

T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**DENTAL İMPLANT CERRAHİSİNDE PRE-OPERATİF
RADYOLOJİK KEMİK DENSİTESİ DEĞERİ İLE
SUBJEKTİF KEMİK KALİTESİ PUANLAMASI,
YERLEŞTİRME TORKU VE REZONANS FREKANS
ANALİZİ ARASINDAKİ İLİŞKİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ.**

Dt. Fariz SALİMOV

**AĞIZ DİŞ ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Mehmet KÜRKÇÜ**

ADANA-2014

T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**DENTAL İMPLANT CERRAHİSİNDE PRE-OPERATİF
RADYOLOJİK KEMİK DENSİTESİ DEĞERİ İLE
SUBJEKTİF KEMİK KALİTESİ PUANLAMASI,
YERLEŞTİRME TORKU VE REZONANS FREKANS
ANALİZİ ARASINDAKİ İLİŞKİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ.**

Dt. Fariz SALİMOV

DOKTORA TEZİ

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Mehmet KÜRKÇÜ**

Bu proje, Çukurova Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Birimi tarafından
DHF2011D3 No'lu proje olarak desteklenmiştir.

**Tez No:.....
ADANA-2014**

Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Doktora Programı Çerçevesinde yürütölmüş olan ‘Dental İmplant Cerrahisinde Pre-operatif Radyolojik Kemik Densitesi Değeri ile Subjektif Kemik Kalitesi Puanlaması, Yerleştirme Torku ve Rezonans Frekans Analizi Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi’ adlı çalışma, aşğıdaki jüri tarafından Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi :

İmza

Prof. Dr. Mehmet KÜRKÇÜ,
Çukurova Üniversitesi
Jüri Başkanı

İmza

İmza

İmza

Yukarıdaki tez, Yönetim Kurulunun tarih ve sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora hayatımın başlangıcından bitim aşamasına kadar beni destekleyen, değerli bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Mehmet KÜRKÇÜ başta olmak üzere, Doktora eğitimim süresince değerli bilgilerini benden hiçbir zaman esirgemeyen ve üzerimde önemli emeği bulunan sayın hocalarım Doç. Dr. M. Emre BENLİDAYI'ya ve Yrd. Doç. Dr. Ufuk TATLI'ya, Eğitimimde katkıları olan, Prof. Dr. Emin ESEN'e, Doç. Dr. Özgür ERDOĞAN ve Doç. Dr. Yakup ÜSTÜN'e, Doktora hayatım boyunca içtenlikle yanımda olan desteğini hep hissettiğim ablalarım Selda EKER, Sevil Esenkurt, Eda İRDAY ve Nursen ŞAHİNOĞLU' na, Bu çalışmanın başından sonuna kadar tüm aşamalarındaki yardımlarından dolayı değerli asistan arkadaşlarıma.

Hayatımın altı yılını beraber geçirdiğim ve bu güne gelmeme olanak sağlayan Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nin tüm personeline,

Tezimin sıkıntılı dönemlerinde benimle beraber olan eşim, hayat arkadaşım Dr. Qemer SALİMOVA' ya,

Bugünlere gelmemde en büyük emeğin sahibi ve en büyük destekçilerim olan sonda saydığım ama en başta gelen babam Prof. Dr. Rövşen SALİMOV, rahmetli annem Cemile SALİMOVA, ağabeylerim Dr. Eldeniz SELİMZADE, Kerim İMAMELİYEV, Dr. Behruz SALİMOV, , ablalarım Samire İMAMELİYEVA, Dr. Ayten SELİMZADE, Dr. Seide SALİMOVA' ya,

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ	vii
KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ÖZET	ix
ABSTRACT	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Primer İmplant Stabilitesi	3
2.2. Stabilitayı Etkileyen Faktörler	3
2.2.3. Kemik Yoğunluğu	4
2.2.4. İmplant Tasarımı	5
2.2.5. İmplant Yüzey Özellikleri	6
2.2.6. İmplantın Boyutları	7
2.2.7. Cerrahi Teknik	8
2.3. Primer Stabilitede Başarısızlık	9
2.4. İmplant Stabilitesi Ölçümü	10
2.4.1. Periotest Yöntemi	11
2.4.2. Rezonans Frekans Analizi	11
2.4.3. Yerleştirme Tork Değeri	13
2.4.4. Konik Hüzmeli Bilgisayarlı Tomografi ve İmplant	13
2.4.5. Kemik Dokusunun Mekanik Yapısı	15
2.4.6. Kompakt (Kortikal) Kemik Dokusu	16
2.4.7. Spongiyöz (Trabeküler) Kemik Dokusu	16
2.5. Kemik Yoğunluğunun Belirlenmesi	16
2.5.1. Kemik Yoğunluğunun Subjektif Olarak Belirlenmesi Hekimin	

Kemiği Subjektif Değerlendirmesi. Misch Sınıflandırması	18
2.5.2. Kemik Yoğunluğunun Bilgisayarlı Tomografi Tekniğiyle Belirlenmesi	19
2.5.3. Kemik Yoğunluğunun Konik Hüzmeli Bilgisayarlı Tomografi Tekniğiyle Belirlenmesi	20
2.5.4. CBCT'nin Avantajları	20
2.6. Kemik Yoğunluğunun Kuvvet Dağılımına Etkisi	22
2.7. Tedavi Planlaması Açısından Kemik Yoğunluğunun Önemi	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM	24
3.1. Hastalar	24
3.2. Radyolojik Değerlendirme	25
3.2. İmplant Yuvasının Hazırlanması Sırasında Hissedilen Dirence Göre Kemik Kalitesinin Değerlendirilmesi	26
3.3. Yerleştirme Torkunun Ölçümü	27
3.4. Rezonans Frekans Ölçümü	28
3.5. İstatistiksel Analiz	29
4. BULGULAR	31
5. TARTIŞMA	35
6. SONUÇ	43
7.KAYNAKLAR	44
8. ÖZGEÇMİŞ	54

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1.	ILUMA Dental Volumetrik Tomografi cihazı	25
Şekil 3.2.	Belirlenen implant bölgesinin CBCT vasıtasıyla incelenmesi	26
Şekil 3.3.	Lutron TQ-8800-dijital tork ölçüm cihazı	27
Şekil 3.4.	Osstell Mentor- rezonans frekans (RF) ölçüm cihazı	28
Şekil 3.5.	Smartpeg-Osstell Mentor cihazının RF ölçümü için ara parçası	28
Şekil 3.6.	Osstell Mentor kullanarak implantın Rezonans frekans analizi ölçümü	29
Şekil 4.1.	(a) CBCT kaynaklı yoğunluk değeri ve yerleştirme tork değeri (ITV),(b) CBCT kaynaklı yoğunluk değeri ve implant stabilite katsayısı (ISQ) dağılım nokta grafikleri	32

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1. Kemik yoğunluğu, yerleştirme torku ve ISQ değerlerinin lokasyon, cinsiyet, yaş grubu, kemik kalitesi sınıflandırılması ve implant çaplarıyla ilgili tanımlayıcı istatistikler	33
Çizelge 4.2. On yedi hastanın birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü implantları için ölçülen parametreler arasındaki korelasyonlar	34
Çizelge 4.3. Tüm implantlar için her bir değişkenle ilişkili korelasyonlar	34

KISALTMALAR DİZİNİ

cm	: Santimetre
mm	: Milimetre
RFA	: rezonans frekans analizi
CBCT	: Konik Işın Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi (Cone Beam Computed Tomography)
mg	: Miligram
gr	: Gram
cc	: Santimetreküp
ISQ	: İmplant stabilite katsayısı (Implant stability quotient)
ITV	: Yerleştirme tork değeri (insertion torque value)
HU	: Hounsfield birimi (Hounsfield Unit)
CT	: Bilgisayarlı tomografi (Computed Tomography)
DVT	: Dental Volumetrik Tomografi
Hz	: Hertz
µSv	: mikrosvert (radyasyon dozu birimi)
Ncm	: Nyuton Santimetre

ÖZET

Dental İmplant Cerrahisinde Pre-operatif Radyolojik Kemik Densitesi Değeri ile Subjektif Kemik Kalitesi Puanlaması, Yerleştirme Torku ve Rezonans Frekans Analizi Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

İmplant tedavisinin başarısı açısından implantın yerleştirileceği bölgedeki kemik boyutlarının yeterli olmasının yanı sıra kemik kalitesinin uygun olması da büyük önem taşımaktadır. Bu sebeple, tedavinin başarısı için, kemik kalitesinin işlem öncesinde değerlendirilmesi gerekmektedir.

Dental implantlar, osseointegrasyon tanıtıldıktan sonra dental rehabilitasyonda popüler bir alternatif tedavi yöntemi olmuştur. Dental implantların başarısı ve sağkalım oranı, yerleştirilmiş dental implantların sayısındaki hızlı bir artış ile birlikte giderek daha önemli hale gelmiştir. Dental implant tedavisinin başarısı, implant yerleştirilecek bölgedeki mevcut kemiğin miktarı ve kalitesinden etkilenmektedir. Çalışmalar kalitesiz ve yetersiz kemik miktarı olan vakalarda yerleştirilen implantlar için yüksek başarısızlık oranları göstermiştir¹. Bu nedenle, ameliyat öncesi kemik yapısının kesin bir şekilde değerlendirilmesi tedavi planlaması sırasında çok önemlidir.

Kemik kalitesi implant stabilitesinin sağlanmasında dikkate alınması gereken önemli bir faktördür. İyi bir stabilite implant kemik entegrasyonuna olumlu etki etmektedir. Bu nedenle, literatürde kemik kalitesi değerlendirilmesi için çeşitli sınıflandırma sistemleri ve prosedürleri tanımlanmıştır. İmplant yerleştirilme işlemi sırasında kemik kalitesi hakkında cerrahın sübjektif değerlendirmesiyle implant stabilitesi tahmin edilebilir. İmplant yerleştirme işlemi sırasında ve sonrasında yerleştirme tork testi ve rezonans frekans analizi (RFA) ile implant stabilitesi objektif olarak değerlendirilebilir. Bütün bu yöntemler implant cerrahisi sırasında kemik kalitesi hakkında bilgi vermektedir. Bununla birlikte; bu öngörülebilir tekniklerin, ameliyat sırasında kullanılan yöntemlerle korelasyon göstererek ameliyat öncesinde yeterli implant stabilitesi sağlanabilmesi konusunda bilgi vermesi gerekmektedir. Bu nedenle, son yıllarda preoperatif kemik yoğunluğunun değerlendirilmesinde CT kullanma konsepti daha objektif bir yöntem olarak tanıtılmıştır. Birçok araştırmada CT kemik yoğunluğu ve primer implant stabilitesi arasındaki ilişki bildirilmiştir. Fakat hastaların CT taraması sırasında yüksek radyasyona maruz kalması olumsuz bir durumdur. Son zamanlarda, özel olarak kafa ve boyun bölgesinin görüntülenmesi için tasarlanmış konik ışınlı CT (CBCT) tekniği tanıtıldı. CBCT CT ile karşılaştırıldığında yüksek çözünürlüklü görüntüleme, potansiyel olarak daha düşük radyasyon dozu ve daha düşük maliyetler gibi avantajlar sayılmaktadır. Öte yandan, CBCT'nin dağınık radyasyon da dahil olmak üzere, X-ray detektörlerinin sınırlı dinamik aralığı ve kemik yoğunluğu ile doğrusal bir korelasyonu olmayan yoğunluk değerlerinin olması gibi birçok dezavantajları da vardır. Sınırlı kontrastlı çözünürlük, düşük kontrastlı CBCT görüntülerini tanımlanabilirliği açısından olumsuzluk oluşturmaya devam etmektedir. Fakat, son yıllarda yapılan çalışmalarda CBCT kemik yoğunluk değerleri ve kesitli CT'den alınmış Hounsfield birimi(HU)

arasında anlamlı bir korelasyon bildirilmiştir. Yeni yapılmış bir çalışmada, Sonuç olarak, CBCT görüntülerinden alınmış kemik yoğunluğu değerleri tartışmalıdır. Literatürde, CBCT kullanarak tahmin edilen kemik yoğunluğu ve primer implant stabilitesi arasındaki korelasyonla ilgili çalışmalar sınırlıdır. Bu temel bilgileri dikkate alarak, bu çalışmanın amacı CBCT elde edilmiş kemik yoğunluğu değerinin yerleştirme tork değeri (ITV), radyofrekans analizi (RFA) parametreleriyle, kemik kalitesi ve implant boyutları, konumu, hastaların yaş ve cinsiyet dahil olmak üzere farklı klinik değişkenlerle korelasyonunun değerlendirilmesidir.

Anahtar Sözcükler: Dental implant, kemik densitesi, konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi (CBCT), rezonans frekans analizi (RFA), yerleştirme torku (ITV).

ABSTRACT

Assessment of Correlation Between Pre-operative Radiologic Bone Density and Subjective Bone Quality Score, Insertion Torque and Resonance Frequency Analysis in Dental Implant Surgery

Sufficient bone quality as well as sufficient bone dimension is crucial in terms of treatment success of dental implants. Thus, pre-operative evaluation of bone quality is necessary for treatment success.

Dental implants have been a popular alternative in the dental rehabilitation after the introduction of osseointegration. The success and survival of dental implants have become increasingly important along with the rapid increase in the number of dental implants installed. The success of dental implant treatment is influenced by both the quality and quantity of available bone for implant placement. Studies have shown higher failure rates for implants placed in bone of poor quality and quantity. Hence, a precise evaluation of bone structure before surgery is crucial during treatment planning.

Bone quality is a key factor to take into account when predicting implant stability. A good stability favors implant osseointegration. Thus, several classification systems and procedures have been defined for assessing bone quality. Implant stability can be predicted subjectively by surgeon's assumption about bone quality during bone drilling procedure before implant placement. Implant stability can also be evaluated objectively by the insertion torque test and resonance frequency analysis (RFA) after implant placement. All of these methods provide information about bone quality during implant surgery. However; predictable techniques, which correlate with the methods used during surgery, are necessary to predict implant stability before surgery. Thus, the concept of using CT, as a more objective method for preoperative quantitative assessment of bone density, has had increasing popularity during the past few years. A number of studies have shown the relationship between bone density on CT and primary implant stability. However, patients were exposed to high radiation during CT scanning. Recently, cone beam CT (CBCT) technique, specifically designed for head and neck imaging, was introduced. The advantages of CBCT are imaging with high resolution, potentially lower radiation dose, and reduced costs compared with CT. On the other hand, there are several disadvantages of CBCT including scattered radiation, the limited dynamic range of the X-ray detectors, and density values without a linear correlation with bone density. Limited contrast resolution continues to impair low-contrast detectability in CBCT images. However, significant correlations between the density values of CBCT and Hounsfield unit (HU) of multislice CT were also reported in recent studies. Consequently, deriving bone density values from CBCT images seems controversial. In the literature, there are only limited number of studies about the correlation between bone density estimated by CBCT and primary implant stability.

With this background, the aim of the present study was to explore the efficacy of bone density value derived from CBCT by evaluating its correlation

with implant stability parameters including insertion torque value (ITV) and radiofrequency analysis (RFA) in relation to different clinical variables including location, gender, age, bone quality, and implant diameter.

Key Words: Dental implant, bone density, cone beam computed tomography (CBCT), resonance frequency analysis (RFA), insertion torque (ITV)

1. GİRİŞ

Son yıllarda dental implant tedavisi kısmi ve tam dişsizlik durumlarında sıklıkla kullanılan bir tedavi yöntemi haline gelmiştir. Dental implantların başarısı ve sağkalım oranı yükseldikçe, kullanım sayısı da hızlı bir şekilde artmıştır. Dental implant tedavisinin başarısını bölgedeki mevcut kemik miktarı ve kalitesi etkilemektedir. Literatürde düşük yoğunluklu kemiğe yerleştirilen implantlar için daha yüksek başarısızlık oranları bildirilmiştir¹. Bu nedenle, ameliyat öncesinde kemik kalitesinin değerlendirilmesi tedavi planlaması açısından çok önem taşımaktadır.

İmplant stabilitesinin öngörülmesi açısından kemik kalitesi dikkate alınacak temel bir faktördür. Literatürde, kemik kalitesinin değerlendirilmesinde kullanılmak üzere, birtakım sınıflandırma sistemleri tanımlanmıştır^{3,4,5}. İmplant yuvasının hazırlanması sırasında, cerrah kemik kalitesi ve implant stabilitesi hakkında dokunma duyusuyla algılanabilen subjektif bir tahminde bulunabilir. Ayrıca, implant yerleştirilirken yerleştirme torku testi ve implant yerleştirildikten sonra radyofrekans analizi (RFA) yöntemiyle implant stabilitesi objektif olarak değerlendirilebilir. Söz konusu yöntemler implant cerrahisi sırasında kemik kalitesi hakkında bilgi verir. Planlamayı etkileyecek verilerin ameliyat öncesinde değerlendirilmesinde fayda vardır. Bu sebeple kemik yoğunluğunun pre-operatif olarak değerlendirilmesinde, son dönemlerde ilgi çeken, bilgisayarlı tomografi (CT) yöntemi kullanılmaktadır. Literatürde, CT'den elde edilen kemik yoğunluğu değeriyle primer implant stabilitesi arasında pozitif korelasyon olduğu bildirilmiştir^{6,7,9}. CT tekniği, hastaların yüksek dozda radyasyona maruz kalması, tekniğin pahalı olması ve görüntü netliğinde kısıtlılıklar gibi birtakım dezavantajlara sahiptir. CT tekniğinin söz konusu dezavantajından dolayı, yakın geçmişte, baş-boyun bölgesini görüntülemek için CBCT tekniği tanıtılmıştır¹⁰. CBCT tekniği CT ile karşılaştırıldığında yüksek çözünürlükte görüntü, potansiyel olarak daha düşük radyasyon dozu ve daha düşük maliyetler ile görüntüleme elde edilmesi gibi avantajlara sahiptir. Literatürdeki güncel çalışmalarda, CBCT'den elde edilen kemik yoğunluğu değerleriyle CT'den elde edilen Hounsfield birimi (HU) değerleri arasında anlamlı bir korelasyon olduğu rapor edilmiştir^{14,15}.

Pauwels ve ark, (2013) kemik kalitesi açısından CBCT değerleriyle CT değerleri arasındaki ilişkiyi değerlendirdikleri çalışmalarında; sonuçların tutarsız olduğunu, CBCT ile BT arasında iyi bir korelasyon bulunmasına rağmen veriler niceliksel olarak değerlendirildiğinde büyük hatalar tespit edildiğini bildirmişlerdir¹⁶. Sonuç olarak, CBCT’den elde edilen kemik yoğunluğu değerleri tartışmalı görünmektedir. Literatürde, CBCT’den elde edilen kemik yoğunluğu değeri ile primer implant stabilitesi arasındaki korelasyonu inceleyen sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır^{12,17,18}.

Literatürdeki söz konusu eksiklikten yola çıkarak, çalışmamızda diş eksikliği nedeniyle implant tedavisi yapılacak olan hastalarda ameliyat öncesi CBCT vasıtasıyla elde edilen kemik yoğunluğu değerleriyle implant yuvasının hazırlanması sırasında cerrahın verdiği “subjektif kemik kalitesi puanlaması”, implant yerleştirilirken ölçülen “yerleştirme torku değeri” ve implant yerleştirildikten sonra ölçülen “implant stabilite katsayısı (Implant stability quotient, ISQ)” değerleri arasındaki ilişki incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Primer İmplant Stabilitesi

Dental implantların primer stabilitesi kemik ve implant yüzeyi arasında kontakın niteliğine bağlı olan, lateral, aksiyel ve rotasyanel yüklemeleri karşılama kapasitesi olarak tanımlanır¹⁹. İyi bir implant stabilitesi osseointegrasyona yardımcı olmaktadır. Bu koşul, implant yerleştirme sırasında elde edilmesi gereken en önemli klinik hedeftir²⁰.

Osseointegrasyon canlı kemik dokusuyla içerisine implante olmuş malzemelerin direkt yapısal ve işlevsel bağlantısı olarak tanımlanan klinik bir süreçtir²¹. Bu süreç hücresel ve moleküler düzeyde karmaşık olaylar dizisi içerir ve sonuçta primer kemik iyileşmesini takiben yeni kemik oluşumuyla sonuçlanır.

Bu dinamik proses 3-4 ay süresince maksimum kemik oluşumu sağlar ama bölgedeki yeniden şekillenme (remodeling) hayat boyu devam eder. Primer stabilite implantın çevresindeki kemik dokusuyla mekanik olarak tutunması ile ilişkili iken, sekonder stabilite kemik rejenerasyonu ve yeniden şekillenmesini (remodeling) içeren biyolojik stabiliteyi ifade etmektedir.

Başlangıç implant stabilitesi yerleştirilmiş implantı çevreleyen kortikal kemik tarafından sağlanmaktadır. Zamanla kemik iyileşmesi gerçekleştikçe implantın stabilitesi artmaktadır¹²⁸. Stabilite genellikle implant bölgesinin dönme direnci ve implant yerleştirme torku ile ilişkili subjektif bir algılamadır²². Sullivan ve ark. implantın stabilitesi korunduğu takdirde 20 Ncm altında yerleştirme torkunun osseointegrasyona zararlı olacağını, iyileşme aşamasında implantın mobil hale gelmesine neden olabileceğini rapor etmişlerdir.

2.2. Stabiliteyi Etkileyen Faktörler

Primer stabilite bölgedeki kemik kalitesi ve miktarı, implant boyutları ve tipi, implant yüzeyinin mikromorfolojisi ve implantın yerleştirme tekniğine (pre-tapping, self tapping, soket implant uyumluluğu) bağlı olarak değişim göstermektedir²³.

İmplant stabilitesi çevresindeki kemiğin biyo-mekanik özelliklerine ve primer kemik temas seviyesine bağlıdır^{23,24}. Bu nedenle yeterli kemik miktarı ve kalitesi

varlığı, yüksek primer stabilite elde etmek için önemli bir rol oynar^{2,25,26}. Kemik kalitesinin osseointegrasyon üzerindeki etkisini inceleyen çok sayıda hayvan çalışması yapılmıştır. Sennerby ve ark. (1992) bir tavşan modelinde, üç taraftan kortikal kemikle temasta olan implantların, tamamen trabeküler kemik ile çevrili olan implantlara kıyasla daha yüksek kemik-implant temas yüzdesine sahip olduğunu göstermiştir²⁷.

Lioubavina-Hack ve ark. (2006) sıçan modeli kullanılan bir çalışmada stabil ve stabil olmayan dental implantların osseointegrasyonunu karşılaştırmışlar. Deney hayvanının çenesinin bir tarafına yerletirilen implantın primer stabilite sağlanırken (kontrol grubu) diğer tarafa implantlarda primer stabilite sağlanmayacak şekilde konumlandırıldı (test grubu). 1, 3, 6 ve 9 aylarda, deney hayvanlarından birer tane sakrifiye edilmiş ve implantlar çevreleyen kemik ile birlikte histomorfometrik analize tabi tutulmuştur. Çalışmanın sonucunda test grubundaki implantlardan (stabil olmayan implantlar) farklı olarak kontrol grubunda implantlarda (stabil) iyileşme döneminde osteointegrasyon gözlenmiştir²⁸.

Mesa ve ark. (2008) 1084 implant üzerinde yaptıkları 10 yıllık geriye dönük (retrospektif) bir çalışmada, primer stabiliteyle ilişkili değişkenleri çok değişkenli varyans analizi yöntemini kullanarak değerlendirmişler. Söz konusu çalışmada yazarlar; sigara içme durumu, periodontitis geçmişi, implantın konumu, tipi, uzunluğu, çapı, kemik kalitesi gibi değişkenlerle birinci aşama cerrahisinde elde edilen Periotest değerleri arasındaki korelasyona bakmışlar. Çalışmada stabilite kaybıyla erken başarısızlık arasında anlamlı ilişki bulunmuştur. Bayan hastalar, posteriyor bölge, maksillaya yerleştirilen implantlar ve 15 mm'den kısa implantlar; primer stabilite başarısızlığı açısından yüksek risk faktörü olarak gösterilmiştir¹⁹.

2.2.3. Kemik Yoğunluğu

Kemik yoğunluğu doğrudan kemiğin mekaniksel kuvveti ile ilişkili olduğundan dolayı, farklı kemik yoğunluğuna sahip kemiklerde osteotomi sırasında algılanan dokusal histe büyük farklılıklar vardır. Kemiğin kalitesi sıklıkla arktaki konuma bağlıdır⁶⁰. En yoğun kemik genellikle anterior mandibulada gözlenir. Bunu sırasıyla anterior maksilla ve posterior mandibula izler ve en düşük yoğunluksa posterior maksillada görülmektedir. Adell ve ark. standart bir cerrahi ve protetik protokolü izleyerek yaptıkları çalışmada anterior mandibuladaki başarı oranı anterior maksillaya

oranla yaklaşık %10 daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Schnitman ve ark.'nın aynı protokolü takip ederek yaptıkları başka bir çalışmada da posterior mandibuladaki başarı oranı anterior mandibulaya göre daha az olduğu gözlenmiştir. En yüksek klinik başarısızlık oranları posterior maksillada rapor edilmiştir. Buna sebep olarak bölgede oluşan yüksek kuvvet ve mevcut düşük kemik yoğunluğu gösterilmiştir⁶¹.

Jonas ve ark. yaptıkları çalışmada kemik yoğunluğu az olan bölgelerde implant kayıplarının %28, kemik yoğunluğunun orta olduğu bölgelerde ise implant kayıplarının %3 olarak rapor etmişlerdir⁶³.

Herrmann ve ark. ,implant başarısızlıklarının daha çok düşük kemik yoğunluğu gibi hastaya bağlı faktörlerle ilişkili olduğunu tespit etmişler. Bu tip hastaların %65'inde başarısızlık gözlenmiştir. Bu çalışmada başarısızlıklar protetik aşamada gözlenmiş olup cerrahi sonrası iyileşme süreci ile ilişkili bulunmamıştır. Standardize edilmiş bir cerrahi protokolü izleyen birbirinden bağımsız yapılan birçok çalışmada implant başarısı ile kemik yoğunluğu arasında belirgin bir ilişki rapor edilmiştir¹.

2.2.4. İmplant Tasarımı

İmplant tasarımının primer stabilite ve yerleştirme torkuna etkisi literatürde belirtilmiştir²⁹. İmplant tasarım özelliklerinden yiv aralığı ve geometrisi, heliks açısı, yiv derinliği ve genişliği implant stabilitesini etkilemektedir³⁰. İmplantın "yivli" tasarımı fonksiyon sırasında mikrohareketliliği en aza indirmektedir. Ayrıca konik implant tasarımları düz silindirik implantlara kıyasla daha yüksek stabilite göstermektedir¹²⁹.

İmplant çapı yüzey alanını arttırarak gerilimi azaltır. Bu durum, implantın daha uzun olması gereksinimini de giderebilir. İmplant çapının 0,5 mm artması, yüzey alanını %10-15 arttırmaktadır. Kemiğe iletilen stres açısından değerlendirildiğinde implantın çapı uzunluğundan daha önemli konuma geçmiştir. Diğer gerilim faktörlerinin fazlalığında kemiğin genişliğini arttırmak için onley greftlemeye gerek duyulabilir^{32,33}.

İmplant tasarımı, gerilim büyüklüğü ve bunun kemik-implant arayüzüne etkisini çarpıcı şekilde değiştirir. Kemik kalitesi açısından D1'den D4'e geçtikçe kemik gücü ve esnekliği değiştiği için farklı kemik densitesinde farklı implant tasarımlarının kullanılması önerilmektedir. D4 tip kemikte tutuculuğun daha fazla olduğu bir implant tasarımı (agresif yivler) gerekirken, D1 tip kemikte kolay cerrahi yerleştirmeye olanak verecek bir implant tasarımı gerekmektedir. Klasik V şeklindeki (kök formundaki)

implantın yüzey alanı, silindir implanttan %30 daha fazladır. Yiv sayısı ve derinliği arttıkça fonksiyonel yüzey alanı ve implantın tutuculuğu artar. Bu sebeple, D4 kemikte yeterli tutuculuğu sağlayabilmek için, daha fazla ve derin yivler içeren implant tasarımlarının tercih edilmesi gerekmektedir.

Kademeli olarak artan oklüzal yükleme de kemik oluşumunu arttırmaktadır. İmplantların yüklenmesi implant ara yüzünde kemik densitesini arttırarak destek sistem mekanizmasını iyileştirir. Mineralizasyonu düşük kemikte artan yükleme daha fazla önem taşımaktadır^{34,35}.

Klinik başarı için implant çevresindeki densite anahtar rol oynamaktadır. Kemiğin kuvveti onun densitesiyle direkt ilişkilidir. Kemik kontağı miktarı, elastikiyet modülü, aksiyel stres konturu hep densiteyle ilişkilidir. İmplant sayısı ve boyutlarını içeren tedavi planlaması, gerilim faktörü ve kemik densitesine göre modifiye edilmelidir³⁶. Bunların aksine, literatürde implant geometrisi ve primer stabilite arasında anlamlı bir ilişki bulunmadığını gösteren çalışmalar da yer almaktadır^{37,38}. Chong et al. (2009), implant tasarımı ve primer stabilitesi arasındaki ilişkinin kemik kalitesi ve miktarı gibi faktörlere göre daha az etkili olduğunu göstermişler³⁹. Dolayısıyla, literatürde implant geometrisinin primer stabiliteye etkisiyle ilgili çelişkili ve yetersiz veriler bulunmaktadır.

2.2.5. İmplant Yüzey Özellikleri

Osseointegrasyon kavramı Branemark ve ark. tarafından “canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında fibröz doku olmaksızın direkt yapısal ve işlevsel bağlantı ” olarak tanımlanmıştır⁶⁷. Osseointegrasyonun sağlanmasında implantı yerleştirecek kemiğin niteliği, implant materyalinin doku uyumluluğu ve dizaynı, cerrahi teknik ve yük iletiminin yanı sıra, yüzey özelliklerinin de önemli bir işlevi olduğu düşünülmektedir. Çünkü kullanılan implantın yüzey özelliklerine göre kemik dokusunun cevabı farklı olmaktadır⁴¹. İdeal implant biyomateryalinin kemik iyileşme mekanizmasını engellemeyecek bir yüzeye sahip olması gerekmektedir.

Biyomateryal yüzeyinde yapılan pürüzlülük ve morfolojik değişikliklerin doku ve hücrelerin implanta olan cevabında etkili olabilecekleri düşünülmektedir. Pürüzlü kaplamalar başlangıçta mekanik stabiliteyi artırmaya yönelik olarak planlanmışlardır. Hayvan deneyleri, pürüzlü yüzeyler ile cilalı olanların rotasyon testi ile denenmelerinde

pürüzlü olanların daha yüksek sökme tork değerlerine sahip olduğunu ortaya koymuştur^{42,130}.

Pürüzlü implant yüzeyleri mekanik fiksasyon sağlarken, kemik-implant temas yüzeyini arttırarak primer stabiliteye destek olmaktadır⁴³. Ayrıca, yüzey topografyası ve pürüzlülük uygun hücresel yanıtları teşvik ederek iyileşme süreçlerini olumlu etkileyen faktörlerdir^{44,45}.

Literatürde çeşitli yüzey topografilerine karşı biyolojik cevapları inceleyen pek çok çalışma yayınlanmıştır. Bu çalışmaların, bir yüzey ile spesifik bir hücre tipinin arasındaki etkileşimin anlaşılması için halen önemli olmasına karşın, bu sonuçların klinik öneminin düşük olduğuna inanılmaktadır.

Farklı implant yüzeyleri dental implantların başarısını etkilemektedir. Fakat bu etkinin büyüklüğü ve klinik önemi halen araştırılmaktadır. Esposito ve ark.(2005) yaptıkları araştırmada farklı implant tiplerinin uzun dönem başarıya etkisini gösteren bir kanıt olmadığı sonucuna varmışlardır. Yazarlar yeterli sayıda hasta katılımıyla yapılmış en az 5 yıl takiple sonuçlandırılması gereken çalışmalara ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir¹³¹.

2.2.6. İmplantın Boyutları

Oklüzal kuvvetlerin uygulandığı implant yüzey alanı gözlenen streslerle ilişkili olup ters orantılıdır(stres=Kuvvet/yüzey alanı). Bu temel mühendislik eşitliğinden açıkça görülebilir ki, stresi azaltmak için kuvvetler azaltılmalı ve ya yüzey alanı artırılmalıdır. Bundan dolayı sisteme uygulanan stresi azaltmak için implant boyutlarını artırmakta fayda vardır. İmplant boyutu uzunluk ve ya çap olarak modifiye edilebilir.

Birçok zararlı kuvvet faktörü ve ya farklı kemik densiteleri ile ilgili durumlarda öngörülebilir başarı elde etmek için, yeterli boyutlarda implant kullanılması gerekmektedir.

Graves ve ark.(1994) 196 hastada 268 geniş çaplı implant ile 2 yıldan daha fazla bir sürede %96 başarı rapor etmişlerdir. Bütün başarısızlıklar ikinci cerrahi aşamadan önce implantın osseointegre olmayışından dolayı meydana gelmiştir⁴⁶.

Winkler ve ark.(2000) yaptıkları çalışmada implant başarısıyla ilgili olarak implantın uzunluk ve çapının etkisini rapor etmişlerdir. Üç yıldan daha fazla bir süre için 3.0-3.9 mm çapındaki implantların başarı oranı %90.7 iken 4.0-4.9 mm çapındaki

implantların başarı oranı %94.6 olarak bildirilmiştir⁴⁷. Misch ve ark. 2006'da posterior mandibula ve maksilladaki 7mm ve 9 mm uzunluğunda 4mm ve 5 mm çapındaki implantları karşılaştırmışlardır. Bu retrospektif çalışmada beş yıllık dönemde 5 mm'lik implantlar için %100 başarı oranı, 4mm'lik için ise %98 başarı oranı bildirilmiştir⁴⁸.

Çap genişledikçe krestal kemiğe, implantın bileşenlerine gelen kuvvetler azalmaktadır. Fakat daha geniş çaplı implantları çevreleyen yumuşak doku daha azdır ve papillanın oluşturulması ve kontrolü daha zordur. Stresle ilgili komplikasyonların azaltılmasında birden fazla implantın splintlenmesi implant çapının artırılmasından daha etkindir^{48,49,50}.

İmplant uzunluğu implantın toplam yüzey alanını etkiler ve bundan dolayı teorik olarak istenen bir durumdur. Böylelikle implantın primer stablitesine olumlu etki etmiş olur. Ancak, doğal diştan farklı olarak fonksiyon ve parafonksiyon sırasında implantın çevresindeki stresler kretin 5 mm'lik marjinal kısmında yoğunlaşmaktadır⁴⁹. Dolayısıyla uzun implantlarla kısa implantlar stres dağılımı açısından kıyaslandığında fark gözlenmemektedir⁵⁰.

2.2.7. Cerrahi Teknik

Dental implantlarda primer stabiliteyi arttırmak için cerrahi yerleştirme tekniği modifiye edilebilir. Düşük kaliteli kemiğe implant yerleştirirken implant çapından daha düşük çapa sahip frez kullanılması önerilmektedir. Bu durum, implant yerleştirildiğinde sıkıştırma (osseocompression) kuvvetlerini (halka stresi) üreterek primer stabliteyi arttırmaktadır⁵¹. Bununla birlikte, bu kuvvetlerin çok büyük olması durumunda, implantı çevreleyen kemik üzerinde zararlı olmakta ve lokal iskemiye bağlı olarak bölgede nekroz olmaktadır.

Nkenke ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada kemik yoğunluğu düşük olan bölgelerde konvansiyonel implant yerleştirme ile kemik hacminin osteotom tekniği ile artırarak implant yerleştirme tekniğini karşılaştırmışlar. Çalışma sonucunda osteotom tekniği ile yerleştirilmiş implantlarda primer stablitenin artmasına bağlı olarak kemik iyileşmesinin hızlandığını rapor etmişlerdir⁵³.

İmplantın iyileşme sürecinde mikro hareketliliğe karşı direnç bölgedeki kemik yoğunluğuyla ilişkilidir. Turkyilmaz ve ark.(2008) implant tasarımı ve cerrahi tekniklerin bu durumu etkilemesini araştıran bir çalışma yapmışlar. Yapılan çalışmada iki farklı

yöntem kullanılarak yerleştirilen implantların primer stablileleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda kemik kalitesi düşük olan posterior maksillada implant çapından daha ince frez kullanılarak yüksek primer stabiliteye ulaşılmıştır. Böylece çalışma grubunda daha yüksek implant sağkalım oranı elde etmek mümkün olmuştur⁵⁴.

Cerrahi teknik, atravmatik olmalı hücrel canlılığı koruyarak primer iyileşmeyi sağlamalı kemik-implant ara yüzeyi boyunca epitel-bağ dokusu tabakasının oluşumunu önleyecek şekilde tasarlanmalıdır⁵⁵.

Ameliyat sırasında kemik kondensasyonu dental implantların primer stablilesini arttırmak için önerilmiştir⁵⁶. Bunun için işlem sırasında kemiği uzaklaştırmak yerine implantı çevreleyecek trabeküler kemiğin özel olarak üretilmiş implant şeklinde aletlerle sıkıştırılması önerilmektedir. Bu prosedür, erken iyileşme aşamasında kemik-implant temasını arttırmak için önerilmiştir⁵⁶. Düşük kaliteli kemikte bu yöntemle kemik yoğunluğu artırılarak primer stabilite ve dolayısıyla implant başarısı artırılabilir. Bölgenin hazırlanması esnasında kemik sıkıştırma işlemi uygulanarak tip 4 kemik tip 3 kemiğe, tip 3 kemik ise tip 2 kemiğe kadar yoğunlaştırılabilir⁵⁸.

İmplant çevresindeki kemiğin yoğunlaşmasının etkisi de Oliveira ve ark.(2007) tarafından bir köpek modelinde incelenmiştir. Çalışma sonucunda, önemli miktarda kemik yoğunlaşması sağlayan özel tasarımlı implantların yerleştirilmesinin, kaydadeğer kemik-implant temas yüzdesini önemli miktarda artırdığı gözlenmiştir⁵⁸. Benzer bir çalışmada, standart prosedürlerle açılmış soketlerle kemik kondansatörleri kullanarak hazırlanan implant soketleri ilk iki hafta içinde karşılaştırıldığında, kemik-implant temas yüzdesi ve peri-implant kemik yoğunluğunun anlamlı olarak farklılık gösterdiği bildirilmiştir⁵⁹. Fakat sekiz hafta sonraki kontrollerde farkın anlamlı olmadığı ortaya çıkmıştır. Dolayısıyla, kemik yoğunlaşmasının yalnızca ilk iyileşme aşamasında etkili olduğu sonucuna varılabilir.

2.3. Primer Stabiltede Başarısızlık

Literatür bulgularına göre, aşırı mekanik stresler ve zayıf primer stabilite dental implantlarda erken başarısızlıkla sonuçlanmaktadır⁶⁵. Zayıf stabilite mikrohareketliliğe neden olarak normal iyileşme sürecini engeller. Devamında fibröz doku kapsülü oluşumu, implant makrohareketliliği ve klinik başarısızlıkla sonuçlanmaktadır.

Primer implant stabilitesinde başarısızlık nedenleri hala tartışmalıdır. Yazarlar bunun implant tasarımı, cerrahi teknik ve hazırlanan implant soketiyle ilişkili olabileceğini rapor etmişler³¹. Başarılı bir osseointegrasyon süreci için primer stabilitenin sağlanması gerekmektedir. Osseointegrasyon sürecinin kontrolü için implant stabilitesinin yerleştirme sırasında, yüklemeye önce ve sonra ölçülmesi gerekmektedir.

Orijinal Brånemark protokolünde implantların yüklemeye hazır hale gelme zamanı mandibulada 3 ay, maksillada ise 5-6 ay olarak bildirilmiştir⁶⁷. Bu uzun bekleme süresi için gerekçe olarak erken yükleme nedeniyle oluşacak fibröz doku kapsülünden kaçınmayı gösterilmiştir. Ayrıca, implant yatağında işlem sırasında oluşan nekrotik kemik yük taşıma yeteneğine sahip değildir ve bu nedenle nekrotik dokuların yeni oluşan kemik ile yer değiştirmesi beklenmelidir^{69,70}. Diğer yandan, implantların yüzey özellikleriyle ilgili teknolojik gelişmeler neticesinde osseointegrasyon için beklenen süreler gün geçtikçe azalmaktadır.

Literatürde; fibröz doku kapsülünün neden olduğu erken başarısızlıkların, erken yüklemeye ziyade kemik-implant temas alanında oluşan mikrohareketliliğin sebep olduğu bildirilmiştir^{71,72}. Hemen (immediat) yükleme yapılmış implantların klinik başarısı değerlendirildiğinde⁷³, kemik üzerine gelen belirli bir miktar stresin kemik entegrasyonuna olumlu etki gösterdiği bildirilmiştir. Bu miktarın üzerine çıktığında ise yeni kemik oluşumu yerini fibröz doku oluşumuna bırakmaktadır⁷⁴.

Trisi ve ark. (2009), bir in-vitro çalışmada, implantlarda oluşan mikrohareketliliğin; düşük kaliteli kemik ve düşük yerleştirme tork değerlerinde meydana geldiğini bildirmişlerdir⁷⁵.

2.4. İmplant Stabilitesi Ölçümü

İmplantların primer stabilitesi, kemik-implant temas yüzeyinin miktarına bağlıdır. Günümüzde artan implant uygulamaları, hasta beklentileri ve özellikle implantların yüzey özellikleriyle ilişkili teknolojik gelişmelere paralel olarak implantların daha kısa süreler içerisinde yüklenmesi ihtiyacı oluşmaktadır. Bu sebeple araştırmalar, primer stabilitenin önemi ve cerrahi işlemler öncesinde öngörülebilmesi üzerine yoğunlaşmaktadır.

İmplant yerleştirildikten sonra osseointegrasyon süresince kemik iyileşmesine bağlı olarak implant-kemik temas yüzeyleri artmaktadır. Bu temas belirli bir seviyeye

gelmeden yükleme yapılırsa tedavi başarısızlıkla sonuçlanabilir. Bu sebeple, implantların yükleme zamanlarının stabilite değerlerine göre belirlenmesi gerekmektedir. Şu anda, implant-kemik ilişkisine zarar vermeden implant stabilitesinin objektif ölçümünü yapabilen iki teknik mevcuttur: Sönümlleme (amartizasyon) kapasitesi değerlendirme (Periotest TM) ve rezonans frekans analizi (Osstell TM). Ayrıca, implant sokete yerleştirilirken ölçülen yerleştirme tork değeri vasıtasıyla implantın stabilitesi hakkında fikir yürütülebilir.

Literatürde bu yöntemlerin primer implant stabilitesini değerlendirmek için yararlı olduğu rapor edilmiştir⁷⁶. Ayrıca bu yöntemlerle osseointegrasyon sırasında kemik iyileşmesi üzerine değerli bilgiler elde etmek⁷⁷ ve kemik-implant temas alanındaki değişiklikleri kaydetmek mümkündür⁷⁸.

2.4.1. Periotest Yöntemi

Periotest; peri-implant dokuların sönümlleme özelliklerini değerlendiren, non-invaziv, elektronik bir cihazdır. Periotestle diş kronuna anlık darbe yükü uygulanarak periodonsiyum reaksiyonunun objektif bir ölçümü yapılmaktadır⁷⁹. Başlangıçta doğal dişleri çevreleyen periodonsiyumu değerlendirmek için tasarlanmış olmasına rağmen, sonradan implant çevresi dokuları değerlendirilmek için kullanılmıştır. Birçok araştırmacı implant hareketliliğini ölçmek için periotest kullanımını başarılı bulmalarına rağmen^{80,81,82} literatürde çelişkili sonuçlar da rapor edilmiştir^{83,84}. Periotest'in sadece osseointegrasyonu tamamlanmış vakalarda osseointegrasyonun miktarını belirleyebildiği ve marjinal kemik kaybını belirlemede radyografi gibi daha hassas bir yöntemle ihtiyaç olduğu belirtilmiştir⁸⁵.

2.4.2. Rezonans Frekans Analizi

Implant stabilitesini invaziv olmayan yöntemle ölçmek için rezonans sıklığı analizi (RSA) ilk olarak Meredith ve ark. (1996) tarafından kullanılmıştır⁸⁷. Zamanla çalışma prensibini korumakla beraber yöntem geliştirilerek “Rezonans Frekans Analiz (RFA)” olarak klinik uygulamaya sunulmuştur. Araştırmacılar, bu yöntemi bir implant için optimum iyileşme zamanını öngörmek için kullanmanın mümkün olabileceğini öne sürmüşler. Ayrıca bu yöntemle tek veya iki aşamalı implant cerrahisinde stabilizeyi

değerlendirmek ve uzayan iyileşme periodu gerektiren implantların yükleme zamanını belirlemek için kullanılabileceği bildirilmiştir⁸⁸.

Meredith'in metodu, "rezonans sıklığı analizi" olarak bilinmektedir. Bu metotta, implantın içine bir vidayla sıkıştırılan L-şekilli küçük bir aktarıcı bağlanmaktadır. Vertikal parçaya iki piezo-seramik parça tutturulmuştur. Sistem bir bilgisayar, frekans analizi yapan bir sistem ve yazılımdan oluşmaktadır. Aktarıcının vertikal parçasında bulunan piezo-seramik parçaların biri tipik olarak 5 kHz'den 15 kHz'e kadar değişen bir frekans aralığında titreştirilir. Diğer parça, aktarıcının titreşime verdiği cevabı analiz eder. İlk rezonans frekansı, şiddetin frekansa karşı işaretlendiği en yüksek nokta olarak tanımlanır. Rezonans frekansı, kemik implant ara yüzünün rijitliği ve aktarıcıdan ilk kemik-implant temasına kadar olan mesafe ile belirlenir. Aktarıcı geleneksel bir diyapazon gibi çalışır. Bir diyapazonun tutacağı ne kadar sert kavranırsa frekans o kadar yüksek olur. Diyapazonun kolları ne kadar uzun olursa frekans o kadar düşük olur. Klinik açıdan implantın stabilitesi ne kadar yüksekse frekans o kadar yüksek olacaktır. Kemik seviyesinden aktarıcının tepesine olan mesafe ne kadar fazla olursa frekans o kadar düşük olur. Aktarıcı elektronik bir diyapazon olarak çalışır. Aktarıcıya elektronik bir ses dalgası gönderilir ve implanta ne kadar sıkı tutturulursa frekans o kadar fazla olur. Normalde frekans "Hertz (Hz)" ile ölçülür, ama bu ölçek 3500-8500 Hz arasındadır. Kolay değerlendirme yapabilmek için Hz, ISQ olarak isimlendirilmiş olan 1-100 aralığındaki bir ölçeğe çevrilir. Bu durum, değerlendirmeyi daha kolay yapmak için avantaj sağlamaktadır. ISQ ölçümü yapan ostell cihazında, ölçüm yaptıktan hemen sonra ekranın sağ tarafında bir grafik görünür. Eğer doğru ölçüm yapıldıysa grafikte sadece bir pik olur. Aksi takdirde, ölçüm tekrarlanmalıdır. Elde edilen grafiğin görünümündeki değişimler ile aynı implantın farklı durumları arasındaki fark karşılaştırılabilir^{88,89}.

Ramp ve Jeffcoat (2001) bir hayvan modelinde, implant stabilitesini "rezonans sıklığı analizi" ile ölçme yöntemini test etmişlerdir. Yerleştirilen implantların rezonans sıklığı 6 ay boyunca kontrol edilmiştir. Stabilitenin ve kemik desteğinin radyografik ve histolojik ölçümler ile kolerasyon gösterdiği belirlenmiştir. Ayrıca rezonans frekansı ve implantın açıkta kalan yüksekliği arasında da doğrusal bir ilişki bulunmuştur⁸⁸.

Ostell cihazı, rezonans sıklığı analizini kullanarak makaslama, germe ve baskı kuvvetlerini içeren kompleks bir sistemi ölçer. Rezonans frekansının kullanıldığı

Çalışmalarda implantın başarısızlığına neden olacak bir etkisi bulunmamıştır. Emniyetli, kullanımı kolay olduğu belirtilmiştir^{87,88,90,91}.

2.4.3. Yerleştirme Tork Değeri

Johanson ve Strid (1994) implantların kemiğe yerleştirilmesi esnasında elektronik bir motordan yararlanarak elde edilen tork miktarına göre implantın stabilitesi ve kemiğin kalitesi hakkında bilgi sahibi olunabileceğini bildirmiřler⁹². Bu metod hemen (immediat) yükleme çalışmalarında sıklıkla kullanılan bir yöntem haline gelmiştir^{89,90,94}. Türkyılmaz ve ark. 2006 yılında yapmış olduğu çalışmada yüksek kemik kalitesine sahip hastalara yerleştirilen implantlarda yüksek tork miktarı elde edildiğini bildirmiřler⁹⁴. Ayrıca aynı araştırmacılar yüksek tork değerleri elde edilen implantlarda yüksek ISQ değerleri kaydedildiğini bildirmişlerdir. Ancak Friberg ve ark. ISQ ile yerleştirme torku arasında anlamlı bir kolerasyon olmadığını bildirmiřlerdir²⁵. Sullvian ve ark.(22) kemik kalitesine göre yerleştirme tork değerlerini kıyasladıkları çalışmalarında; tip 2 ve tip 3 kemikte anlamlı bir fark olmazken, tip 4 kemikte anlamlı bir şekilde daha düşük değerler elde edildiğini bildirmiřlerdir²². Ottoni ve ark. (2005) yerleştirme torku 32 Ncm'den yüksek olan implantlara hemen yükleme düşünülebileceğini belirtirken 20 Ncm altında tork değerleri olan implantlarda ise başarısız olma ihtimalinin yüksek olduğunu bildirmiřlerdir⁹³. Yerleştirme torku değerinin implantların başlangıç stabilitesinin değerlendirilmesinde basit ve güvenilir bir yöntem olduğunu yapılan çalışmalarda görmekteyiz. Fakat bu yöntemle implantların iyileşme dönemindeki stabilite değişikliklerini ölçmemiz mümkün değildir.

2.4.4. Konik Hüzmeli Bilgisayarlı Tomografi ve İmplant

Konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi (Cone beam computed tomography, CBCT) veya volumetrik tomografi 1990'larda geliştirilmeye bařlanılmıř⁹⁵ ve ilk makineleri 2000 yılında ticari olarak kullanılabilir hale gelmiştir^{96,97}. Teknoloji geliştikçe, tarama sresinin kısalması ve radyasyon dozunun azalması konik hüzmeli bilgisayarlı tomografiye olan ilgiyi artırmıştır. Yapılan çalışmalarda diagnostik doğruluk açısından periapikal radyografi yöntemlerinden daha üstün olduğu rapor edilmiřtir⁹⁸. Konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi cihazları x ışınlarını, konvansiyonel bilgisayarlı tomografi (CT) makineleri gibi yelpaze şeklinde değil kon şeklinde verir,

tek rotasyonda ve oldukça düşük radyasyon dozu ile 3 boyutlu hacimli (volümetrik) veri elde edilmesini sağlar. Ayrıca bu cihazlardan elde edilen verileri kullanıp, özel amaçlar için farklı görüntüler elde eden ve ölçümler yapan özel yazılımlar da geliştirilmiştir. Bu özel yazılımlar genellikle implant planlaması ve tedavisinde, sert-yumuşak doku ilişkisinin görüntülenmesi amacıyla ya da ortodontik planlamada yardımcı olarak kullanılır. Konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi ile elde edilen veriler, tedavi planlamasında kullanılan prototip modellerin elde edilmesinde de kullanılır. Bu modeller ortognatik cerrahide, implant tedavisinde cerrahi stentlerin hazırlanmasında veya adli vakalarda kullanılabilir⁹⁹. Konik hüzmeli bilgisayarlı tomografinin diş hekimliğindeki endikasyonları dental implant tedavisi için çene kemiklerinin kalitatif ve kantitatif olarak değerlendirilmesi, diş ve fasiyal yapıların ortodontik tedavi için değerlendirilmesi, TME'deki dejeneratif değişikliklerin gözlenmesi, mandibular molar dişlerin inferior alveolar sinir ile olan ilişkisinin saptanması, dişlerin kök kırığı veya periapikal lezyon yönünden incelenmesi, kemiğin enfeksiyon, kist ve tümör yönünden değerlendirilmesidir. Tüm bu uygulamalarda ince görüntü kesitleri alınması bölgedeki kompleks yapıların süperpozisyon oluşturmalarını engeller. Konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi cihazlarının geniş ve limitli görüntü hacmi verenler olmak üzere iki tipi vardır. Büyük görüntü hacimli makineler 15 ila 30 cm arası bir büyüklükte görüntü verebilirler, limitli hacimli makinalar ise 4 ila 6 cm boyutunda görüntü vermesine karşın daha yüksek çözünürlüğe sahiptir. Büyük hacimli sistemlerin ortodonti, tüm çene implant tedavisi ve ortognatik cerrahi için kullanılmasının uygun olduğu, limitli hacimli sistemlerin ise tek dişin incelenmesi, tek üye implant tedavisi ve TME'nin kemiksel bileşenlerinin incelenmesinde kullanılmasının daha uygun olduğu bildirilmiştir⁹⁹. Büyük hacimli cihazlar, geniş bir bölgenin görüntüsünün elde edilmesinde başarılı olup, sınırlı bir bölgenin detaylı incelenmesinde yetersiz kalabilmektedir. Ayrıca konvansiyonel CT'nin aksine kontrast çözünürlüğü, kemik gibi kalsifiye yapılar ile sınırlı kalır, yumuşak dokular ve boşluklar arasındaki geçişi tanımlayabilmesine rağmen, yumuşak dokunun okunabilir bir görüntüsü oluşmamaktadır. Konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi ve konvansiyonel CT'nin ortak en önemli dezavantajı; metalik restorasyon, implant ve bazı kök kanal dolgu maddeleri varlığında oluşan metalik artefaktların varlığıdır. Bu artefaktlar parlak ve koyu çizgiler şeklinde gözlenip görüntü kalitesini düşürürler⁹⁹.

2.4.5. Kemik Dokusunun Mekanik Yapısı

Kuvvetleri en iyi şekilde karşılayan kuvvet çizgileri, kemiği etkileyen mekanik kuvvetleri dengelemek üzere uygun şekilde dizilmiş kemik trabeküllerinden ibarettir. Fonksiyon kuvvetleri, maksillada; kanin ve 1. molar diş bölgesi, zigomatik çıkıntı ve pterigoid çıkıntı üzerinden üç kuvvet çizgisi yoluyla kafatasına yayılmaktadır¹⁰⁰. Mandibulanın histolojik yapısı ve bağımsız bir kemik olması, fonksiyon kuvvetlerini dengeleyen çizgilerin dağılımında farklılık oluşturur. Mandibulaya gelen fonksiyon kuvvetleri üç kuvvet çizgisiyle kafaya yayılır, alveoler çıkıntının bazal kenarında birleşen kuvvet çizgileriyle kondillere kadar gider, korpus mandibulanın altından geçer ve mentum (mandibula ön ucunun en alt noktası) bölgesindeki kuvvet çizgileriyle yayılır¹⁰⁰. Çene kemiklerine dental implant yerleştirilirken trajektör hataları göz önünde tutularak yapılacak olan tedavi planlaması, implant başarısını artırır ve kemik dokusundaki iyileşmeyi hızlandırır¹⁰².

Kemiği ilgilendiren birçok cerrahi müdahalenin başarısı, kemiğin temel özellikleri ile ilgilidir. Kemik dokusu dinamik, iyi organize olmuş, çevreden gelen mekanik ve hormonal uyarılara göre kendini şekillendirebilen bir yapıdır. Olgunlaşmış kemik, merkezinde yağlı ya da hematopoietik doku içeren kemik iliği, bunu çevreleyen kemik dokusu ve kemik dokusunu örten periosteumdan meydana gelir¹⁰³.

Mikroskobik düzeyde kemik dokusu içerdiği liflerin oryantasyonuna göre örgü veya lameller kemik olarak iki forma ayrılabilir¹⁰⁴.

Örgü kemik daha çok embriyo ve yeni doğan çocuk kemiklerinde, kırık iyileşme sahalarında, büyümekte olan uzun kemiklerin metafiz bölgelerinde bulunur. İnsan iskelet sistemi kemiklerindeki örgü kemik, tendon ve ligament bağlantı bölgeleri, kafa kaidesini oluşturan kemiklerin birleşim yerleri, kulak kemikçikleri haricinde 4–5 yaşından sonra lameller kemiğe dönüşmektedir¹⁰⁴. Ancak herhangi bir yaşta meydana gelen bir kemik yaralanması, kemik yapımını uyaran bir tedavi, neoplastik bir hastalık ya da inflamasyon nedeni ile tekrar örgü kemik oluşabilmektedir¹⁰⁵.

Örgü kemikteki kollajen liflerin dizilimi düzgün değildir ve kemiğin üzerine gelen yükler, liflerin yerleşimi üzerinde herhangi bir etki yaratmaz. Diğer tarafta lameller kemikte kollajen lifler, üzerlerine gelen güçlerin yönüne paralel olacak şekilde konumlanırlar¹⁰⁴. Örgü kemik, hızlı bir yapım yıkım dönüşümü gösterirken bu döngü lameller kemikte daha yavaştır. Bu metabolizma nedeni ile örgü kemik lameller kemiğe

nazaran birim alanda dört kat daha fazla osteosit içermektedir¹⁰⁵. Kemik dokusu, mimari şekillenmesi göz önüne alındığında kompakt ya da spongiyoz yapıda olabilir.

2.4.6. Kompakt (Kortikal) Kemik Dokusu

Makroskobik düzeyde bakıldığında homojen görünümlü, mikroskobik düzeyde ise enine ve boyuna kanal kesitleri içeren kemik dokusudur. Uzun kemiklerin gövdeleri ve epifiz alanları, ayrıca yassı kemiklerin iç ve dış yüzeyleri bu tiptedir¹⁰⁵.

Kompakt kemik dokusu içerisinde kemiğin uzun eksenine ve birbirlerine paralel uzanan ve çapları 20–110 mikrometre arasında değişen “Havers Kanalları” adı verilen kanallar bulunur. Geniş Havers kanalları çevresinde arterioller ve venüller bulunabilmektedir. Kemiğin dış yüzünde periosteumun altından başlayarak, kemiğin uzun eksenine dik ya da oblik yönde uzanan ve Havers kanallarını birbirlerine bağlayan “Volkmann Kanalları” bulunur¹⁰⁶. Volkmann kanalları Havers kanallarını besleyen damarları ihtiva eder. Bu kanallar haricinde kompakt kemik dokusunu oluşturan kemik matriksi içerisinde birbirlerine paralel yönde seyreden 3–7 mikrometre kalınlığında lameller bulunur. Bu lameller 4 tiptir ve Havers lamelleri, ara lameller, dış esas lameller, iç esas lameller olarak sınıflandırılmıştır¹⁰⁷.

2.4.7. Spongiyoz (Trabeküler) Kemik Dokusu

Birbirlerine bağlanarak üç boyutlu ağ yapan kemik trabeküllerinden oluşmuş sünger yapısındaki kemik dokusudur. Kompakt kemiğin kabuk şeklinde sardığı tüm kemiklerin iç yüzeylerinde bulunur. Temel olarak kompakt kemik dokusu ile aynı kemik matriksine sahiptir ancak kütsel olarak aynı hacimli kompakt kemiğin dörtte biri ağırlığındadır²³. Bu tip kemik dokusu içerisinde Havers ve Volkmann kanalları çok nadir olarak seyreder. Genel olarak bağımsız trabeküller arasında kemik iliği boşluğu bulunmaktadır¹⁰⁷.

2.5. Kemik Yoğunluğunun Belirlenmesi

Kemik kalitesi; kemik mineral yoğunluğu ve kortikal ve trabeküler kemiğin kalınlığıyla tanımlanır¹⁰². İmplant uygulamalarında kemik kalitesi çok önemli bir faktördür. Kemik yoğunluğu, tedavi planlamasında implant sayısı ve implantların

yükleme zamanlarını etkiler. Belirli bir yoğunluk seviyesine kadar kemik yoğunluğu ile implantların başarısı doğru orantılı olarak artmaktadır¹²⁷.

Kemik kalitesinin implantların osseointegrasyonunda ve planlanmasında önemli olduğunun bilinmesi ile birlikte çeşitli kemik yoğunluğu ölçme yöntemleri ve yoğunluk sınıflamaları ortaya çıkmıştır. Spiral CT'teki Hounsfield unit (HU) değerinin kullanılması ve mikro CT ile doku analizi bunlardan başlıcasıdır. CBCT'nin kemik yoğunluğunun ölçümünde kullanılması spiral CT'nin kullanımından daha yeni bir gelişmedir. CBCT'nin klinik kullanımının hızla artmasına rağmen CBCT bazlı kemik kalitesinin değerlendirilmesi ile ilgili araştırmalar çok azdır. İmplant planlaması için sıklıkla düşük dozlu CBCT önerilmektedir. Ancak literatürde bu yöntemin kemik yoğunluğuyla ilgili verdiği verilerin tutarlılığı konusunda tartışmalı sonuçlar rapor edilmiştir¹⁰⁸. Bununla birlikte yeni yapılmış bir çalışmada maksillada kemiğin yoğunluğu radyografik olarak CBCT ile ve hacimsel fraksiyonu mikro-CT ile ölçülmüş, her iki yöntem arasında anlamlı bir pozitif korelasyon elde edilmiştir. Mikro-CT'nin kalitatif doğruluğu standart histomorfometrik veriler ile değerlendirilmiş ve aynı örnek için CBCT ile karşılaştırılmıştır. Sonuçlar histomorfometri ve mikrotomografik verilerin arasında iyi bir korelasyon olduğunu göstermiştir¹⁰⁸.

Aranyarachkul ve ark (2006) yaptıkları bir çalışmada insan kadavrasında maksilla ve mandibulaya yerleştirilmiş altmış üç implantın çevresindeki kemik yoğunluğunu CBCT ve konvansiyonel CT kullanarak karşılaştırmışlar¹⁰⁹. İmplantların 1 mm uzağındaki bukkal ve lingual kesit görüntüleri üzerinde ölçülen kemik densitesi değerleri karşılaştırılmıştır. Kemik kalitesi açısından altın standart olarak kabul edilen değerler CT'den elde edilen HU değerleridir. Sonuç olarak, CBCT'nin kemik yoğunluğu birim olarak ölçüm sonuçlarında genel olarak CT'den daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Aranyarachkul ve ark (2006) CBCT'nin kemik yoğunluğu ölçümü için konvansiyonel CT'ye uygun bir alternatif olduğunu bildirmişlerdir¹⁰⁹. CBCT'nin implant bölgesinde kemik yoğunluğu ölçüm sonuçlarının tekrarlanabilir olduğu ve BT ile sonuçların uyumlu olduğu gösterilmiştir¹⁰⁸.

Kemik yoğunluğu implant cerrahisi sırasında subjektif olarak veya cerrahi öncesinde radyolojik olarak belirlenebilir.

2.5.1. Kemik Yoğunluğunun Subjektif Olarak Belirlenmesi Hekimin Kemigi Subjektif değerlendirmesi. Misch Sınıflandırması

Optimal osseoentegrasyon ancak belirli kemik tiplerinde gerçekleşir. Kemik yoğunluğunun subjektif olarak belirlenmesiyle ilgili tek bir sınıflandırma olmamasına karşın Misch sistemi birçok yazar tarafından tercih edilmektedir.

Misch sınıflandırması kemik tiplerini, saptanan densiteye dayanarak D-1,D-2, D-3, D-4 olarak ayırmıştır³⁶. D-1 olarak tanımlanan kemik, kalın ve dens kortikal tabaka tarafından sarılmış az pörözite gösteren kalsifiye spongios kemik ile karakterizedir. Genellikle mandibula anterior bölgede görülür. D-2 kemik; dens kortikal tabaka ve kalın,kaba trabeküller ile karakterizedir. Genellikle posterior mandibula ve anterior maksillada görülür. D-3 kemik ince kortikal tabaka ile az mineralize trabeküler yapıdan oluşur. Daha çok maksilla için karakterizedir. D-4 kemik ise çok ince kortikal tabaka ile yetersiz mineralize trabeküler kemikten oluşur. Daha çok maksillæer posterior bölgede rastlanmaktadır. D-1 ve D-2 kemiğe yerleştirilen implantlarda başarılı osseoentegrasyon şansı oldukça yüksek iken, D-3 ve D-4 kemikte fibro-entegrasyon ve başarısızlık ihtimali yüksektir¹¹⁰.

Delme işlemi sırasında farklı kemik densitelerine uygun farklı materyallerde aynı hiss saptanmıştır: D1 kemik meşe benzeri, D2 kemik ladin benzeri, D3 kemik balsa benzeri, D4 kemik ise polistiren köpük(styrofoam) benzeri olarak tanımlanmıştır³⁶.

Carl Misch ve ark'ın yapmış olduğu bir çalışmada, 200'ü aşkın hasta cerrahi sonrası değerlendirilmiş, farklı kemik densitesine sahip yerlerin ağzın farklı bölgelerinde gözlendiği bulunmuştur³⁶. D1 kemik maksillada neredeyse hiç görülmemekte, mandibulada ise %8 oranında görülmektedir. D1 kemik, anterior mandibulada posterior bölgeye kıyasla iki kat sık görülmektedir.

D2 kemik densitesi mandibulada en sık görülen kemik densitesidir. Posterior mandibulanın yaklaşık %50'sinde D2 kemik tespit edilmiştir. Maksillada çok daha az rastlanmıştır. Tek diş ve iki diş eksikliklerinde nerdeyse her zaman D2 kemiğiyle rastlanmıştır³⁶.

D3 kemik densitesi maksillada çok yaygındır. Anterior maksillada %65,posteriorda ise %50 oranında D3 kemik saptanmıştır. Dişsiz mandibulada ise yaklaşık %25 oranında D3 kemiğine rastlanmıştır³⁶.

D4 kemik, en yumuşak kemiktir ve yaklaşık %40 oranında posterior maksillada, özellikle molar bölgede, görülmektedir. Anterior maksillada D4 kemik %10'dan daha az oranda, daha çok onley iliak greft uygulamasından sonra, görülür. Mandibulada ise %3 oranında gözlenmektedir.

Tedavi planlaması lokasyon bazlı kemik yoğunluğu oranları göz önünde bulundurularak yapılmalıdır. Kemik densitesine göre protez dizaynı önemsenmelidir. Fazla rezorbe olmamış vakalarda anterior maksillada genellikle D3, posterior maksillada D4 anterior mandibulada genellikle D2 posterior mandibulada ise D3 kemik gözlenmektedir. Rezorbsiyon ilerledikçe rezorpsiyon istikametine göre bu yüzde zamanla değişmektedir. Kemik densitesinin daha kesin tayini implant cerrahisi sırasındaki dokunma duyusuyla cerrahın vereceyi subjektif değerlerle ve bilgisayarlı tomografiyle elde edilir³⁶.

2.5.2. Kemik Yoğunluğunun Bilgisayarlı Tomografi Tekniğiyle Belirlenmesi

Periapikal ve panoramik filmler kemik densitesini göstermede yetersizdir. Lateral kortikal kemik trabeküler kemiği kapattığı için bölgedeki kemiğin kalitesiyle ilgili yorum yapılamaz. Tomografilerde ise kesitsel görünüme ulaşıldığı için kemik densitesi değerlendirmesine olanak vermektedir. Her aksiyal görüntüde 260000 piksel, her pikselin ise CT numarası(Hounsfield Unit) vardır. Yüksek CT numarası kemiğin daha dens olduğu anlamına gelir.

CT görüntülerinden alınan rakamlar Misch sınıflandırmasına uyarlanırsa:

D1 kemik: >1250 HU

D2 kemik: 850-1250 HU

D3 kemik: 350 -850 HU

D4 kemik: 150-350 HU

D5 kemik: 0-150 HU değerine karşılık gelmektedir.

2.5.3. Kemik Yoğunluğunun Konik Hüzmeli Bilgisayarlı Tomografi Tekniğiyle Belirlenmesi

İlk olarak radyoterapi ve mikro tomografi uygulamalarında da kullanılmış olan^{111,112}, sonradan dentomaksillofasiyal bölgedeki sert dokuların daha iyi görüntülenebilmesi ve tıbbi bilgisayarlı tomografi tarayıcılarının dezavantajlarını ortadan kaldırmak için alternatif CT tekniğine yönelik çalışmalar, 1998 yılında diş hekimliğine özel bir BT'nin geliştirilmesi ile sonuçlanmıştır. Bu cihaz literatürde, "Dental Volumetrik Tomografi (DVT)" ya da konik formdaki x-ışınına sahip olduğu için "Konik Işın Hüzmeli Bilgisayarlı Tomografi (Cone Beam Computed Tomography)" adları ile anılmaktadır^{111,113}.

Diş hekimliğinde CBCT'nin en yaygın kullanıldığı alanlardan biri, çenelerin implant açısından değerlendirilmesidir. Hekim implant uygulaması öncesinde; implant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin kalitesini ve buna uygun olarak implant sayını, yerleştirilecek implantın boyutlarını, lokalizasyonunu, açısını iyi değerlendirmelidir. CBCT'deki görüntülerden elde edilen cross-sectional kesitler sayesinde implant öncesinde bölgedeki kemiğin yoğunluğunu, yüksekliği, genişliği ve angulasyonu; maksillada nazal fossa ve maksiller sinüs, mandibulada mandibular kanal ve mental foramen gibi önemli anatomik yapılar hakkında kesin bilgiler verir¹¹⁴.

2.5.4. CBCT'nin Avantajları

1. CBCT cihazlarının boyutları CT cihazlarına oranla ciddi biçimde küçültülmüştür. Ayrıca maliyeti de CT cihazlarına göre daha düşüktür. Bu özellikleri sayesinde dental kliniklerde kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır^{115,126}.
2. CBCT tüm taramayı tek bir rotasyonda ve panoramik radyografilerle kıyaslanabilecek kadar çok kısa bir sürede gerçekleştirdiği için hareket artefaktları azalmıştır^{115,126}.
3. CBCT'nin spiral CT'ye nazaran çözünürlüğü daha yüksektir. CBCT'de elde edilebilen bu yüksek çözünürlük periodontal ligament, kök kanalları gibi küçük yapıları incelemede yarar sağlar^{114,121}.

4. CT’de vokseller dikdörtgenler prizması şeklinde iken, CBCT’de vokseller küp şeklindedir. CBCT’de küçük voksel boyutu ve her üç boyutunun da eşit olması görüntü kalitesinin daha iyi olmasını sağlayan önemli bir faktördür¹¹⁷.
5. CBCT cihazları çalışma prensibi ve teknik yapısı sayesinde, submilimetrik düzeylerde çözünürlük sağlayarak daha detaylı bir analiz fırsatı oluşturur^{117,118}.
6. CBCT cihazları için etkin doz 7-50 μ Sv değeri arasında olup, cihazın modeline ve uygulanan görüntüleme tekniğine göre farklılık gösterir. Bu değerler yaklaşık olarak bir panoramik film dozunun 4-15 katına karşılık gelir. CT’lerde etkin doz yaklaşık 289-723 μ Sv arasındadır. Ayrıca, hastaya verilen radyasyon dozu; kolimasyon, tiroid için kurşun koruyucuların kullanımı ve çenenin yukarı pozisyonunda konumlandırılmasıyla % 40 oranında azalır^{117,119,120}.
7. Metal restorasyonlardan kaynaklanan artefaktlar CBCT sistemlerde de mevcuttur. Ancak CT’den daha düşük seviyededir¹²¹.
8. CBCT cihazlarında elde edilen verilerin rekonstrüksiyonu ve görüntülenmesi kişisel bilgisayarlarda rahatlıkla yapılabilir. Fakat, CT’de verilere bilgisayarın belleğinden ulaşmak genellikle mümkün değildir. Bunun için özel çalışma merkezleri oluşturmak gerekir¹²¹.
9. CT ile görüntüleme ve değerlendirme CBCT’den daha komplike olup daha kapsamlı eğitim gerektirir¹¹⁷.
10. CT’de elde edilen veriler üzerinde direkt çalışmak genellikle mümkün değildir. İnceleme için bu verilerin özel hazırlanmış programlara taşınıp işlenmesi gerekir. Bu işlem ise özel donanımlar ve daha fazla maliyet gerektirir. CBCT cihazlarında ise bu işlem daha basittir ve görüntülerin yorumlanması daha kısa bir zaman alır. Ayrıca CBCT’de veri gruplarının izotropik olması sayesinde veriler yeniden düzenlenebilir. Böylece, hastanın anatomik özelliklerine uygun olacak şekilde ayarlanabilir^{117,121,122}.
11. CT ve CBCT tarayıcılarının her ikisinde de 3 boyutlu görüntü oluşturulabilir. Fakat maliyetinin fazla olması, hastanın maruz kaldığı yüksek radyasyon dozu, CT cihazlarının diş hekimliğinde kullanımını sınırlandırır. CBCT

sistemlerinde ise maliyet avantajı, düşük radyasyon dozu ve diş hekimliğine özgü olması bu sistemi bir adım daha öne çıkarmaktadır¹¹⁷.

12. CBCT'ler yüksek oranda kontrastlığa sahip yapıların görüntülenmesini sağladığından maksillofasial bölgedeki kemiksel yapıların değerlendirilmesinde etkindir^{117,123}.

Tüm bu avantajlara rağmen Hounsfield Ünitesi ile radyodensite ölçümü, CBCT görüntülerinde gerçeği tam olarak yansıtmaz. CBCT gri skala değerleri, örneğin implant planlamasında ilgili alanın özel kemik yoğunluğu hakkında güvenilir bilgi sağlayamayabilir. Standardizasyon eksikliğinden dolayı grilik seviyelerinin yorumlanması ve farklı makinelerin verdiği değerlerin karşılaştırılması güçtür¹²⁴. Gerçek HU değerlerinden attenuasyon katsayısı oluşturmak için yeni bir takım metodlar önerilmektedir. Buna rağmen subjektif kemik kalitesi değerlendirmesi ve dental implantların primer stabilitesi arasında yüksek korelasyon bulunmuştur¹²⁵.

2.6. Kemik Yoğunluğunun Kuvvet Dağılımına Etkisi

Kemik densitesi iyileşmeden sonra protezden implant ara yüzeyine olan gerilim dağılımı ve iletimine olanak sağlamaktadır. Gerilimin mekanik dağılımı öncelikle kemiğin implantla temasta olduğu yerde, en sık boyun bölgesinde oluşur. Kemik iliği (marrow) boşlukları ya da organize olmamış fibroz doku bölgeleri kontrollü kuvvet dağılımına ya da destek kemik yoğunluğunun fizyolojik artışına izin vermez. Diğer faktörler eşit olduğunda, implantla kemik temasının küçük olması gerilimin büyümesi anlamına gelir. Kemik densitesi implant yüzeyiyle temas halinde olan kemik miktarını etkiler; üstelik sadece birinci aşamada değil, ikinci aşamada ve protetik yüklemede de etkili olur. Kemik-implant temas yüzdesi kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre daha büyüktür ve buna bağlı olarak densitesi düşük kemik daha büyük implant yüzeyine ihtiyaç duyar.

Alveoler krette kemik kaybı ve yükleme sonrası erken implant başarısızlıkları en sık kemik-implant ara yüzünde fazla gerilim birikmesi sonucu oluşur. İmplant üzerine yükleme olduğunda, farklı kemik densitesi değerlerinde farklı miktarlarda gerilim oluşmaktadır³⁶. D1 kemikte; gerilimin çoğu implant boynu çevresinde ve kret yakınındadır, büyüklüğü fazla değildir. D2 kemikte aynı yüklemede krette daha fazla

gerilim olur ve gerilim apikale doğru gelir. D3 kemikte aynı yüklemde kretde gerilim artar ve apikale ulaşır. En fazla kret gerilimi D4 kemikte görülür ve gerilim implant boyunca apikale daha fazla aktarılır. Bu sebeple yapılacak tedavi planı her kemik yoğunluğuna göre modifiye edilmelidir.

2.7. Tedavi Planlaması Açısından Kemik Yoğunluğunun Önemi

Tedavi planlaması; kemik densitesi, protetik faktörler, implant boyutu, implant dizaynı, ve implant yüzey koşullarına bağlı olarak değişir. Kemik densitesi azaldıkça kemik kuvveti de azalır. Kemikte mikro-kırık insidansını azaltmak için kemiğe gelen yük azaltılmalıdır. Gerilim sonucu kemikte uzama-veya zorlama oluşması birim kesit alana uygulanan kuvvet ile bağlantılıdır. Dolayısıyla; implanta gelen stres, kemik yoğunluğu azaldıkça azaltılmalıdır. Protez tasarımı da implanta gelen biyomekanik yükü azaltmanın bir yoludur. Kanat uzunluğunu azaltmak, dar oklüzal tablalar ve dengeli kapanış yükleme miktarını azaltır. Hareketli restorasyonlar gece çıkarıldığı için parafonksiyonel kuvvetleri engeller. Gece plakları ve akrilik oklüzal yüzeyler implant sistemine binen parafonksiyonel kuvvetleri dağıtır. Kemik densitesi azaldıkça protetik faktörler daha önemli hale gelir.

İmplanta etki eden kuvvetin yönü de önemlidir. İmplantın uzun aksına paralel gelen yüklemeler kret bölgesinde gerilimi azaltır. Fonksiyonel alanın artırılmasıyla da gerilim azaltılabilir. Bu koşul implant sayısını arttırmakla sağlanabilir. Böylece bölgedeki stres minimuma çekilmiş olur.

İmplantın makrogeometrisi gerilimi azaltmak için artırılabilir. Uzun süreli klinik çalışmalara göre V şekilli implantlarda primer stabilizasyon ve başarılı iyileşme için minimum kemik yüksekliği; D1 kemik için 10mm,D2 kemik için 12 mm,D3 kemik için 14mm dir³⁶. Geliştirilmiş implant dizaynlarında bu uzunluklar azaltılabilir. Bununla birlikte, daha fazla yüklemeye maruz kalacak bölgelere yapılan implantlarda implant uzunluğu kretde kemik kaybı önlemek ve implant sağkalım oranını yükseltmek için çözüm değildir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Hastalar

Bu prospektif klinik çalışmaya Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi kliniklerine başvuran, herhangi bir sistemik rahatsızlığı olmayan 17 (7 bay hasta yaş ortalaması $54,3 \pm 13,9$, dağılımı 32-75 arasında, 10 bayan hasta yaş ortalaması $43,5 \pm 11,5$, dağılımı 33-62 arasında; total yaş ortalaması $47,9 \pm 13,3$) hasta dahil edildi. Kısmen ve ya tam dişsiz olan 17 hastaya toplam 65 dental implant (44 adet maksillaya, 21 adet mandibulaya) uygulandı. Hastaların homojenliğini sağlamak için, kemoterapi veya radyoterapi öyküsü olan hastalar veya sistemik rahatsızlığı olan hastalar çalışma dışı bırakıldı. Klinik deneyimimize göre, 2 aylık bir kemik iyileşme dönemi hastalar için (özellikle yaşlılar) yeterli değildir. Bundan dolayı kemik iyileşmesinde standardizasyonu sağlamak amacıyla, implant yerleştirilecek bölgede 3 aydan daha kısa süre önce diş çekimi yapılmış olan hastalar çalışmaya dahil edilmedi. İmplant ameliyatı öncesi veya sırasında kemik artırma (augmentasyon) işlemleri yapılmış hastalar çalışma dışı bırakıldı. Hastalar, yaşları dikkate alınarak, iki gruba ayrıldı: 50 yaş altı ve 51 yaş üstü.

Söz konusu çalışma için Çukurova Üniversitesi Etik Kurulu'ndan onay alındı. Ayrıca, tüm hastalardan imzalı aydınlatılmış onam alındı. Tüm hastalara, ameliyattan bir saat önce oral amoksisilin 2 g ve sonraki 6 gün boyunca 500 mg / 8 saat olacak şekilde antibiyotik tedavisi verildi. Amoksisilin alerjisi olan hastalara ameliyattan bir saat önce oral Klindamisin 600 mg. ve sonraki 6 gün boyunca 150 mg / 6 saat olarak verildi. Antibiyotik dışında hastalara 1 hafta boyunca kullanmak üzere analjezik (naproksen sodyum 275 mg) ve antibakteriyel klorheksidin glukonat gargara (% 0,12) reçete edildi. Tüm cerrahi işlemler lokal anestezi (articaine 1: 200.000 epinefrin) altında yapıldı.

Kemikte herhangi bir fenestrasyon ve dehissens olmadan toplam 65 implant (implant çapları ve uzunlukları: 21 implant için 3,4 x 12, 27 implant için 3.8 x 12 ve 17 implant için 4,3 x 12) (Implantium; Dentium, Seoul, South Korea) yeterli ve olgun kemik içine yerleştirildi.

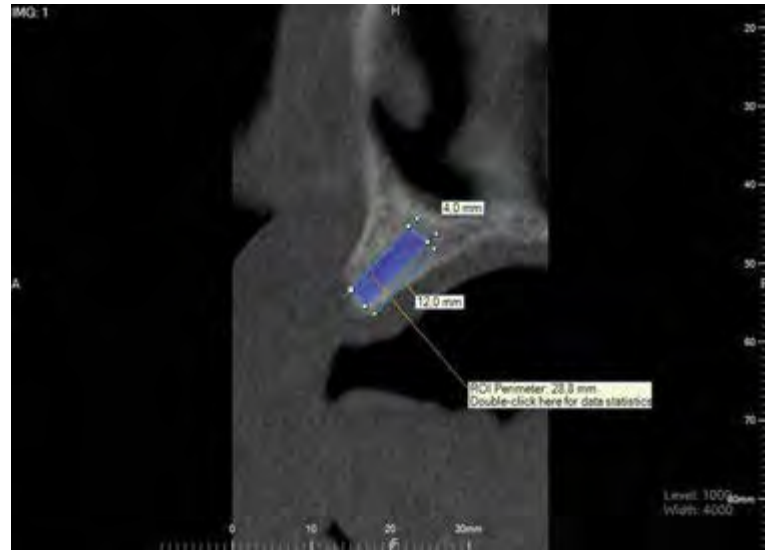
3.2. Radyolojik Değerlendirme

İmplant yerleştirilecek bölgelerin kemik yoğunluğu değerleri ameliyat öncesinde CBCT verileri kullanılarak her hasta için ölçüldü. ILUMA Dental Volumetrik Tomografi cihazının (Şekil 3.1) kalibrasyonu (E-40R HF X20P L, ILUMA; Imtec Corp, Ardmore, OK, USA) cihazla birlikte verilen alüminyum silindir fantom kullanarak aylık olarak gerçekleştirildi. Bunun yanı sıra, günlük kalibrasyonlar, cihaza bağlı ana bilgisayardaki X-ışını işleme tüpü ve flaş CT detektörü kalibrasyon programları ile gerçekleştirildi. Radyolojik değerlendirme tek bir araştırmacı tarafından yapıldı. Ameliyat öncesi tüm hastalara eksik diş bölgesinin ortasına denk gelecek şekilde 1 mm çapında metal çubuklar içeren cerrahi akrilik şablonlar hazırlandı. Söz konusu şablonlar hastaların ağızda iken CBCT taraması yapıldı. Böylelikle implant yapılacak bölgelerin net kesitleri elde edildi.



Şekil 3.1. ILUMA Dental Volumetrik Tomografi cihazı

Görüntüleme işlemleri şu koşullarda gerçekleştirildi: 120 kV, 5mA, 0,2 mm voksel boyutu, 8,5cm çapında ve 8,5 cm yüksekliğinde tarama hacmi. Çapraz kesitli (cross-sectional) görüntüler kullanılarak uygun implant boyutları ve alanları belirlendi. Söz konusu bölgeleri içeren ortalama kemik yoğunluğu değerleri, görüntü analiz programı (Iluma vision, V.2.1.0.6158; Imtec Corp) kullanarak hesaplandı (Şekil 3.2). Her bir implant bölgesinin radyolojik yoğunluk ölçümü, tüm çapraz kesitlerdeki (bir implant bölgesi için, 1 mm kesit aralığı bulunan 5 veya 6 kesit) implant bölgelerinin ortalaması alınarak belirlendi. Bu çalışmada CBCT kullanarak elde edilen kemik yoğunluğu, “yoğunluk değeri” olarak isimlendirildi.



Şekil 3.2. Belirlenen implant bölgesinin CBCT vasıtasıyla incelenmesi

3.2. İmplant Yuvasının Hazırlanması Sırasında Hissedilen Dirence Göre Kemik Kalitesinin Değerlendirilmesi

Tüm implantlar aynı cerrah tarafından, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak iki aşamalı cerrahi prosedürle yerleştirildi. Cerrah, implant yuvasının hazırlanması sırasında, çene kemiğinin sertliğine bağlı olarak dokunma hissine göre kemik kalitesini değerlendirdi. Söz konusu değerlendirme Lekholm & Zarb (1985) sınıflandırmasına göre yapıldı. Değerlendirme işlemi sırasında iki kritere odaklanıldı: İmplant yuvasının hazırlanması sırasında, ilk olarak kortikal kemik kalınlığı üzerinde

duruldu. Kortikal kemikten kansellöz kemiğe geçiş sırasında kemik sertliğindeki değişikliğin ayırt edilmesi mümkündür. Kortikal kemik kalınlığının değerlendirilmesi literatürdeki çalışmalara (Huang ve arkadaşları, 2002. Holmes ve Loftus 1997) uygun olarak yapıldı. Kortikal kemik kalınlığı 1 mm'den fazla olduğunda kalın, 1 mm'den küçük olduğunda ise ince olarak değerlendirildi. İkinci olarak, trabeküler kortikal kemikten trabeküler kemiğe geçildiğinde, trabeküler kemiğin sıklığı üzerinde duruldu. Neredeyse tamamen kortikal kemikten oluşan kemik dokusu tip 1 olarak kaydedildi. Kalın kortikal tabakanın altında yoğun trabeküler tabaka oluşan kemik dokusu tip 2 olarak, ince kortikal tabakanın altında gevşek trabeküler tabakası olan kemik dokusu tip 3 olarak, neredeyse hiç kortikal tabakası olmayan aşırı gevşek trabeküler kemikten oluşan kemik dokusu ise tip 4 olarak kaydedildi.

3.3. Yerleştirme Torkunun Ölçümü

Implantların yerleştirilmesi sırasında her bir implantın yerleştirme tork değeri (insertion torque value, ITV) anguldurvaya bağlanan dijital tork ölçüm cihazı (Lutron TQ-8800; Lutron Elektronik Enterprise, Taipei, Tayvan) kullanılarak ölçüldü (şekil 3.3).



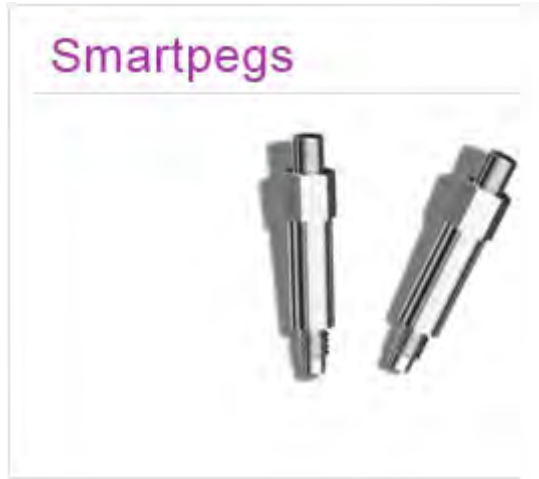
şekil 3.3. Lutron TQ-8800-dijital tork ölçüm cihazı

3.4. Rezonans Frekans Ölçümü

İmplantlar yerleştirildikten hemen sonra, rezonans frekans (RF) ölçümleri Osstell Mentor (Integration Diagnostics, Göteborg, Sweden) cihazı kullanılarak yapıldı(Şekil 3.4)



Şekil 3.4. Osstell Mentor- rezonans frekans (RF) ölçüm cihazı



Şekil 3.5. Smartpeg-Osstell Mentor cihazının RF ölçümü için ara parçası

Ölçüm için ara parçalar (Smartpeg) (Şekil 3.5) implantların üzerine monte edildikten sonra RF değeri her bir implant için dört yönden (her 90°'de bir olacak şekilde) dört kez ölçüldü (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Osstell Mentor kullanarak implantın Rezonans frekans analizi ölçümü

Bu ölçümlerin ortalaması alınarak sonuçlar implant stabilite katsayısı (implant stability quotient, ISQ) olarak ifade edildi.

3.5. İstatistiksel Analiz

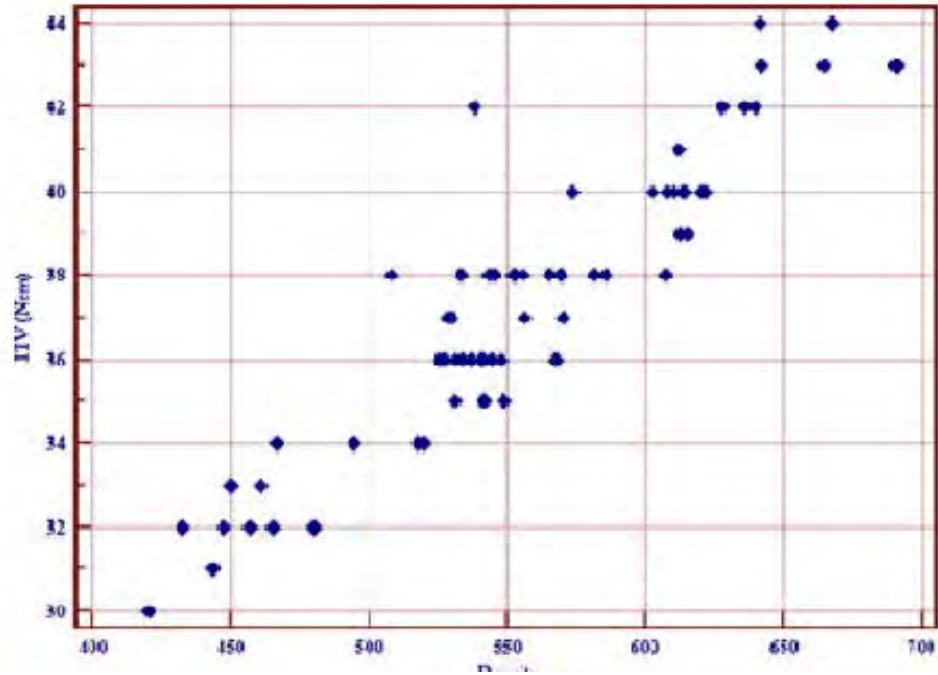
İstatistiksel analiz MedCalc yazılımı (sürüm 10.1.6, Mariakerke, Belçika) kullanılarak yapıldı. Aynı hastada birden fazla implant bölgesinde kemik yoğunluğu değerleri benzer olacağından, aynı hasta üzerinde yapılan ölçümler bağımlı değişken olarak değerlendirildi. Bu sebeple; lokasyon, cinsiyet, yaş, kemik kalitesi ve implant çapı değişkenleri göz önünde bulundurularak kemik yoğunluğu, yerleştirme tork değeri ve ISQ değerlerindeki farklılıkların gösterilmesinde sadece tanımlayıcı istatistiksel

yöntemler kullanıldı. Korelasyonların bağımsız değişken düzeyinde değerlendirilmesi amacıyla, 17 hastanın birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü implantları için yoğunluk, ITV ve ISQ değerleri arasındaki korelasyonun değerlendirilmesinde Sperman's rank korelasyon testi kullanıldı. Tüm implantlardaki yoğunluk, ITV ve ISQ değerleri arasındaki korelasyonların yaş, cinsiyet, lokasyon, kemik kalitesi ve implant çapı değişkenleri göz önünde bulundurularak değerlendirilmesinde yine Sperman's rank korelasyon testi kullanıldı. $P < 0.05$ olduğunda aradaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu kabul edildi.

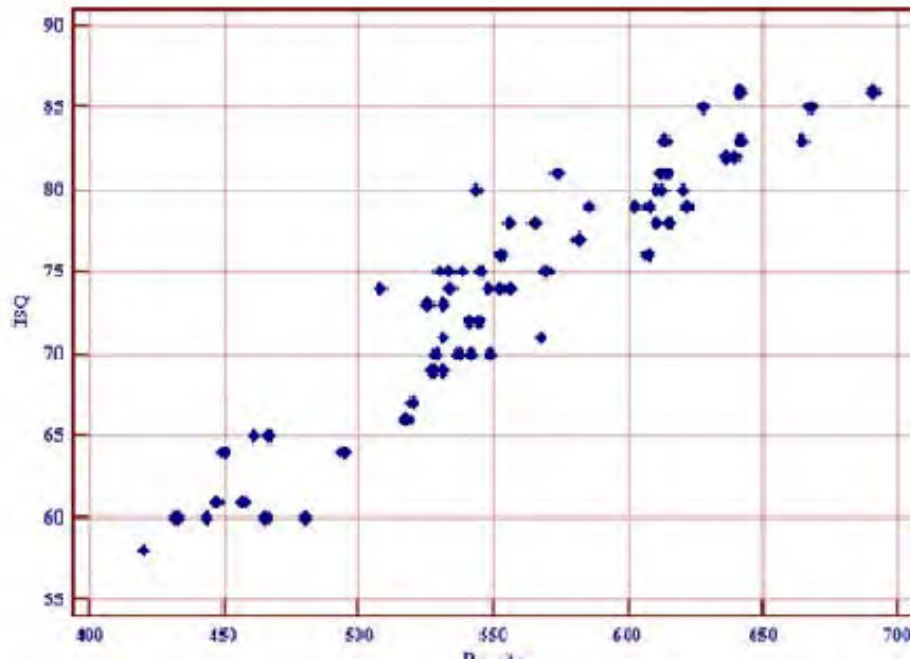
4. BULGULAR

Çalışmada cerrahın subjektif kemik kalitesi sınıflandırmasına göre, tip 1 ve tip 4 kemiğe rastlanmadı. İmplantlardan 39 tanesi tip 2 kemiğe, 26 tanesi ise tip 3 kemiğe yerleştirildi. Tüm implantlar için ortalama kemik yoğunluğu değeri 556 ± 80 (medyan 565, dağılım 392-710 arasında), yerleştirme tork değeri $37,4 \pm 3,3$ Ncm (medyan 37, dağılım 30-44 arasında) ve ISQ değerleri $73,8 \pm 7,2$ (medyan 75, dağılım 58-86 arasında) olarak bulundu. Kemik yoğunluğu ve ITV arasında ($r= 0,935$, $p < 0,001$), kemik yoğunluğu ve ISQ değerleri arasında ($r = 0,888$, $p < 0,001$) istatistiksel olarak anlamlı korelasyonlar bulundu (Şekil 4.1).

(a)



(b)



Şekil 4.1. (a) CBCT kaynaklı yoğunluk değeri ve yerleştirme tork değeri (ITV),(b) CBCT kaynaklı yoğunluk değeri ve implant stabilite katsayısı (ISQ) dağılım nokta grafikleri

Kemik yoğunluğu, yerleştirme torku ve ISQ değerlerinin lokasyon, cinsiyet, yaş grubu, kemik kalitesi sınıflandırılması ve implant çaplarıyla ilgili tanımlayıcı istatistikleri Çizelge 4.1'de gösterildi.

Çizelge 4.1. Kemik yoğunluğu, yerleştirme torku ve ISQ değerlerinin lokasyon, cinsiyet, yaş grubu, kemik kalitesi sınıflandırılması ve implant çaplarıyla ilgili tanımlayıcı istatistikler

			YOĞUNLUK	ITV	ISQ
			Ortalama $\pm$ SD	Ortalama $\pm$ SD	Ortalama $\pm$ SD
VERİLER		NUMARA	(MİN - MAX)	(MİN - MAX)	(MİN - MAX)
LOKASYON					
	MAKSİLLA	44	530 $\pm$ 76	35,5 $\pm$ 3,9	71,7 $\pm$ 6,5
			(541, 392 - 684)	(35, 30-44)	(72, 58-83)
	MANDİBULA	21	611 $\pm$ 62	38,4 $\pm$ 3,0	75,9 $\pm$ 4,8
			(618, 450-710)	(39,33-44)	(78, 63-80)
CİNSİYET					
	ERKEK	28	585 $\pm$ 60	37,9 $\pm$ 2,8	75,1 $\pm$ 5,3
			(581, 450-684)	(38, 32-44)	(75,5, 61-83)
	KADIN	37	535 $\pm$ 89	35,3 $\pm$ 4,2	71,5 $\pm$ 6,6
			(546, 392-710)	(34, 30-44)	(72, 58-80)
YAŞ					
	GENÇ($\leq$ 50)	29	536 $\pm$ 89	35,4 $\pm$ 3,7	71,4 $\pm$ 6,8
			(549, 392-680)	(36, 30-41)	(72, 58-80)
	YAŞLI (>50)	36	581 $\pm$ 63	37,7 $\pm$ 3,7	75,0 $\pm$ 5,0
			(595, 458-710)	(38, 32-44)	(75, 61-83)
KEMİK KALİTESİ					
	TİP-2	39	616 $\pm$ 42	39,3 $\pm$ 2,4	77,5 $\pm$ 2,5
			(613, 525-710)	(40, 35-44)	(78, 73-83)
	TİP-3	26	497 $\pm$ 63	33,6 $\pm$ 2,7	68,8 $\pm$ 5,9
			(504, 392-595)	(33, 30-40)	(70, 58-81)
İMLANT ÇAPLARI (mm)					
	3,4 x 12	21	496 $\pm$ 70	33,7 $\pm$ 3,2	68,3 $\pm$ 5,6
			(525, 392-636)	(33, 30-42)	(70, 58-75)
	3,8 x 12	27	569 $\pm$ 74	37,1 $\pm$ 3,4	74,5 $\pm$ 5,9
			(583, 415-710)	(38, 30-43)	(76, 60-81)
	4,3 x 12	17	607 $\pm$ 54	38,7 $\pm$ 3,4	76,7 $\pm$ 3,9
			(613, 483-684)	(40, 33-44)	(78, 70-83)
ITV-YERLEŞTİRME TORK DEĞERİ , ISQ İMLANT STABİLİTE KATSAYISI					

Maksillayla kıyaslandığında; mandibulada ortalama kemik yoğunluğu, yerleştirme torku ve ISQ değerleri anlamlı olarak yüksek bulundu. Cinsiyet dağılımı açısından; erkeklerde kemik yoğunluğu, yerleştirme torku ve ISQ değerlerinin daha yüksek olduğu gözlemlendi. Yaşlı hastalarda (yaş ortalaması $63,2 \pm 8$, dağılımı 52-75 arasında) genç hastalara (yaş ortalaması $40,8 \pm 7,4$, dağılımı 32-50 arasında) kıyasla daha yüksek kemik yoğunluğu, yerleştirme torku ve ISQ değerleri bulundu. Cerrahin kemik kalitesi sınıflaması göz önünde bulundurulduğunda; tip 2 kemikte ortalama kemik yoğunluğu, yerleştirme torku ve ISQ değerleri, tip 3 kemiğe kıyasla daha yüksek bulundu. Çalışmada kullanılan 3,4 mm çaplı implantlar için ilgili parametrelerin ortalama değerleri 3,8 ve 4,3 mm çaplı implantlar için ölçülen değerlerden daha düşük bulundu. Bununla birlikte 3,8 ve 4,3 mm çapları olan implantlar için ilgili parametrelerin ortalama değerleri benzer bulundu.

On yedi hastanın birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü implantları için ölçülen parametreler arasındaki korelasyonlar ve tüm implantlar için her bir değişkenle ilişkili korelasyonlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu (Çizelge 4.2 ve 4.3)

Çizelge 4.2. On yedi hastanın birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü implantları için ölçülen parametreler arasındaki korelasyonlar

İmplant ,n	KOLERASYON		
	Yoğunluk-ITV	Yoğunluk-ISQ	ITV-ISQ
	r(P)	r(P)	r(P)
1,n =17	0.948 (<0.001)	0.860 (<0.001)	0.839 (<0.001)
2,n=14	0.800 (<0.001)	0.949 (<0.001)	0.982 (<0.001)
3,n=11	0.869 (<0.001)	0.906 (<0.001)	0.835 (<0.001)
4,n=8	0.886 (<0.001)	0.952 (<0.001)	0.969 (<0.001)
ITV-YERLEŞTİRME TORK DEĞERİ , ISQ İMPLANT STABİLİTE KATSAYISI			

Çizelge 4.3. Tüm implantlar için her bir değişkenle ilişkili korelasyonlar

			KOLERASYON					
			Yoğunluk-ITV		Yoğunluk-ISQ		ITV-ISQ	
			r	P	r	P	r	P
VERİLER		NUMARA						
LOKASYON								
	MAKSİLLA	44	0.948	<0.001	0.899	<0.001	0.914	<0.001
	MANDİBULA	21	0.800	<0.001	0.710	<0.001	0.697	<0.001
CİNSİYET								
	ERKEK	28	0.889	<0.001	0.828	<0.001	0.923	<0.001
	KADIN	37	0.946	<0.001	0.899	<0.001	0.876	<0.001
YAŞ								
	GENÇ(≤50)	29	0.920	<0.001	0.927	<0.001	0.882	<0.001
	YAŞLI (>50)	36	0.934	<0.001	0.790	<0.001	0.872	<0.001
KEMİK KALİTESİ								
	TİP-2	39	0.776	<0.001	0.630	<0.001	0.559	<0.001
	TİP-3	26	0.875	<0.001	0.829	<0.001	0.802	<0.001
İMPLANT ÇAPLARI (mm)								
	3.4 x 12	21	0.889	<0.001	0.856	<0.001	0.855	<0.001
	3.8 x 12	27	0.892	<0.001	0.733	<0.001	0.707	<0.001
	4.3 x 12	17	0.883	<0.001	0.881	<0.001	0.937	<0.001
ITV-YERLEŞTİRME TORK DEĞERİ , ISQ İMPLANT STABİLİTE KATSAYISI								

5. TARTIŞMA

İmplant tedavisinin başarılı sonuçlanmasında implantın yerleştirme anındaki primer stabilitesi önemli bir etkiye sahiptir. Bu sebeple, implant cerrahisi öncesinde implant stabilitesi hakkında öngörülebilir bilgi veren tekniklerle (CT veya CBCT'den elde edilen kemik yoğunluğu değerleri) implant cerrahisi sırasında elde edilen veriler (implant yuvasının hazırlanması sırasında kemik kalitesinin subjektif olarak sınıflandırılması), implantın yerleştirilme sırasında ölçülen yerleştirme torku değeri ve implant yerleştirildikten hemen sonra ölçülen RF analizi arasında korelasyon bulunması uygun tedavi planlaması, implant tasarımı seçimi ve cerrahi prosedürlerin belirlenmesinde klinisyenlere yardımcı olabilmektedir.

Kemik kalitesinin değerlendirilmesi için en popüler sınıflandırma yöntemlerden biri Lekholm & Zarb (1985) tarafından önerilmiştir³. Söz konusu sınıflandırma kemiğin makroyapısına dayanmaktadır. Bu sınıflandırmada, kortikal ve trabeküler kemiğin morfolojisi ve dağılımı, kemiğin kalitesini belirlemektedir.

Kemik yoğunluğu hakkında bilgiler radyografik muayene aracılığıyla preoperatif olarak elde edilebilir. Radyografiler, net bir diagnostik bilgiyi en az doz ile sağlayacağı durumlarda alınmalıdır. Bundan dolayı, bu tür inceleme sıklığı her bir hastanın kişisel durumuna göre değişiklik arz eder. Görüntüleme tekniğinin seçiminde; anatomik veya topografik durumların tanımlanması gibi klinik gereksinim, görüntünün kolay bir şekilde elde edilmesi, elde edilen görüntüden umulan bilginin sağlanması, hastanın maruz kaldığı biyolojik risk (özellikle genç hastalar için) ve mali durum dikkate alınmalıdır. Radyolojik teknik seçimi implant uygulanması düşünülen bölgelere göre ve farklı görüntüleme yöntemlerine ait efektif doz değerlerine göre yapılmalıdır. İmplant bölgesinin vital anatomik yapılarla yakın ilişkili olduğu durumlarda, aşırı rezorbe kret varlığında, alveoler kretin şeklinin tespitinin zor olduğu durumlarda, defektif bölgeler ve anatomik anomali gibi özel durumlarda, kemik yoğunluğunun tedavi planlamasını etkileyecek vakalar için kesitsel görüntüleme teknikleri (CT, CBCT) faydalı olabilir.

HU değeri, CT kemik yoğunluğu değerlerini raporlamak için kullanılan standardize edilmiş bir ölçektir¹³². Ancak CBCT için henüz kalibrasyon yapılmadığından standart bir birim bulunmamaktadır. Çalışmamızda CBCT 'den elde

edilen yoğunluk değerlendirmesi için, 1 mm kesit aralığı bulunan çapraz kesitlerde her bir implant için dikdörtgen şeklinde ölçüm alanı belirlendi ve yoğunluk ölçümleri yapıldı. Her bir implant bölgesinin radyolojik yoğunluk ölçümü için tüm çapraz kesitlerin (bir implant bölgesi için 5 veya 6 kesit) ortalaması alındı.

Önceki çalışmalar helikal CT den elde edilen HU değerleri ve implant stabilite parametreleri arasında güçlü bir korelasyon olduğunu bildirilmiştir^{6,7}. Son dönemlerde kliniklerde CBCT kullanımının yaygınlaşması göz önüne alındığında, CBCT'den elde edilen kemik yoğunluğu ve primer implant stabilitesi arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır. Bununla birlikte, literatürde CBCT'den elde edilen yoğunluk değerleri ve implant stabilite parametreleri arasındaki ilişkiyi değerlendiren sadece birkaç çalışma bulunmaktadır. Yakın geçmişte, Isoda ve ark. (2012) 18 taze domuz femur başı kullandıkları çalışmalarında, CBCT'den elde edilen kemik yoğunluğu değeri ve implant stabilitesi arasında anlamlı bir ilişki bulunduğunu rapor etmişler¹². Song ve ark. (2009) tarafından yapılan bir klinik çalışmada 20 hastaya yerleştirilen 61 implant değerlendirilmiş ve CBCT'den elde edilen kemik yoğunluğu değeri ile ISQ değeri arasında güçlü bir korelasyon olduğu bildirilmiştir¹⁷. Ancak, söz konusu çalışmalarda ne yoğunluk değerleriyle ITV arasındaki korelasyonlar ne de yaş, cinsiyet ve konum gibi farklı değişkenler ile ilişkili korelasyonlar değerlendirilmemiştir. Ancak, bizim çalışmamızda, erkek ve yaşlı hastalarda daha yüksek yoğunluk değerleri tespit edildi ve bu değerler CT kullanılmış daha önceki çalışma sonuçlarıyla^{6,94} uyumluluk göstermektedir. Yaş dağılımı açısından bu fark, yaşlı hastalarda artan alveoler kemik rezorpsiyonunu takiben bölgede daha fazla bazal (kortikal) kemik kalmasıyla izah edilebilir. Cinsiyetler arasındaki ortalama kemik yoğunluğu değeri farkı, kadınlarda hormonal değişikliklerle, erkeklerde ise genellikle daha fazla kemik kitlesi oluşuyla ilişkili olabilir. Hastalardaki anatomik lokasyon farklılıkları ve yaş dağılımı farklılığı da etki göstermiş olabilir. Kemik kalitesi ve miktarı bazı klinik değişkenlerle ilişkili olarak farklılık gösterebilir. Bu nedenle, CBCT'den elde edilen densite değerinin etkinliği bu değer implant stabilite parametreleriyle korelasyonu ve farklı klinik değişkenlerin bu korelasyona etkisini değerlendirmek son derece önemlidir.

Yakın geçmişte yapılan bir çalışmada¹⁸, anterior mandibulada CBCT'den elde edilen kemik yoğunluğu ile ITV arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon

olduğu gözlenmiştir. Aynı çalışmada¹⁸ erkek hastalarda kemik yoğunluğu ile ISQ değerleri arasında da anlamlı bir korelasyon olduğu bildirilmiştir.

Bu çalışmanın sonuçları, CBCT'den elde edilen kemik yoğunluğu değeri ile Lekholm ve Zarb indeksi arasında anlamlı bir korelasyon bulunduğunu gösterdi ($r = 0,791$, $p < 0,001$). Bu çalışmada kemik tipinin sınıflandırması; implant yuvası hazırlanırken, Lekholm ve Zarb indeksine göre, kortikal kemik kalınlığına ve trabeküler kemiğin yapısına göre yapıldı. Literatürde dişsiz maksilla ve mandibulada bukkal duvarın ortalama kortikal kemik kalınlığı 1,0 ile 2,1 mm arasında değişim gösterdiği bildirilmiştir¹³³. Bu çalışmada, kortikal kemik kalınlığının 1 mm'den küçük olduğu durumlar ince olarak kabul edildi. Kortikal kemik kalınlığı önceki çalışmalara uygun olarak belirlendi^{134,135}. İnce kortikal kemik ve zayıf trabeküler kemik varlığında, kemik kalitesi düşük olarak kabul edildi. Bu kemik türünde implant stabilite parametreleri ve CBCT'den elde edilen kemik yoğunluk değerinin azalmış olduğu gözlemlendi.

Yerleştirilen implantın stabilitesini sadece kemiğin kalitesi değil, uygulanan cerrahi teknik, implantın uzunluğu, çap ve implant geometrisinin de etkilediği bildirilmiştir¹³⁶. Tüm bu değişkenlerin osseointegrasyon üzerindeki etkileri klinik olarak modern yöntemlerle ölçülebilmektedir: Yerleştirme torku ölçme metodu, mobilite ölçme metodu (Periotest), RFA test metodu(Osstell).

Literatürde yerleştirme tork değerini ölçerek implant stabilitesini değerlendiren birçok çalışma yapılmıştır¹³⁷. Johanson ve Albrektsson, Tavşan kemiğinde deneysel implantların stablité ve fiksasyonunu, geliştirdikleri tersine hareketli tork testi ile değerlendirmişler. Bu testin temelini, implantı gevşetecek yönde implant kemik bağlantısı kopana kadar tork kuvveti uygulamak olarak açıklamışlardır. Bu test ile ölçülenin, implant-kemik arası yüzeyin tolere edebileceği maksimum makaslama kuvveti olduğu belirtilmiştir. Bu ölçümün derecesinin, implantın geometrisi kadar implant ve çevre dokular arasındaki bağlanmanın kalitesinde bağlı olduğu vurgulanmıştır¹⁴².

Ters tork testi, teknik biyouyumluluk çalışmalarında ve farklı materyal-yüzey modifikasyonlarında kemik-doku yanıtını açıklamak amacıyla hala kullanılmaktadır. Ancak invivo kullanımının zor olması ve insan çalışmalarında etik nedenlerle kullanılamaması yöntemin en büyük dezavantajı olarak belirtilmektedir¹⁴³.

Ancak, RFA test metodu ile karşılaştırıldığında RFA tekrarlanabilir ölçümler verirken yerleştirme torku ölçme metodu sadece cerrahi aşamada implantın stabilitesi hakkında bilgi vermektedir. Bununla yanaşı aynı yerleştirme torku ile yerleştirilen implantlarda cerrahi sırasında ölçülen farklı ISQ değerleri alındığı görülmüştür. Bu farklılıkların çalışmaya dahil edilen biyomekanik yapısı aynı olan tüm implantlarda rastlanması sadece yerleştirme torku referans alınarak primer stabilitenin değerlendirilmesi konusunda tartışma yaratmaktadır.

Literatürde periotest, ölçümü tekrarlanabilen ve implant stabilitesinin belirlenmesinde güvenilir bir alet olarak gösterilmiştir. Ancak cihazın, bazı durumlarda (implantın stabil olup, horizontal kemik kaybı olan durumlarda) güvenilir ölçümler yapamadığı ve kemik kaybı derecesi çok fazla olmadıkça da bunu belirleyemediği vurgulanmıştır^{85,138}. Yapılan başka bir çalışmada Periotest'in implant stabilitesini ölçmek için klinik diagnostic bir araç olarak kullanımının, zayıf duyarlılık ve operatöre bağlı değişkenlere açık olması sebebiyle sınırlı olduğu sonucuna varmışlardır⁹⁰.

Tekrarlanabilen objektif ve non-invaziv bir yöntem olan RFA test metodu ile implantların stabilitesi sayısal biçimde değerlendirilebilmektedir. Bu teknikte, cihaz implanta 4- 6 N/cm ile vidalanan küçük bir aktarıcı olan Smartpeg ara parçası ile rezonans sıklığını belli bir aralıkta (4500 – 8500 Hz) ölçer. 'Hertz' olarak ölçülen rezonans sıklığı/frekansı değeri Osstell cihazına doğrudan transfer edilir ve bir ' ISQ ' (İmplant Stabilite Katsayısı) değeri olarak gösterilir.

Konvansiyonel tekniklerin çoğu zaman yetersiz kalması ve tasarım değişikliklerine uğrayan implant markalarının klinik başarılarını ortaya koyabilecek invaziv olmayan yöntemlere ihtiyaç olması böyle bir cihazın gerekliliğini ortaya koymuştur.

Araştırmalar cihazın avantajlarını şöyle sıralamaktadır:

- a. Yükleme zamanını bildirir: Osstell, hekimin yerleştirilen implantın stabilitesini ve kemik kalitesini ölçmesini sağlar. Ayrıca implantın yükleme zamanı hakkında bilgi verir.
- b. Hatalardan kaçınmayı sağlar: Osstell diş hekiminin implant çevresindeki iyileşmeyi ve değişiklikleri ölçmesini sağlar. Bu şekilde güvenli bir restorasyon için uygun zaman belirlenebilir. Ayrıca olası hatalar önceden

belirlenip gerekli önlemler alınabilir. Bu özellik direkt olarak klinik başarısızlıkların sayısını da azaltır.

- c. İmplant performansını değerlendirir: Osstell implantın klinik performansının ölçülmesini sağlar ve böylece implant sistemleri arasında seçim yapılabilir.
- d. Hasta takibini kolaylaştırır: Osstell diş hekiminin hasta kayıtları ile beraber tutabileceği ölçümler elde etmesini sağlar. Bu, hasta takibinde ve yasal uygulamalarda yararlı olacaktır^{137,139,140}.

Cihaz ile ilgili yapılan birçok çalışmada ve cihazın üreticileri tarafından belirtilen kullanım amaçları sayılacak olursa:

- a. Cerrahi sırasında elde edilen primer implant stabilitesinin ölçülmesini sağlar.
- b. Yerleştirme sırasında risk grubuna giren implantların belirlenmesini sağlar.
- c. Cerrahi sonrası düzenli yapılan ölçümler ile osseointegrasyonun gelişiminin takip edilmesine yardımcı olan bir yöntemdir.
- d. Zamanla dayanıklılıkta oluşan değişimleri gözlemler.
- e. Performans ve ISQ değerlerinin kesin diagnostik kayıtlarını sağlar.
- f. Cihazın kullanılması, her bir ölçüm için yaklaşık iki dakikalık zaman harcanmasını gerektirir.
- g. Klinik olarak başarılı ve başarısız olan implantların ayırt edilmesini ve elde edilen verilerin sağlıklı bir şekilde izlenmesini edilmesini sağlar^{137,140}.

Rezonans frekans değerleri Osstell cihazında 0'dan 100'e kadar değişim gösteren ISQ indeksi kullanılarak kullanıcıya verilir. Rezonans frekans değerinin; implant özellikleri, kemik seviyesi, kemik kalitesi, basit / bikortikal ankraj ve implant kemik ara yüzeyindeki dayanıklılıktan etkilendiği belirtilmiştir¹⁴⁰.

Cihazın üreticileri, zamanla implantı çevreleyen marjinal kemik seviyeleri değiştikçe ISQ değerlerindedeki değişiklik görüleceğini belirtmişler. Eğer kemik seviyesinde bir azalma varsa buna bağlı olarak ISQ değerinde de bir azalma görülecektir. Periyodik ölçümler arası değerlerde farklılık görülmediği zaman, implantın etrafındaki marjinal kemik yüksekliğinin bir denge konumuna ulaştığının kabul edilebileceği öne sürülmektedir¹⁴⁰.

Rezonans frekans analizi metodu yaklaşık 15 yıldır geliştirilmekte ve metodla pekçok yayın bulunmaktadır. Ayrıca cihaz birçok ülkede klinik çalışmalar yapılmadan önce, laboratuvar ve hayvan deneyleri ile de kontrol edilmiştir.

Meredith ve arkadaşları, farklı uzunluktaki implantları alüminyum bloklar içine gömerek, rezonans frekans ölçümleri gerçekleştirmişlerdir. Non-parametrik analizlerde; alüminyum bloğun üzerinde aynı seviyede açıkta olan, farklı uzunluktaki implantlar için rezonans frekans değerlerinde belirgin bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir. Yine alüminyum bloğun üzerinde farklı seviyede açıkta olan aynı uzunluktaki implantlar için ise rezonans frekans değerlerinde belirgin bir farklılık görülmüştür. Yani implant uzunluğunun değil, desteksiz kalan implant uzunluğunun önemli olduğu sonucuna varılmıştır. Böylece rezonans frekans ölçümlerinin, implantın stabilitesindeki değişiklikleri ve de açığa çıkmış implant yüksekliğini belirlemede başarıyla kullanılabileceği bulunmuştur¹⁴⁰.

Friberg ve arkadaşları ise, yaptıkları çalışmada 3 farklı tip implant tasarımının stabiliteelerindeki değişiklikleri rezonans frekans analizi ile incelemişler. Yapılan çalışma sonucunda, Osstell cihazının implant stabilitesindeki değişiklikleri ortaya çıkarmada konvansiyonel klinik ve radyografik tekniklerden daha hassas olduğu ortaya konmuştur¹³⁷.

Farklı yüzey özelliklerinin RFA sonuçları ile ilişkisini ortaya çıkarmasını hedefleyen Friberg ve ark. yaptığı bir çalışmada, toplam 15 hastanın alt çenesine, 75 adet tormalanmış yüzeye sahip Brenemark implantı yerleştirilmiş ve bunlar immediat olarak yüklenmiştir. 1,2,6 ve 15. haftalarda alınan RFA ölçümlerinde azalma gözlenmiştir. Çalışma sonucunda bu düşüş tormalanmış implant yüzeyi ile ilişkilenmiştir. Diğer çalışmalarında da benzer şekilde hiçbir işlem uygulanmamış bu yüzeyler, SLA ve TPS yüzeylere göre 4 haftalık iyileşme dönemi sonrası daha düşük RFA değerleri vermiştir¹³⁷.

İmplant şeklinin stablitate üzerine etkisi ile ilgili de birçok araştırma vardır. O'Sullivan ve ark. , çalışmalarında RFA ölçümleri sonucunda kök şekilli implantların, başka forma sahip implantlara oranla daha yüksek ISQ değerleri verildiği belirtmişlerdir¹³⁶. Brenemark implantlarıyla yapılan başka bir çalışmada kök şekilli implantlarda, diğerlerine oranla daha yüksek RFA değerleri bulunmuştur¹⁴⁶. Friberg ve ark. , yaptıkları çalışmada posterior maksillaya yerleştirilen değişik kök şekilli implantları

Osstell cihazı ile değerlendirmişler. Sonuçta kök formuna sahip implantlarda daha yüksek RFA değerleri bulunmasına karşın, implantların başarı oranlarında istatistiksel olarak belirgin bir fark bulunamamıştır¹⁴⁷. Bu verileri dikkate alarak çalışmamıza kıyaslama yapmadan tek tip implant dahil edilmiştir.

Tüm bu literatür verilerini dikkate alarak, çalışmamızda kullanacağımız yöntemleri belirlenmiştir. Yukarıda belirtilen avantajlarından dolayı preop veriler için CT yerine CBCT, ameliyat sırasında yerleştirme tork değeri (dijital yöntemle) ve hekimin verdiği subjektif değer, postop veriler için ise Periotest yerine Osstell cihazı tercih edilmiştir.

Bizim çalışmamızda tüm klinik değişkenlerde CBCT'den elde edilen kemik yoğunluğu, yerleştirme tork değeri ve ISQ değerleri arasında anlamlı korelasyonlar gözlemlendi. Söz konusu anlamlı korelasyonlar, klinisyenlere implantın yerleştirilmesi öncesinde primer stabilitenin tahmin edilmesine yardımcı olabilir. Bu bulgular ile benzer olarak kemik yoğunluğu ve implant stabilitesi arasındaki doğru orantılı ilişkiyi ortaya koyan, Farre-Pages ve ark. (2011) BT'den elde edilen kemik yoğunluğu değerinin fazla olduğu bölgelerde daha yüksek primer stabiliteyle karşılaştıklarını bildirmişlerdir⁸.

Bizim çalışmamızda, CBCT'den elde edilen kemik yoğunluğu, ITV ve ISQ değerleri tip 2 kemikte ve çapları 3,8 ve 4,3 mm olan implantlarda tip 3 kemik ve çapı 3,4 mm olan implantlarla kıyasla daha yüksek olarak bulundu. Daha büyük çaplı implantlarda primer stabilite parametrelerinin artması, artan yüzey alanından kaynaklanmış olabilir. Boronat-Lopez ve ark. (2006) büyük ISQ değerlerinin büyük implant çapıyla ilişkili olduğunu tespit etmişlerdir. Söz konusu yazarlar kemik tipi, RFA değerleri ve ITV değerleri arasında da anlamlı ilişki bulduklarını bildirmişlerdir¹⁴¹. Huang ve ark. (2002), 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında, bölgedeki kemik kalitesi düşük olduğunda RFA değerlerinin azaldığını tespit etmişlerdir. Bu bulgular çalışmamızla uyumludur¹³⁵.

Klinik çalışmalar, implant çevresindeki kemik kaybının yükleme ile bağlantılı olabileceğini göstermiştir. Sonlu eleman modelleri ve fotoelastik teknikler kullanılarak yapılan invitro deneyler, lateral ve ya oblik yüklemeler sonrası, özellikle implant çevresindeki kemiğin boyun bölgesinde, stres yoğunlaşmalarının oluştuğunu

göstermiştir. Aynı zamanda kemiğin yapısının da bu stres dağılımını etkilediği bulunmuştur².

İmplantların yerleştirildikten sonra, herhangi bir protetik yükleme yapılmaksızın, 3 – 6 ay süre ile osseointegrasyon sürecinin tamamlanmasının beklenmesi gerektiğini ortaya atan Brånemark'ın bildirmiş olduğu başarı oranları %100'e yakındır. Ancak uzun ve çift cerrahi içeren protokol çoğu hasta tarafından tolere edilememekte, fizyolojik ve psikolojik komplikasyonlar doğurmaktadır. Dolayısıyla, implantların yerleştirilmesinden hemen sonra yüklenmesi ve iyileşme sürecini hızlandırarak 3 – 6 aylık osseointegrasyon sürecinin kısaltılması üzerine odaklanılmış ve klinisyenler arasında henüz tam kabul görmese de, bu konu üzerinde birçok çalışma yapılmıştır 67,69,70,144,145.

Bizim yapmış olduğumuz çalışmadada preop, periop ve postop verileri değerlendirilerek doğru planlama ve implantları doğru zamanda yükleme amaçlanmıştır. Çalışmamızda implantların takip stabilitesinde en fazla düşüş 3. haftada görülürken 8. haftada stabilitede artış gözlenmiştir. Literatürdeki farklı araştırmalarda 3. haftadaki ve 8. haftadaki ISQ değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. 3. haftada stabilite kaybının ve 8. haftadaki stabilite artışının kemiğin yeniden şekillenme sürecine bağlı olduğu düşünülmektedir.

6. SONUÇ

Bu çalışmanın sınırları içerisinde, bulgulardan yola çıkarak aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir:

1. CBCT kullanarak kemik yoğunluğunun değerlendirilmesi etkin bir yöntemdir. Ayrıca bu yöntem implant stabilite parametreleri ve Lekholm ve Zarb indeksi ile anlamlı korelasyonlar göstermektedir.
2. Bu yöntemle, implantı yerleştirme öncesinde CBCT taramaları kullanarak implantların stabilitesini ve hemen veya erken yüklenebilme durumunu öngörmek mümkün olabilmektedir.
3. CBCT'den elde edilen kemik yoğunluğu değerleriyle stabilite parametreleri arasındaki korelasyonun, implant tedavisinin başarısını etkileyebilecek farklı klinik değişkenler altındaki etkinliğini ortaya çıkaracak yeni ve kapsamlı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.
4. Ayrıca, CBCT'den elde edilen kemik yoğunluğu değerleriyle ISQ takip ölçümleri arasındaki korelasyonun da araştırılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. **Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C**, Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures, *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 2005, 20, 220-230
2. **Esposito M, Hirsch J-M, Lekholm U, Thomsen P**: Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. Success criteria and epidemiology, *European Journal of Oral Science*, 1998, 106, 527-551
3. **Lekholm U, Zarb G**, Patient selection and preparation In Branemark PI, editor, *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*, Chicago, Quintessence, 1985, 199-209
4. **Trisi, P. & Rao, W. (1999)** Bone classification: clinical histomorphometric comparison. *Clinical Oral Implants Research* 10: 1-7.
5. **Misch, C.E. (2008)** Part 1. Rationale for implants, 3. Diagnostic imaging and techniques. In: Misch, C.B., ed. *Contemporary Implant Dentistry*, 38-67. St. Louis: Mosby Year Book.
6. **Turkyilmaz, I., Avci, M., Kuran, S. & Ozbek, E. N. (2007)** A 4-year prospective clinical and radiological study of maxillary dental implants supporting single tooth crowns using early and delayed loading protocols. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 9, 222-227.
7. **Turkyilmaz, I., Sennerby, L., Yilmaz, B., Bilecenoglu, B. & Ozbek, E.N. (2009)** Influence of defect depth on resonance frequency analysis and insertion torque values for implants placed in fresh extraction sockets: a Human Cadaver Study. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* 11: 52-58.
8. **Farré-Pagés N, Augé-Castro ML, Alaejos-Algarra F, Mareque Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F**. Relation between bone density and primary implant stability. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011 Jan 1;16 (1):e62-7.
9. **Cehreli, M.C., Kökat, A.M., Comert, A., Akkocaoğlu, M., Tekdemir, I. & Akça, K. (2009)** Implant stability and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets. *Clinical Oral Implants Research* 20:1163-1169.
10. **Hatcher, D.C., Dial, C. & Mayorga, C. (2003)** Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *Journal of the California Dental Association* 31: 825-833
11. **Loubele, M., Guerrero, M.E., Jacobs, R., Suetens, P. & van Steenberghe, D. (2007)** A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22: 446-454
12. **Isoda, K., Ayukawa, Y., Tsukiyama, Y., Sogo, M., Matsushita, Y. & 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: 832-836.
13. **Miracle, A.C. & Mukherji, S.K. (2009)** Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR American Journal of Neuroradiology* 30: 1088-1095.
14. **Naitoh, M., Hirukawa, A., Katsumata, A. & 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* 20:503-506.

15. **Nomura, Y., Watanabe, H., Honda, E. & Kurabayashi, T. (2010)** Reliability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral density. *Clinical Oral Implants Research* 21: 558–562
16. **Pauwels, R., Nackaerts, O., Bellaiche, N., Stamatakis, H., Tsiklakis, K., Walker, A., Bosmans, H., Bogaerts, R., Jacobs, R. & Horner, K. (2013)** Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. *The British Journal of Radiology* 86: 20120135.
17. **Song, Y.D., Jun, S.H. & 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: 59–64
18. **Fuster-Torres, M.A., Penarrocha-Diago, M., Penarrocha- Oltra, D. & Penarrocha-Diago, M. (2011)** Relationships between bone density values from cone beam computed tomography, maximum insertion torque, and resonance frequency analysis at implant placement: a pilot study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 26: 1051–1056.
19. **Mesa, F., Munoz, R., Noguerol, B., de Dios Luna, J., Galindo, P. & O'Valle, F. (2008)** Multivariate study of factors influencing primary dental implant stability. *Clinical Oral Implants Research* 19, 196-200.
20. **Esposito, M., Hirsch, J.M., Lekholm, U. & Thomsen, P. (1998)** Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *European Journal of Oral Sciences* 106: 721–764.
21. **Albrektsson, T. O., Johansson, C. B. & Sennerby, L. (1994)** Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontology* 2000 4, 58-73. 22. Johansson & Albrektsson 1987
22. **Sullivan, D. Y., Sherwood, R. L., Collins, T. A. & Krogh, P. H. (1996)** The reverse-torque test: a clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 11, 179-185.
23. **Meredith, N. (1998)** Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *International Journal of Prosthodontics* 11, 491-501.
24. **Rasmusson, L., Meredith, N., Kahnberg, K. E. & Sennerby, L. (1998)** Stability assessments and histology of titanium implants placed simultaneously with autogenous onlay bone in the rabbit tibia. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery* 27, 229-235.
25. **Friberg, B., L. Sennerby, et al. (1999).** "Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study." *Int J Oral Maxillofac Surg* 28(4): 266-72.
26. **Truhlar, R. S., Orenstein, I. H., Morris, H. F. & Ochi, S. (1997)** Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *Journal of Oral & Maxillofacial Surgery* 55, 38-45.
27. **Sennerby, L., Thomsen, P. & Ericson, L. E. (1992)** A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 7, 62-71.
28. **Lioubavina-Hack, N., Lang, N. P. & Karring, T. (2006)** Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clinical Oral Implants Research* 17, 244-250.
29. **Da Cunha, H. A., Francischone, C. E., Filho, H. N. & de Oliveira, R. C. (2004)** A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 19, 578-585.

30. **Abuhussein, H., Pagni, G., Rebaudi, A. & Wang, H. L. (2010)** The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clinical Oral Implants Research* 21, 129-136.
31. **O'Sullivan, D., Sennerby, L., Jagger, D. & Meredith, N. (2004a)** A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* 6: 48-57
32. **Tepret F, Sertgöz A, Basa S.** Immediately loaded anterior single-tooth implants: Two cases. *Implant Dent* 2005; 14:242-247
33. **Gapski R, Wang H-L, Mascarenhas P, Lang NP.** Critical review of immediate implant loading. *Clin. Oral Impl. Res.* 2003; 14:515-527
34. **Engquist B, Bergendal T, Kallus T, et al.** Aretrospektive multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int j Oral Maxillofac Implants* 1988; 3; 129-134.
35. **Mish CE,** Dental İmplant Protezler, ED: Kutay Ö, İstanbul, Nobel, 2009; 1,4,8,9,14,15,16,17,18
36. **Misch Carl E.** Contemporary Implant Dentistry, Mosby Inc, Saint Louis, Missouri, 1999, 2nd Edition, Chapter 6,7,8
37. **Balleri, P., Cozzolino, A., Ghelli, L., Momicchioli, G. & 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 & Related Research* 4, 128-132.
38. **Bischof, M., Nedir, R., Szmukler-Moncler, S., Bernard, J. P. & Samson, J. (2004)** Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clinical Oral Implants Research* 15, 529-539.
39. **Chong, L., Khocht, A., Suzuki, J. B. & Gaughan, J. (2009)** Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *Journal of Oral Implantology* 35, 130-135.
40. **Branemark P-I.** Introduction to osseointegration. In **P-I Branemark, GA Zarb, T Albrektsson** (eds) *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence Pub. Co. Inc. 1985
41. **Buser D, Schenk RK, Steinmann S, Fiorellini JP, Fox C, Stich H.** Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Reserach*. 1991;25:889 902)
42. **Cook SD, Thomas KA, Haddad RJ.** Histologic analysis of retrieved human porous-coated total joint componenets. *Clin Orthop*. 1988;234:90-101;
43. **Hansson, S. (1999)** The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clinical Oral Implants Research* 10, 394-405.
44. **Borsari, V., Giavaresi, G., Fini, M., Torricelli, P., Salito, A., Chiesa, R., Chiusoli, L., Volpert, A., Rimondini, L. & Giardino, R. (2005)** Physical characterization of different-roughness titanium surfaces, with and without hydroxyapatite coating, and their effect on human osteoblast-like cells. *Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied Biomaterials* 75, 359-368.
45. **Mustafa, K., Wroblewski, J., Hultenby, K., Lopez, B. S. & Arvidson, K. (2000)** Effects of titanium surfaces blasted with TiO2 particles on the initial attachment of cells derived from human mandibular bone. A scanning electron microscopic and histomorphometric analysis. *Clinical Oral Implants Research* 11, 116-128. 48.
46. **Graves SL, Jansen CE, Siddiqui AA, Beaty KD.** Wide diameter implants: indications, considerations and preliminary results over a two-year period. *Aust Prosthodont J*. 1994;8:31-7.

47. **Winkler S, Morris HF, Ochi S.** Implant survival to 36 months as related to length and diameter. Ann Periodontol. **2000** Dec;5(1):22-31.
48. **Misch CE.** Wide-diameter implants: surgical, loading, and prosthetic considerations Dent Today. **2006** Aug;25(8):66, 68-71.
49. **Reiger MR, Adams WK, Kinzel GL** ve ark. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants, J Prosthet Dent 62:436-440, **1989**
50. **Lum LB:** A biomechanical rationale for the use of short implants, J Oral Implantol 17:126-131, **1991**).
51. **Sakoh, J., Wahlmann, U., Stender, E., Nat, R., Al-Nawas, B. & Wagner, W. (2006)** Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 21, 560-566.
52. **Tabassum, A., Meijer, G. J., Wolke, J. G. & Jansen, J. A. (2009)** Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. Clinical Oral Implants Research 20, 327-332.
53. **Nkenke, E., Kloss, F., Wiltfang, J., Schultze-Mosgau, S., Radespiel-Troger, M., Loos, K. & Neukam, F. W. (2002)** Histomorphometric and fluorescence microscopic analysis of bone remodelling after installation of implants using an osteotome technique. Clinical Oral Implants Research 13, 595-602.
54. **Turkyilmaz, I., Aksoy, U. & McGlumphy, E.A. (2008)** Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. Clinical Implant Dentistry & Related Research 10: 238–244.
55. **Romanos, G. E. (2004)** Surgical and prosthetic concepts for predictable immediate loading of oral implants. Journal of the California Dental Association 32, 991-1001.
56. **Summers, R.B. 1994.** A new concept in maxillary implant surgery: the osteotomy technique. The Compendium of Continuing Education in Dentistry 15(2), 152-162
57. **Hahn, J. (1999)** Clinical uses of osteotomes. Journal of Oral Implantology 25, 23-29.
58. **De Oliveira, R. R., Novaes, A. B., Jr., Taba, M., Jr., de Souza, S. L. & Papalexiou, V. (2007)** The effect of bone condensation and crestal preparation on the bone 137
59. **Esposito ve ark. (2005)** response to implants designed for immediate loading: a histomorphometric study in dogs. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 22, 63-71.
60. **Schlegel KA, Kloss FR, Kessler P, Schultze-Mosgau S, Nkenke E, Wiltfang J. (2003)** Bone conditioning to enhance implant osseointegration: an experimental study in pigs. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003 Jul-Aug;18(4):505-11.
61. **Weiss C.M, Judy K.W.M,** Severe mandibular atrophy: biological considerations of routine treatment with complete subperiosteal implants, J. Oral Implant, **1974**, 4, 431-469
62. **Schnitman P.A et al,** Implants for partial edentulism, J dent Educ, **1988**, 52, 725-736
63. **Wolff J,** Das gesetz der transformation der knochen, Berlin, A. Hirschwald, **1982**

64. **Jonas Thelin, Henrik Jönrtell, Elia Psouni^{2,3}, Martin Garwicz, Jens Schouenborg, Nils Danielsen¹, Cecilia Eriksson Linsmeier(2010)**, Implant Size and Fixation Mode Strongly Influence Tissue Reactions in the CNS; Neuronano Research Centre, Lund University, Lund, Sweden, 2 Center for Psychology, Kristianstad University, Kristianstad, Sweden, Department of Psychology, Lund University, Lund, Sweden
65. **Engquist B, Bergendal T, Kallus T et al**, a retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures, *Int J Oral Maxillofac Impl*, **1988**, 3, 129-134
66. **Albrektsson 1993**, On long-term maintenance of the osseointegrated response. *Australian Prosthodontic Journal* 7 Suppl, 15-24.)
67. **Friberg, B., Jemt, T. & Lekholm, U. (1991)** Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 6, 142-146.
68. **Branemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O. & Ohman, A. (1977)** Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic & Reconstructive Surgery - Supplementum* 16, 1-132.
69. **Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. & Branemark, P. I. (1981)** A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery* 10, 387-416.
70. **Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P. & Eriksson, A. R. (1986)** The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1, 11-25.
71. **Albrektsson, T., Branemark, P. I., Hansson, H. A. & Lindstrom, J. (1981)** Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 52, 155-170.)
72. **Brunski, J. B. (1993)** Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dental Implantology Update* 4, 77-81.
73. **Szmukler-Moncler, S., Salama, H., Reingewirtz, Y. & Dubruille, J. H. (1998)** Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *Journal of Biomedical Materials Research* 43, 192-203.
74. **Esposito, M., Grusovin, M. G., Willings, M., Coulthard, P. & Worthington, H. V. (2007)** The effectiveness of immediate, early, and conventional loading of dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22, 893-904.
75. **Cameron, H., Macnab, I. & Pilliar, R. (1972)** Porous surfaced Vitallium staples. *South African Journal of Surgery* 10, 63-70.
76. **Trisi, P., Perfetti, G., Baldoni, E., Berardi, D., Colagiovanni, M. & Scogna, G. (2009)** Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clinical Oral Implants Research* 20, 467-471.
77. **Göransson, A. & Wennerberg, A. (2005)** Bone formation at titanium implants prepared with iso- and anisotropic surfaces of similar roughness: An in vivo study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 7, 17-23.
78. **Huang, Y.-H., Xiropaidis, A. V., Sorensen, R. G., Albandar, J. M., Hall, J. & Wikesjö, U. M. E. (2005)** Bone formation at titanium porous oxide (TiUnite) oral implants in type IV bone. *Clinical Oral Implants Research* 16, 105-111.

79. **Morris, H. E., Ochi, S., Crum, P., Orenstein, I. & Plezia, R. (2003)** Bone density: its influence on implant stability after uncovering. *Journal of Oral Implantology* 29, 263-269.
80. **Schulte, W. (1988)** The new Periotest method. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 12, 410-415.
81. **Teerlinck, J., Quirynen, M., Darius, P. & van Steenberghe, D. (1991)** Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 6, 55-61.
82. **Van Steenberghe, D., Tricio, J., Naert, I. & Nys, M. (1995)** Damping characteristics of bone-to-implant interface; A clinical study with the Periotest device. *Clinical Oral Implants Research* 6, 31-39.
83. **Carr, A. B., Papazoglou, E. & Larsen, P. E. (1995)** The relationship of Periotest values, biomaterial, and torque to failure in adult baboons. *International Journal of Prosthodontics* 8, 15-20.
84. **Derhami, K., Wolfaardt, J. F., Faulkner, G. & Grace, M. (1995)** Assessment of the periotest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10, 221-229.
85. **Aparicio, C. (1997)** The use of the Periotest value as the initial success criteria of an implant: 8-year report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 17, 150-161.
86. **Cranin AN, DeGrado J, Kaufman M.** Evaluation of the Perioles as a diagnostic tool for dental Implants. *Journal of Oral Implantology*, **1998**; 24: 139-146.
87. **DeGado J, Kaufman M.** Evaluation of the Perioles as a Diagnostic tool for dental Implants. *Journal of Oral Implantology*, **1998**; 24: 139-146
88. **Meredith, N., Alleyne, D. & Cawley, P. (1996)** Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clinical Oral Implants Research* 7, 261-267.
89. **Ramp LC, Jeffcoat RL.** Dynamic Behavior of Implants as a Measure of Osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **2001**; 16:637-645).
90. **Sennerby L, Meredith N.** Resonance frequency analysis measuring implant stability and osseointegration. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **1998**; 19:493-498
91. **Meredith N, Friberg B, Sennerby L.** Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. *Int. J. Prosthodont*, **1998**; 11: 269-275.
92. **Colomina LE.** Immediate loading of implant-fixed mandibular prostheses; a prospective 18-month follow-up clinical study-preliminary report. *Implant dentistry*, **2001**; 10:23-29
93. **Johansson P, Strid KG.** Assessment of bone quality from placement resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1994**; 9: 279-288.
94. **Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM.** Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **2005**; 20: 769-776
95. **Turkylmaz I.** A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Brenemark system implants *Journal of Oral Rehabilitation*, **2006**; 1: 365-376.

96. **Arai, Y., Tammisalo, E., Iwai, K., Hashimoto, K. & Shinoda, K. (1999)** Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dento-Maxillo-Facial Radiology* 28, 245-248.
97. **Terakado, M., Hashimoto, K., Arai, Y., Honda, M., Sekiwa, T. & Sato, H. (2000)** Diagnostic imaging with newly developed ortho cubic super-high resolution computed tomography (Ortho-CT). *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology & Endodontics* 89, 509-518.
98. **Ito, K., Gomi, Y., Sato, S., Arai, Y. & Shinoda, K. (2001a)** Clinical application of a new compact CT system to assess 3-D images for the preoperative treatment planning of implants in the posterior mandible A case report. *Clinical Oral Implants Research* 12, 539-542.
99. **Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Gröndahl HG:** Limited conebeam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology: *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;9:103-114
100. **White SC, Pharoah MJ:** The Evolution and Application of Dental Maxillofacial Imaging Modalities, *Dental Clinics of North America*, 2008
101. **Gülyurt M.** Ortodonti Yönünden Büyüme ve Geliim. Erzurum: Fen-Edebiyat Fakültesi Ofset Tesisleri, 1989: 31–34, 51–57, 47–69, 81–85, 95–98, 112- 124.
102. **Erbengi T.** Histoloji 1. Ankara, Feryal Matbaas, 1992: 89–109
103. **Çakur B, Harorlı A, Sümbüllü A:** Operasyon Öncesi İmplant Yerlerinin Belirlenmesinde Radyolojik Kriterler ve Radyolojik Teknik Seçimi, Atatürk Üniv. Diş Hek.Fak.Derg. Cilt:17, Say:2, Y_1: 2007, say:23-30).
104. **Roberts WE, Hartsfield JK.** Bone development and function: genetic and enviromental mechanisms. *Semin Orthod*, 2004;10:100-122).
105. **Bostrom MPG, Yang X, Koutras I.** Biologics in bone healing. *Curr Opin Orthop*, 2000;11:403-412).
106. **Buckwalter J, Glimcher M, Cooper R.** Skeletal Growth and Development: Clinical Issues and Basic Science Advances. 1st Ed. River Road Rosemont, Illinois: American Academy of Orthopaedic Surgeons Press: 1998).
107. **Rodan GA.** Introduction to bone biology. *Bone*, 1992;13:3-6
108. **Nancy A, Whitson SW, Bianco P.** Bone. In: Antonio Nanci Ed. Ten Cate's Oral Histology, St. Louis, Missouri: Mosby Inc; 2003:111-145).
109. **Ebrahim F, labani D, Kwon T et al. :** Cone Beam CT For Preoperative Dental Implant Site Assessment : An Evidence-Based Review of the Literature. University of Toronto, Faculty of Dentistry. 2009
110. **Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes, B, Schultz E, Riggs M,** et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *J Oral Maxillofac Implants* 2006;20:416-24.
111. **DelBalso AM, Greiner FG, Licata M:** Role of diagnostic imaging in evaluation of the dental implant patient. *RadioGraphics*, 1994;14:699-719).
112. **Cho PS, Johnson RH, Griffin TW.** Cone-beam CT for radiotherapy applications. *Physics in Medicine and Biology*, 1995, 40: 1863-1883. ; -1657
113. **Machin K, Webb S.** Cone-beam x-ray microtomography of small specimens. *Physics in Medicine and Biology*, 1994, 39: 1639

114. **Fullmer JM, Scarfe WC, Kushner GM, Alpert B, Farman AG.** Cone beam computed tomographic findings in refractory chronic suppurative osteomyelitis of the mandible. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **2007**, 45: 364-371
115. **White SC.** Cone-beam imaging in dentistry. *Health Physics*, **2008**, 95: 628-637).
116. **Uysal S.** Konik ışını bilgisayarlı tomografi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*, **2010**: 36-43
117. **White SC, Pharoah MJ.** Oral Radiology: Principles and Interpretation. 6th ed. Elsevier Health Sciences, 2008: 225-243 ; Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal of the Canadian Dental Association*, **2006**, 72: 75-80).
118. **Akgül HM, Sümbüllü MA, Harorlı A.** Dişhekimliğinde Konik Işını Bilgisayarlı Tomografi (DVT). *Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2008**, 4: 42-45).
119. **Çetiner S.** Bilgisayarlı Tomografinin Oral ve Maksillofasiyal Cerrahideki Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2000**, 10: 73-78).
120. **Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G.** Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*, **2004**, 33:
121. **Howerton WB, Jr., Mora MA.** Advancements in digital imaging: what is new and on the horizon? *The Journal of the American Dental Association*, **2008**, 139: 20-24
122. **Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P.** Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal of the Canadian Dental Association*, **2006**, 72: 75-80).
123. **Çelik I, Toraman M, Mihçioğlu T, Ceritoğlu D.** Dental implant planlamasında kullanılan radyografik yöntemlerin değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, **2007**, 13: 21-28
124. **Şekerci AE.** Mandibular Gömülü Üçüncü Büyük Azı Dişleri ile Mandibular Kanal Arasındaki İlişkinin Dental Volümetrik Tomografi ile Değerlendirilmesi. *Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Kayseri: Erciyes Üniversitesi*, **2012**,
125. **Mah-P, Reeves TE, McDavid WD.** Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac. Radiol* 39:323-335, **2010**
126. **Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K.** Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants *Clin. Oral Implants Res.* 23:832-836, **2012**
127. **Şahman H.** Mandibular Kanal ve Mental Foramen Varyasyonlarının Dental Volümetrik Tomografi ile Değerlendirilmesi. *Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Kayseri: Erciyes Üniversitesi*, **2012**,
128. **Bilhan H, Arot S, Geckili O.** How Precise Is Dental Volumetric Tomography in the Prediction of Bone Density, *Hindawi Publishing Corporation International Journal of Dentistry Volume 2012*, Article ID 348908, 8 pages.
129. **Johansson, C. & Albrektsson, T. (1987)** Integration of screw implants in the rabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2, 69-75.

130. **O'Sullivan, D., Sennerby, L. & Meredith, N. (2004b)** Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clinical Oral Implants Research* 15, 474-480.
131. **Galante JO, Jacobs J.** Clinical performances of ingrowth surfaces. *Clin Orthop.* **1992**;276:41-49
132. **Esposito, M., Grusovin, M. G., Chew, Y. S., Coulthard, P. & Worthington, H. V. (2009a)** Interventions for replacing missing teeth: 1- versus 2-stage implant placement. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 3.
133. **Shapurian, T., Damoulis, P.D., Reiser, G.M., Griffin, T.J. & Rand, W.M. (2006)** Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 21: 290–297.
134. **Katranji, A., Misch, K. & Wang, H.L. (2007)** Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *Journal of Periodontology* 78:874–878.
135. **Holmes, D.C. & Loftus, J.T. (1997)** Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *Journal of Oral Implantology* 23: 104–111.
136. **Huang, H.-M., Lee, S.-Y., Yeh, C.-Y. & Lin, C.-T. (2002)** Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clinical Oral Implants Research* 13: 65–74.
137. **O'Sullivan, D., L. Sennerby, et al. (2000).** "Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study." *Clin Implant Dent Relat Res* 2(2): 85-92.
138. **Friberg, B., L. Sennerby, et al. (1999).** "On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study." *Clin Implant Dent Relat Res* 1(2): 75-83.
139. **Morris, H. F., S. Winkler, et al. (2000).** "The ankylos endosseous dental implant: assessment of stability up to 18 months with the Periotest." *J Oral Implantol* 26(4): 291-9.
140. **Meredith, N., K. Book, et al. (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." *Clin Oral Implants Res* 8(3): 226-33.
141. **Meredith, N., F. Shagaldi, et al. (1997).** "The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia." *Clin Oral Implants Res* 8(3): 234-43.
142. **Boronat-Lopez, A., Penarrocha-Diago, M., Martinez-Cortissoz, O. & Minguez-Martinez, I. (2006)** Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal* 11: E272–E276.
143. **OSSTELL.** Integration diagnostics. 2006, (http://www.osstell.com/mentor/pdf/osstell_mentor1.pdf)
144. **Sennerby L.** Implant intergration and stability. *Estetic Implant Dentistry*, Ed: P.Palacci, Illinois: Quintessence Publishing Co. Ing. ,2001 Chapter 1.
145. **Piattelli A., Paolantonio M., Corigliano M., Scarano A.** :Immediate loading of titanium plasma-sprayed screw-shaped implants in man: a clinical and histological report of two cases. *Journal of Periodontology*, 68: 591–597, **1997**.
146. **Bahat, O. (2000).** "Branemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years." *Int J Oral Maxillofac Implants* **15**(5): 646-53.

- 147. Glauser R, Portman M, Ruhstaller P, Gottlow J, Scharer P.** Initial implant stability using different implant designs and surgical techniques. A comparative clinical study using insertion torque and resonance frequency analysis. *Appl. Osseointegration Res.* , **2001**; 2: 6-8
- 148. Friberg, B. , Jisander S. , Widmark G , Lundgren A.K. , Ivanoff C.J, Sennerby L, Thoren C.** One year Prospective three-center study comparing the outcome of a 'soft bone implant'(Prototype Mk IV) and the standard Branemark Implant. *Clin. Implant Dent Relat. Res.* ,**2003**; 5: 71-77)

ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Azərbaycan Qubadlı'da doğdu. İlköğrenimini, İlkokulunu, Lisesini Baküde 286 sayılı mektebde tamamladı(2000). 2007 yılında Azərbaycan Tıp Universitesi Stomatoloji Fakültesinden mezun oldu.2008 yılında Azərbaycan Tıp Universitesinde Klinik Stomatoloji ihtisasını bitirdi. Aynı yıl Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş ve Çene Hastalıkları Cerrahisi Anabilim Dalında doktora eğitimine başladı. Doktora eğitimi süresince Çukurova Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesinde klinik ve akademik faaliyetlerde bulundu.