenin zor olduğunu belirtmişlerdir (Ersanlı ve ark., 2005).

Shokril ve Daraeighadikolaei, 10 hastaya 15 adet Straumann-SLA sistem implantlar yerleştirerek primer ve sekonder implant stabilite katsayılarını değerlendirerek implantların uygun yükleme zamanlarını önceden tahmin edilebilmesine yönelik çalışma yapmışlardır. Ölçümler yerleştirilme anında, 1,2,3,4,5,7 ve 11.haftalarda yapılmıştır. Yapılan ölçümlerde ortalama primer implant stabilite katsayısı  $77.20 \pm 4.92$  olarak bulunup, ortalama ISQ değerinin ilk haftadan itibaren düşüşe geçtiği ve en düşük ortalama ISQ değerinin 4.haftada  $72.13 \pm 5.69$  olduğu saptanmıştır. 4.haftadan itibaren ortalama ISQ seviyeleri tekrar yükselişe geçmekle birlikte çalışma boyunca tekrar ilk ortalama ISQ değerine kadar yükselmediği saptanmıştır ( $75.60 \pm 3.72$ ) (Shokri ve Daraeighadikolaei, 2013). Bu çalışmadan elde edilen ortalama primer implant stabilitesi ve 11. haftada ölçülen ortalama ISQ değerleri, bizim çalışmamızda elde edilen ortalama ISQ değerleri ile çok yakın bulunmuştur.

Karl ve ark. tarafından yapılan çalışmada 181 hastaya 385 Straumann implant yerleştirilmiştir. İmplant uzunluğunun, çapının, primer implant stabilitesinin ve iyileşme zamanının genel olarak implant stabilitesi değerlerine olan etkilerini araştırmışlardır. Posterior mandibulada yerleştirilen yerleştirilen implantların primer stabilite ortalaması en yüksek ( $75,98$ ) olup, anterior maksilada yerleştirilen implantların ortalama primer stabilitesi en düşük ( $69,41$ ) bulunmuştur. Ayrıca iyileşmenin ardından da en yüksek ve en düşük implant stabilite ortalamaları sırasıyla posterior mandibula ( $79,45$ ) ve anterior maksila ( $73,42$ ) da saptanmıştır. Anterior mandibulada yerleştirilen implantların primer stabilite ve implant uzunluğu arasında istatistiksel olarak anlamlı

ilişki bulunmuştur. İyileşmeden sonra ise hem anterior hem posterior mandibulada implant uzunluğu ve ISQ değerleri arasında anlamlı ilişki bulunmuştur. Buna benzer olarak, anterior mandibulada yerleştirilen implantların çapları ve primer implant stabilite değerleri arasında anlamlı ilişki bulunmuş ve iyileşmenin ardından anterior maksila/mandibula ve posterior mandibulada da bu parametre anlamlı olarak saptanmıştır. İyileşme sonrası ölçülen ortalama ISQ değerleri, ortalama primer implant stabilite değerlerine göre tüm bölgelerde anlamlı olarak artış göstermiştir. Çalışmada en yüksek ve en düşük ölçülen implant stabilite katsayısı arasındaki birim dikkate alındığında primer stabilite değerlerinde 47 birim katsayı fark, iyileşme sonrası implant stabilite değerlerinde 54 birim katsayı fark ölçülmüştür. Araştırmacılar bu ölçülen sonuçlarla birlikte bir implantın başarılı kabul edilebilmesi için herhangi bir aralıkta standart/normal ISQ değeri ifade edilemeyeceğini belirtmişlerdir. (Karl ve ark., 2008).

Ostman ve ark. tarafından yapılan çalışmada farklı çene kemiği bölgelerinde hangi seviyede primer stabilite elde edilebileceğinin ve primer stabiliteyi etkileyen faktörlerin net olarak ifadesinin sınırlı olduğunu belirtmişlerdir, bunun yanında kemik yoğunluğu ve implant çap/boyu ile ilişkili faktörlerin primer implant stabilitesi seviyesini etkileyebileceğini çene kemiğinin her bölgesinde yüksek primer implant stabilitesi elde edilebileceğini ve dar çaplı frez kullanımının veya konik implantların yumuşak kemiğin etkisini tam olarak kompanse edemeyeceğini vurgulamışlardır (Ostman ve ark., 2006).

Boronat ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada 24 hastaya 64 implant yerleştirilerek osseointegrasyon süreci boyunca implant stabilite katsayısı ölçümü yaparak implant stabilitesini etkileyen faktörleri değerlendirmişlerdir. Tüm implantların ortalama primer stabilitesi 62,6 olarak bulunmuştur. 4. haftada ölçülen ortalama ISQ değerleri en düşük bulunmuş olup ardından 10. haftaya kadar kademeli şekilde arttığı belirtilmiştir. Araştırmacılar en düşük ISQ seviyesinin 2. ve 4.hafta arasında olduğunu vurgulamışlardır. Genelde üst çenede daha düşük ISQ değerleri görülmesine karşın alt ve üst çene ortalama ISQ seviyelerinde istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır. Stabilite katsayı değerleri ile implant çap ve boyu arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır (Boronat ve ark., 2008).



Barewal ve ark., 20 hastanın üst ve alt çenesine tek aşamalı toplam 27 adet Straumann-SLA implantlar yerleştirerek stabilitedeki değişimleri RFA yöntemiyle tespitini araştırmışlardır. Araştırmada en düşük ortalama implant stabilite katsayısı değeri tüm kemik tiplerinde 3. haftada görülmüş olup ilk aşamadan 3. haftaya kadar stabilitedeki düşüş oranı(%8,6) en yüksek olan kemik tipi, tip4 kemik olarak saptanmasının yanında 3.haftadan 10.haftaya kadar implant stabilitesindeki en yüksek oranlı yükselişte(%26,9) tip4 kemiğe yerleştirilen implantlarda ölçülmüştür (Barewal ve ark., 2003).

Ersanlı ve ark., tarafından yapılan çalışmada 31 hastaya 122 adet 3 farklı tasarımda(TipA/B/C; sırasıyla, Xive, Dentsply Friadent CeraMed, Lakewood, CO./ Camlog, Camlog Biotechnologies AG, Basel, Switzerland/ ITI, Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) implant yerleştirerek RFA yönteminin rutin klinik takibini değerlendirmişlerdir. İmplantların ilk yerleştirildikleri esnada, 3., 6. haftada ve protetik aşamadan hemen önce ISQ değerleri ölçülmüştür. Veriler, farklı iyileşme zamanları, değişik anatomik lokasyonlar, implant uzunluğu ve tipi için analiz edilmiştir. ISQ değerleri, tipA implant sistemi için değerlendirildiğinde mandibuler implantların stabilitesi maksiler implantlardan istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek saptanmıştır. Hem üst hem de alt çeneye yerleştirilen implantların ISQ değerlerinde ilk 6 hafta boyunca istatistiksel anlamlı düşüş görülmüştür. TipA implant sistemi için farklı anatomik lokasyonlarda ve farklı iyileşme zamanlarında implant uzunluğu ve ISQ değerleri arasında anlamlı korelasyon görülmemiştir. TipB implantlar için maksiler implantların ISQ değerleri mandibuler implantlardan daha düşük olup primer stabilite ve 3.haftada ölçülen stabiliteler arasındaki fark istatistikel anlamlıdır. TipC implantlar için farklı zaman noktalarında ölçülen ISQ değerleri maksiler implantlarda mandibuler implantlara göre anlamlı olarak daha düşüktür. TipC implant sisteminde implant stabilitelerinin düşüşten yükselişe geçmesi 3.haftada başladığı saptanmıştır. Operasyon sonrası ISQ'daki ilk 3 haftalık düşüş sadece üst çenede anlamlı olup 3-6. haftalar arasındaki anlamlı yükselme ise her iki çene için de anlamlıdır. Çalışmada, daha yüksek kemik-implant temas miktarı varlığına ve/veya implant-doku arayüzündeki daha yüksek sıkıştırma stresleri varlığına bağlı olarak tipA ve B implant sistemleri için daha yüksek ISQ değerleri elde edilmiştir. Ayrıca iyileşmenin erken fazı süresince, değişik implant sistemlerinin, standardize edilmiş RFA/ISQ değerleri kullanarak birbirileriyle

karşılaştırmanın mümkün olamayacağını, ideal implant stabilitesi için kabul edilebilir ISQ değerleri tanımlamak amacıyla her bir implant sisteminin kendisine özgü kalibre olabilir ve değerlendirilebilir olması gerektiğini vurgulamışlardır. TipC implant sisteminde 6. haftada ve protetik yükleme aşamasında implant stabilitesi ve implant uzunlukları arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmıştır (Ersanli ve ark., 2005).

O'Sullivan ve ark. tarafından yapılan çalışmada insan kadavrası üzerinde farklı tasarımlara ait implantları Lekholm ve Zarb'a göre farklı kemik tiplerine yerleştirilerek primer implant stabilitesi ile aralarındaki ilişkiyi değerlendirmişlerdir. Tip2 gibi iyi kemik kalitesine sahip bölgelere yerleştirilen implantlarda rezonans frekans değerlerinin de iyi olduğunu(6.90 kHz'ten yüksek) tespit etmişlerdir. Ayrıca konik tip implantların, tip1 ve 2 kemikte tam olarak yerleştirilememesi nedeniyle kullanılan daha geniş çaplı frezler nedeniyle primer stabilitesinin diğerlerine göre daha düşük olduğu belirtilmiştir (O'Sullivan ve ark., 2000).

Boronat ve ark. (2006) tarafından yapılan bir başka çalışmada, 41 hastaya 133 implant yerleştirilerek ISQ değerleriyle uzunluk, çap, kemik tipine ve üst-alt çeneye göre değerlendirilmiştir. Yerleştirilen tüm implantların ortalama primer implant stabilite katsayıları 62,1 olarak saptanmıştır. Çalışmada implant çapının artmasıyla ISQ değerlerinin istatistiksel anlamlı olarak arttığı belirtilmiş olup, implant uzunluklarının artmasıyla ISQ değerlerinin düştüğü saptanmıştır. Bulunan en büyük fark, 11,5 mm uzunluğa sahip implantlarda ortalama ISQ 68 bulunurken, 16 mm uzunluğa sahip implantların ortalama ISQ değeri 60,5 olarak belirtilmiştir. Mandibulaya yerleştirilen implantların ortalama ISQ değerleri 68,9 iken, maksilaya yerleştirilenlerde 57,8 olarak saptanmıştır. Çalışmada Summers yöntemiyle krestal teknik kullanılarak yerleştirilen implantlarda anlamlı olarak daha düşük ISQ değerleri ölçülmüştür (Boronat ve ark., 2006).

Markovic ve ark. (2013) tarafından yapılan çalışmada posterior maksiladaki düşük yoğunluklu kemikte implant stabilitesinin optimizasyonu için cerrahi teknik ve implantların makro tasarımı(kendi yivini kendi açan ve kendi yivini kendi açmayan-pasif yerleşen) arasındaki ilişkiyi araştırmayı hedeflenmiştir, toplam 102 adet implant 51 kendi yivini açan BlueSky 4\*10 mm (Bredent GmbH&Co.Kg®, Senden, Germany),

ve 51 kendi yivini açmayan-pasif yerleşen Straumann-SLA Standard Plus 4.1\*10 mm (Institut Straumann AG®, Waldenburg, Switzerland) kullanılmıştır. Çalışmada 4 grup oluşturulmuş olup, grup1'de implant sahasının preparasyonu için kemik kondensasyon tekniği kullanılmış olup kendi yivini açan implantlar yerleştirilmiş, grup2'de kondensasyon tekniğinden sonra kendi yivini açmayan implantlar yerleştirilmiş, grup3'te kemiğin geleneksel olarak freze edilmesinin ardından yivini kendi açan implantlar yerleştirilmiş, grup4'te kemiğin geleneksel freze edilmesinin ardından kendi yivini açmayan implantlar yerleştirilmiştir. Tüm gruplarda ilk yerleştirmeden 4.haftaya kadarki süreçte implant stabilitelelerinde düşüş gözlemlenmiştir, stabilite değerleri en düşük 4.haftada ölçülmüştür. 6.haftadan 12.haftaya kadar ise kademeli olarak artış gözlemlenmiştir. Tüm gruplar içinde en yüksek ISQ'ya sahip olan: grup1>2>3>4 olarak saptanmıştır. İki farklı implant tasarımında kemiğin kondensasyonunu takiben grup1 ve 2'de primer stabilite değerleri arasında istatistiksel fark görülmemiştir. Kemiğin freze edilmesinden sonra yerleştirilen kendi yivini açan implantların ISQ değerleri tüm zaman noktalarında kendi yivini açmadan yerleştirilenlere göre anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Çalışmada kemiğin frezlenerek hazırlanması tekniğine göre, kemiğin kondensasyonu tekniği ile yerleştirilen implantlar makro yapıları ne olursa olsun anlamlı olarak daha yüksek primer implant stabilitesi göstermişlerdir. Araştırmacılar, bu artmış stabiliteyi peri-implant trabeküler kemiğin mikromorfolojisindeki değişikliklere bağlamışlardır (Markovic ve ark., 2013).

Park ve ark. (2013) tarafından yapılan çalışmada alt çeneye yerleştirilen implantların primer stabiliteleleri ve iyileşme sürecindeki implantların ISQ değerlerindeki değişikliklerini araştırılmış, tek aşamalı cerrahiye göre yerleştirilen implantların ortalama primer implant stabilitesi  $76.60 \pm 3.60$  iken, iyileşme sürecindeki 4.haftada  $73.95 \pm 4.39$  ve 6. haftada  $73.40 \pm 4.39$  olarak düştüğü saptanmıştır. Bu aşamadan sonra tekrar yükselişe geçtiği ve 12.haftada ölçülen ortalama ISQ değeri  $76.55 \pm 3.95$  olarak ölçülmüştür. İmplantların yerleştirilme anındaki stabiliteleleri göz önüne alındığında implant uzunluğuyla ISQ değerleri arasında herhangi bir korelasyon saptanmamıştır (Park ve ark., 2003).

Huwiler ve ark. (2007) tarafından yapılan çalışmada 9 hastaya 17 adet standart 4,1\*10 mm boyutunda, 4 hastaya 7 adet 4,8\*10 boyutunda wide body Straumann-SLA implant yerleştirilmiştir. İmplantlar yerleştirilirken açılacak kavitenin merkezinden

trefin frezle mikroCT analizlerine göndermek üzere kemik örnekleri alınmıştır. Bu kemik örneklerinden kemik hacimsel yoğunluk(BV/TV) ve trabeküler kemik bağlantı parametreleri ile RFA ölçümleri, 1,2,3,4,5,6,8 ve 12.haftalarda Osstell cihazı kullanılarak ölçülerek aralarındaki korelasyon değerlendirilmiştir. İmplantların yerleştirildikleri andaki ISQ değerleri 55-74 arasında değişmekte olup ortalaması  $61.4 \pm 6.1$ 'dir. 4,1 mm çapındaki implantların ortalama ISQ değerleri ilk hafta 63,4'e yükselmiş, 2 ve 3 hafta sonra sırasıyla 59.6 and 60.1'e düşmüştür. Ortalama en düşük ISQ değeri 4.haftada görülmüş olup 59,4'tür. Bu aşamayı takiben ortalama ISQ değerleri lineer olarak artış göstermiştir: 5,6,8 ve 12.haftalarda sırasıyla 60, 61.6, 62.8 ve 63.8 olarak ölçülmüştür. ISQ değerleri ile BV/TV arasında ve ISQ değerleri ile tabeküler kemik bağlantısı arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon bulunmamıştır. 4,8 mm çapındaki implantların primer stabiliteyi 57-70 arasında olup ortalaması  $63.3 \pm 4.6$  olarak tespit edilmiştir. Tüm 4,8 mm çapındaki implantların ortalama ISQ değerleri 1.hafta 64,6'ya yükselmiş olup 2. ve 3.haftalar sırasıyla 62.8 and 59.1'e düşmüş olup 4.haftada 62,3 olarak ölçülen ortalama ISQ değerleri 6.haftada 62,6 olarak saptanmıştır. Son olarak 12.haftada 67,9'a kadar yükselmiştir. 3.hafta hariç, tüm ISQ değerleri 4,8 mm çapa ait implantlarda, 4,1 mm çapa ait implantlardan yüksek bulunmuş fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Araştırmacılar primer implant stabilite değerlerinin kemik örneklerinin mikroCT analizleriyle aralarında uyum olmamasını, ISQ değerlerinin kemik-implant arayüzünün doğasını göstermediğini sadece implantların kemikle mekanik ankraj derecesini gösterdiğini vurgulamışlardır. Ayrıca primer stabilitenin sadece kemik hacimsel yoğunluğu(BV/TV) ve/veya trabeküler kemik bağlantısı değerleri ile değil, alveoler kemik kretinin kortikal tabakasının kalınlığı ve yoğunluğunda etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, Abrahamsson ve ark.'nın 2004'teki çalışmasındaki implantların yerleştirilmelerini takiben ilk 2 haftada kortikal kemik rezorpsiyonu görülmesi sonuçlarına dayanarak, kortikal kemik parametrelerinin implantların osseointegrasyon süreçlerindeki ISQ değerlerine değil sadece primer implant stabilite değerlerini etkilemesi üzerinde durmuşlardır. Ayrıca RFA'ya dayanarak azalan implant stabilitesi için tahmini bir değer beyan etmenin yanlış olacağını vurgulamışlardır (Huwiler ve ark., 2007) (Abrahamsson ve ark., 2004).

Rasmusson ve ark. (1999) tarafından yapılan araştırmada tavşanlar üzerinde hemen yerleştirilen ve 8 hafta sonra yerleştirilen implantların stabilitelerini rezonans frekans analizi yaparak 24 hafta boyunca takip etmişlerdir. Geç yerleştirilen implantların stabiliteleri, ölçümleri yapılan tüm zaman noktalarında hemen yerleştirilenlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek saptanmıştır. Geç yerleştirilen implantların stabilitelerindeki yükselişin, hemen yerleştirilenlere göre daha erken dönemde başladığı saptanmıştır (Rasmusson ve ark., 1999).

Türkyılmaz ve ark. (2006) tarafından yapılan çalışmada 20 hastaya toplam 40 implant yerleştirmişler ve bir gruba implantların yerleştirilmesinden 1 hafta sonra implant tutuculu hareketli protezleri erken yüklemişler diğer gruba ise 12 hafta sonra yüklemişlerdir. Çalışmada marjinal kemik rezorpsiyonu ve implant stabilitesi karşılaştırılmıştır. Anterior mandibulaya yerleştirilen 40 implanttan ölçülen ortalama primer implant katsayısı 75 olarak bulunmuş olup, bu değerler ilk 3 ay boyunca hafif derecede azalma göstermiş, sonraki 9 ay boyunca ise artış göstermiştir. Çalışmada implant stabilite değerini ve marjinal kemik seviyesi arasında ilk 6 ay korelasyon görölmüştür. Yazarlar, stabilitedeki azalmayı ilk aşamada meydana gelen marjinal kemik rezorpsiyonu olması sonucu transdüktörle kemiğin ilk temas noktası arasındaki mesafenin(efektif uzunluk) artmasına ve implant çevresinde yeni oluşan kemiğin henüz stabiliteye herhangi bir etkisi olmayışına bağlamışlardır (Turkyılmaz ve ark., 2006).

Çalışmamızda toplam 32 hastada, üst çeneye 41, alt çeneye ise 45 adet farklı çap ve boylara sahip Straumann-SLA implant yerleştirilmiştir. İmplantların ilk yerleşimlerinde alınan primer implant stabilite katsayısı ortalama değer 75,09±6,16, üst çenede 72,07±6,21, alt çenede 77,84±4,70 olarak bulunmuş olup iki çene arasındaki ortalama primer stabilite değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Ortalama primer implant stabilite değerlerinin alt çenede daha yüksek çıkması yapılan in-vivo ve ex-vivo çalışmaların çoğuyla paralellik göstermekle birlikte (Bischof ve ark., 2004; Miyamoto ve ark., 2005a; Boronat-López ve ark., 2006; Nkenke ve ark., 2003(ex-vivo); Boronat ve ark. (2008) alışmasında olduğu gibi üst ve alt çenede bulunan implantların ortalama ISQ değerleri arasında anlamlı fark bulunmayan çalışmalarda mevcuttur. Literatür incelendiğinde alt çenedeki primer stabilitenin üst çeneye göre yüksek olması genelde kemik yoğunluğu ile ilişkilendirilmiştir.

Çalışmamızda tüm zaman noktalarında alt çeneden elde edilen ISQ değerleri üst çeneden alınan ISQ değerlerinden yüksek bulunmuş olup bu farklar sadece 3. ve 4. haftada anlamlı değildir. En düşük ISQ değerleri 4. haftada alınmıştır, bu aşamadan sonra her iki çenedeki ISQ değerleri yükselişe geçmiştir. Aldığımız bu sonuç birçok çalışmayla uyumludur; Boronat ve ark. (2008), Huwiler ve ark. (2004), Park ve ark. (2003). Üst çeneden alınan ISQ değerleri implantların ilk yerleşiminden itibaren alt çenedekilere oranla daha çok düşüş gösterdiği saptanmıştır. Üst çenede 3 ay sonra ölçülen ortalama ISQ değerleri, ilk zaman noktasında ölçülen ortalama ISQ değerlerine göre 0,97 ISQ artışı göstermiş ve bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Alt çene incelendiğinde, ilk zaman noktasına göre ortalama ISQ değerlerinde 0,08 ISQ düşüşü görülmekle birlikte ilk zaman noktasına göre anlamlı değildir ( $p>0,05$ ). Özellikle üst çenede 3. ve 4. haftalarda ölçülen ISQ değerlerinde ciddi düşüş görülmesi kemik yoğunluğu düşük olan bölgelere yerleştirilen implantların kemik rejenerasyonu ve remodelingi safhasında yoğun kemiğe yerleştirilen implantlara göre stabiliteyi olumsuz yönde etkileyebilecek faktörlere karşı daha hassas olabileceğini düşündürmektedir. ISQ değerlerinde düzenli düşüş gösteren durumların implant başarısızlığına kadar gidebildiğini belirten çalışmalar bulunmaktadır (Glauser ve ark., 2004) (Huang ve ark., 2003), çalışmamızda başarısızlıkla sonuçlanan herhangi bir implant bulunmazken, ilk 4 hafta özellikle üst çenede görülen ISQ değerlerindeki düşüşün hemen müdahale gerektirmediğini düşünmekteyiz. İmplant başarısızlığına kadar gidebilecek olan ISQ düşüşünün ilk 4 haftadan sonra devam eden durumlarda aranmasının doğru olacağını düşünmekteyiz. Nedir ve ark. (2004)'da 12 aylık osseointegrasyon süresince görülen düşüslere hemen önlem alınmasına gerek olmadığını ifade etmişlerdir.

Literatürde implantların ISQ değerlerini standardize etmek için araştırmalar bulunmaktadır, Nedir ve ark (2004) başarısızlık için eşik ISQ değeri saptarken, Ersanlı ve ark. (2005) ve Karl ve ark. (2008) araştırmalarında başarılı olan implantlardaki en az ve en yüksek ISQ değerleri aralığının geniş olduğunu ve implant ortalama ISQ değerlerinin standardize edilemeyeceğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada elde edilen ortalama ISQ değerlerinin diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında, implant stabilitesini etkileyen birçok faktör olması nedeniyle standart ISQ değerleri saptamanın zor olduğu düşünülmektedir.

Bazı araştırmacılar daha uzun ve geniş çaplı implant kullanımının kemik-implant temas yüzey alanını arttırması nedeniyle primer stabiliteyi arttırdığını tespit etmelerinin yanında (Ostman ve ark., 2006; Polizzi ve ark., 2000; Calandriello ve ark., 2003), bazı araştırmacılar da implant boy ve çapının ISQ değerleri ile arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını saptamışlardır (Bischof ve ark., 2004) Bischof'un bu çalışmasında tip 4 kemiğe sahip hastalar çalışma dışına alınmıştır, (Boronat ve ark., 2008; Balleri ve ark., 2002; Zix ve ark., 2005; Akkocaoglu ve ark., 2005; Akça ve ark., 2006). Ayrıca primer implant stabilite değerleri ile implantın uzunluğu ile ters korelasyon olduğunu tespit eden çalışmalar da mevcuttur (Balleri ve ark., 2002; Miyamoto ve ark., 2005a; Boronat ve ark., 2006). Yapılan çalışmaların bir kısmında primer implant stabilitesinin genel olarak implant uzunluğundan değil, implant çapından etkilendiği vurgulanmıştır (Himmlová ve ark., 2004; Kessler-Liechti ve ark., 2008; Karl ve ark., 2008; Zix ve ark., 2008). Ostman ve ark. (2006) alışmalarında geniş platformlu implantların posterior bölgelere yerleştirildiklerinde daha yüksek ISQ değerleri saptamışlardır. Başka bir çalışmada 3,8 mm ve 4,6 mm olan farklı implant çaplarının kansellöz kemikteki primer stabiliteye etkisi incelenmiş, ISQ değerleriyle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişi saptanmamıştır (Bilhan ve ark., 2010). Garcia ve ark. (2011) tarafından yapılan araştırmada D1 ve D2 kemik tiplerinde implant çapının implantın primer stabilitesine istatistiksel olarak herhangi bir anlamlı etkisi olmadığı saptanmıştır. Barikani ve ark. (2013) tarafından yapılan çalışmada implantların yerleştirileceği bölgede yüksek kemik kalitesi olması halinde implant uzunluğunun stabilite değerlerine herhangi bir etkisi olmadığı fakat düşük kemik kalitesi bulunan bölgelerde implant uzunluğu arttıkça stabilite değerlerinin de arttığı belirtilmiştir. alışmalarında sonlu elemanlar analizi kullanan Winter ve ark. (2010) yüksek kemik-implant arayüz sıklılığına sahip durumlarda farklı implant uzunluklarının ISQ değerlerine anlamlı bir etkisi olmadığı fakat implant-kemik arayüz sıklılığı azaldıkça implant uzunluğu ve stabilite değerleri arasındaki ilişkinin anlamlı hale geldiğini saptamışlardır. Lachmann ve ark. (2006) tarafından yapılan bir araştırmada 11,13,15,18 mm olan farklı implant uzunluklarının ISQ değerlerini karşılaştırdıkları in-vitro çalışmalarında yumuşak kemik bloğuna yerleştirilmiş sadece 11 mm uzunluğa sahip imlantlarda anlamlı olarak daha düşük ISQ değerleri saptanmışlar fakat Ostman ve ark. (2006) tarafından yapılan araştırmada 8.5, 10, 11.5, 13, 15 ve 18 mm boyunda

implantları kullanarak gösterdikleri primer stabilite ile aralarındaki ilişkiyi incelenmiş, daha uzun boyda implant kullanımının daha düşük primer stabilite göstereceğini ifade etmişlerdir. İmplant boyu 8,5 mm'den 10 mm'ye çıkınca stabilitenin arttığı, 10 mm ve 13 mm arasında stabilitenin neredeyse sabit kaldığı, 15 ve 18 mm boyundaki implantların ise 13 mm boyundaki implantlara göre stabilitesinin daha düşük olduğunu tespit etmişlerdir; bunun nedenini ise uzun boydaki implantlar için gerekli kemik kavitelelerini hazırlarken uzun frezlerin ilgili bölgedeki ısıyı arttırması olarak ifade etmişlerdir. Bazı araştırmacılar kortikal kemiğin kansellöz kemikten daha rijit ve daha yüksek yüklenme kapasitesi olması sebebiyle yüksek primer stabilitesine erişmek için implant çapının uzunluğundan daha önemli bir role sahip olduğunu belirtmişlerdir (Bilhan ve ark., 2010; Gonzalez-Garcia ve ark., 2011).

Çalışmamızda sadece üst çeneye yerleştirilen implantlar çaplarına göre değerlendirildiğinde tüm zaman noktalarında 3,3 ve 4,1 mm çapındaki implantlar arasında istatistiksel fark görülmezken ( $p>0,05$ ), 3,3 ve 4,8 mm çapındaki implantlar arasında anlamlı fark tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ). Bunun yanında 4,1 mm çapındaki implantlarla diğer iki farklı çapa ait implantlar arasında herhangi anlamlı bir fark saptanmamıştır ( $p>0,05$ ). Sadece alt çeneye yerleştirilen implantların çapları göz önüne alınarak değerlendirildiğinde tüm zaman noktalarında 3,3 mm çapındakiler, 4,1 ve 4,8 mm çapa ait implantlarla arasında istatistiksel anlamlı fark olup ( $p<0,05$ ), 4,1 ve 4,8 mm çapındaki implantların arasında herhangi anlamlı fark saptanmamıştır ( $p>0,05$ ).

Yerleştirilen tüm implantlar 7 farklı zaman noktasında her iki çene birlikte boyları göz önünde bulundurularak ortalama ISQ değerleri ile aralarındaki farklar değerlendirildiğinde, tüm zaman noktalarında 8, 10, 12 mm boya sahip implantların ortalama ISQ değerleri arasında istatistiksel anlamlı fark görülmemiştir ( $p>0,05$ ). Ayrıca üst ve alt çene ayrı ayrı değerlendirildiğinde üç farklı boya ait implantların ISQ değerleri arasında herhangi anlamlı bir fark saptanmamıştır ( $p>0,05$ ).

Üst çenede yapılan değerlendirmelerde her 3 çapa ait değerlerde de implantların ilk yerleşimlerinde alınan değerlere göre artış saptanmıştır. Bu artışlar 3,3 / 4,1 / 4,8 mm implantlarda sırasıyla 1,14\* ISQ / 0,18 ISQ / 1,37\* ISQ olup 3,3 ve 4,8 mm çapa ait artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ). 4,8 mm çapındaki implantların



ISQ değerleri tüm zaman noktalarında 3,3 mm çapındaki implantlardan anlamlı olarak yüksek olmasına rağmen 3 aylık ISQ artışları birbirilerine yakın olduğu saptanmıştır

Alt çenede yerleştirilen implantlarda ise 3 aylık değişim 3,3 / 4,8 mm çapa ait implantların ISQ değerleri sırasıyla -0,06 /-0,61\* düşüş gösterirken sadece 4,1 mm çapa ait implantların ortalama ISQ değerleri 0,29 yükselmiştir ve anlamlıdır ( $p<0,05$ ).

Bu sonuçlara göre implantların 3 aylık stabilite değişikliklerinin ortalama primer implant stabilite değerlerinden ve farklı implant çaplarından bağımsız olarak değişmektedir.

Çalışmamızda kullanılan implantlar sadece çap veya sadece boylarına göre değil de 9 farklı ebata göre incelendiğinde üst çenedeki implantların herhangi bir zaman noktasında hiçbir farklı ebata ait implant grubuyla arasında anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p>0,05$ ). Bu sonucun implantların kemik dokusuna yerleştirme sürecinde son frez ve yerleştirilecek olan implant çapı arasındaki uyuma bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Özellikle st çenede tip 3 ve tip 4 kemiğe implantların yerleştirilmesinden önce primer stabilitenin yüksek olmasını sağlamak amacıyla kullanılması gereken son frezi kullanmadan preparasyonu bitirmek veya sadece pilot frez girişi yaptıktan sonra kemik kondensasyonu sağlayan osteotomlarla kemiği sıkıştırıp implantı yerleştirmek araştırmacılar tarafından sıkça önerilen teknikler olup biz çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla özellikle kemiğin sıkışmasını amaçlayan herhangi bir müdahalede bulunmadık.

Alt çenede ise 3,3-8 mm ebata sahip implantların 4,1-8/10 mm ve 4,8-8/10/12 mm ebata sahip implantlarla tüm zaman noktalarında ISQ değerlerinin istatistiksel anlamlı olarak daha düşük olduğu saptanmıştır ( $p<0,05$ ). Bu lm sonuçlarına göre alt çeneye yerleştirilen 3,3 mm çapa sahip implantlarda boya bağlı ISQ ortalamalarında fark olmadığı saptanmıştır ( $p>0,05$ ). 3,3-10 mm ebata sahip implantların ortalama ISQ değerleri 4,1-8 mm ebata ait implantlardan tüm zaman noktalarında anlamlı olarak daha düşük saptanmışken ( $p<0,05$ ), 4,1 mm çapa ait implantların boylarının uzamasına rağmen 3,3-10 ebatına sahip implantlarla aralarında ISQ farklarının beklenenin aksine ters orantılı olarak azaldığı tespit edilmiştir ( $p>0,05$ ). 3,3-12 mm ebata sahip implantların diğer ebatlardaki implantlarla aralarındaki ISQ farkları incelendiğinde 4,1-8 mm ebata ve tüm 4,8 mm çapa sahip implantların çoğu zaman noktalarındaki ortalama

ISQ değerleriyle aralarında istatistiksel farklar bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). 4,1-8/10/12 mm ebata sahip implantların tümü incelendiğinde sadece 4,1-8 mm ebata sahip implantların tüm 3,3 mm çapa ait implantlarla arasındaki farkın anlamlı olduğu görülmektedir ( $p<0,05$ ). 4,8-8/10/12 mm ebata sahip implantların ortalama ISQ değerlerinin diğer ebatlara sahip implantlarla arasındaki fark incelendiğinde ise 3,3 mm çapa ait çoğu zaman noktasına aralarında istatistiksel anlamlı fark olduğu tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ). Sonuçlar genel olarak incelendiğinde, implant boyları ve ISQ değerleri arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır. Çalışmamızın bu sonuçlarına dayanarak üst çenede sınırlı bukko-lingual kemik hacmine sahip bölgelerde hangi tip kemik olursa olsun bukkal ve palatinalde az miktarda kemik bırakıp orta genişlikte(4,1 mm) bir implant yerleştirmek yerine bukkal ve palatinalde daha fazla miktarda kemik hacmi bırakıp daha küçük çapta(3,3 mm) implant yerleştirmenin daha uygun olduğunu, alt çenede ise sınırlı bukko-lingual kemik hacmine sahip bölgelerde bukkal ve lingualde az miktarda kemik bırakıp büyük(4,8 mm) apta implant yerleştirmek yerine orta büyüklükte(4,1 mm) bir çapa sahip implant yerleştirmenin daha doğru olacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda sinüs tabanı kaldırma işlemi uygulanacak bölgelerde tekniğin doğası gereği sadece 8 mm uzunluğa sahip 3 farklı çapta 11 adet implant ile standart prosedürle yerleştirilen 7 adet 8 mm uzunluğa sahip 3 farklı çaptaki implantın ortalama ISQ değerleri tüm zaman noktalarında karşılaştırılmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre her iki teknikte yerleştirilen implantların herhangi bir zaman noktasında ortalama ISQ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sinüs tabanı işlemi yapılarak yerleştirilen implantların apeks bölgeleri herhangi bir kemik dokusu ile sarılmamasına rağmen stabiliteleri arasında hiçbir zaman noktasında fark olmaması bize sadece kortikal kemiğin implant stabilitesindeki önemini değil tüm osseointegrasyon süresi boyunca implant yüzey alanının çoğunu saran trabeküler kemiğin rolünün de büyük olduğunu düşündürmektedir. Üst ene posterior bölgede sinüs sarkması nedeniyle dikey mesafe yetersizliği sonucu kolay bir girişim olan krestal yaklaşımla sinüs tabanı kaldırılıp aynı seansta implant yerleşiminin kısa implantların kullanımına alternatif olduğunu düşünmekteyiz. Bu konuda daha çok sayıda implant uygulamasını içeren araştırmalara ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

Kemik kalitesi genellikle, prepare edilen alıcı bölgedeki kortikal ve trabeküler kemiğin miktarı ile ifade edilmektedir. Zayıf kemik kalitesi implant başarısızlığı

sürecinde önde gelen risk faktörlerinden olup, yüksek kemik yoğunluğu ile karşılaştırıldığında aşırı kemik rezorpsiyonu ve iyileşme sürecindeki bozulmayla ilişkilidir (Jaffin ve Berman, 1991; Ulm ve ark., 1999; Herrmann ve ark., 2005). Yapılan klinik araştırmalar, mandibuladaki dental implantların maksilayla(özellikle posterior maksila) karşılaştırıldıklarında daha yüksek sağkalım oranları göstermekte olup kemik kalitesi bu farkın temel nedeni olarak kabul edilmektedir (Jemt ve ark., 2011; Jemt ve Stenport, 2011). Çalışmalarda, mandibulayla karşılaştırıldığında posterior maksilada genellikle daha ince kortikal kemik bulunduğu gösterilmiştir (Jacobs, 2003; Shibli ve ark., 2013). Türkyılmaz ve ark., çalışmalarında mandibulaya yerleştirilen implantların etrafındaki kemik kalitesinin maksilayla karşılaştırıldığında daha üst seviyede olduğunu belirtmişlerdir (Turkyılmaz ve ark., 2007). Türkyılmaz ve McGlumphy'nin 85 hastaya 158 implant yerleştirerek yaptıkları çalışmada BT'den alınan kemik yoğunluğu değerleriyle implant sabiliteleri arasında güçlü bir korelasyon olduğu belirtilmiştir (Turkyılmaz ve McGlumphy, 2008).

Çalışmamızda hastalardan operasyon öncesi alınan CBCT görüntülerinden kortikal kemik kalınlığı ve kemik mineral yoğunluğu(HU) doğrudan ölçülmüş olup, BV/TV, trabekül kalınlığı, trabeküler boşluk ve SMI değerleri ise bilgisayar yazılım programları vasıtasıyla ölçülmüştür. Alınan 3 aylık 7 farklı zaman noktasına ait ortalama ISQ değerleri CBCT'den elde edilen verilerle karşılaştırılıp incelenmiştir.

CBCT verilerinden doğrudan elde ettiğimiz KKK değerleri üst ve alt çenede sırasıyla ortalama  $0,79\pm 0,31$  ve  $1,39\pm 0,31$  olarak saptanmış olup aralarında istatistiksel anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Bunun yanında üst çene KKK ve primer stabilite değerleri arasında istatistiksel anlamlı orta derecede korelasyon saptanmıştır ( $r=0,461$   $p<0,05$ ). Alt çene KKK ve primer stabilite değerleri arasındaki korelasyona baktığımızda üstten farklı olarak istatistiksel anlamlı olmayan zayıf korelasyon saptanmıştır ( $r=0,261$   $p>0,05$ ).

Yapılan çalışmalarda KKK'nın primer stabilite üzerindeki etkisi sıkça vurgulanmıştır; (Miyamoto ve ark., 2005a; Nkenke ve ark., 2003). Miyamoto ve ark. (2005) tarafından yapılan çalışmada kortikal kemik kalınlığının implant stabilitesi üzerine etkisi araştırılmıştır. Toplam 50 hastaya 225 adet implant(Astra Tech, Mölndal, Sweden) yerleştirilmiş olup Osstel ile primer sabiliteleri ölçülmüştür. Üst çene

ortalama KKK  $1.49 \pm 0.34$  mm, alt çene ortalama KKK  $2.22 \pm 0.47$  mm olarak saptanmıştır ve alt çene KKK üst çene KKK arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir. Üst çeneye yerleştirilen implantların ortalama primer stabilitesi  $63,5 \pm 5,2$ , alt çeneye yerleştirilenlerin ise  $71,7 \pm 5,2$  olarak saptanmıştır. Alt çeneye yerleştirilenlerden alınan ortalama ISQ değeri üst çeneye yerleştirilenlere göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu belirtilmiştir. KKK ve ISQ değerleri birbirleriyle güçlü korelasyon göstermiştir ( $r=0.84$ ,  $p<0.0001$ ). Yapılan bu çalışmada özellikle kortikal kemiğin implantların ilk yerleştirme aşamasında stabilitesinin sağlanmasındaki önemi vurgulanmıştır (Miyamoto ve ark., 2005b). Howashi ve ark. (2014) tarafından yapılan bir çalışmada 44 adet taze domuz femur başı ile CT'ler kullanılarak elde edilen kemik kalite verileri kullanılarak primer stabiliteyi operasyon öncesi öngörebilme imkanı araştırılmıştır. Çalışmada özellikle KKK ve implantların primer stabiliteyi arasındaki ilişki irdelenmiştir. Düz ve konik olmak üzere iki tip implant kullanılan çalışmada ortalama KKK düz implantlar için  $1.2 \pm 0.7$  mm, konik olanlar için  $1,2 \pm 0,6$  olarak tespit edilmiş bunlara karşılık gelen ortalama ISQ değerleri ise sırasıyla  $70 \pm 7$ ,  $76 \pm 6$ 'dır. Düz implant grubunda KKK ve primer stabilite değerleri arasında herhangi bir korelasyon bulunmazken ( $r=0.258$ ,  $p=.246$ ), konik implant grubunda KKK ve primer stabilite değerleri arasında anlamlı korelasyon saptanmıştır ( $r=0.679$ ,  $p=.001$ ). Araştırmacılar iki implant tipi ve frezleme protokolü arasındaki fark nedeniyle KKK ve primer stabilite ilişkilerinin farklı olduğunu vurgulamışlardır. Ayrıca araştırmacılar farklı frezleme protokolü sonucu düz implant grubunda trabeküler kemiğin implantın yerleştirilme aşamasında implantı dolayısıyla primer stabiliteyi de daha fazla etkilediği ve bu nedenle kortikal kemiğin primer stabilite üzerindeki oranını düşürdüğü yönünde ifade etmişlerdir (Howashi ve ark., 2014). Merheb ve ark. (2010) tarafından yapılan bir çalışmada 24 hastaya toplam 136 adet 3,3 ve 4,1 mm çapında ve 6, 8, 10, 12, 14 mm boylarında Straumann-SLA implantlar üst çeneye yerleştirilmiştir. Birçok parametre araştırılan çalışmada KKK ve primer stabilite ( $r=0,57$ ,  $p<0.001$ ) ve yükleme öncesi ( $r=0.27$ ,  $p<0.01$ ) ölçülen ortalama ISQ değerleri arasında güçlü korelasyon saptanmıştır (Merheb ve ark., 2010). Bizim çalışmamızın üst çene verileri ele alındığında primer stabilite değerleri ve KKK arasındaki  $r=0,46$ ,  $p<0,05$  korelasyon değerleri uyum sağlamaktadır, ayrıca yükleme öncesi değerleri ele alındığında  $r=0,37$ ,  $p<0,05$  korelasyon değerleriyle de paralellik içindedir. Literatür incelendiğinde kortikal

kemiğin kalınlığı genellikle primer stabilite değerleriyle incelenmiş olup osseointegrasyonun sonraki aşamalarıyla olan ilişkisi genellikle daha az irdelenmiştir. Bizim çalışmamız her ne kadar diğer çalışmalar ile uyumlu olsa da özellikle üst çene KKK-ISQ ilişkisinin korelasyon kuvvetinin alt çene KKK-ISQ ilişkisinin korelasyon kuvvetine göre daha ön sırada olduğunu saptadık, alt çenede düşük korelasyon değerlerine rağmen KKK'nın daha kalın olması nedeniyle yerleştirilen implantlarda sadece KKK değil, trabeküler kemik yapısı, implant tipi ve implant çap-preparasyon son frezi arasındaki ilişkiye de dikkat çekilmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

CBCT görüntülerinden elde ettiğimiz bir diğer parametre olan HU, kemik mineral yoğunluğu bilgisini vermekle birlikte implant cerrahisi öncesi sıkça değerlendirilen ve çalışmalarda araştırma konusu olan bir parametredir. Misch 2008'de bilgisayarlı tomografi kullanarak kemik yoğunluğunu Hounsfield birimlerine(HU) dayanan 5 tipe objektif olarak sınıflandırmıştır. Çalışmamızda tüm hastalardan implant planlanan bölgelerden HU değerleri alınmış ve değerlendirmek üzere kaydedilmiştir. Üst çeneden 41 bölgeden alınan ortalama HU değerleri  $173,82 \pm 72,42$ , alt çeneden 45 bölgeden alınan ortalama HU değerleri ise  $477,73 \pm 111,85$  olup iki değer arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ( $p < 0,05$ ). Howashi ve ark. (2014) tarafından yapılan çalışmada bir başka araştırma parametresi olan HU değerleri ve implantların primer stabiliteleri arasında hem düz ( $r=0,858$ ,  $p < 0,001$ ) hem de konik ( $r=0,765$ ,  $p < 0,001$ ) implantlarda güçlü korelasyon saptanmıştır. Araştırmacılar preoperatif olarak yapılacak HU değerlendirmesinin yerleştirilecek implantın primer stabilitesini tahmin etmenin mümkün olabileceğini belirtmişlerdir (Howashi ve ark., 2014). Isoda ve ark. (2012) tarafından yapılan bir çalışmada yoğunluk ve hacmi insan kemiğine yakın olması nedeniyle 18 adet taze(kuru olmayan) domuz femur başına 18 adet 4,1-10 mm Straumann (Straumann Standard Implants, Straumann AG, Basel, Switzerland) implantlar kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarında kemik yoğunluğu ve ISQ değerleri arasında önemli derecede korelasyon saptanmıştır ( $r=0,529$ ,  $p < 0,024$ ) (Isoda ve ark., 2012). Merheb ve ark. (2010) tarafından yapılan çalışmada sadece üst çeneye implantların yerleştirilmesi nedeniyle üst çene kemik yoğunluğu ve primer stabilite arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Bu çalışmada preoperatif olarak CT'den alınan HU değerleri 5 bölgede incelenmiştir. Bu bölgeler, osteotomi kısmı, implantın çevresi, sadece spongios kısmı, kortikal kısmı ve osteotomi kısmının ilk 3 mm'si olarak

belirlenmiştir. İmplant primer stabilite değerleriyle en kuvvetli ilişki spongioz bölgeden alınan HU değerleriyle olmuştur ( $r=0,46$ ,  $p<0,001$ ). İmplantı çevreleyen bölgeden( $r=0,34$ ,  $p=0,02$ ) ve osteotominin ilk 3mm'sinden( $r=0,35$ ,  $p=0,02$ ) alınan HU değerleride primer implant stabilite değerleriyle de anlamlı korelasyon göstermiştir. Sadece kortikal bölgeden ve sadece osteotomiye içeren bölgeden alınan HU ölçümleri ile primer stabilite değerleri arasında korelasyon görülmemiştir ( $p>0,05$ ). Bizim çalışmamızda ölçümleri yapılan HU değerleri implant yerleştirilecek bölgedeki boyutların 1'er mm etrafını kapsayarak elde edilmiştir. Bu çalışmada implant çevresi kısımdan elde edilen HU ve primer stabilite değerleri korelasyon değeriyle( $r=0,34$ ) bizim çalışmamızda bulduğumuz korelasyon değeri( $r=0,30$ ) birbirine yakın olup bizim bulduğumuz değer istatistiksel anlamlı değildir ( $p>0,05$ ) (Merheb ve ark., 2010). Genel literatür incelendiğinde HU değerlerinin preoperatif olarak saptanmasının nedeni genellikle primer stabilite hakkında değerlendirme yapmak olduğu görülmüştür.

Kemik kalitesi implant tedavisinin başarısını öngörmeyi sağlayan çok önemli faktörlerden biri olup CBCT'lerin CT'ler yanında önemli avantajlarının olması dental implant tedavileri amacıyla kemik kalitesinin preoperatif değerlendirilmesi için sıkça kullanılmaktadır (Song ve ark., 2009; Patcas ve ark., 2012; Guerrero ve ark., 2006). CBCT uygulamaları genellikle kemiğin genişlik ve yükseklik, yoğunluk ölçümleri ve cerrahi rehber uygulamaları için kullanılmaktadır (Kobayashi ve ark., 2004; Parsa ve ark., 2013; González-García ve Monje, 2013; Fanuscu ve Chang, 2004; Dreiseidler ve ark., 2009). Bununla birlikte kemik kalitesinin değerlendirilmesinin sadece kemik yoğunluğuna dayalı olmaması gerektiği yapılan çalışmalarla belirtilmiştir (Felsenberg ve Boonen, 2005; Oliveira ve ark., 2012). Ayrıca Norliza Ibrahim ve ark. (2013) tarafından yapılan çalışmada, insan kadavrası mandibulaları üzerinde CBCT'nin birçok tarama parametresi değerlendirilmiş olup, CBCT'nin trabeküler kemiğin mikroyapısını güvenilir olarak gösteren bir sistem olduğunu ifade etmişlerdir (Ibrahim ve ark., 2013).

Fanuscu ve Chang (2004) tarafından yapılan bir pilot çalışmada, primer stabilizasyonun sağlanmasında kortikal kemiğin özelliklerinin yanında implantın çoğu kısmının trabeküler kemikle yakın temas halinde olup trabeküler kemiğin mekanik özelliklerinin implant-kemik birleşiminin yüklenme kapasitesini etkilediği vurgulanmıştır. Çalışmada insan kadavra maksiler ve mandibuler trabeküler kemiğin 3 boyutlu morfolometrik verisi mikroCT vasıtasıyla elde edilmiştir. İncelenen parametreler:

kemik hacimsel yoğunluğu (trabeküler kemiğin total kemik hacmine oranı, BV/TV), trabeküler kalınlık (Tb.Th)(mm), trabeküler boşluk(Tb.Sp)(mm), trabekül sayısı (Tb.N)(1/mm), yapısal model indeksi (SMI)(0-3) ve bağlantı yoğunluğudur(Conn/D)(1/mm<sup>3</sup>). Çalışmanın sonuçlarında Tb.Th ve Tb.Sp ortalama değerleri ters orantılı olduğu saptanmış, en düşük trabeküler kalınlık değeri(0,09 mm) sol posterior mandibulada, en yüksek ise anterior maksilada(0,13 mm) saptanmıştır. SMI göstergeleri genelde 0'a daha yakın olup plaka-benzeri(plate-like) şeklinde olduğu saptanmış, ayrıca BV/TV oranı anterior maksilada anterior mandibulaya göre daha yüksek bulunmuştur (Fanuscı ve Chang, 2004). Bizim çalışmamızda BV/TV değerleri üst çenede 0,29, alt çenede ise 0,49 olarak saptanmış olup aradaki fark anlamlı değildir (p>0,05). BV/TV değerleri ölçüm yapılan belirli kemik hacminin içindeki net kemik hacminin toplam kemik hacmine oranını gösterir, bu değerler bizim çalışmamızda alt çenede daha yüksek çıkmıştır. HU değerleriyle BV/TV değerlerinin arasındaki korelasyon incelendiğinde üst çenede anlamlı bir korelasyon(r=0,371, p<0,05) görülürken, alt çenede bu korelasyon(r=0,723, p<0,05) daha da güçlenmiştir. Çalışmamızda üst ve alt çene HU değerleri arasındaki anlamlı farkın BV/TV değerlerine de yansımakta olduğu saptanmıştır. Bizim çalışmamızdan farklı olarak Fanuscı ve Chang (2004) tarafından yapılan çalışmada anterior maksiladan elde edilen HU değerleri anterior mandibuladan elde edilenlerden daha düşük olmasına rağmen BV/TV oranları tam tersi olarak saptanmıştır. Bu da bize anterior mandibuladaki kortikal kemiğin anterior maksilaya göre daha yoğun olabileceğini düşündürmektedir. Zira HU değerleri CT görüntülerinden doğrudan alınmakla birlikte herhangi bir morfometrik analiz yolu kullanılmamaktadır. Kortikal kemik çok yoğun yapıda olup içindeki trabeküler yapı seyrek olsa dahi yüksek HU değerleri göstererek yanıltabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda analizini yaptığımız ikinci morfometrik parametre trabekül kalınlığını gösteren Tb.Th'dir. Çeneye yerleştirilecek implant bölgesindeki trabeküler kemiği kapsayan hacimden ölçümü yapılan Tb.Th üst çenede ortalama 1,50±0,51 µm iken, alt çenede ortalama 2,62±0,62 µm olarak saptanmış ve 2 değer arasında istatistiksel anlamlı fark görülmemiştir (p>0,05). Oliveira ve ark. (2012) tarafından yapılan çalışmada, 32 hastadan implant planlanan bölgelerden kemik örnekleri alınıp mikroCT'de analizleri yapılmıştır. Ortalama BV/TV oranı 35,5±14,3 ve Tb,Th

0,10±0,07 µm olarak saptanmış olup BV/TV ile arasındaki korelasyon  $r=0,28$  tespit edilmiş istatistiksel anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ) (Oliveira ve ark., 2012). Bu çalışmanın sonuçlarından BV/TV oranı bizim çalışmamızın sonuçlarına yakınken Tb.Th ise belirgin olarak daha düşük çıkmıştır. Çalışmamızda üst çenedeki BV/TV oranı ve Tb.Th arasındaki ilişki çok zayıf ( $r= -0,35$ ,  $p>0,05$ ) olduğu belirlenmişken bunun tam tersi alt çenedeki BV/TV oranı ve Tb.Th arasındaki ilişki oldukça güçlü ( $r=0,547$   $p<0,001$ ) olduğu görülmüştür. Bu sonuç üst çenedeki trabeküler kalınlığının oldukça düşük fakat yoğun olduğunu düşündürmektedir fakat kesin sonuca varabilmek için trabeküler yapıyla ilgili diğer birçok parametrenin detaylıca analiz edilmesi gerekmektedir. Trabeküller arasındaki boşlukla ilişkili bilgi veren Tb.Sp bizim çalışmamızda üst çenede ortalama  $2,04±0,59$  µm, alt çenede ise  $1,48±0,31$  µm olarak tespit edilmiş ve iki değer arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Bu iki değer tek başına değerlendirildiğinde üst çenedeki trabeküller arası boşluğun alt çenedekinden daha fazla olduğu sonucuna varmamızı sağlamaktadır. Oliveira ve ark. (2012) tarafından yapılan aynı çalışmada Tb.Sp değeri  $0,35±0,10$  olarak saptanmıştır. Bizim çalışmamızda saptadığımız değerden belirgin olarak daha düşük olmakla beraber aradaki farkın kemik yapısının analiz yöntemlerinin farklı olmasından da kaynaklandığını düşünmekteyiz. Yaptıkları bu araştırmada Tb.Sp ve BV/TV arasındaki korelasyon negatif olup  $r=-0,29$   $p<0,05$  anlamlıdır. Tb.Sp ve Tb.Th arasındaki korelasyon ise  $r= 0,01$  olup anlamlı değildir. Bizim çalışmamızda Tb.Sp ve BV/TV ilişkisi üst ve alt çenede oldukça düşük saptanmıştır. Bunun yanında Tb.Sp ve HU ilişkisi değerlendirildiğinde üst çenede ters orantılı ve anlamlı sonuç aldık ( $r= -0,366$ ,  $p<0,05$ ). Bu sonuç kemik yoğunluğu değerlerinin arttıkça trabeküler boşluğun azalması şeklinde sonuç vermekte olup alt çenede değil de özellikle üst çenede alınan ilişkinin daha kuvvetli ve anlamlı olması bize üst çenedeki trabeküler boşlukların kemik yoğunluğundaki değişikliklerde ön planda olduğunu düşündürmektedir. Moon ve ark.'na göre yüksek Tb.Sp değerleri muhtemelen seyrek trabeküler kemik, geniş kemik iliği boşlukları, trabekül bağlantılarının zayıf olduğunu ve trabeküllerin zayıf düzeniyle ilişkili olup düşük Tb.Sp değerleri trabeküler bağlantının kuvvetli olduğunu, küçük kemik iliği boşlukları, trabeküllerin birbirine yakın olduğu daha yoğun kemiği işaret eder (Moon ve ark., 2004).



Trabeküler kemiğin morfometrik analizini yaptığımız son parametre SMI olup trabeküllerin plaka şekline benzer veya çubuk şekline benzer olduğunu göstermektedir. Çalışmamızda ortalama SMI değeri üst çenede  $1,47 \pm 0,84$  iken, alt çenede  $1,10 \pm 0,80$  olarak saptanmış olup iki değer arasında istatistiksel olarak fark bulunmamaktadır ( $p < 0,05$ ). Van Ruijven ve ark. (2005) tarafından yapılan bir çalışmada, 49 insan mandibula kondil kadavrasından 94 adet örnek alınıp histomorfometrik olarak incelenmiştir. Çalışmada kemik kaybının trabeküllerin şekli üzerine olan etkileri incelenmiştir. Çubuk benzeri ve plaka benzeri trabekül şekillerinin tanımlanmasında herbir trabekülün birbirine bağlantı sayısı ve kemik iliği ile bağlantı yüzeyi sayısı esas alınmıştır. Çubuk benzeri trabeküller etrafına iki adet bağlantıyla bağlanırken bir adet kemik iliği yüzeyi mevcut, plaka benzeri trabeküller etrafına tek bağlantıyla bağlanırken bu tek bağlantı 2 adet kemik iliği yüzeyi oluşturmaktadır. Çubuk şekilli trabeküllerin plaka şekilli trabeküllerle olan bağlantısında ise 2 bağlantı noktası ve 2 adet kemik iliğine bakan yüzeyi vardır. Çalışmanın sonuçlarında daha yüksek BV/TV oranına sahip kemikte düşük BV/TV'ye göre plaka benzeri şekillerin daha kalın olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca yüksek BV/TV oranına sahip örneklerde plaka benzeri trabeküllerin sayısının çubuk benzeri trabeküllerin sayısından daha yüksek olduğunu saptamışlardır (Van Ruijven ve ark., 2005). Bizim çalışmamızda SMI değerleri ile BV/TV oranı arasında üst ve alt çenede herhangi anlamlı bir ilişki görülmemiştir ( $p > 0,05$ ). Alt çeneden alınan BV/TV değerlerinin daha yüksek olması ve SMI değerlerinin 0'a daha yakın olması üst ile karşılaştırıldığında, her ne kadar aralarındaki ilişki zayıf çıksada, alt çenede üste göre daha yoğun trabeküler kemiğin yanında bu trabeküllerin şekillerinin plaka benzeri olduğu yönünde bize fikir vermektedir. Moon ve ark. (2004) tarafından yapılan bir çalışmada, mandibula premolar bölgesinin bazal ve alveoler kemiğin trabeküler yapısı mikroCT kullanılarak incelenmiştir. Çalışmada alveoler kemik kısmından bazal kemik kısmına kadar çok değişken trabeküler yapı tespit edilmiş olup BV/TV oranı %2,55'ten %68,00'e kadar değiştiği görülmüştür. Alveoler kemik bölgelerine ait BV/TV oranı bazal kemiğe ait BV/TV oranından anlamlı olarak daha yüksektir. Tb.Th değerleri 0,12'den 0,45 arasında değişmekle birlikte en düşük Tb.Th değeri mandibuler kanalın altındaki bazal kemikten elde edilmiş olup alveoler trabeküler kemik ve bazal trabeküler kemik arasındaki fark BV/TV'deki gibi yüksek değildir. Aynı şekilde trabeküler boşluğu ifade eden Tb.Sp değerleri alveoler trabeküler

kemikte daha düşükken bazal trabeküler kemikte daha yüksek olması alveoler kemiğin bazal kemiğe göre daha kompakt yapıda olduğunu göstermektedir. Trabeküler kemiğin yapısal morfolojisini gösteren SMI değerleri 0,27 ve 2,72 arasında değişmektedir. En yüksek değer mandibuler kemiğin altındaki bazal kemikte olup en düşüğü ise alveoler trabeküler kemikte gözlenmiştir. Bu da bize alveoler bölgede plaka şekilli bazal bölgede çubuk şekilli trabeküler yapı olduğuna işaret etmektedir. Mandibuler kanalın üst ve alt bölgesindeki bazal trabeküler kemik değerleri arasında Tb.Sp değeri hariç herhangi bir anlamlı fark saptanmamıştır. Trabeküler boşluklar kanalın üstünde daha küçük yapıda bulunmuştur (Moon ve ark., 2004).

Primer implant stabilitesi implant yerleşimiyle elde edilen biyometrik stabilite olup cerrahi teknik, implant tasarımı ve kemik biyolojik özellikleri gibi birçok değişkenle ilişkilidir (Rabel ve ark., 2007). Ribeiro-Rotta ve ark. (2014) tarafından yapılan bir çalışmada 32 hastadan implant yerleştirilecek bölgelerden operasyon sırasında toplam 46 kemik örneği alınmıştır. Yerleştirilen implantların ISQ değerleri ile kemik örneklerinin mikroCT’de analizleri yapıp kemiğin histomorfometrik yapısal parametreleri ile arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Primer stabilite ve yüklenmeden önceki aşamada ölçülen ISQ değerleri ile mikroCT kemik yapısal parametreleri arasında herhangi anlamlı bir korelasyon görülmemiştir (Ribeiro-Rotta ve ark., 2014).

Akça ve ark. (2006) tarafından yapılan bir çalışmada primer implant stabilitesinin sağlanmasında farklı implant tasarımlarının stabilite ve yerleştirme tork değerleri ve peri-implant kemik mikromorfolojileri arasındaki ilişkileri insan kadavrası kullanılarak değerlendirilmiştir. 6 adet 4,1-10 mm Straumann-SLA(Institut Straumann, Basel, Switzerland) ve 6 adet 4-9 mm Astra Tech (AstraTech AB,Mölnal, Sweden) üst-alt çeneye bilateral olarak keser, premolar ve molar bölgelere yerleştirilmiş ISQ değerleri saptanmıştır. Daha sonra implantların çevresindeki kemiğide dahil edecek şekilde çeneden kesilerek çıkartılmış ve morfometrik analizleri(BV/TV, Conn.D, Tb.Th, Tb.N, Tb.Sp) yapılmak üzere mikroCT kullanılmıştır. İmplantların boyun, gövde ve apikal kısımları toplam 9 parçaya bölünerek ayrı ayrı değerlendirilmiştir. ISQ ve peri-implant BV/TV değerleri ile anlamlı korelasyon bulunmuştur ( $r=0,689$ ,  $p<0,05$ ). Ölçülen ISQ değerleriyle ilişkisine bakılan hiçbir kemik yapısal parametreleri ile anlamlı korelasyon görülmemiştir. İmplantların boynundan apikaline kadar bölünen 9 ayrı parçanın BV/TV değerleri arasında istatistiksel anlamlı bir fark görülememiştir

( $p>0,05$ ). Bu çalışmanın sonuçlarından farklı olarak bizim çalışmamızda bulduğumuz BV/TV değerleriyle ve primer stabilite / 3. ay ISQ değerleri arasında anlamlı bir korelasyon saptanmamıştır. Bunun yanında bizim incelediğimiz kemik morfometrik parametreleri ve primer stabilite / 3. ay ISQ değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde Tb.Sp hariç anlamlı bir korelasyon görülmemiş, Akça ve ark.'nın araştırmasıyla uyumlu seyretmiştir ( $p>0,05$ ) (Akça ve ark., 2006).

Roze ve ark. (2009) tarafından yapılan bir çalışmada, insan kadavrası üzerinde kemik yapısı ve implant stabilite değerleri arasındaki ilişkiler değerlendirilmiştir. KKK, BV/TV ve Tb.Th parametreleri bizim çalışmamızda değerlendirdiğimiz parametrelerdendir. Çalışmanın sonuçlarına göre trabeküler kemik parametreleri BV/TV ve Tb.Th ile primer stabilite değerleri arasında istatistiksel anlamlı korelasyon görülmemiştir ( $p>0,05$ ). Bunun yanında KKK ve primer stabilite değerleri arasında anlamlı korelasyon görülmüştür ( $p<0,05$ ). Çalışmada KKK'nın primer stabilite üzerindeki baskın rolü vurgulanmıştır (Roze ve ark., 2009).

Scarano ve ark, (2006) tarafından yapılan bir çalışmada, herhangi bir nedenden dolayı sökülen 7 adet implantın sökülmeden önceki ISQ değerleri ile kemik-implant temas alanı arasındaki ilişki incelenmiştir. Kemik-implant temas alanı ve ölçülen ISQ değerleri arasında anlamlı korelasyon bulunmuştur ( $p=0,016$ ). Ayrıca implant yüzeyine temas eden kemik ne kadar çoksa implant stabilitesinin de o kadar yüksek olduğu vurgulanmıştır (Scarano ve ark., 2006).

Ito ve ark. (2008) tarafından yapılan bir çalışmada diğer çalışmalardan farklı olarak bir implant 3 tarafında boyundan apikaline kadar 4'er vida ile sabitlenmiş ve farklı vidalar gevşetilerek ortaya çıkan RFA değerleri karşılaştırılmıştır. Boyun bölgesindeki vidalar gevşetince, apikaldeki ve ortadaki vidaların gevşetilmesine göre RFA değerlerinde daha büyük miktarlarda düşüş gözlenmiştir. Ayrıca hayvanlara yerleştirilen implantlar ve çevre kemik dokusu histojik olarak incelendiğinde ise boyun bölgesindeki temasta olan kemik miktarı ile RFA ilişkisi, diğer kısımlarıyla temasta olan kemik miktarı ile RFA ilişkisine göre daha yüksek olup istatistiksel anlamlı değildir. Bu çalışmada kemik-implant teması ile RFA değerleri arasında ilişki bulunmamıştır (Ito ve ark., 2008).

Tüm literatür bilgisi göz önünde bulundurulduğunda implant stabilitesi ve çevre kemik dokusu arasındaki ilişkinin yoğun olarak araştırıldığı görülmüştür. Bu araştırmaların çoğu bizim çalışmamızdaki gibi 3 aylık osseointegrasyon sürecindeki implant stabilitesinin gözlenmesinden ziyade primer implant stabilitesi ve çevre dokunun özellikleri arasındaki ilişkiye ayrılmıştır. Primer stabiliteye önem verilmesinin nedeni ise çoğu araştırmada belirtildiği gibi implantların başarısını tahmin etmek ve arttırmaya yönelik olmakla birlikte implantın yüklenme zamanının tahmin edilebilmesi olarak saptanmıştır. Özellikle 2000’li yıllardan sonra yapılan araştırmalarda alınan sonuçlar primer implant stabilitesi üzerinde özellikle kortikal kemiğin kalınlığının çok önemli etkisi olduğu ayrıca trabeküler kemik dokusunun primer stabilizasyondaki rolünün az olduğu daha çok iyileşme sürecinde sekonder stabilite üzerinde etkileri olduğu yönünde olmakla birlikte bizim çalışmamızda ne primer stabilizasyonda ne de sekonder stabilizasyonda kemik morfolojik parametreleriyle ISQ değerleri arasında anlamlı ilişkiler saptanmamıştır.

### **Sonuç ve öneriler:**

Dental implantların stabiliteyi ile kemik morfolojik parametreleri arasındaki ilişkilerin değerlendirilmesini amaçlayan araştırmamızın sonuçlarına göre;

1. Alt çeneden elde edilen ortalama ISQ değerleri üstten elde edilenlere göre birçok zaman noktasında istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir.
2. CBCT görüntülerinden doğrudan elde edilen bilgilere göre, alt çene kortikal kemik kalınlığı üstten daha yüksek olup istatistiksel olarak anlamlı değildir; kemik mineral yoğunluğu değerleri ise alt çenede üste göre çok daha yüksek saptanmış olup istatistiksel olarak anlamlıdır.
3. İlgili kemik hacminin içindeki net trabeküler kemik miktarını gösteren BV/TV alt çene lehine olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı değildir; trabeküler kalınlık bilgisini veren Tb.Th değerleri alt çenede üste göre daha yüksek olmasına rağmen anlamlı değildir; trabeküller arasındaki boşluğu belirten Tb.Sp değeri ise üst çenede daha yüksek bulunmuş olup bu ilişki istatistiksel olarak anlamlıdır; trabeküllerin plaka veya çubuk benzeri

şekillerini açıklayan SMI değeri alt çenede 0'a yakın çıkıp alt çene trabeküllerinin daha plaka benzeri olduğunu, üst çene trabeküllerinin ise daha çubuk benzeri olduğu bilgisi tespit edilmiştir.

4. Üst çeneye yerleştirilen implantların stabilitelelerinde 3 ay sonunda anlamlı yükseliş gözlenirken, alt çeneye yerleştirilenlerde düşüş olup anlamlı değildir.
5. Üst ve alt çeneye yerleştirilen implantlar çaplarına göre değerlendirildiğinde ortalama primer stabiliteleleri farklı olsa bile artış ve düşüşleri birbirilerine çok yakın olduğu saptanmıştır.
6. Üst çeneye yerleştirilen implantların primer stabiliteleleri ile en yüksek korelasyon KKK ile bulunmuş olup, alt çeneye yerleştirilenlerde bu korelasyon önemini biraz daha yitirmektedir.
7. Üst ve alt çenede yerleştirilen implantların primer stabiliteleleri ve 3. ay stabilitelelerinin kemik morfolometrik parametreleri arasındaki korelasyonlar genel olarak düşük bulunmuştur.
8. Kemik mineral yoğunluğu(HU) ve BV/TV, Tb.Th arasındaki ilişkiler genel olarak yüksek saptanmıştır.
9. Özellikle alt çenede BV/TV ve Tb.Th arasında yüksek korelasyon saptanmıştır.
10. Çaplara göre implant stabiliteleleri değerlendirildiğinde, üst çenede 3,3 mm-4,1 mm implantlar arasında ve 4,1 mm-4,8 mm implantlar arasında fark bulunmamışken, 3,3 mm-4,8 mm implantlar arasındaki stabilite farkı anlamlı saptanmıştır; alt çenede ise 4,1 mm-4,8 mm implantlar arasında fark bulunmazken 3,3 mm implantlar diğer iki çaptakilere göre anlamlı olarak daha düşüktür.
11. Yerleştirilen implantların stabiliteleleri ile boyları arasında herhangi anlamlı bir fark görülmemiştir.

12. Sinüs lift yapılarak ve yapılmadan yerleştirilen implantların stabiliteleri arasında herhangi anlamlı bir fark saptanmamıştır.

## ÖZET

**Onur N, Dental implantların stabiliteleeri ile kemik morfometrik parametreleri arasındaki ilişkilerin değerlendirilmesi, Y.Y.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Van, 2015.** Bu çalışmanın amacı, bireylere uygulanan farklı ebatlardaki dental implantların üç aylık osseointegrasyon süreci boyunca stabiliteleerindeki değişikliklerin değerlendirilmesi ve kemik yapısal/morfometrik parametrelerle aralarındaki ilişkiyi irdelemektir. Çalışmamıza yaşları ortalaması 43 olan 32 birey dahil edilmiş olup toplam 86 implant uygulanmıştır. Uygulanan implantlar farklı ebatlarda olup hastaların ihtiyaçları doğrultusunda standart prosedürle yerleştirilmiş, yerleştirildiği anda(primer stabilite), 1., 2., 3., 4. hafta, 2. ay, 3. ay olmak üzere her hastadan 7 kere implant stabilite değerleri ölçülüp kaydedilmiştir. Alınan bu değerler hem kendi içlerinde değerlendirilmiş hem de tedavi öncesi alınan CBCT'lerden elde edilen kemik yapısal/morfometrik parametreler ile değerlendirilmiştir. Kortikal kemik kalınlığı ve kemik mineral yoğunluğu CBCT görüntülerinden doğrudan elde edilmiş olup trabeküler kemik yapısını ilgilendiren BV/TV, trabeküler kalınlık, trabeküler boşluk ve yapısal model indeksi özel bir bilgisayar yazılımı vasıtasıyla değerlendirilmiştir. Alt çeneden elde edilen ortalama implant stabilite değerleri tüm zaman noktalarında üstten alınanlara göre yüksek bulunmuş, ortalama kortikal kemik kalınlığı ve kemik mineral yoğunluğu alt çenede daha fazla olduğu tespit edilmiştir. 3 farklı çapa ait primer stabiliteleer farklı olmasına rağmen 3 ay sonunda ölçülen değişimler birbirilerine yakın olduğu saptanmıştır. Hem üst hem de alt çenede çoğunlukla 3,3 ve 4,8 mm çaplara ait implantların stabiliteleeri arasında anlamlı farklılıklar gözlenirken, 4,1 mm çapa ait implantların stabiliteleeri ile diğer iki çapa ait implantların stabiliteleeri arasında anlamlı farklılıklar bulunmamıştır. İmplantların stabiliteleeri ile kemik morfometrik değerleri arasındaki ilişkiler kuvvetli görülmemekle birlikte kemik mineral yoğunluğu ile trabeküler kalınlık ve BV/TV arasındaki ilişki genellikle kuvvetli olduğu saptanmıştır. Bu çalışmanın sınırları dahilinde, dental implant tedavisi öncesinde alınan CBCT verilerinden hem kortikal kemik kalınlığı gibi makro bilgiler hem de trabeküler kemik ile ilişkili mikro bilgilerin değerlendirilmesinin implantların geleceğini öngörmek amacıyla uygulanabilir ve yararlı bir teknik olduğu saptanmıştır.

**Anahtar sözcükler:** dental implant, implant stabilite, osseointegrasyon, primer stabilite, sekonder stabilite, kemik morfometrik yapı, trabeküler kemik, bilgisayarlı tomografi

## SUMMARY

**Onur N, Evaluation of the Relationship Between Dental Implant Stability and Bone Morphometrical Structure, Y.Y.U. Faculty of Dentistry, Periodontology, Specilisation Thesis, Van, 2015.** The aim of this study, evaluation of the stability changes and the relationship between bone structural/morphometrical parameters during 3 months osseointegration time of applied dental implants with different dimensions. 32 patients with 43 mean age involved to our research and totally 86 dental implants were applied. Applied implants with different diameters were placed with standart procedure due to the patients needs. Dental implant stability values were measured and recorded 7 times from each of the patients at the placing time (primary stability), 1-2-3-4th weeks and 2-3th months. These values were compared with each other and bone structural/morphometrical parameters which were obtained CBCT before the treatment. Cortical bone thickness and bone mineral density values were obtained directly from CBCT images and BV/TV, trabecular thickness, trabecular space and structural model index values which were related to trabecular bone structure were evaluated with a special computer software. Mean dental implant stability values at the mandibular region were higher than maxillary region at the all measuring times and also mean cortical bone thickness, bone mineral density values were higher at the mandibular region. After 3 months, measure changes at the dental implants with 3 different diameters and different primary stability values were detected as similiar to each other. Relationship between dental implant stability values and bone morphometrical values were described as a weak relationship; but relationship between bone mineral density, trabecular thickness and BV/TV were detected as a strong one. With the limitations of this study, both macro informations as cortical bone thickness and micro informations were related to trabecular bone which were obtained CBCT images before the treatment can be a useful technique to evaluate the futures of the implants.

**Key Words:** dental implants, implant stability, osseointegration, primer stability, seconder stability, bone morphometrical structure, trabecular bone, computerized tomography



## KAYNAKLAR

- Abraham CM (2014). A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *The open dentistry journal*, 8, 50–5.
- Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E, Lang NP ve Lindhe J (2004). Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clinical oral implants research*, 15, 4, 381–92.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B ve Brånemark PI (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*, 10, 6, 387–416.
- Akça K, Chang TL, Tekdemir I ve Fanuscu MI (2006). Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clinical oral implants research*, 17, 4, 465–72.
- Akkocaoglu M, Uysal S, Tekdemir I, Akca K ve Cehreli MC (2005). Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clinical oral implants research*, 16, 2, 202–9.
- Albrektsson T ve Jacobsson M (1987). Bone-metal interface in osseointegration. *The Journal of prosthetic dentistry*, 57, 5, 597–607.
- Albrektsson T ve Wennerberg A (2004). Oral implant surfaces: Part 2-review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *International journal of prosthodontics*, 17, 5, 544–64.
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P ve Eriksson AR (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 1, 1, 11–25.
- Anselme K (2000). Osteoblast adhesion on biomaterials. *Biomaterials*, 21, 7, 667–81.
- Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K ve Shinoda K (1999). Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dento maxillo-facial radiology*, 28, 4, 245–8.
- Arrington ED, Smith WJ, Chambers HG, Bucknell AL ve Davino NA (1996). Complications of iliac crest bone graft harvesting. *Clinical orthopaedics and related research*, 329, 300–9.
- Atsumi M, Park S-H ve Wang H-L (2007). Methods used to assess implant stability: current status. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 22, 5, 743–54.
- Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momicchioli G ve Varriale A (2002). Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous jaws

after 1 year of loading: a pilot study. *Clinical implant dentistry and related research*, 4, 3, 128–132.

Barewal RM, Oates TW, Meredith N ve Cochran DL (2003). Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 18, 5, 641–51.

Başarir K, Erdemli B, Can A, Erdemli E ve Zeyrek T (2009). Osseointegration in arthroplasty: can simvastatin promote bone response to implants? *International orthopaedics*, 33, 3, 855–9.

Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M ve Homolka P (2003). Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. *Clinical oral implants research*, 14, 1994, 616–620.

Benson, B.W. & Shetty, V (2009). Dental Implants, In: Oral Radiology Principles and Interpretation, S.C. White & M. J. Pharoah, pp.597-612, Mosby, Elsevier, ISBN 978-0-323-04983-2, St. Louis, Missouri.

Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP ve Lindhe J (2003). De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clinical oral implants research*, 14, 3, 251–62.

Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sünbuloğlu E ve Kutay O (2010). Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *Journal of oral rehabilitation*, 37, 12, 900–7.

Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP ve Samson J (2004). Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical resonance-frequency analysis study with sandblasted-and-etched ITI implants. *Clinical Oral Implants Research*, 15, 5, 529–539.

Blanchaert RH (1998). Implants in the medically challenged patient. *Dental clinics of North America*, 42, 1, 35–45.

Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM ve Jacobs R (2014). Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 29 Suppl, 55–77.

Boronat A, Balaguer Martínez J, Lamas Pelayo J, Carrillo García C ve Peñarrocha Diago M (2008). Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*, 13, 4, E244–7.

Boronat-López A, Peñarrocha-Diago M, Martínez-Cortissoz O ve Mínguez-Martínez I (2006). Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*, 11, 3.

- Bragdon CR, Burke D, Lowenstein JD, O'Connor DO, Ramamurti B, Jasty M ve Harris WH (1996). Differences in stiffness of the interface between a cementless porous implant and cancellous bone in vivo in dogs due to varying amounts of implant motion. *The Journal of arthroplasty*, 11, 8, 945–51.
- Branemark PI (1959). Vital microscopy of bone marrow in rabbit. *Scandinavian journal of clinical and laboratory investigation*, 11 Supp 38, 1–82.
- Branemark PI (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50, 3, 399–410.
- Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J ve Ohlsson A (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 3, 2, 81–100.
- Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O ve Ohman A (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. Supplementum*, 16, 1–132.
- Branemark R, Ohnell LO, Skalak R, Carlsson L ve Brånemark PI (1998). Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental in vivo investigation in the beagle dog. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 16, 1, 61–9.
- Branemark PI, Engstrand P, Öhrnell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K (1999). Branemark Novum: A new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 1;2-16
- Breme J, Steinhäuser E ve Paulus G (1988). Commercially pure titanium Steinhäuser plate-screw system for maxillofacial surgery. *Biomaterials*, 9, 4, 310–3.
- Browne M ve Gregson PJ (2000). Effect of mechanical surface pretreatment on metal ion release. *Biomaterials*, 21, 4, 385–92.
- Brunski JB (1992). Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical materials*, 10, 3, 153–201.
- Brunski JB, Puleo DA ve Nanci A (2000). Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 15, 1, 15–46.
- Bryant SR (1998). The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implant outcomes. *The International journal of prosthodontics*, 11, 5, 470–90.

Burghardt AJ, Link TM ve Majumdar S (2011). High-resolution computed tomography for clinical imaging of bone microarchitecture. *Clinical orthopaedics and related research*, 469, 8, 2179–93.

Buser D, von Arx T, ten Bruggenkate C ve Weingart D (2000). Basic surgical principles with ITI implants. *Clinical oral implants research*, 11 Suppl 1, 59–68.

Calandriello R, Tomatis M ve Rangert B (2003). Immediate functional loading of Brånemark System implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clinical implant dentistry and related research*, 5 Suppl 1, 10–20.

Calandriello R, Tomatis M, Vallone R, Rangert B ve Gottlow J (2003). Immediate occlusal loading of single lower molars using Brånemark System Wide-Platform TiUnite implants: an interim report of a prospective open-ended clinical multicenter study. *Clinical implant dentistry and related research*, 5 Suppl 1, 74–80.

Callahan BC, Lisecki EJ, Banks RE, Dalton JE, Cook SD ve Wolff JD (1995). The effect of warfarin on the attachment of bone to hydroxyapatite-coated and uncoated porous implants. *The Journal of bone and joint surgery, American volume*, 77, 2, 225–30.

Cameron HU, Pilliar RM ve MacNab I (1973). The effect of movement on the bonding of porous metal to bone. *Journal of biomedical materials research*, 7, 4, 301–11.

Cehreli MC, Karasoy D, Akca K ve Eckert SE (2009). Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 24, 6, 1015–32.

Chang PC, Lang NP ve Giannobile W V (2010). Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clinical oral implants research*, 21, 1, 1–12.

Chappard D, Aguado E, Huré G, Grizon F ve Basle MF (1999). The early remodeling phases around titanium implants: a histomorphometric assessment of bone quality in a 3- and 6-month study in sheep. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 14, 2, 189–96.

Cochran DL, Nummikoski P V, Higginbottom FL, Hermann JS, Makins SR ve Buser D (1996). Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results. *Clinical oral implants research*, 7, 3, 240–52.

Compston J (2006). Bone quality: what is it and how is it measured? *Arquivos brasileiros de endocrinologia e metabologia*, 50, 4, 579–85.

Corpas L dos S, Jacobs R, Quirynen M, Huang Y, Naert I ve Duyck J (2011). Peri-implant bone tissue assessment by comparing the outcome of intra-oral radiograph and

cone beam computed tomography analyses to the histological standard. *Clinical oral implants research*, 22, 5, 492–9.

Dahners LE ve Mullis BH (2004). Effects of nonsteroidal anti-inflammatory drugs on bone formation and soft-tissue healing. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 12, 3, 139–43.

Davies JE (1998). Mechanisms of endosseous integration. *The International journal of prosthodontics*, 11, 5, 391–401.

De Oliveira RCG, Leles CR, Lindh C ve Ribeiro-Rotta RF (2012). Bone tissue microarchitectural characteristics at dental implant sites. Part 1: identification of clinical-related parameters. *Clinical oral implants research*, 23, 8, 981–6.

De Vos W, Casselman J ve Swennen GRJ (2009). Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 38, 6, 609–25.

DeLuca S, Habsha E ve Zarb GA (2006). The effect of smoking on osseointegrated dental implants. Part I: implant survival. *The International journal of prosthodontics*, 19, 5, 491–8.

Derhami K, Wolfaardt JF, Faulkner G ve Grace M (1995). Assessment of the periosteal device in baseline mobility measurements of craniofacial implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 10, 2, 221–9.

Diederichs G, Link TM, Kentenich M, Schwieger K, Huber MB, Burghardt AJ, ... Issever AS (2009). Assessment of trabecular bone structure of the calcaneus using multi-detector CT: correlation with microCT and biomechanical testing. *Bone*, 44, 5, 976–83.

Drage NA, Palmer RM, Blake G, Wilson R, Crane F ve Fogelman I (2007). A comparison of bone mineral density in the spine, hip and jaws of edentulous subjects. *Clinical oral implants research*, 18, 4, 496–500.

Dreiseidler T, Neugebauer J, Ritter L, Lingohr T, Rothamel D, Mischkowski RA ve Zöller JE (2009). Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning. *Clinical Oral Implants Research*, 20, 11, 1191–1199.

Duyck J, Vandamme K, Geris L, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Vandersloten J, Naert I (2006). The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. *Archives of oral biology*, 51, 1, 1–9.

Eberhardt C, Habermann B, Müller S, Schwarz M, Bauss F ve Kurth AHA (2007). The bisphosphonate ibandronate accelerates osseointegration of hydroxyapatite-coated cementless implants in an animal model. *Journal of orthopaedic science: official journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 12, 1, 61–6.

- Eder A ve Watzek G (1999). Treatment of a patient with severe osteoporosis and chronic polyarthritis with fixed implant-supported prosthesis: a case report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 14, 4, 587–90.
- Ericsson I, Randow K, Nilner C, Pettersson A (2000). Early functional loading of Brånemark dental implants: A 5-year follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 70-77
- Eriksson C, Lausmaa J ve Nygren H (2001). Interactions between human whole blood and modified TiO<sub>2</sub>-surfaces: influence of surface topography and oxide thickness on leukocyte adhesion and activation. *Biomaterials*, 22, 14, 1987–96.
- Ersanli S, Karabuda C, Beck F ve Leblebicioglu B (2005). Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *The Journal of periodontology*, 76, 7, 1066–1071.
- Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci*, Feb;106(1):527-51.
- Fanuscu MI ve Chang T-L (2004). Three-dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible. *Clinical Oral Implants Research*, 15, 2, 213–218.
- Faulkner MG, Wolfaardt JF ve Chan A (1999). Measuring abutment/implant joint integrity with the Periotest instrument. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 14, 5, 681–8.
- Felsenberg D ve Boonen S (2005). The bone quality framework: determinants of bone strength and their interrelationships, and implications for osteoporosis management. *Clinical therapeutics*, 27, 1, 1–11.
- Fini M ve Giardino R (2003). In vitro and in vivo tests for the biological evaluation of candidate orthopedic materials: Benefits and limits. *Journal of applied biomaterials & biomechanics : JABB*, 1, 3, 155–63.
- Franchi M, Bacchelli B, Martini D, Pasquale V De, Orsini E, Ottani V, ... Ruggeri A (2004). Early detachment of titanium particles from various different surfaces of endosseous dental implants. *Biomaterials*, 25, 12, 2239–46.
- Franchi M, Fini M, Martini D, Orsini E, Leonardi L, Ruggeri A, ... Ottani V (2005). Biological fixation of endosseous implants. *Micron (Oxford, England : 1993)*, 36, 7-8, 665–71.
- Frederiksen, N., L. Advanced Imaging, In: *Oral Radiology Principles and Interpretation*, (2009). S.C. White & M. J. Pharoah, pp. 207-224, Mosby, Elsevier, ISBN 978-0-323-04983-2, St. Louis, Missouri.

- Friberg B, Ekestubbe A, Mellström D ve Sennerby L (2001). Brånemark implants and osteoporosis: a clinical exploratory study. *Clinical implant dentistry and related research*, 3, 1, 50–6.
- Friberg B, Ekestubbe A ve Sennerby L (2002). Clinical outcome of Brånemark System implants of various diameters: a retrospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 17, 5, 671–7.
- Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K ve Lekholm U (1999a). Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 28, 4, 266–272.
- Friberg B, Sennerby L, Meredith N ve Lekholm U (1999b). A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 28, 297–303.
- Futami T, Fujii N, Ohnishi H, Taguchi N, Kusakari H, Ohshima H ve Maeda T (2000). Tissue response to titanium implants in the rat maxilla: ultrastructural and histochemical observations of the bone-titanium interface. *Journal of periodontology*, 71, 2, 287–98.
- Fyhrie DP (2005). Summary--Measuring "bone quality". *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 5, 4, 318–20.
- Gailit J ve Clark RA (1994). Wound repair in the context of extracellular matrix. *Current opinion in cell biology*, 6, 5, 717–25.
- Galois L ve Mainard D (2004). Bone ingrowth into two porous ceramics with different pore sizes: an experimental study. *Acta orthopaedica Belgica*, 70, 6, 598–603.
- Genant HK, Gordon C, Jiang Y, Link TM, Hans D, Majumdar S ve Lang TF (2000). Advanced imaging of the macrostructure and microstructure of bone. *Hormone research*, 54 Suppl 1, 24–30.
- Giori NJ, Ryd L ve Carter DR (1995). Mechanical influences on tissue differentiation at bone-cement interfaces. *The Journal of arthroplasty*, 10, 4, 514–22.
- Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J ve Hämmerle CHF (2004). Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clinical Oral Implants Research*, 15, 4, 428–434.
- Gomez-Roman G ve Lukas D (2001). Influence of the implant abutment on the Periotest value: an in vivo study. *Quintessence international (Berlin, Germany : 2001)*, 32, 10, 797–9.

Gonzalez-Garcia, F M ve Moreno-C G (2011). Predictability of the resonance frequency analysis in the survival of dental implants placed in the anterior non-atrophied edentulous mandible. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*. Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal (C/ Daniel Balaciart No. 4 pta.17, Valencia 46020, Spain).

González-García R ve Monje F (2013). The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites: a histomorphometric analysis by micro-CT. *Clinical oral implants research*, 24, 8, 871–9.

Greenstein G, Cavallaro J, Romanos G ve Tarnow D (2008). Clinical recommendations for avoiding and managing surgical complications associated with implant dentistry: a review. *Journal of periodontology*, 79, 8, 1317–29.

Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P ve van Steenberghe D (2006). State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clinical oral investigations*, 10, 1, 1–7.

Ayşe Gulsahi (2011). Bone Quality Assessment for Dental Implants, Implant Dentistry - The Most Promising Discipline of Dentistry, Prof. Ilser Turkyilmaz (Ed.), ISBN: 978-953-307-481-8,

Harris D, Horner K, Gröndahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, ... Quirynen M (2012). E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clinical oral implants research*, 23, 11, 1243–53.

Hatcher DC (2010). Operational principles for cone-beam computed tomography. *Journal of the American Dental Association*, 141 Suppl , 3S–6S.

Herrmann I, Lekholm U, Holm S ve Kultje C (2005). Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 20, 2, 220–30.

Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A ve Konvícková S (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91, 1, 20–5.

Howashi M, Tsukiyama Y, Ayukawa Y, Isoda-Akizuki K, Kihara M, Imai Y, ... Koyano K (2014). Relationship between the CT Value and Cortical Bone Thickness at Implant Recipient Sites and Primary Implant Stability with Comparison of Different Implant Types. *Clinical implant dentistry and related research*, DOI: 10.1111/cid.12261.

Huang H-M, Chiu C-L, Yeh C-Y, Lin C-T, Lin L-H ve Lee S-Y (2003). Early detection of implant healing process using resonance frequency analysis. *Clinical oral implants research*, 14, 4, 437–443.



- Huang H-M, Lee S-Y, Yeh C-Y ve Lin C-T (2002). Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clinical oral implants research*, 13, 1, 65–74.
- Huwiler MA, Pjetursson BE, Bosshardt DD, Salvi GE ve Lang NP (2007). Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clinical oral implants research*, 18, 3, 275–80.
- Ibrahim N, Parsa A, Hassan B, van der Stelt P, Aartman IHA ve Wismeijer D (2013). The effect of scan parameters on cone beam CT trabecular bone microstructural measurements of human mandible. *Dento maxillo facial radiology*, 42, 10, 20130206.
- Ibrahim N, Parsa A, Hassan B, van der Stelt P, Aartman IHA ve Wismeijer D (2014). Accuracy of trabecular bone microstructural measurement at planned dental implant sites using cone-beam CT datasets. *Clinical oral implants research*, 25, 8, 941–5.
- Ibrahim N, Parsa A, Hassan B, van der Stelt P ve Wismeijer D (2013). Diagnostic imaging of trabecular bone microstructure for oral implants: a literature review. *Dento maxillo facial radiology*, 42, 3, 20120075.
- Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y ve Koyano K (2012). Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clinical oral implants research*, 23, 7, 832–6.
- Issever AS, Link TM, Kentenich M, Rogalla P, Burghardt AJ, Kazakia GJ, ... Diederichs G (2010). Assessment of trabecular bone structure using MDCT: comparison of 64- and 320-slice CT using HR-pQCT as the reference standard. *European radiology*, 20, 2, 458–68.
- Ito Y, Sato D, Yoneda S, Ito D, Kondo H ve Kasugai S (2008). Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clinical oral implants research*, 19, 1, 9–14.
- Itoh K, Suzuki S ve Kuroda T (2003). Effects of local administration of insulin-like growth factor-I on mandibular condylar growth in rats. *Journal of medical and dental sciences*, 50, 1, 79–85.
- Ivanoff CJ, Sennerby L ve Lekholm U (1997). Reintegration of mobilized titanium implants. An experimental study in rabbit tibia. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 26, 4, 310–5.
- Jacobs R (2003). Preoperative radiologic planning of implant surgery in compromised patients. *Periodontology 2000*, 33, 12–25.
- Jacobs R, Van Steenberghe D. Radiographic planning and assessment of endosseous oral implants. Berlin: Springer, 1997.

Jaffin RA ve Berman CL (1991). The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of periodontology*, 62, 1, 2–4.

Jacobs R, Van Steenberghe D. Radiographic planning and assessment of endosseous oral implants. Berlin: Springer, 1997.

Jemt T ve Stenport V (2011). Implant treatment with fixed prostheses in the edentulous maxilla. Part 2: prosthetic technique and clinical maintenance in two patient cohorts restored between 1986 and 1987 and 15 years later. *The International journal of prosthodontics*, 24, 4, 356–62.

Jemt T, Stenport V ve Friberg B (2011). Implant treatment with fixed prostheses in the edentulous maxilla. Part 1: implants and biologic response in two patient cohorts restored between 1986 and 1987 and 15 years later. *The International journal of prosthodontics*, 24, 4, 345–55.

Johansson CB, Han CH, Wennerberg A ve Albrektsson T (1998). A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium implants in rabbit bone. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 13, 3, 315–21.

Karl M, Graef F, Heckmann S ve Krafft T (2008). Parameters of resonance frequency measurement values: A retrospective study of 385 ITI dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 19, 2, 214–218.

Keller JC, Draughn RA, Wightman JP, Dougherty WJ ve Meletiou SD (1990). Characterization of sterilized CP titanium implant surfaces. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 5, 4, 360–7.

Kessler-Liechti G, Zix J ve Mericske-Stern R (2008). Stability measurements of 1-stage implants in the edentulous mandible by means of resonance frequency analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 23, 2, 353–8.

Khan SN, Cammisa FP, Sandhu HS, Diwan AD, Girardi FP ve Lane JM (2005). The biology of bone grafting. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13, 1, 77–86.

Kitsugi T, Nakamura T, Oka M, Yan WQ, Goto T, Shibuya T, ... Miyaji S (1996). Bone bonding behavior of titanium and its alloys when coated with titanium oxide (TiO<sub>2</sub>) and titanium silicate (Ti<sub>5</sub>Si<sub>3</sub>). *Journal of biomedical materials research*, 32, 2, 149–56.

Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y ve Yamamoto A (2004). Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 19, 2, 228–31.

- Kramer F-J, Dempf R ve Bremer B (2005). Efficacy of dental implants placed into fibula-free flaps for orofacial reconstruction. *Clinical oral implants research*, 16, 1, 80–8.
- Kudo M, Matsui Y, Ohno K ve Michi K (2001). A histomorphometric study of the tissue reaction around hydroxyapatite implants irradiated after placement. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 59, 3, 293–300; discussion 301.
- Kurzweg H, Heimann RB, Troczynski T ve Wayman ML (1998). Development of plasma-sprayed bioceramic coatings with bond coats based on titania and zirconia. *Biomaterials*, 19, 16, 1507–11.
- Lachmann S, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M ve Weber H (2006). Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clinical oral implants research*, 17, 1, 75–9.
- Lachmann S, Laval JY, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M ve Weber H (2006). Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments. *Clin Oral Implants Res*, 17, 1, 80–84.
- Laney WR (1993). In recognition of an implant pioneer: Professor Dr. André Schroeder. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 8, 2, 135–6.
- Larsson C, Thomsen P, Aronsson BO, Rodahl M, Lausmaa J, Kasemo B ve Ericson LE (1996). Bone response to surface-modified titanium implants: studies on the early tissue response to machined and electropolished implants with different oxide thicknesses. *Biomaterials*, 17, 6, 605–16.
- Lekholm U, Zarb G.A, (1985). Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. pp. 199-209, Chicago: Quintessence.
- Leucht P, Kim J-B, Wazen R, Currey JA, Nanci A, Brunski JB ve Helms JA (2007). Effect of mechanical stimuli on skeletal regeneration around implants. *Bone*, 40, 4, 919–30.
- Licata A (2009). Bone density vs bone quality: what's a clinician to do? *Cleveland Clinic journal of medicine*, 76, 6, 331–6.
- Linder L, Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Ivarsson B, Jönsson U ve Lundström I (1983). Electron microscopic analysis of the bone-titanium interface. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 54, 1, 45–52.

- Linder L, Obrant K ve Boivin G (1989). Osseointegration of metallic implants. II. Transmission electron microscopy in the rabbit. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 60, 2, 135–9.
- Lindh C, Obrant K ve Petersson A (2004). Maxillary bone mineral density and its relationship to the bone mineral density of the lumbar spine and hip. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 98, 1, 102–109.
- Listgarten MA (1997). Clinical trials of endosseous implants: issues in analysis and interpretation. *Annals of periodontology / the American Academy of Periodontology*, 2, 1, 299–313.
- Mah P, Reeves TE ve McDavid WD (2010). Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dento maxillo facial radiology*, 39, 6, 323–35.
- Maniatopoulos C, Pilliar RM ve Smith DC Threaded versus porous-surfaced designs for implant stabilization in bone-endodontic implant model. *Journal of biomedical materials research*, 20, 9, 1309–33.
- Marco F, Milena F, Gianluca G ve Vittoria O (2005). Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. *Micron (Oxford, England : 1993)*, 36, 7-8, 630–44.
- Marković A, Calvo-Guirado JL, Lazić Z, Gómez-Moreno G, Čalasan D, Guardia J, ... Mišić T (2013). Evaluation of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants. A 12-week clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 15, 3, 341–9.
- Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R ve Lazzara R (2001). Optimal implant stabilization in low density bone. *Clinical oral implants research*, 12, 5, 423–32.
- Mavrogenis a. F, Dimitriou R, Parvizi J ve Babis GC (2009). Biology of implant osseointegration. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, 9, 2, 61–71.
- McDonald AR, Pogrel MA ve Sharma A (1998). Effects of chemotherapy on osseointegration of implants: a case report. *The Journal of oral implantology*, 24, 1, 11–3.
- Meredith N (1998). Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *The International journal of prosthodontics*, 11, 5, 491–501.
- Meredith N, Alleyne D ve Cawley P (1996). Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clinical oral implants research*, 7, 3, 261–7.
- Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T ve Sennerby L (1997). Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of

resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clinical oral implants research*, 8, 3, 226–33.

Meredith N, Friberg B, Sennerby L ve Aparicio C (1998). Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. *The International journal of prosthodontics*, 11, 3, 269–75.

Merheb J, Van Assche N, Coucke W, Jacobs R, Naert I ve Quirynen M (2010). Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability. *Clinical oral implants research*, 21, 6, 612–7.

Meyer U, Joos U, Mythili J, Stamm T, Hohoff A, Fillies T, ... Wiesmann HP (2004). Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials*, 25, 10, 1959–67.

Michaels CM, Keller JC ve Stanford CM (1991). In vitro periodontal ligament fibroblast attachment to plasma-cleaned titanium surfaces. *The Journal of oral implantology*, 17, 2, 132–9.

Minkin C ve Marinho VC (1999). Role of the osteoclast at the bone-implant interface. *Advances in dental research*, 13, 49–56.

Misch C.,E. (2008). Density of Bone: Effects on surgical approach and healing, In: Contemporary Implant Dentistry, C.E. Misch (ed), pp. 645-667, Mosby, Elsevier, ISBN 978-0-323-04373-1, Canada.

Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H ve Iizuka T (2005a). Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*, 37, 6, 776–80.

Mombelli A ve Cionca N (2006). Systemic diseases affecting osseointegration therapy. *Clinical oral implants research*, 17 Suppl 2, 97–103.

Monje A, Monje F, González-García R, Galindo-Moreno P, Rodríguez-Salvanes F, Wang HL (2014). Comparison between microcomputed tomography and cone-beam computed tomography radiologic bone to assess atrophic posterior maxilla density and microarchitecture. *Clin Oral Implants Res*, 25(6):723-8.

Moon HS, Won YY, Kim KD, Ruprecht A, Kim HJ, Kook HK ve Chung MK (2004). The three-dimensional microstructure of the trabecular bone in the mandible. *Surgical and radiologic anatomy : SRA*, 26, 6, 466–73.

Morris HE, Ochi S, Crum P, Orenstein I ve Plezia R (2003). Bone density: its influence on implant stability after uncovering. *The Journal of oral implantology*, 29, 6, 263–9.

Murai K, Takeshita F, Ayukawa Y, Kiyoshima T, Suetsugu T ve Tanaka T (1996). Light and electron microscopic studies of bone-titanium interface in the tibiae of young and mature rats. *Journal of biomedical materials research*, 30, 4, 523–33.

- Müller R (2003). Bone microarchitecture assessment: current and future trends. *Osteoporosis international: a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA*, 14 Suppl 5, S89–95; discussion S95–9.
- Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A ve Ariji E (2009). Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. *Clinical oral implants research*, 20, 5, 503–6.
- Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A ve Ariji E (2010). Prospective study to estimate mandibular cancellous bone density using large-volume cone-beam computed tomography. *Clinical oral implants research*, 21, 12, 1309–13.
- Natali AN, Carniel EL ve Pavan PG (2009). Investigation of viscoelastoplastic response of bone tissue in oral implants press fit process. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 91, 2, 868–75.
- Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard J-P ve Samson J (2004). Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clinical oral implants research*, 15, 5, 520–528.
- Niimi A, Ozeki K, Ueda M ve Nakayama B (1997). A comparative study of removal torque of endosseous implants in the fibula, iliac crest and scapula of cadavers: preliminary report. *Clinical oral implants research*, 8, 4, 286–9.
- Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW ve Engelke K (2003). Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clinical oral implants research*, 14, 5, 601–9.
- O’Sullivan D, Sennerby L, Jagger D ve Meredith N (2004). A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clinical implant dentistry and related research*, 6, 1, 48–57.
- O’Sullivan D, Sennerby L ve Meredith N (2000). Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2, 2, 85–92.
- Oh J-S, Kim S-G, Lim S-C ve Ong JL (2009). A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 107, 4, 513–518.
- Ostman P-O, Hellman M, Wendelhag I ve Sennerby L (2006). Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *The International journal of prosthodontics*, 19, 1, 77–83; discussion 84.
- Otsuki B, Takemoto M, Fujibayashi S, Neo M, Kokubo T ve Nakamura T (2006). Pore throat size and connectivity determine bone and tissue ingrowth into porous implants:

three-dimensional micro-CT based structural analyses of porous bioactive titanium implants. *Biomaterials*, 27, 35, 5892–900.

Ozan O, Turkyilmaz I ve Yilmaz B (2007). A preliminary report of patients treated with early loaded implants using computerized tomography-guided surgical stents: flapless versus conventional flapped surgery. *Journal of oral rehabilitation*, 34, 11, 835–40.

Pablos AB, Ramalho SA, König B, Furuse C, de Araújo VC ve Cury PR (2008). Effect of meloxicam and diclofenac sodium on peri-implant bone healing in rats. *Journal of periodontology*, 79, 2, 300–6.

Park C, Kim Y, Kim C, Cho L ve Yi Y (2003). A study on the change of implant stability using resonance frequency analysis. "SNUDH Dept of Pros".

Park J-C, Lee J-W, Kim S-M ve Lee J-H (2011). Implant Stability - Measuring Devices and Randomized Clinical Trial for ISQ Value Change Pattern Measured from Two Different Directions by Magnetic RFA. *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*, Meredith 1998.

Park JY ve Davies JE (2000). Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. *Clinical oral implants research*, 11, 6, 530–9.

Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P ve Wismeijer D (2013). Influence of cone beam CT scanning parameters on grey value measurements at an implant site. *Dento maxillo facial radiology*, 42, 3, 79884780.

Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, van der Stelt P ve Wismeijer D (2015). Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT. *Clinical oral implants research*, 26, 1, e1–7.

Patcas R, Markic G, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T, Kellenberger CJ ve Karlo CA (2012). Accuracy of linear intraoral measurements using cone beam CT and multidetector CT: a tale of two CTs. *Dento maxillo facial radiology*, 41, 8, 637–44.

Peñarrocha M, Palomar M, Sanchis JM, Guarinos J ve Balaguer J (2004). Radiologic study of marginal bone loss around 108 dental implants and its relationship to smoking, implant location, and morphology. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 19, 6, 861–7.

Pilliar RM, Lee JM ve Maniatopoulos C (1986). Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clinical orthopaedics and related research*, 208, 108–13.

Polizzi G, Rangert B, Lekholm U, Gualini F ve Lindström H (2000). Brånemark System Wide Platform implants for single molar replacement: clinical evaluation of prospective and retrospective materials. *Clinical implant dentistry and related research*, 2, 61–69.

Probst A ve Spiegel HU (1997). Cellular mechanisms of bone repair. *Journal of investigative surgery: the official journal of the Academy of Surgical Research*, 10, 3, 77–86.

Quereshy FA, Savell TA ve Palomo JM (2008). Applications of cone beam computed tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 66, 4, 791–6.

Rabel A, Köhler SG ve Schmidt-Westhausen AM (2007). Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clinical oral investigations*, 11, 3, 257–65.

Ranjanomennahary P, Ghalila SS, Malouche D, Marchadier A, Rachidi M, Benhamou C ve Chappard C (2011). Comparison of radiograph-based texture analysis and bone mineral density with three-dimensional microarchitecture of trabecular bone. *Medical physics*, 38, 1, 420–8.

Rasmusson L, Kahnberg KE ve Tan A (2001). Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible. *Clin Implant Dent Relat Res*, 3, 1, 2–8.

Rasmusson L, Meredith N, Cho IH ve Sennerby L (1999). The influence of simultaneous versus delayed placement on the stability of titanium implants in onlay bone grafts. A histologic and biomechanic study in the rabbit. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 28, 3, 224–231.

Resnik, R.R., Kircos, L. And Misch C.,E. (2008). Diagnostic Imaging and Techniques, In:Contemporary Implant Dentistry, C.E. Misch (ed), pp. 38-67, Mosby, Elsevier, ISBN 978-0-323-04373-1, Canada.

Ribeiro-Rotta RF, de Oliveira RCG, Dias DR, Lindh C ve Leles CR (2014). Bone tissue microarchitectural characteristics at dental implant sites part 2: correlation with bone classification and primary stability. *Clinical oral implants research*, 25, 2, e47–53.

Ribeiro-Rotta RF, Lindh C, Pereira AC ve Rohlin M (2011). Ambiguity in bone tissue characteristics as presented in studies on dental implant planning and placement: a systematic review. *Clinical oral implants research*, 22, 8, 789–801.

Riggs BL, Hodgson SF, O’Fallon WM, Chao EY, Wahner HW, Muhs JM, ... Melton LJ (1990). Effect of fluoride treatment on the fracture rate in postmenopausal women with osteoporosis. *The New England journal of medicine*, 322, 12, 802–9.

Rigo ECS, Boschi AO, Yoshimoto M, Allegrini S, König B ve Carbonari MJ (2004). Evaluation in vitro and in vivo of biomimetic hydroxyapatite coated on titanium dental implants. *Materials Science and Engineering: C*, 24, 5, 647–651.



- Romanos GE (2009). Bone quality and the immediate loading of implants-critical aspects based on literature, research, and clinical experience. *Implant dentistry*, 18, 3, 203–9.
- Rosenqvist R, Bylander B, Knutson K, Rydholm U, Rööser B, Egund N ve Lidgren L (1986). Loosening of the porous coating of bicompartmental prostheses in patients with rheumatoid arthritis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 68, 4, 538–42.
- Rozé J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A ve Layrolle P (2009). Correlating implant stability to bone structure. *Clinical oral implants research*, 20, 10, 1140–5.
- Sakakura CE, Marcantonio E, Wenzel A ve Scaf G (2007). Influence of cyclosporin A on quality of bone around integrated dental implants: a radiographic study in rabbits. *Clinical oral implants research*, 18, 1, 34–9.
- Sakka S ve Coulthard P (2009). Bone quality: a reality for the process of osseointegration. *Implant dentistry*, 18, 6, 480–5.
- Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, de Souza LT ve Maruo H (2008). Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 133, 6, 790.e15–22.
- Sandborn PM, Cook SD, Spires WP ve Kester MA (1988). Tissue response to porous-coated implants lacking initial bone apposition. *The Journal of arthroplasty*, 3, 4, 337–46.
- Scarano A, Degidi M, Iezzi G, Petrone G ve Piattelli A (2006). Correlation between implant stability quotient and bone-implant contact: a retrospective histological and histomorphometrical study of seven titanium implants retrieved from humans. *Clinical implant dentistry and related research*, 8, 4, 218–22.
- Scarfe, W.C., Farman, A.G. (2009). Cone-Beam Computed Tomography, In: *Oral Radiology Principles and Interpretation*, S.C. White & M. J. Pharoah, pp. 225-243, Mosby, Elsevier, ISBN 978-0-323-04983-2, St. Louis, Missouri.
- Schliephake H, Scharnweber D, Dard M, Rössler S, Sewing A, Meyer J ve Hoogestraat D (2002). Effect of RGD peptide coating of titanium implants on periimplant bone formation in the alveolar crest. An experimental pilot study in dogs. *Clinical oral implants research*, 13, 3, 312–9.
- Schroeder A, Pohler O ve Sutter F (1976). Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie / SSO*, 86, 7, 713–27.

- Schroeder A, van der Zypen E, Stich H ve Sutter F (1981). The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *Journal of maxillofacial surgery*, 9, 1, 15–25.
- Sennerby L ve Meredith N (2008). Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000*, 47, 51–66.
- Sennerby L ve Roos J (1998). Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *The International journal of prosthodontics*, 11, 5, 408–20.
- Shibli JA, Mangano C, Mangano F, Rodrigues JA, Cassoni A, Bechara K, ... Piattelli A (2013). Bone-to-implant contact around immediately loaded direct laser metal-forming transitional implants in human posterior maxilla. *Journal of periodontology*, 84, 6, 732–7.
- Shokri M ve Daraeighadikolaei A (2013). Measurement of primary and secondary stability of dental implants by resonance frequency analysis method in mandible. *International Journal of Dentistry*, doi.org/10.1155/2013/506968.
- Sievänen H, Kannus P ve Järvinen TLN (2007). Bone quality: an empty term. *PLoS medicine*, 4, 3, e27.
- Sjöström M, Lundgren S, Nilson H ve Sennerby L (2005). Monitoring of implant stability in grafted bone using resonance frequency analysis. A clinical study from implant placement to 6 months of loading. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 34, 1, 45–51.
- Søballe K (1993). Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation. Mechanical and histological studies in dogs. *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 255, 1–58.
- Søballe K, Hansen ES, B-Rasmussen H, Jørgensen PH ve Bünger C (1992). Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *Journal of orthopaedic research*: official publication of the Orthopaedic Research Society, 10, 2, 285–99.
- Søballe K, Overgaard S, Hansen ES, Brokstedt-Rasmussen H, Lind M ve Bünger C (1999). A review of ceramic coatings for implant fixation. *Journal of long-term effects of medical implants*, 9, 1-2, 131–51.
- Song Y-D, Jun S-H ve Kwon J-J (2009). Correlation between bone quality evaluated by cone-beam computerized tomography and implant primary stability. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 24, 1, 59–64.

- Spadaro JA, Albanese SA ve Chase SE (1990). Electromagnetic effects on bone formation at implants in the medullary canal in rabbits. *Journal of orthopaedic research* : official publication of the Orthopaedic Research Society, 8, 5, 685–93.
- Stanford CM ve Keller JC (1991). The concept of osseointegration and bone matrix expression. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 2, 1, 83–101.
- Stanford CM, Keller JC ve Solursh M (1994). Bone cell expression on titanium surfaces is altered by sterilization treatments. *Journal of dental research*, 73, 5, 1061–71.
- Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA ve Krogh PH (1996). The reverse-torque test: a clinical report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 11, 2, 179–85.
- Summers RB (1994a). A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium (Newtown, Pa.)*, 15, 2, 152, 154–6, 158 passim; quiz 162.
- Summers RB (1994b). The osteotome technique: Part 3--Less invasive methods of elevating the sinus floor. *Compendium (Newtown, Pa.)*, 15, 6, 698, 700, 702–4 passim; quiz 710.
- Sumner DR, Turner TM, Pierson RH, Kienapfel H, Urban RM, Liebner EJ ve Galante JO (1990). Effects of radiation on fixation of non-cemented porous-coated implants in a canine model. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 72, 10, 1527–33.
- Swart KM, Keller JC, Wightman JP, Draughn RA, Stanford CM ve Michaels CM (1992). Short-term plasma-cleaning treatments enhance in vitro osteoblast attachment to titanium. *The Journal of oral implantology*, 18, 2, 130–7.
- Tahmaseb A, De Clerck R, Eckert S ve Wismeijer D (2011). Reference-based digital concept to restore partially edentulous patients following an immediate loading protocol: a pilot study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 26, 4, 707–17.
- Teerlinck J, Quirynen M, Darius P ve van Steenberghe D (1991). Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 6, 1, 55–61.
- Teo JCM, Si-Hoe KM, Keh JEL ve Teoh SH (2007). Correlation of cancellous bone microarchitectural parameters from microCT to CT number and bone mechanical properties. *Materials Science and Engineering: C*, 27, 2, 333–339.
- Tözüm TF, Bal BT, Turkyilmaz I, Gülay G ve Tulunoglu I (2010). Which device is more accurate to determine the stability/mobility of dental implants? A human cadaver study. *Journal of oral rehabilitation*, 37, 3, 217–24.

Turkyilmaz I (2006). Clinical and radiological results of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures on Branemark implants. *Journal of Clinical Periodontology*, 33, 3, 233–238.

Turkyilmaz I ve McGlumphy EA (2008). Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC oral health*, 8, 32.

Turkyilmaz I ve McGlumphy EA (2008). Is there a lower threshold value of bone density for early loading protocols of dental implants? *Journal of oral rehabilitation*, 35, 10, 775–81.

Turkyilmaz I, Tözüm TF ve Tumer C (2007). Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *Journal of oral rehabilitation*, 34, 4, 267–72.

Turkyilmaz I, Tözüm TF ve Tumer C (2007). Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34, 10, 267–272.

Turner CH (1998). Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli. *Bone*, 23, 5, 399–407.

Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B ve Donath K (1999). Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clinical oral implants research*, 10, 6, 459–67.

Valderrama P, Oates TW, Jones A a, Simpson J, Schoolfield JD ve Cochran DL (2007). Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability: a clinical trial. *The Journal of periodontology*, 78, 2, 262–272.

Van Ruijven LJ, Giesen EBW, Mulder L, Farella M ve van Eijden TMGJ (2005). The effect of bone loss on rod-like and plate-like trabeculae in the cancellous bone of the mandibular condyle. *Bone*, 36, 6, 1078–85.

Verhoeven JW, Cune MS ve de Putter C (2000). Reliability of some clinical parameters of evaluation in implant dentistry. *Journal of oral rehabilitation*, 27, 3, 211–6.

Vidyasagar L, Salms G, Apse P ve Uldis T (2004). Investigation of Initial Implant Stability with Different Dental Implant Designs. A Pilot Study in Pig Ribs Using Resonance Frequency Analysis, *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 6, 51–54.

Wen X, Wang X ve Zhang N (1996). Microrough surface of metallic biomaterials: a literature review. *Bio-medical materials and engineering*, 6, 3, 173–89.

Wennerberg A ve Albrektsson T (2009). Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clinical oral implants research*, 20 Suppl 4, 172–84.

Wirth AJ, Goldhahn J, Flaig C, Arbenz P, Müller R ve van Lenthe GH (2011). Implant stability is affected by local bone microstructural quality. *Bone*, 49, 3, 473–8.

Wittenberg RH, Shea M, Swartz DE, Lee KS, White AA ve Hayes WC (1991). Importance of bone mineral density in instrumented spine fusions. *Spine*, 16, 6, 647–52.

Wong MM, Rao LG, Ly H, Hamilton L, Ish-Shalom S, Sturtridge W, ... Murray TM (1994). In vitro study of osteoblastic cells from patients with idiopathic osteoporosis and comparison with cells from non-osteoporotic controls. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA*, 4, 1, 21–31.

Younger EM ve Chapman MW (1989). Morbidity at bone graft donor sites. *Journal of orthopaedic trauma*, 3, 3, 192–5.

Zhang H, Lewis CG, Aronow MS ve Gronowicz GA (2004). The effects of patient age on human osteoblasts' response to Ti-6Al-4V implants in vitro. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 22, 1, 30–8.

Zix J, Hug S, Kessler-Liechti G ve Mericske-Stern R (2008). Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 23, 3, 525–30.

Zix J, Kessler-Liechti G ve Mericske-Stern R (2005). Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: a pilot study. *The International journal of oral & maxillofacial implant*, 20, 5, 747–52.