

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İMLANT UYGULANACAK ALANIN KEMİK DENSİTESİNDEKİ
FARKLILIKLARIN İMLANT ÇEVRESİNDEKİ MARJİNAL KEMİK
SEVİYELERİNDEKİ DEĞİŞİKLİKLERE ETKİSİNİN İKİ FARKLI İMLANT
TİPİNDE İNCELENMESİ

Dt. Barış TUĞAY

ORAL DİAGNOZ VE RADYOLOJİ PROGRAMI
DOKTORA TEZİ

ANKARA
2021

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İMLANT UYGULANACAK ALANIN KEMİK DENSİTESİNDEKİ
FARKLILIKLARIN İMLANT ÇEVRESİNDEKİ MARJİNAL KEMİK
SEVİYELERİNDEKİ DEĞİŞİKLİKLERE ETKİSİNİN İKİ FARKLI İMLANT
TİPİNDE İNCELENMESİ

Dt. Barış TUĞAY

ORAL DİAGNOZ VE RADYOLOJİ PROGRAMI

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Sema DURAL

ANKARA

2021

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

İmplant uygulanacak alanın kemik densitesindeki farklılıkların implant çevresindeki marjinal kemik seviyelerindeki değişikliklere etkisinin iki farklı implant tipinde incelenmesi.

Dt. Barış TUĞAY

Danışman: Prof. Dr. Sema DURAL

Bu tez çalışması 19.02.2021 tarihinde jürimiz tarafından “Oral Diagnoz ve Radyoloji Programı” nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	<i>Prof. Dr. Sebahat GÖRGÜN</i>	<i>(imza)</i>
	<i>Ankara Üniversitesi</i>	
Üye:	<i>Prof. Dr. Nihal AVCU</i>	<i>(imza)</i>
	<i>Hacettepe Üniversitesi</i>	
Üye:	<i>Prof. Dr. Ş. Murat ÖZBEK</i>	<i>(imza)</i>
	<i>Hacettepe Üniversitesi</i>	
Üye:	<i>Prof. Dr. İlkay PEKER</i>	<i>(imza)</i>
	<i>Gazi Üniversitesi</i>	
Üye:	<i>Doç. Dr. Serdar UYSAL</i>	<i>(imza)</i>
	<i>Hacettepe Üniversitesi</i>	

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

26 Subat 2021

Prof. Dr. Diclehan ORHAN

Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezimin aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

26.02.2021

Barış TUĞAY

¹“*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*”

- (1) *Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.*
- (2) *Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.*
- (3) *Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.*
*Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir * Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.*

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, Prof. Dr. Sema DURAL'ın danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Barış TUĞAY

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve meslek hayatım boyunca tecrübe ve bilgilerini paylaşmaktan kaçınmayan çok değerli danışmanım Prof. Dr. Sema DURAL 'a,

Tez çalışmama eşsiz katkılarından dolayı Doç. Dr. Serdar UYSAL ' a,

Çalışmanın istatistik değerlendirmeleri ve yorumlarıyla verdiği emeklerden ötürü Dinçer GÖKSÜLÜK'e,

Birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım bütün hocalarıma ve bölüm personeline,

Dualarını hiç eksik etmeyen sevgili annem emekli matematik öğretmeni Necade TUĞAY'a,

Doktora sürecim boyunca beni sürekli motive eden ve desteklerini hep arkamda hissettiğim ağabeyim Prof. Dr. Baki Umut TUĞAY'a ve amcam Prof. Dr. M. Emin TUĞAY'a,

Yaptığı herşey için çok sevgili eşim Dr. Dt. Ayşegül TUĞAY'a

Canımdan çok sevdiğim oğlum Deniz'e ve kızım Zeynep'e

Sonsuz teşekkürlerimle.

ÖZET

Tuğay, B. İmplant uygulanacak alanın kemik densitesindeki farklılıkların implant çevresindeki marjinal kemik seviyelerindeki değişikliklere etkisinin iki farklı implant tipinde incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Oral Diagnoz ve Radyoloji Programı Doktora Tezi, Ankara 2021. Bu çalışmada iki farklı implant tipindeki marjinal kemik kaybına kemik yoğunluğunun etkileri ve kemik kaybıyla yerleştirme torku (YT), rezonans frekans analizi (RFA) ve kemik yoğunluğu arasındaki ilişkilerin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla implant yapılacak hastalardan film üzerine alüminyum step-wedge (Al-Sw) yerleştirilerek standardize periapikal radyograflar implantın yerleştirilmesinden önce, hemen sonra ve 3,6,9 ve 12. aylarda alınmıştır. Elde edilen radyograflar üzerinde densitometrik ölçümler yapılarak implant bölgesindeki kemiğin densitesi mmAlEşd olarak hesaplanmıştır. Ayrıca aynı radyograflar üzerinde marjinal kemik kaybıyla ilgili ölçümler yapılmıştır. İmplantın cerrahi olarak yerleştirilmesi esnasında RFA ile implant stabilite katsayısı (ISQ) ve YT ölçümleri yapılarak kaydedilmiştir. Bir yıllık takibin sonunda marjinal kemik kaybı konik implantta 0.21 mm ve silindirik implantta ise 0.82 mm olarak ölçülmüştür. Konik implant kullanıldığında kemik yoğunluğu arttıkça meydana gelen kemik kaybı miktarının azaldığı görülmüştür. Silindirik implant kullanıldığında ise konik implantta gözlemlendiği gibi doğrusal bir ilişkiye rastlanmamıştır. Konik implantta YT değerinin 50 civarında olması durumunda en az miktarda kemik kaybına rastlanırken, silindirik implantta bu değer 30-40 civarındadır. Konik implant kullanıldığında ne kadar yüksek ISQ değeri elde edilirse o kadar az kemik kaybı meydana geldiği görülmüştür. Silindirik implantta ise ISQ değerinin 70-80 aralığında olduğunda en az kemik kaybı meydana geldiği saptanmıştır. Her iki implant tipinde YT ile kemik yoğunluğu arasında korelasyon bulunmamıştır. Benzer şekilde YT ile ISQ arasında da korelasyon bulunmamıştır. Bir yıllık takibin sonucunda her iki implant da kabul edilen marjinal kemik kaybının altında değerler göstermiştir. Ancak konik implantta gözlenen marjinal kemik kaybı silindirik implanta göre istatistiksel olarak da anlamlı derecede düşüktür ($p<0,001$). Erkeklerde meydana gelen kemik kaybı miktarı kadınlara oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazladır ($p<0,0035$)

Anahtar Kelimeler: Marjinal kemik kaybı, densite, RFA, YT

ABSTRACT

Tuğay,B. Investigation of the effect of differences in bone density on the implant site to the changes in marginal bone levels around the implant in two different implant types. Hacettepe University Graduate School of Health Sciences Oral Diagnosis and Radiology Program PhD Thesis, Ankara 2021. In this study, the effects of bone density on marginal bone loss in two different implant types and the relationship between insertion torque (IT), resonance frequency analysis (RFA) and bone density with bone loss were investigated. For this purpose, the patients to be implanted were placed on film with aluminium step-wedge (Al-Sw) and standardized periapical radiographs were taken immediately before, immediately after, and 3, 6, 9, and 12 months. Densitometric measurements were made on the obtained radiographs and the bone density in the implant area was calculated as mmAlEq. In addition, marginal bone loss measurements were made on the same radiographs. ISQ and IT measurements were performed during the surgical placement of the implant. At the end of one year follow-up, marginal bone loss was measured as 0.21 mm for the conical implant and 0.82 mm for the cylindrical implant. When the conical implant was used, the amount of bone loss decreased as the bone density increased. When a cylindrical implant was used, no linear relationship was observed as observed in the conical implant. In the case of a conical implant with an IT value of around 50, there is a minimum amount of bone loss, whereas in a cylindrical implant this value is around 30-40. The higher the ISQ value is achieved with conical implantation, the less bone loss has occurred. Cylindrical implants were found to have at least bone loss when the ISQ value was in the range of 70-80. There was no correlation between IT and bone density in both types of implants. Similarly, there was no correlation between IT and ISQ. As a result of a one-year follow-up, both implants showed values below the accepted marginal bone loss. However, the marginal bone loss observed in the conical implant was statistically significantly lower than the cylindrical implant ($p < 0.001$). The amount of bone loss in males was statistically significantly higher than that of females ($p < 0.0035$).

Key words: Marginal bone loss, density, RFA, IT

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental İmplantların Tarihçesi	4
2.2. Günümüzde Dental İmplantlar	10
2.3. Osseointegrasyon	12
2.4. Dental İmplantların Başarısını Etkileyen Faktörler	14
2.4.1. Biouyumluluk	14
2.4.2. Makro-mikro Tasarım	15
2.4.3. Densite ve Yeterli Kemik	15
2.4.4 Cerrahi Teknik ve Isı	16
2.4.5. Kesintisiz İyileşme ve Yükleme Koşulları	17
2.5. Marjinal Kemik Kaybı	18

2.5.1 Marjinal Kemik Kaybına Neden Olan Faktörler	19
2.6. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri	19
2.7. İmplant Radyolojisi	22
2.8. Alüminyum Step-Wedge	24
2.9. Densitometri	25
2.9.1. Densitometri Teknikleri	26
2.10. Kemik Densite Sınıflamaları	28
2.11. Dental İmplantlarda Stabilite	30
2.12. Stabilite Ölçüm Yöntemleri	32
2.12.1. Radyografik İnceleme	32
2.12.2. Enstrüman Testi	32
2.12.3. Perküsyon Testi	32
2.12.4. Kesme Torku Rezistans Analizi (KTRA)	33
2.12.5. Ters Tork Testi (TTT)	33
2.12.6. İtme-çekme Testi	33
2.12.7. Gerilim Testi	34
2.12.8. Histolojik İnceleme	34
2.12.9. Periotest®	34
2.12.10. Rezonans Frekans Analizi (RFA)	34
2.12.11. Yerleştirme Torku	35
3. GEREÇ VE YÖNTEM	37
3.1. Hastaların Seçimi	37

3.1.1. Çalışmaya Alınmama Kriterleri	37
3.2. Cerrahi Protokol	37
3.3. Radyografik Değerlendirme	38
3.4. Densitometrik Analiz	42
3.5. Protez Aşaması	44
3.6. İstatistik Yöntemi	45
3.6.1. Kemik Densitelerinin Değerlendirilmesi	45
4. BULGULAR	47
4.1. Kemik Yoğunluklarına Ait İstatistiksel Bulgular	47
4.1.1. Materyal Tipine Bağlı Kemik Yoğunluklarına Ait İstatistiksel Bulgular	47
4.1.2. Cinsiyet Bağlı Kemik Yoğunluklarına Ait İstatistiksel Bulgular	47
4.1.3. Yaşa Bağlı Kemik Yoğunluklarına Ait İstatistiksel Bulgular	47
4.2. Kemik Kaybına Ait İstatistiksel Bulgular	49
4.3. Korelasyon Analizlerine Ait Bulgular	54
5. TARTIŞMA	56
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	67
7. KAYNAKLAR	69
8. EKLER	
Ek 1. Etik Kurul İzni	
Ek 2. Orijinallik Raporu	
Ek 3. Dijital Makbuz	
9. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER ve KISALTMALAR

Å	Angström
Al-Sw	Aluminyum Step-Wedge
BT	Bilgisayarlı Tomografi
°C	Santigrat Derece
DEXA	Dual Enerji X-ışını Absorbsiyometri
HU	Hounsfield Unit
ISQ	İmplant Stabilite Katsayısı
YT	Yerleştirme Torku
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
KTRA	Kesme Torku Rezistans Analizi
mm	Milimetre
µm	Mikrometre
mmAlEşd	Kemik densitesinin alüminyum kalınlığı tipinde ifadesi
Ncm	Newton santimetre
RFA	Rezonans Frekans Analizi
TTT	Ters Tork Testi

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
4.1. Yaş ile kemik densitesi arasındaki ilişki	48
4.2. Kadın ve erkeklerde kemik densitesinin yaşa bağlı görünümü	48
4.3. Kullanılan materyal türüne göre kemik kaybı miktarı ile bölge (alt/üst) arasındaki ilişkinin zaman içindeki değişimi	49
4.4. Kullanılan materyal türüne göre kemik kaybı miktarı ile kemik yoğunluğu arasındaki ilişkinin zaman içindeki değişimi	50
4.5. Cinsiyet ve materyal türüne göre meydana gelen kemik kayıpları	51
4.6. Kullanılan materyal türüne göre kemik kaybı miktarının zaman içindeki değişimi	52
4.7. Kullanılan materyal türüne göre kemik kaybı miktarı ile ISQ arasındaki ilişkinin zaman içindeki değişimi	53
4.8. Kemik kaybı ile YT arasındaki ilişki	54
4.9. Kemik densitesi ile ISQ arasındaki ilişki	55

TABLULAR

Tablo	Sayfa
3.1. Kemik densite verilerinin genel görünümü	45
3.2. Kemik densitelerinin mmAlEşd olarak görünüşleri	46
4.1. Kullanılan materyale göre kemik densitelerine ait tanımlayıcı İstatistikler	47
4.2. Cinsiyete göre kemik densitelerine ait tanımlayıcı İstatistikler	47
4.3. Kullanılan materyallere göre meydana gelen ortalama kemik kaybına ait tanımlayıcı İstatistikler	50
4.4. Cinsiyete göre meydana gelen ortalama kemik kaybına ait tanımlayıcı İstatistikler	51
4.5. Cinsiyete göre meydana gelen kemik kaybına ait tanımlayıcı İstatistikler	51
4.6. Zaman ve materyal türüne göre meydana gelen kemik kaybı miktarlarına ait tanımlayıcı İstatistikler	52
4.7. ISQ ölçümlerine ait tanımlayıcı İstatistikler	53
4.8. YT ölçümlerine ait tanımlayıcı İstatistikler	53
4.9. Kemik yoğunluğu ile ISQ arasındaki ilişki	54
4.10. Kemik yoğunluğu ile YT arasındaki ilişki	55
4.11. ISQ ile YT arasındaki ilişki	55

1.GİRİŞ

Endoosseoz dental implantlar, tam ve/veya kısmi diş eksikliği olan hastalarda, bilimsel olarak kabul görmüş, sonuçları öngörülebilir ve günümüzde oldukça popüler bir tedavi seçeneği haline gelmiştir [1-8].

İlk olarak 1977 yılında Branemark ve arkadaşları, 1965 ve 1975 yılları arasında saf titanyum kullanarak uyguladıkları 1618 adet implantla ilgili çalışmalarını yayınlamıştır [9].

Daha sonra 1982' de Dr. Georbe Zarb tarafından yine Branemark' ın insanlar ve hayvanlar üzerinde yaptığı yaklaşık 20 yıllık araştırmalarının sonuçlarının sunulduğu "Klinik Diş Hekimliğinde Osseointegrasyon" konulu Toronto Konferansı organize edilmiştir. Bu konferans Kuzey Amerika'da ve dolayısıyla tüm dünyada diş hekimliğini sonsuza kadar etkileyecek bir öneme sahiptir [10].

İmplantın yerleştirilmesinden sonra birinci yılda meydana gelen marjinal kemik kaybı "soserizasyon" (saucerization) olarak adlandırılmaktadır [11-13]. İşte, dental implantlarda değerlendirilmesi gereken en önemli başarı kriterlerinden biri, implantların çevresindeki bu marjinal kemik kaybı seviyesidir [14].

1993' te yapılan "Birinci Avrupa Periodontoloji Çalıştayı"nda kabul edilen başarı kriterlerine literatürde hala sıkça atıf yapıldığı üzere başarılı bir implantın hareketsiz olması, sürekli bir ağrı veya parestezi göstermemesi ve yükleme sonrası ilk yıl için marjinal kemik kaybının 1.5 mm' den az olması ve bundan sonraki yıllardaki kaybın ortalama yıllık 0.2 mm' den az olması gerekmektedir [15]. İmplantların çevresindeki marjinal kemik seviyelerinin ölçümlerinde en iyi yöntemin, taranmış ve sayısallaştırılmış konvansiyonel periapikal radyografi olduğu belirtilmiştir [16, 17].

Dental implantların radyolojik takibi klinik uygulamada standart bir yaklaşımdır. Endosseöz dental implantlar için öngörülebilir başarı oranları, ancak

linik ve radyolojik değerlendirmelerin dikkatli bir kombinasyonu ile elde edilebilir [18].

Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Radyoloji Akademisi, dental implant planlanan bölgelerinin değerlendirilmesi için kesitsel görüntülemenin kullanılmasını ve bu amaçla konik ışınli bilgisayarlı tomografinin (KIBT) tercih edilmesini önermektedir. Bununla birlikte, klinik bulgu ve belirtilerin yokluğunda, implantların post-operatif değerlendirilmesinde sadece intraoral periapikal radyografi önerilmektedir [19].

Sirin ve ark. ları [20] yaptıkları bir çalışmada konvansiyonel periapikal radyografiyi, panoramik radyografi ve KIBT ile karşılaştırmışlar ve periapikal radyografilerin peri-implant değerlendirilmesinde diğer yöntemlerden daha hızlı ve daha güvenilir olduklarını tespit etmişlerdir.

Osseoentegre implantların prospektif değerlendirilmesinde marjinal kemik seviyesindeki değişikliklerin doğru bir şekilde belirlenebilmesi için longitudinal olarak standardize edilmiş radyografların kullanılması şarttır [21-23].

Ancak bu tarz çalışmalarda projeksiyon geometrisini standardize etmek yeterli değildir. Expoz ve banyo koşullarından kaynaklanan radyografik densite varyasyonlarını en aza indirmek, alveolar kemikteki değişikliklerin radyografik kantitatif analizinde önemlidir [24-27].

Densitometrik standartizasyon amacıyla yaygın olarak alüminyum step-wedge (Al-SW) kullanılmaktadır. Alüminyumun seçilme nedeni atomik numarasının kemiğin efektif atomik numarasına yakın olmasıdır. Yakın efektif atom numarasına sahip iki materyal x-işinlarının absorpsiyonu ve saçılmasında benzer şekilde hareket ederler [27].

Al-SW kemik densite değerlendirmelerinde de kullanılabilir. Radyograf üzerinde Al-SW' in ve kemiğin görüntüleri densitometre ile ölçölür ve bu ölçümlerden densite değerleri elde edilir. Bu değerler bize film üzerinde aynı absorpsiyonu

gösteren alüminyum kalınlığını bulmamızı sağlar. Bu alüminyum kalınlığı kemiğin mmAlEşd değeri olarak adlandırılır [28].

İmplant stabilitesi, osseointegrasyonun dolaylı bir göstergesidir [29]. Bir implantın primer stabilitesini ölçmek için çeşitli yöntemler vardır. Bunlardan biri rezonans frekans analizi (RFA) dir. Bu sistem implanta bir elektronik dönüştürücü yerleştirilmesini ve hasta tarafından algılanamayan düşük voltajlı bir akımın bir dönüştürücü aracılığıyla geçirilmesini gerektirmektedir. Dönüştürücünün çevreleyen kemiğin titreşime direnci, küçük bir bilgisayar cihazında kayıtları ve Hertz cinsinden ölçülür. Hertz ölçümleri bilgisayardaki ISQ birimlerine dönüştürülür. İmplant stabilite katsayısı (ISQ) olarak 1 ila 100 arasında gösterilir, burada 100 en yüksek implant stabilitesini belirtir. Bu yöntem RFA olarak bilinmektedir [30].

Osteotomi alanı hazırlandıktan sonra implantın yerleştirilmesi, yerleştirme torku (YT) olarak adlandırılan önemli bir kuvvet gerektirmektedir [31]. Bu değer de implantın primer stabilitesi hakkında fikir verir.

Bu çalışmada konik ve silindirik yapıya sahip iki farklı implant tipindeki marjinal kemik kaybına kemik yoğunluğunun etkileri ve kemik kaybıyla YT, RFA ve kemik yoğunluğu arasındaki ilişkilerin incelenmesi amaçlanmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantların Tarihçesi

Diş kaybı gerek fizyolojik gerekse psikolojik olarak travmatik bir olaydır ve insanlık tarihi boyunca hiç şüphesiz defalarca kez yaşanmıştır ve yaşanmaya devam edecektir. Bu nedenle insanların binlerce yıldır kaybettikleri dişleri yerine koyma çabaları şaşırtıcı değildir [32].

Dental implantların evrim tarihi zaman içinde zengin ve büyüleyici bir yolculuktur [33]. Yaklaşık olarak M.Ö 2500' de eski Mısırlılar periodontal harabiyeti olan dişleri, altından yaptıkları ligatürlerle stabilize etmeye çalışmışlardır [34]. Yine Mısır'da M.Ö 2500' e ait olduğu düşünülen bir dental protez bulunmuştur. Bu protezin üzerine bir diş yerleştirilmiş ve komşu dişlere altın tellerle sabitlenmiştir. Bu muhtemelen bilinen ilk köprü veya sabit parsiyel protezdir [35].

M.Ö 500'lerde Etrüsk'lerin (M.Ö 7-3. yüzyıllar arasında, şu anki İtalya' da yaşayan bir halk) öküz kemiklerine şekil vererek köprü tasarladıklarına inanılmaktadır. Ayrıca hayvanlardan elde ettikleri dişleri altın bantlar aracılığıyla sabitleyerek insanlarda kullanmışlardır [34, 36]. Aynı dönemde Fenikeliler (antik çağda yaşamış Sami ırkından Akdeniz'li bir kavim) de periodontal sorunlu dişleri stabilize etmek için altın teller kullanmışlardır. Ayrıca M.S 300' de Fenikeliler fildişlerini yontup diş yaratarak ve bu dişleri altın tellerle stabilize ederek köprü yapmışlardır [34].

Dental implantlarla ilgili belki de en eski kanıtlardan bazıları da 1981 yılında İzmir yakınlarındaki Kalabak Mezarlığında bulunmuştur. Bulunanların M.Ö 550'yi gösterdiği düşünülmektedir. Bir mezarda kemiklerin yanında diş şeklinde objeler bulunmuş ve iddia edilene göre, arkeologlar önceleri bunun mücevher olduğunu düşünmüşler; ancak daha sonra öyle olmadığını anlamışlardır. Bulunan bu objenin, boyut ve şekil itibarıyla sağ üst kanin dişe benzediği ve doğal diş yapısına benzer sertlikteki kalsitten (kalsiyum karbonat) yapıldığı görülmüştür. Aynı zamanda objenin boyun kısmında, komşu dişlere sabitlemek için olduğu düşünülen altın bir tel

bulunmuştur. Eldeki bu veriler dünyanın en eski implantının keşfini kanıtlar nitelikte olduğu şeklinde yorumlanmıştır [37].

Ancak bu kanıtlara şüpheyle yaklaşanlar da vardır. Bunlardan biri bir antropolog olan Dr. Becker'dir. Becker, dental protez ve implantlarla ilgili pek çok çalışma yapmış ve öne sürülen iddiaların kanıttan yoksun olduğunu bildirmiştir. Becker ayrıca çoğu araştırmacı tarafından bahsedilen dönemlerdeki insanların bilgi ve becerilerinin abartıldığını düşünmektedir [36].

Ring'e [32] göre dental implantlarla ilgili ilk kanıt M.S 600' lerdeki Mayalar' a dayanmaktadır. Bu kanıtlara 1931' de Honduras' ta ulaşılmıştır. Mayalar deniz kabuklarından şekillendirdikleri implantları alt kesici dişler bölgesine yerleştirmişlerdir. İlk önce bu deniz kabuklarının insanlar öldükten sonra oraya yerleştirildiği düşünülmüştür. Çünkü Mısırlılar gibi bazı kültürlerde ölüm sonrası hayat için ölü bedendeki eksikliklerin tamamlandığı bilinmektedir.

1970' lerde Mayaların mandibulalarından alınan radyograflarda, implant kemik bölgesinde, blade implantlarda görülene şaşırtıcı derecede çok benzeyen kompakt kemik formasyonuna rastlanmıştır. Ayrıca M.S 800' lerde Honduras'ta bulunan bir kadına ait kafatasında, taştan yapılmış ve mandibula anterior bölgeye yerleştirilmiş implanta rastlandığı bildirilmiştir. Bu taştan implantın üzerindeki dıştaşı birikimi kadının bu implantı bir süre kullandığını göstermiştir [38].

M.S 936-1013 yılları arasında yaşayan bir Arap cerrah olan Abducasis (Abul Kasım olarak da bilinir) transplantasyonu tanımlamıştır [39].

Ambroise Pare', 16. Yüzyılda yaşamış Fransız bir cerrah olup diş transplantasyonu ile ilgili bilinen en eski olgu sunumunu raporlamıştır. Bu rapora göre bir prensesin üst ön dişlerinden biri çekilmek zorunda kalınmış, bunun üzerine prensesin hizmetçilerinden birinin de aynı dişi çekilerek prensese transplante edilmiş ve bu uygulama başarılı olmuştur [40].

Bir insandan diğesine yapılan diş transplantasyonu (allograftasyon) Avrupa'da 1500'lerden 1800'lerin başına kadar yaygın bir uygulama haline gelmiştir. Dişler bazen kadavralardan alınmış, bazen –zor da kullanarak- fakir insanlardan çekilmiştir [40]. 1687'de Charles Allen yazdığı kitapta replantasyonu bugünküne benzer bir şekilde tanımlamış ve kitabında allograftasyonu insanlık dışı bir uygulama olduğunu bildirmiştir [41].

1700'lerde Dr. John Hunter mezarlardan ölüleri çalan insanlarla çalışmıştır. Bu sayede dişler ve çenelerin anatomisi hakkında detaylı bilgiye sahip olmuştur. Hunter allograftasyonu savunmuştur [34, 40]. Bu allograftasyon uygulaması insan haklarına aykırı olduğundan, ayrıca sifiliz, tüberküloz ve aktinomiçes gibi hastalıkların bulaşmasına neden olduğundan 1800' llerde terk edilmiştir [42].

Avrupa'da modern literatüre dair ilk referans kitap 1809'da J. Maggiolo tarafından Fransızca olarak yayınlanmıştır. Fransa'da Nancy Üniversitesi'nde diş hekimi olan Maggiolo'nun bu kitabının adı "Le Manuel de l'Art du Dentiste" dir (Diş Hekimliği Sanatı Klavuzu). Maggiolo yeni çekim bölgesine 18 karat altından yaptığı kök şeklindeki implantı yerleştirmiştir. Yaranın iyileşmesinden sonra implantın üzerine porselenden yaptığı kronu yerleştirmiştir. Ancak maalesef kısa dönemde dişetinde şiddetli bir inflamasyon gelişmiş ve implant başarısız olmuştur [34, 39].

1800'lerin ortalarında antiseptik cerrahi tekniklerin ilerlemesiyle non-odontojenik ve daha iyi formda implantların yolu açılmıştır. 1886'da Harris, kemik içinde yapay bir soket oluşturmuş ve daha sonra bu soketin içine pürüzlendirilmiş kurşunla çevrelediği porselen bir post yerleştirmiştir [38]. 1800'lerin sonunda Berry kurşun, Pajme gümüş, Bonwill altın ve iridyum, 1905'te Scholl oluklu porselen kullanarak implant tasarlamışlardır [42].

Bahsedilen zamanlarda, kemik içinde implantla uyumlu bir osteotomi alanı hazırlamak hemen hemen olanaksız olduğundan yeni çekim bölgeleri veya avulsiyon bölgeleri kullanılmıştır. 1913 yılında Dr. Edward J. Greenfield osteotomi alanı hazırlamak amacıyla trephin adı verilen (şilindirik, keskin, kemik içinde bir yuva

oluşturmak için kullanılan bir enstrüman) bir alet tasarlamış ve sonra trephinle aynı boyutlardaki implantları bu yuvaya yerleştirmiştir. Kullandığı implantlar, iridyoplattinyumdan yapılan silindirik ve kafesli bir yapıya sahiptir. Bu kafesin amacı kemiğin implantın içine doğru büyümesini sağlamaktır. Greenfield'in bu şekilde kullandığı teknik, implant yuvasının hazırlanmasında ve implantın yerleştirilmesinde günümüzde kullanılan tekniklere benzemektedir [38, 43].

1937'de Harward Üniversitesi'nde iki kardeş olan Dr. Alvin Strock ve Dr. Moses Strock krom-kobalt-molibden alaşımı olan vitalyumdan yapılan vida şeklindeki ortopedik implantlarla çalışmışlardır. Önce ortopedi cerrahlarının kalça kemiğine implantları nasıl yerleştirdiklerini dikkatle gözlemlemişler ve daha sonra bu implantları insanlara ve test hayvanlarına uygulamışlardır. Strock kardeşler yaptıkları çalışmaların sonucunda, hayvanlardan alınan histolojik kesitlere de dayanarak vitalyumun doku uyumunun iyi olduğunu ve insanlarda kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Strock kardeşlerin başarılı ilk endosseoz implantı uyguladıkları düşünülmektedir [42, 44].

İmplantla ilgili gelişmeler devam ederken bu kez 1941 yılında İsveç'ten Gustav Dahl periost altına yerleştirilen ve dikey uzantıları dişetine doğru uzanan subperiostal implantı geliştirmiştir. 1948 yılında Aeron Gershkoff ve Norman Goldberg adlı iki diş hekimi Dahl'ı İsveç'te ziyaret etmiş ve bu subperiostal implant tasarımını ABD'ye getirmiştir [39, 44, 45]. Bu gelişme diğer Amerikalı diş hekimlerinin dikkatini çekmiş ve 1951 yılında St. Louis'te 30 diş hekimi bir araya gelerek şu anda "American Academy of Implant Dentistry" olarak bilinen "American Academy of Implant Denture" ı kurmuşlardır [10]. Subperiostal implantlar, endosseoz implantlar geliştikçe bir tedavi seçeneği olarak kullanılmaz olmuşlardır [45].

1947 yılında Formiggini, paslanmaz çelik veya tantaldan yaptığı sarmal tel spiral endosseoz implantları geliştirmiştir. Formiggini'nin çalışma arkadaşı olan Zeponi, döküm spiral implantları geliştirmiştir. Formiggini'nin implantları el yapımı olduğundan döküm implantlar daha iyi bir tedavi planı ve üretkenlik sağlamıştır. Daha sonra Chercheve, Formiggini'nin implant dizaynını, boyun bölgesinin uzunluğunu

artırarak ve çift sarmal spiral yaparak modifiye etmiştir [39]. İspanyol Dr. Perron Andres de Formiggini'nin tasarımını yapının içine sert bir şaft (mil) ekleyerek güçlendirmiştir [44].

1950'ler ve 60'lar implant tasarımlarının gelişmesinde hem bir deneme-yanılma dönemi olmuş hem de Dr. Leonard Linkow'un çalışmalarıyla önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Linkow, Lew'in vida tipi (screw) implantından, Muratori'nin delikli (hollow) implantlarından da esinlenerek kendi "vent plant" implantını yaratmıştır [39]. Linkow, 1963'te, spiral tasarımı çeşitli şekillerdeki düz bir plaka haline getirmiştir [46, 47].

1970'lerde Grenoble tarafından vitröz karbon implantlar gündeme getirilmiştir. Grenoble ve arkadaşları, 1975 yılındaki makalelerinde, köpekler üzerinde yaptıkları çalışmanın sonucunda, bu implantların oral dokular tarafından iyi bir şekilde tolere edildiğini bildirmişlerdir [48]. 1976 yılında ise Almanya'nın Tübingen Üniversitesi'nden Willi Schulte, çekim sonrası immediate olarak uyguladıkları vitröz karbon implantların başarısını rapor etmiştir [49]. Bu tasarım Frialit-2 implantın tasarımına zemin hazırlamıştır [10].

1975 yılında Dr. Small'un submental insizyonla mandibulaya yerleştirdiği implant tasarımı "mandibular staple implant" adı verilen ilk transosseoz implanttır [50]. Bu implantlar genellikle mandibular foramenler arasında, mandibula alt kenarından yerleştirilmiş ve retansiyon için 3-4 tane kemik içi vida ve 2 tane transosteal pin kullanılmıştır. Bu tasarım ileri derecede atrofik dişsiz mandibulaya sahip hastalarda kullanılmış olup günümüzde tercih edilmemektedir.

Burada 1950'lere geri dönmek gerekmektedir. Bu dönemde İsveç'li bir anatomist ve deneysel biyolog olan Per-Inguar Branemark kemiğin yaralanma sonrası iyileşme sürecinde, kanın mikrosirkülasyonu ile ilgili, tavşanlar üzerinde bir çalışma yapmaktadır. Bu amaçla tavşanların tibialarına tantalyum kaplı optik cihazlar yerleştirir. Bu işlem vital mikroskopi olarak bilinir. Ancak bahsedilen dönemde (1952 yılında) tantalyumu temin edemediğinden onun yerine titanyum kullanmıştır. Uzun

süren araştırmalarının sonunda, titanyumu yeniden kullanmak için yerinden çıkarmayı denemiş ancak titanyumu tavşanın bacağından çıkaramamıştır [49, 51]. Branemark 1960'ın bir süre sonrasına kadar, rapor ettiği bu olayın öneminin farkına varmamıştır. Bu dönemde Gothenburg Üniversitesi'nin anatomi bölümünde profesörlüğü kabul edilmiştir. Burada o ve arkadaşları insan kan hücrelerinin çeşitli koşullar altındaki yapısını ve çalışmasını araştırlarken, gönüllü olan yüksek lisans öğrencilerinin kollarına da titanyum yapılar yerleştirmişlerdir. Bu çalışma titanyumun insan kemik dokusu ve derisiyle benzersiz bir şekilde uyumlu olduğunu ve immünolojik bir reaksiyona neden olmadığını göstermiştir [10]. Bununla ilgili olarak Dr. Branemark'ın çalışma arkadaşlarından Dr. Tomas Albrektsson New York Times 'a verdiği röportajda gönüllü öğrenciler için şöyle söylemektedir: "Bugün hepsinin kolunda güzel bir yara izi var" [52]. Bu aşamada, Branemark, medikal uygulamalar için titanyum kullanmayı tasarlamaya başlamıştır. Takip eden yıllarda, Branemark ve arkadaşları birçok çalışmayı bu konu üzerinde sürdürmüştür. Titanyum vidalar tasarlamışlar ve köpeklerin çenelerine yerleştirmişlerdir. Titanyumun canlı dokulara yerleştirildiğinde meydana gelen biomoleküler süreçler üzerinde çalışmışlardır. Konu anlaşıldıkça, Branemark, kemiğin titanyumun yivlerine büyümesini ifade edecek yeni bir terim gerektiğine inanmıştır. Sonuçta kaynağını latince "os" (kemik) ve "integro" (bütünleşmek) kelimelerinden alan "osseointegrasyon" terimine karar vermiştir [10]. Branemark, osseointegrasyonu "canlı kemik dokusu ve yük altındaki implant yüzeyi arasındaki, yapısal ve fonksiyonel bağlanma" olarak tanımlamıştır [53, 54].

1965'e gelindiğinde İsveçliler çalışmalarını insan üzerinde uygulamaya hazır hissetmişlerdir. Aslında ilk önce diz ve kalça eklemine uygulamayı planlamışlar; ancak daha sonra 34 yaşındaki doğumsal çene anomalisi olan bir erkek hastaya uygulamaya karar vermişlerdir. Branemark tarafından bu hastaya 4 tane dental implant yerleştirilmiştir. Böylece günümüzde çok yaygın olarak kullanılan dental implantların en büyük adımı atılmıştır [10].

1977 yılında Branemark ve arkadaşları, 1965 ve 1975 yılları arasında, Branemark'ın "fixture" olarak adlandırdığı, saf titanyum kullanarak uyguladıkları 1618 tane implantla ilgili çalışmalarını yayınlamıştır [9]. 1982 yılında Dr. Georbe Zarb "Klinik

Diş Hekimliğinde Osseointegrasyon” konulu Toronto Konferansını organize etmiştir. Bu toplantıda, Dr. Branemark insanlar ve hayvanların üzerinde yaptığı yaklaşık 20 yıllık araştırmalarının sonuçlarını sunmuştur. Bu konferans Kuzey Amerika’da ve dolayısıyla tüm dünyada diş hekimliğini sonsuza kadar etkileyecek bir öneme sahip olmuştur [10].

2.2. Günümüzde Dental İmplantlar

Endosseoz dental implant tedavisi ile ilgili birçok çalışma başarıyla sonuçlandığından diş eksikliklerinin tedavisinde implantların kullanımı artmaktadır [55-58].

Dr. Branemark tarafından uygulanan ilk titanyum implant pürüzsüz bir yüzeye sahiptir ve bu tasarım uzun yıllarca kullanılmıştır. Dental implantlarla ilgili İngilizce literatür incelendiğinde pürüzsüz teriminin karşılığı olarak “polished, machined ve turned” kelimeleriyle karşılaşılmaktadır. Taramalı elektron mikroskopi ile bu implantların üretiminde alet izlerine sahip olduğunu gösterdiğinden pürüzsüz terimi aslında yetersiz kalmaktadır [59]. Ancak bu durumu tam karşılayacak bir terim olmadığından biz de pürüzsüz terimini kullanmaktayız. Pürüzsüz implant yüzeyleri implant yüzey tasarımının başlangıç noktasını temsil eder. Bugün ise pürüzlü yüzeyler oral implantolojide yaygın bir kullanım alanı bulmuş ve klinik uygulamalarda büyük oranda pürüzsüz yüzeylere sahip implantların yerini almıştır [60, 61].

Günümüzde pürüzlü bir yüzey oluşturmak, daha hızlı ve daha güçlü kemik oluşumu ile osseointegrasyon mekanizmasını teşvik etmek ve iyileşme sürecinde daha iyi bir stabilite kazandırmak amacıyla çeşitli yöntemler uygulanabilmektedir [62].

Bu yöntemleri 2 kategoride değerlendirebiliriz:

1-Yüzey uygulamaları

2-Yüzey kaplamaları

1-Yüzey uygulamaları:

-Kumlama ve asit etching

-Elektrokimyasal uygulamalar

-Lazer uygulama

-Florid uygulama

-Bifosfanat uygulama

-Antibiyotik uygulama

-Büyüme faktörü uygulama

2-Yüzey kaplamaları:

-Titanyum plazma sprej kaplama

-Hidroksi-apatit (HA) kaplama

-Kalsiyum-fosfat (CaP)kaplama

-Karbon kaplama

-Cam kaplama

-Seramik kaplama

-Kompozit kaplama

-Titanyum-nitrit kaplama

Bu işlemlerden en çok kullanılanları titanyum plazma püskürtme, kumlama ve asit etch ve elektrokimyasal uygulamalardır. Titanyum plazma püskürtme işlemi yüksek sıcaklıkta titanyum tozları enjekte edilmesinden ibarettir [63]. Kumlama ve asit uygulama işleminde implant yüzeyine silikon oksit, alüminyum oksit, titanyum oksit, HA ve CaP püskürtülerek pürüzlü bir yüzey elde edilir. Püskürtme işleminden sonra implant yüzeyinde kalan parçacıklar kontaminasyona neden olmaması için asit uygulama ile uzaklaştırılır [64]. Anodik oksidasyon da denilen anodizasyon işlemi elektrokimyasal bir işlemdir. Bu işlemde amaç titanyum oksit tabakasının kalınlığını artırmaktır [33, 64]. Bütün bu işlemlerdeki asıl amaç daha hızlı, daha güçlü ve daha sürekli bir osseointegrasyona ulaşmaktır.

2.3. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon kavramı Dr. Branemark tarafından geliştirilmiştir. Buna göre osseointegrasyon canlı kemik ile yük taşıyan bir implant yüzeyi arasında doğrudan bir yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanır [53, 54, 65, 66]. Yani osseointegrasyon implant gövdesine kemiğin direkt olarak bağlanmasını ifade eder. Bu sayede implant, protezi desteklemek için bir dayanak oluşturur ve okluzal kuvvetlerin kemiğe direkt olarak iletilmesini sağlar [66]. Histolojik görüntü, kemik ve implant yüzeyi arasında fibröz veya bağ dokusu olmayan işlevsel bir ankiloza benzer [1]. Bununla birlikte, osseointegrasyon terimi, bir protezin uzun süreli stabilitesini sağlayan klinik bir durumu tanımlamaktadır, ancak bu herhangi bir implant sistemi veya metalin biyolojik bir özelliği değildir [67, 68]. Başka bir deyişle, histolojik olarak gözlemlendiği gibi "doğrudan kemik teması"nın, o yüzeye lokal veya sistemik bir biyolojik yanıt eksikliğinin göstergesi olabileceği iddia edilebilir. Bu nedenle, osseointegrasyonun, yararlı bir biyolojik doku yanıtının sonucu değil, daha ziyade negatif bir doku yanıtının sonucu olduğu söylenebilir [69]. Albrektsson T. ve ark tarafından osseointegrasyon, bir savunma mekanizması olarak gelişen, implant-kemik ara yüzeyindeki yabancı cisim reaksiyonu olarak tanımlanmıştır [70]. İmplantların etrafındaki kemik iyileşmesi, implant yüzeyinin yeni oluşan bir kemik ile

kaplanmasına kadar, kemik-implant ara yüzeyinde gerçekleşen bir dizi hücrenel ve hücre dışı biyolojik olayı kapsar. Bu biyolojik olaylar kabaca üç evrede gelişmektedir:

- 1- Woven kemik oluşumu (lamelsiz kemik oluşumu);
- 2- Kemik kütlelerinin yüke adaptasyonu (lameller kemik birikimi);
- 3- Kemik dokunun yüke adaptasyonu (kemik remodelingi) [1].

Bu süreci açmak gerekirse; implant kemiğe yerleştirildiğinde, implantla temas geçen ilk biyolojik bileşen kandır [66, 69]. İmplantla kan hücrelerinin ilk etkileşimleri pıhtı oluşumunu etkiler. İmplant ve konağın etkileşimi sırasında cerrahi travmaya karşı inflamatuvar bir yanıt meydana gelir [66]. Kırmızı hücreler, trombositler ve polimorfonükleer granülositler ve monositler gibi inflamatuvar hücreler, kapiller venlerden çıkar ve implantı çevreleyen dokuya göç eder [71]. İ inflamatuvar faz hala aktifken, yaklaşık üçüncü günde çevre vital dokulardan vasküler büyüme başlar ve ilk üç hafta boyunca bu vaskülarizasyon artarak sürer [72]. Ayrıca selüler diferansiyasyon, proliferasyon ve aktivasyon başlar. İlk haftada trabeküler kemiğin endosteal yüzeyinden osteoblastların migrasyonu ile ossifikasyon da başlamıştır. Bu faz yaklaşık birinci ayın sonunda biter [66]. Osteoblastlar ve mezenkimal hücreler, implantasyondan sonraki günden itibaren implant yüzeyine göç edip tutunarak, kemikle ilgili proteinleri depolar ve implant yüzeyinde, hücre adezyonunu ve minerallerin bağlanmasını düzenleyen non-kollajenöz bir matris tabakası oluştururlar [73, 74]. Başlangıçta bu, olgunlaşmamış bir konnektif doku matriksidir. Bu matriksten önce woven (örgülü, lamelsiz) kemik gelişir. Daha sonra bu woven kemik lamelli kemiğe dönüşür. Bu süreç yaklaşık üç ay sürer ve üçüncü ve dördüncü haftalarda pik yapar [66]. Woven kemik oluşumu implantın biyolojik fiksasyonunu sağlayan doku ankrajı sağlar [69, 75]. Daha sonra, woven kemik kademeli olarak remodele olur ve lameller kemik ile yer değiştirir ve yüksek oranda mineralizasyona ulaşabilir [76, 77]. Osseoentegre olan bir implant taşıyacağı protezi desteklemek için bir dayanak sağlar ve okluzal kuvvetlerin kemiğe direkt olarak iletilmesini sağlar.

2.4. Dental implantların başarısını etkileyen faktörler

Bir implantın başarılı osseointegrasyonunu etkileyen pek çok faktör vardır.

Bunlar:

1. İmplant materyalinin biyouyumluluğu [1]
2. İmplant yüzeyinin makroskopik- mikroskopik yapısı ve tasarımları [78]
3. Trabeküler densite [66]
4. Kemiğin yeterli yükseklik ve genişliği [66]
5. Cerrahi teknik [79, 80]
6. Drilling işlemi esnasında aşırı ısı oluşumunun engellenmesi [66]
7. Kesintisiz iyileşme aşaması [81]
8. Yükleme koşulları [1]
9. İmplant yerleştirilmeden önce sterilitenin korunması [66] şeklindedir.

2.4.1. Biouyumluluk

Pratikte bütün uygulamalar için biouyumlu bir materyal yoktur [82]. Vücuda yerleştirilen herhangi bir malzeme biyolojik bir tepkiye neden olur. İmplantların kemikle olan etkileşimleri implantların yüzey özelliklerine bağlıdır. Geçmişte, hücrelerin yabancı bir cisim tespit etmesinin, biyomateryalin vücuttan izole edilmesi için kapsüllenmesine neden olan savunma stratejileri ve enflamatuvar reaksiyonlara yol açtığı düşünülmekteydi. Günümüzde ise, malzeme seçimi, işlenmesi ve yüzey kaplaması ile istenilen hücre tepkisinin elde edilmesi mümkündür. Örneğin, koroner stentlerin yüzeyi, hücre adezyonunu önleyen özelliklere sahip olmalıdır. Dental implantların yüzeyi ise, osseointegrasyonda yer alan mekanizmaları tetiklemek için spesifik proteinlerin adsorpsiyonuna izin vermelidir [64]. Titanyum ve alaşımları mükemmel biyouyumluluk ve üstün mekanik özelliklerinden dolayı klinik olarak tercih edilen materyallerdir [1]. Günümüzde çok sayıda araştırma, kemik cevabının implant yüzey topografyasından etkilendiğini açıkça göstermiştir [63]. Titanyum implant materyalinin biyolojik olarak uyumluluğu, hava ve/veya fizyolojik sıvılarda kendiliğinden oluşan yüzey oksitleriyle ilgilidir [63] . İmplant ile kemik arasındaki

temas bir titanyum oksit filmi vasıtasıyla oluşur, yani, metalik titanyum ile kemik arasında herhangi bir etkileşim yoktur. Titanyumun işlenmesi sırasında oksijen molekülleri emilir. Yaklaşık 10 nanosaniyeden sonra, moleküller ayrışmakta ve atomik oksijenin tek katmanı çökelmektedir. Bu oksijen titanyum ile reaksiyona girerek 50 - 100 Å arasında kalınlığa sahip bir titanyum oksit filmi oluşturur. Ortam sıcaklığı ve basıncında kendiliğinden oluşan bu film tabakası doğal oksit olarak adlandırılır. Vücut pH'ında titanyum oksitin dengeli formu TiO_2 'dir. Bu nedenle, biyouyumluluk açısından titanyum implantların oksit tabakasının özellikleri metalinkinden daha önemlidir [64].

2.4.2. Makro-mikro Tasarım

Başarılı osseoentegrasyon için implant yüzey topografyasının önemi ilk olarak Albrektsson ve ark. tarafından vurgulanmıştır [83]. Osseoentegrasyonda yüzey pürüzlülüğünün önemine rağmen, dental implantların yüzey pürüzlülüğü için herhangi bir standart yoktur [64]. Bir implantın yüzey pürüzlülüğünün ve topografisinin kombine etkisi kemiğe entegre olma kabiliyetini belirlemektedir [1, 63]. Pürüzlü yüzeylerin iyonik etkileşimleri arttırdığı, çift fiziksel ve kimyasal bir ankraj sistemi başlattığı ve yük taşıma kapasitesini arttırdığı gösterilmiştir [1].

Kemik dokusundaki hücrelerin tepkisi, yeniden şekillenen kemiğin gelişimi ve kalitesinin belirlenmesinde implantın yüzey özellikleri önemlidir [84]. Yapılan birçok çalışmada mikroyivlere sahip pürüzlü implant tasarımlarının en iyi klinik sonuçları verdiği görülmüştür [85-87].

2.4.3. Densite ve Yeterli Kemik

Kemik kalitesi dental implantların başarısında önemli bir rol oynamaktadır [88]. Lekholm ve Zarb [89], kemik kalitesini tarif etmek için halen kullanılmakta olan dört tip kemik kalitesi tanımlamışlardır. Buna göre Tip I en yoğun kemik ve Tip IV ise en kötü kaliteye ve yoğunluğa sahip kemiktir. Dental implantların öngörülebilir osseoentegrasyonu, yeterli yoğunluktaki trabeküler kemiğe yerleştirilmelerine dayanır [90, 91]. Jaffin ve Berman [92] tip IV kemikte başarısızlık oranının %35

olduğunu rapor etmişlerdir. Manz [93] başarılı bir osseointegrasyondan sonra krestal kemik kaybının doğrudan kemik yoğunluğuyla ilişkili olduğunu bildirmiştir. Densitesi yeterli olmayan bir kemikte implant ankırasını sağlamak zordur. Bu nedenle, yeterli kemik yoğunluğu ve hacmi, implant başarısının sağlanmasında kritik faktörlerdendir [92, 94].

2.4.4 Cerrahi Teknik ve Isı

Osseointegrasyonu etkileyen cerrahi faktörler arasında implant yuvasının hazırlanması (drilling) kritik öneme sahiptir. Drilling işlemi kemikte mekanik hasara ve ısı artışına neden olabilmektedir [95]. Isı bir dakika boyunca 47 C'yi geçerse kemikte nekroz meydana gelir [64, 80]. Bu nedenle, işlem sırasında termal kemik hasarının önlenmesi için yoğun dikkat harcanmalıdır.

İmplant yuvasının cerrahi olarak hazırlanması sırasında kullanılan konvansiyonel yöntem, implant yuvasının implant çapıyla aynı çapta hazırlanmasıdır. Ancak primer stabiliteyi artırmak amacıyla farklı cerrahi yöntemler de kullanılabilir. Bunlardan biri implant yuvasının implant çapından daha küçük hazırlanmasıdır [96-100]. Primer implant stabilitesini artırmak için bir diğer yöntem de 1994'te Summers [101-103] tarafından geliştirilen bir yöntem olan osteotom tekniğidir. Bu yöntemin amacı, cerrahi işlem esnasında drilling protokolünü en aza indirerek veya ortadan kaldırarak mevcut kemiğin korunmasıdır. Bu yöntemde trabeküler kemik, lateral olarak osteotomlarla sıkıştırılır. Bu nedenle bu teknik kemik yoğunlaştırma (bone condensing) tekniği olarak da anılmaktadır. Ancak bu yöntemlerle konvansiyonel tekniğe oranla kemiğe daha fazla sıkıştırıcı kuvvetler uygulanmış olur. Bu sıkıştırma, kemikte artmış basınç stresine neden olduğundan [104] hücre ölümü ve nekroza yol açabilir [105]. Dolayısıyla, implant yerleşiminden sonra ortaya çıkan sıkıştırma stresleri ve gerilmelerin eşzamanlı olarak düşük seviyede olmaları tercih edilmelidir [106].

2.4.5. Kesintisiz İyileşme ve Yükleme Koşulları

Literatürde immediate restorasyon, implantın yerleştirilmesinden sonra 48 saat içinde bir protetik restorasyonun yapılmasını, ancak karşı dentisyon ile oklüzyonda bulunmamasını; bununla birlikte immediate yükleme, restorasyonun implant yerleştirilmesinden sonraki 48 saat içinde antagonist dişler ile oklüzyona getirilmesini ifade etmektedir. Erken yükleme ise implant yerleşiminden 48 saat sonrası ile üç ay arasındaki zaman zarfında protetik restorasyonun oklüzyonda olacak şekilde yapılmasını belirtmektedir [107].

Dental implant tedavisi için konvansiyonel protokol, cerrahi işlem ile implant yükleme arasında 3-6 aylık bir aralık önermektedir. Brånemark tarafından 1977'de önerilen, on yıllık klinik deneyime dayanan minimum iyileşme süresi, mandibulaya yerleştirilen implantlar için 3 ay, maksillaya yerleştirilen implantlar için ise 5-6 aydır. Bu prosedür implant yüzeyi ile kemik arasındaki hücre etkileşimlerini olumlu yönde artırmaktadır. Konvansiyonel yükleme protokolünün gerekçesi, iyileşme döneminde implanta kuvvet uygulamanın, implant-kemik ara yüzeyinde mikro harekete neden olabileceği ve buna bağlı olarak fibröz kapsüllenmeye ve sonucunda da implantın başarısızlığına neden olabileceğine inanılmasıdır [9].

Bununla birlikte, Brånemark tarafından önerilen geleneksel iyileşme süresinin bugüne uygun olmayabileceğini göz önünde bulundurmak gerekir. Çünkü Brånemark'ın çalışmaları yalnızca pürüzsüz yüzeye sahip implantlara dayanmaktadır. İmplant tasarımı, yüzey işlemleri, cerrahi yöntem, biyomekanik protez gibi faktörler o günün koşullarında değerlendirilmemiştir. Günümüzde ise osseointegrasyon sürecinin daha iyi anlaşılması ve implant tasarımındaki ilerlemeler daha erken bir yükleme protokolüne izin verebilmektedir [108]. İmmediate veya erken yüklemenin başarılı olarak uygulanabileceğini belirten çalışmalar olmakla birlikte [109-111] bu yöntemleri güvenilir bulmayan çalışmalar da mevcuttur [112-114].

Bu etkenlerden birinde veya daha fazlasında karşılaşılabilecek olumsuzluklar implantın erken veya geç kaybına neden olabilir. Bütün bu faktörlerde optimal koşullar sağlansa bile marjinal kemik kaybı görülebilmektedir.

2.5. Marjinal Kemik Kaybı

Yüklemeden sonraki ilk yıl boyunca, "soserizasyon" (saucerization) olarak adlandırılan tipik bir kemik kaybı modeli oluşmaktadır [11-13]. Dental implantlarda değerlendirilmesi gereken en önemli başarı kriterlerinden biri, implantların çevresindeki marjinal kemik seviyesidir [14].

Marjinal kemik kaybı iki farklı evreye ayrılmaktadır [115, 116] . İmplantın yerleştirilmesi ile protez bağlantısı arasında geçen zamanda görülen kemik kaybı 'erken kemik kaybı' olarak kabul edilmektedir [117]. Diğeri ise implantın fonksiyonu süresince ortaya çıkan kemik kaybıdır ve 'geç kemik kaybı' olarak adlandırılmaktadır [14, 118]. Geç kemik kaybının enfeksiyöz bir süreçle, yani periimplantitis ile ilişkili olduğuna inanılmaktadır [119].

Osseointegrasyonu başarıyla tamamlamış implantlarda, implantla kemik dokusu arasındaki ilk yıkım krestal bölgede başlar. Radyografik analizler en yüksek kemik kaybı miktarının implant yerleşimi ve abutment bağlantısını takiben meydana geldiğini [120, 121] ve oklüzal yükleme sonrasında belirgin bir şekilde azaldığını göstermiştir [122]. Cerrahi işlem sonrası ilk yıl boyunca marjinal kemik kaybının, sonraki yıllara göre beş ila sekiz kat daha fazla olduğu bilinmektedir [123]. Pikner ve ark. nın [124] yaptıkları retrospektif çalışmanın sonuçları, birinci yılda kemik kaybı ilerleme oranının ileriki 9 yıllık süreden daha fazla olduğunu ortaya koymaktadır. Dental implantların çevresinde krestal kemik değişikliklerinin kesin etyolojisi tam olarak anlaşılamamış olsa da, birçok faktör bu fenomeni etkilemektedir [125, 126].

2.5.1 Marjinal Kemik Kaybına Neden Olan Faktörler

Dentogingival kompleks, özel dokuları ile evrimin bir sonucudur; oysa implant, teknoloji ile oluşturulmuştur [127]. Dental implantlar, periodontal ligamente sahip olmamaları nedeniyle doğal dişlerden farklıdır. Normal bir dişte periodontal ligament bol miktarda vaskülarizasyona ve innervasyona sahipken; başarılı bir implant sadece minör vaskülarizasyona sahiptir ve neredeyse tamamen innervasyon eksikliği vardır [127, 128]. Periodontal ligament oklüzal kuvvetlerdeki değişimleri algılayabilen nörofizyolojik reseptörlere de sahiptir. Böylelikle kuvveti kemiğe eşit olarak dağıtırlar. Bunun aksine, implantlar kemiğe entegredir ve küçük bir oklüzal yüke bile duyarlıdırlar [129]. Bu nedenle implantlara uygulanan kuvvetler, implant yüzeyinde eşit olarak dağıtılmak yerine krestal kemik bölgesinde yoğunlaşarak, bu bölgede strese neden olurlar [130].

Bazı çalışmalarda, implant çevresindeki marjinal kemik kaybına, ameliyat sırasında kan dolaşımının kesilmesi, biyolojik genişliğin aşılması, implant ile abutment arasında bir boşluğun varlığı, aşırı yükleme ve implant tasarımından kaynaklanabileceği öne sürülmüştür [117, 131]. Esposito ve ark. [14] implant başarısızlıklarının farklı nedenleriyle ilgili yaptıkları çalışmada dental implantların kaybedilmesinde infeksiyon, bozulmuş iyileşme aşaması ve aşırı yükün etyolojik faktörler olduğunu belirtmişlerdir. Oh ve ark. da [117] marjinal kemik kaybı için olası nedenlerin cerrahi travma, oklüzal aşırı yük, peri-implantit, mikrogap, biyolojik genişlik ve implantın krestal modülüyle ilgili olabileceğini belirtmişlerdir.

2.6. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

Birinci Avrupa Periodontoloji Çalıştay'ında (1993) kabul edilen başarı kriterlerine literatürde sıkça atıfa rastlanmaktadır. Kısaca, bu, başarılı bir implantın hareketsiz olması, sürekli ağrı veya parestezi göstermemesi ve yükleme sonrası ilk yıl için marjinal kemik kaybının 1.5 mm'den az olması ve bundan sonraki yıllarda ortalama marjinal kemik kaybının yıllık 0.2 mm'den az olmasıdır [15].

Buser ve ark. [132] ile Cochran ve ark.'nın [133] kriterlerine göre ise başarı klinik olarak tespit edilen bir mobilite olmaması, ağrı veya başka bir sübjektif şikayetin olmaması, tekrarlayan periimplant enfeksiyonunun olmaması ve implant çevresinde devamlılık gösteren radyolüseninin olmamasıdır.

2007 de İtalya' da yapılan implantların başarısı ve başarısızlığı konulu konferansın sonuçlarına göre [134] bir implantın başarısı, sağkalımı ve başarısızlığı şu kriterlere göre değerlendirilmiştir:

I-Başarı (Optimum sağlık)

- a) Fonksiyon esnasında ağrı ve hassasiyet olmaması
- b) Mobilite olmaması
- c) İlk cerrahiden sonra radyografik olarak kemik kaybının 2 mm' den az olması
- d) Eksuda hikayesi olmaması

II- Tatmin edici sağkalım

- a) Fonksiyonda ağrı olmaması
- b) Mobilite olmaması
- c) 2-4 mm arası radyografik kemik kaybı
- d) Eksuda hikayesi olmaması

III- Sağkalımda bozukluk

- a) Fonksiyon esnasında hassasiyet
- b) Mobilite olmaması
- c) Radyografik kemik kaybı 4 mm den fazla ama implant uzunluğunun yarısından az
- d) 7 mm den fazla cep varlığı
- e) Eksuda hikayesi

IV-Başarısızlık

- a) Fonksiyon esnasında ağrı
- b) Mobilite
- c) İmplant uzunluğunun yarısından fazla radyografik kemik kaybı
- d) Kontrol edilemeyen eksuda varlığı

Bazı yazarlar ise ilk yılda 1,5 mm [135], 1.8 mm [119] veya 1.5-2 mm [136] olan marjinal kemik kaybını iyi bir sonuç olarak değerlendirmişlerdir. Ancak sonraki yıllarda, yıllık yaklaşık 0.2 mm'lik marjinal kemik kaybının normal olduğu hakkında bir görüş birliği vardır [137-139]. Ancak Bryant ve ark. [140] 0,2 mm lik bu kaybın ilerleyen 40 yıl boyunca 8 mm ye kadar ulaşacağını, bu nedenle özellikle genç implant hastaları için oldukça fazla olacağını belirtmişlerdir.

Duyck ve Naert [141], birinci yılda 0.9 ila 1.6 mm arasında ortalama kemik kaybını ve takiben 0.01 ila 0.2 mm arasında yıllık kemik kaybının kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu belirtmişlerdir. Wennström ve Palmer [142] ise, bir implant sisteminin başarılı sayılması için ilk 5 yıl boyunca kemik kaybının 2 mm den az olması gerektiğini iddia etmişlerdir.

Bununla birlikte, kemik kaybını zaman içindeki fizyolojik reaksiyon olarak göz önüne alan bu kriterlere, 7. Avrupa Periodontoloji Çalıştayı (2010) nda itiraz edilmiş ve devam eden kemik kaybını daima peri-implant enfeksiyonunun izlediği ve ilk kemik remodelinginin ardından kabul edilmemesi gerektiği belirtilmiştir [143].

Kriterlerin zaman içinde daha katı hale geldiği görülmektedir. Ancak Pikner ve ark. na [124] göre aralarındaki farklar minör klinik öneme sahip olarak kabul edilmelidir. Bununla birlikte Moreno ve ark. nın [144] yaptıkları çalışma ise marjinal kemik kaybı değerlendirmelerinin sadece akademik bir konu olmadığını, klinik açıdan da anlamlı olduğunu göstermektedir.

İmplantın yerleştirilmesi baz alınarak yapılan marjinal kemik kaybı hesaplamaları 1980 ve 1990 larda pek uygulanmamıştır ve hatta implantasyondan

sonra radyograf alınması osseointegrasyonu engelleyebileceği varsayımıyla kontrendikasyon olarak kabul edilmiştir [145]. Ancak bu varsayım uzun zamandır geçerliliğini yitirmiştir.

2.7. İmplant Radyolojisi

Dental implantların radyolojik takibi klinik uygulamada standart bir yaklaşımdır. Endosseöz dental implantlar için öngörülebilir başarı oranları, klinik ve radyolojik değerlendirmelerin dikkatli bir kombinasyonu ile elde edilebilmektedir [18].

Oral implantolojide bütün hastalar için ideal bir görüntüleme tekniği yoktur. Bütün görüntüleme yöntemlerinin avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır [146].

Dental ve medikal radyolojide uygun radyografik yöntemin seçimindeki temel prensip radyasyon dozudur. Amaç tedavi planı için yeterli diagnostik bilgiye en az radyasyon dozuyla (ALARA. as low as reasonably achievable) ve hasta açısından en az maliyetle ulaşmaktır [147].

Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Radyoloji Akademisi tarafından yayınlanan kriterler, tüm dental implantasyon bölgelerinin değerlendirilmesi için kesitsel görüntülemenin kullanılmasını ve bu amaçla konik ışınli bilgisayarlı tomografinin (KIBT) tercih edilmesini önermektedir. Bununla birlikte, klinik bulgu ve belirtilerin yokluğunda, implantların post-operatif değerlendirilmesinde sadece intraoral periapikal radyografi önerilmektedir [19]. Bunun tek nedeni ALARA prensibi ilkesince yüksek dozdan korunmak değildir. KIBT ta görülen gürültü artifaktları ve ışın sertleşme artifaktları, x-ışınının yüksek yoğunluklu cisimlerde neden olduğu en göze çarpan artifaktlardır [148, 149]. Atom numarası 22 olan titanyum, implantların post-operatif değerlendirmesinde bu tip artifaktlara neden olmaktadır.

İmplantlardaki marjinal kemik kaybıyla ilgili yapılan çalışmalarda panoramik radyografların da sıklıkla kullanıldığı görülmüştür [123, 150, 151]. Panoramik radyograflar maksillofasiyal bölgenin genel değerlendirmesi için ideal bir yöntemdir

ve her iki çeneye de genel bir bakış sunması nedeniyle tercih edilmektedir [152]. Ancak özellikle hastalar uygun pozisyonda olmadığında %30' u aşan magnifikasyon olabilir [147]. Ayrıca panoramik radyograflar daha düşük çözünürlüğe ve lineer olmayan distorsiyona sahiptir [153]. Bu nedenle panoramik radyografi üzerindeki anguler ölçümler daha doğruya yakınken vertikal ölçümler güvenilir değildir [154]. İnsan kadvraları üzerinde yapılan çalışmalar, marjinal kemik seviyeleri için ölçme hatasının intraoral radyograflarda 0.14 mm ve panoramik radyograflarda 0.21 mm olduğunu ortaya koymuştur [138]. Panoramik radyografların yetersiz imaj çözünürlüğü ve öngörülemeyen imaj distorsiyonu nedeniyle, implant bölgesindeki kemiğin post-operatif değerlendirilmesinde vereceği bilgi sınırlıdır [155-157].

DeneySEL bir çalışmada Sirin ve ark. [20] konvansiyonel periapikal radyografiyi, panoramik radyografi ve KIBT ile karşılaştırmışlar ve periapikal radyografların peri-implant bölgesinin değerlendirilmesinde diğer yöntemlerden daha hızlı ve daha güvenilir olduklarını bildirmişlerdir. Khocht ve ark. [158] da, kemik düzeylerini değerlendirmede konvansiyonel periapikal radyografların intraoral direkt dijital radyograflardan daha üstün olduğunu belirtmişlerdir.

Radyografik projeksiyon geometrisini x ışını kaynağı, obje ve film üçlüsünün birbiriyle ilişkisi belirlemektedir. Her bir etken 3 doğrultuda (x, y, z) translasyon ve yine 3 aks çevresinde (x,y,z) rotasyon gösterebilir. İlk radyograf ve takip radyografları arasında bu translasyon veya rotasyonlardan biri veya daha fazlası gerçekleşirse projeksiyon hatası ortaya çıkmaktadır [159]. Literatürde film tutucu kullanımının projeksiyon hatalarını azaltacağına dair fikir birliği vardır [160].

Dental implantların marjinal kemik seviyelerindeki değişikliklerin prospektif olarak doğru bir şekilde değerlendirilebilmesi için standardize edilmiş radyograflar şarttır. Ancak klinik uygulamada bunu sağlamak oldukça zordur [21-23]. Bu tip akademik çalışmalarda en uygun yöntemin paralel teknik olduğu bilinmektedir.

Ancak implant söz konusu olduğunda paralel tekniği uygulamak çok zordur, hatta Sewerin e göre ütöpiktir [161]. Çünkü paralel teknik obje ve film düzlemlerinin

birbirine paralel olmasını ve merkezi ışının her iki düzleme de dik olarak gelmesini ifade eder. Ancak implantların alveolar kemik içindeki pozisyonları bilinemediğinden; abutment varlığında ise açılı abutment kullanılmış olabileceğinden elde edilen görüntü gerçek anlamda paralel teknikle elde edilmiş olmayacaktır [162].

Paralel teknikle ilgili bu sorunlardan dolayı film tutucular kullanarak perpendiküler teknikle radyografların elde edilmesiyle ilgili çalışmalar yapılmıştır [163-165]. Bu yöntem film tutucu kullanılarak merkezi ışının film düzlemine dik olarak gelmesini sağlar [162].

Özetlemek gerekirse implant planlamasında ALARA prensibi göz önünde bulundurularak medikal BT, KIBT, panoramik radyografi ve periapikal radyografiler kullanılabilir. Ancak marjinal kemik kaybının değerlendirilmesinde, özellikle akademik çalışmalarda projeksiyon geometrisi standardize edilerek periapikal radyograflar tercih edilmelidir. Günümüzde, implantların çevresindeki marjinal kemik seviyelerini ölçmenin en iyi yöntemi, taranarak dijital hale getirilmiş konvansiyonel periapikal radyografik incelemelerdir [16, 17].

Ancak bu tarz çalışmalarda projeksiyon geometrisini standardize etmek yeterli değildir. Expoz ve banyo koşullarından kaynaklanan radyografik densite varyasyonlarını en aza indirmek, alveolar kemikteki değişikliklerin radyografik kantitatif analizinde önemlidir [24-27].

2.8. Alüminyum Step-Wedge

Densitometrik standartizasyon amacıyla yaygın olarak alüminyum step-wedge (Al-SW) kullanılır. Alüminyumun seçilme nedeni atomik numarasının kemiğin efektif atomik numarasına yakın olmasıdır. Yakın efektif atom numarasına sahip iki materyal x-ışınlarının absorpsiyonu ve saçılmasında benzer şekilde hareket eder [27, 166]. Alüminyumun homojen bir materyal olması ve kolay hazırlanabilmesi de tercih edilmesinde etken olan faktörlerdendir [28]. Burada kastedilen densite radyografik densitedir. Ancak Al-SW yerleştirilerek elde edilen radyograflar, kemik densite değerlendirmelerinde de kullanılabilir. [28].

2.9. Densitometri

Densitometri oldukça eski bir kavramdır ve ilk kez 100 yıldan daha fazla bir süre önce dental radyoloji alanında mandibulada kemik densitesini ölçmeye çalışan diş hekimleri tarafından tanımlanmıştır [167-169].

Radyolojide atenuasyon, bir x ışını demetindeki fotonların sayısında ve enerjisindeki azalma olarak tanımlanır. X-ışınlarının atenuasyonu doku densitesi tarafından belirlenir. Bir doku ne kadar yoğun ise o kadar çok elektron içerir. Dokudaki elektronların sayısı x-ışını demetindeki fotonların dokuda atenuasyona uğrayacağını veya atenuasyona uğramadan geçeceğini (transmit) belirler. Transmit olan veya atenuasyon olan fotonların paternindeki farklar radyograf üzerinde kontrastı yaratır ve bu şekilde görüntü oluşur. Eğer atenuasyon derecesi kantitatif edilebilirse doku densitesini kantitatif olarak değerlendirmek de mümkün olacaktır. Kemik densitesinin foton absorpsiyometri teknikleri ile ölçülmesindeki temel varsayım budur [168]. Single photon absorpsiyometri (SPA), dual photon absorpsiyometri (DPA) ve dual enerji x-ray absorpsiyometri (DEXA) gibi foton absorpsiyometri tekniklerinin gelişimi x ışını esaslı radyografik fotodensitometri çalışmalarına dayanmaktadır.

Fotodensitometride, x ışını ile elde edilen radyograflar üzerinde, fotodensitometre kullanılarak görüntünün densitesi sayısallaştırılır. Radyograf üzerinde Al-SW in ve kemiğin görüntüleri densitometre ile ölçülür ve bu ölçümlerden densite değerleri elde edilir. Bu değerler bize film üzerinde aynı absorpsiyonu gösteren alüminyum kalınlığını bulmamızı sağlar. Bu alüminyum kalınlığı kemiğin mmAlEq (mmAlEşd) değeri olarak adlandırılmaktadır [28].

2.9.1. Densitometri Teknikleri

- Konvansiyonel radyografiler
- Kalitatif morfometri
- Kalitatif spiral morfometri
- Singh index
- Kantitatif morfometrik teknikler
- Kalkar femoral kalınlık
- Radyogrametri
- Radyolojik osteoporoz skoru
- Radyografik fotodensitometri
- Foton absorbsiyometri teknikleri
- Single foton absorbsiyometri
- Dual foton absorbsiyometri
- Dual-enerji X-ray absorbsiyometri (DEXA)
- Kantitatif US

Bu teknikler genel tıpta özellikle osteoporoz tanısında kullanılmaktadır. Günümüz klinik pratiğinde vertebra, femur boynu ve önkolun kemik mineral yoğunluğunun değerlendirmelerinde DEXA en çok kullanılan yöntem olmakla beraber, pahalı ve ulaşması güç bir tekniktir [170, 171]. Ayrıca bu tekniğin dental implantoloji alanındaki uygulamalarında bazı kısıtlamalar vardır. Çünkü bu yöntem, taranan kemik bölgesindeki total mineral miktarını değerlendirmeye yöneliktir. Yani

kemiğin mineral içeriğindeki lokal varyasyonlar ayırt edilememektedir [172]. Ayrıca osteoporotik değişikliklerin teşhisinde genel bir mineral statüsü belirlenirken, dental implantolojide lokal kemik özelliklerinin değerlendirilmesi daha uygundur [173]. Kemik matrisinin mineral içeriği kemiğin sertliği, kuvveti ve tokluğunun belirlenmesinde önemli bir rol oynamaktadır [174]. Ancak kemik homojen ve izotropik değildir [172]. Bu nedenle kemik densitesi her implant bölgesi için ayrı ayrı değerlendirilmeli ve buna göre en uygun implanta karar verilmelidir [175].

Aslında kemik yoğunluğunu değerlendirmek için en iyi yöntem, alıcı bölgeden elde edilen bir kemik numunesinin histomorfometrik analizidir. Bununla birlikte, bu yaklaşım rutin klinik pratiğe uygun değildir [176].

Bazı yazarlar panoramik radyomorfometrik indexlerle, mandibulanın kemik mineral yoğunluğu arasında önemli bir korelasyon olduğunu belirtmişlerdir [177, 178]. Ancak Gülşahi ve ark. larının [179] yaptığı bir çalışmada çenelerin kemik mineral yoğunluğu ile panoramik radyomorfometrik indexler arasında bir korelasyon bulunmamıştır.

Kemik yoğunluğu değerlendirmelerinde bilgisayarlı tomografi (BT) de kullanılmaktadır. BT' de Hounsfield Unit (HU) denilen kantitatif değerler elde edilir. Ancak HU cihazdan cihaza farklılık gösterir. Ayrıca aynı cihazda farklı enerjilerde de değişiklik gösterir. HU x-ışını kaynağının efektif enerjisindeki değişikliklerden, ışın sertleşme efektinden ve objenin boyutu ve pozisyonundan etkilenir [180]. Cann da [181] HU değerlerinin tarayıcıdan tarayıcıya ve aynı tarayıcıda farklı enerjilere sahip olduğunu bildirmiştir. Daha düşük enerjili X ışınları kullanıldığında kemiğin daha yüksek HU değerleri ile görüntülenmesine yol açmaktadır. Ayrıca pahalı bir tekniktir ve yüksek radyasyon dozu vardır.

KIBT 1998 de diş hekimliği kliniğine girmiştir. Birçok yazar KIBT yoğunluk değerlerini, kemik densitesini değerlendirmek için bir ölçüm olarak kullanılabileceğini rapor etmişlerdir [182-185]. Ancak Nackerts ve ark. [186] beş farklı KIBT cihazı kullandıkları çalışmada yoğunluk değerlerinin cihaza bağlı olarak değişkenlik

gösterdiğini bildirmişlerdir. Silva ve ark. da [187] projeksiyon verilerindeki kesintiler, imaj artefaktları ve scatter seviyelerinin cihaza bağlı değişebileceğine ve bunun da KIBT yoğunluk değerlerinin doğruluğunu etkileyeceğini düşünmektedirler. KIBT, hastaları, daha düşük radyasyon dozuna maruz bırakmakla beraber kemik yoğunluğuna dair sağladığı bilgiler tekrarlanabilir değildir [188, 189] ve kullanılan belirli bir aygıta bağlı olabilmektedir [190].

Ayrıca radyografik değerlendirmelere ve cerrahi işlem esnasında cerrahın sübjektif algısına dayanan farklı kemik densite sınıflandırmaları vardır.

2.10. Kemik Densite Sınıflamaları

1- Linkow , Chercheve (1970) [191] :

Clas I, II ve III olmak üzere kemik densitesini 3 gruba ayırmışlardır.

Cl I: Düzenli ve küçük trabekulasyona sahip ideal kemik

Cl II: Biraz daha geniş trabekulasyona sahip kemik

Cl III: Kemik trabekülleri arasında geniş kemik iliği içeren kemik

2- Lekholm , Zarb (1985) [192] :

Radyografları kullanarak kortikal kemiğin trabeküler kemiğe oranı baz alınarak yapılan, kemiği 4 sınıfa ayıran sübjektif bir sınıflamadır.

Tip 1: Kemik homojen kompakt kemikten oluşmuştur.

Tip 2: Kalın bir kortikal kemiğin çevrelediği yoğun bir trabeküler kemik

Tip 3: İnce bir kortikal kemiğin çevrelediği yoğun trabeküler kemik.

Tip 4: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal tabaka.

3- Misch (1988) [193]:

Maksilla ve mandibulanın dişsiz bölgelerinde makroskopik kortikal ve trabeküler özelliklerine dayanan 4 tip kemik densitesi tanımlamışlardır.

D1 kemik: Yoğun kortikal kemik.

D2 kemik: Yoğun, kalın, kortikal kemik ve geniş trabeküler kemik.

D3 kemik: Daha ince poroz, kortikal kemik ve ince trabeküler kemik.

D4 kemik: Hemen hemen krestal kortikal kemiğin olmadığı ve ince trabeküler yapının kemiğin neredeyse tamamını kapladığı kemik.

4- Misch (1993) [194] :

İmplantın yerleştirilmesi esnasında hissedilen, kemiğin sertliğine dayanan bir sınıflamadır. Buna göre kemik densitesi 4 grupta incelenir.

D1 kemik: Meşe veya akçaağaç hissi

D2 kemik: Ladin veya akçam hissi

D3 kemik: Balza tahtası hissi

D4 kemik: Strafor (suni köpük) hissi

5- Misch, Kircos (1999) [195] :

HU baz alınarak kemik densitesini 5 gruba ayıran bir sınıflamadır.

D1 kemik: 1250 HU dan büyük

D2 kemik: 850-1250 HU arası

D3 kemik: 350-850 HU arası

D4 kemik: 150-350 HU arası

D5 kemik: 150 HU dan az

En çok alıntı yapılan sınıflama Lekholm ve Zarb'ın [192] 1985' te önerdiği sistemdir. Buna göre radyografik değerlendirme ve cerrahın implant yuvasını hazırlarken yaşadığı direnç hissine dayanarak kemik kalitesi 4 sınıfa ayrılmaktadır. Bu yöntem dünya genelinde kullanılmıştır ve kullanılmaktadır. Çünkü kolay uygulanabilen bir yöntemdir ve yüksek maliyetli değildir [196]. Tecrübeli bir cerrahın algısı elbette çok değerlidir ve hiçbir koşulda göz ardı edilmemelidir [197]. Ancak yetersiz objektiflik ve tekrarlanabilirlik nedeniyle bu sınıflamanın güvenilirliği tartışmalıdır [188]. Kemik yoğunluğunun kantifiye edilmesini sağlamak için daha objektif ve güvenilir bir sınıflandırma tekniğine ihtiyaç duyulmaktadır [198, 199].

Çene kemiklerinin densite değerlendirmeleri fotodensitometre aracılığıyla intra-oral periapikal radyograflar kullanılarak da yapılabilmektedir [200-204].

Çene kemiklerinin densitesiyle ilgili yapılan işlemlerden elde edilen bulgular klinik olarak uygulanabilmeli, yaygın, ucuz, hastayı ve hekimi zorlamayacak özelliklere sahip olması gerekmektedir. Ayrıca bu yöntemde doğruluk olmalı, ölçümler tutarlı ve tekrarlanabilir olmalıdır [204]. İntra-oral periapikal radyograflar bu özellikleri taşımaktadır.

2.11. Dental İmplantlarda Stabilite

İmplant stabilitesi osseointegrasyonun dolaylı bir göstergesidir [29] ve bir implantın başarısı ve sağkalımı için kritik bir öneme sahiptir [205-208]. İmplant stabilitesi iki aşamaya ayrılabilir: Primer ve sekonder stabilite [209].

Primer stabilite implantın kemiğe yerleştirilmesinden hemen sonraki mekanik stabilitenin bir sonucudur [210], sekonder stabilite ise iyileşme sırasında görülen yeniden şekillenmeden kaynaklanan biyolojik bir fenomendir [29].

Bazı yazarlara göre primer stabilite implantın yerleştirilmesinden sonra implantta mobilite olmamasıdır [211]. Ancak, çok az olmakla birlikte, implantlar ve kemik fonksiyonel kuvvetler altında deforme olabilen yapılardır. Bu nedenle implant ve kemik arasında mikrohareket olarak adlandırılan hareketlerin olması kaçınılmazdır [128].

Yüksek primer stabilite, implantın mikrohareketlere karşı direncinin yüksek olmasını sağlar. Bu önemlidir çünkü başarılı bir osseointegrasyon için implant 50-150 μm 'den fazla mikroharekete maruz bırakılmamalıdır [212]. İyi bir primer stabilite, sekonder stabilite ile pozitif olarak ilişkilidir [71]. Bununla birlikte, ameliyat sonrası kemik implant ara yüzeyine etki eden aşırı stresler, beslenmeyi önleyebilmekte, implant çevresinde kemik nekrozuna neden olabilmekte ve bu da osseointegrasyon kalitesini düşürebilmektedir. Mikrohareketi en aza indirecek yeterli bir primer

stabilite ile kemiğin iyileşmesine izin verecek makul bir stres arasındaki denge implantın uzun dönem başarısı için en önemli faktördür [128].

Deneysel ve klinik araştırmalar, kemik yoğunluğunun, primer stabilitenin ana belirleyicisi olduğunu göstermiştir [213]. Ancak başka faktörler de vardır.

Primer stabiliteyi etkileyen faktörler:

- Kemik miktarı
- Kemik kalitesi
- Cerrahi teknik
- İmplant dizaynı

Sekonder stabiliteyi etkileyen faktörler ise:

- Primer stabilite
- Kemik remodelingi
- İmplant yüzey özellikleri şeklinde sıralanabilir.

Kemik kalitesi ise halen literatürde açık bir biçimde tanımlanmamıştır ve implant uygulamasında kemik kalitesinin önemini belirten birçok çalışma olmasına rağmen, klinik uygulamalarda kemik kalitesi hakkında ortak bir görüş mevcut değildir [214]. Hekimlerin çoğu kemik kalitesini kemiğin mineral içeriğinin miktarı olarak algılamaktadır [215]. Lindh ve ark. [216] kemik mineral yoğunluğu ve kemik kalitesinin aynı şeyler olmadığını belirtmişlerdir. Kemik kalitesi, kemik densitesinden başka, iskeletsel boyut, mikromimari yapısı (trabeküler geometrisi, uzaysal dağılımı ve birbirleriyle olan bağlantısı) ve matrix özellikleri gibi faktörleri de içermektedir.

2.12. Stabilite Ölçüm Yöntemleri

Literatür incelendiğinde implantların stabilitesinin değerlendirilmesinde en çok yerleştirme torku (YT), rezonans frekans analiz (RFA) ve periotest' in bu amaçla kullanıldığı görülmektedir. Bununla birlikte histolojik inceleme, gerilim testi, itme-çekme testi, ters tork testi, kesme torku analizi, perküsyon testi, enstrüman testi ve radyografik inceleme gibi yöntemler de implantların stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılabilir.

2.12.1. Radyografik İnceleme

Periapikal gibi geleneksel radyograflar özellikle implantlardaki marjinal kemik kaybının değerlendirilmelerinde kullanılmaktadır. Ancak implant stabilitesinin değerlendirilmesinde ve marjinal kemik kaybı ile implant stabilitesinin korelasyonunun değerlendirilmesinde yeterli değildir [128, 197, 217]

2.12.2. Enstrüman Testi

Dişlerin mobilitesini değerlendirirken olduğu gibi bazı klinisyenler implant stabilitesini saptamak için iki el aletinin sapını kullanmaktadır. Ancak bu yaklaşım doğru değildir ve çok sübjektiftir [128].

2.12.3. Perküsyon Testi

Metal bir el aleti ile implanta perküsyon yapılır. Kristal bir ses başarılı bir entegrasyonu gösterirken donuk bir ses aksini gösterir. Ancak bu da sübjektif bir yöntemdir ve hekimin tecrübesine dayanır. Bu nedenle implantın stabilitesini tespit etmek için standart bir yöntem olarak kullanılamaz [128, 197, 217]. Ayrıca implantın sert yapısı ve periodontal ligamentlerin olmaması nedeniyle yanlış değerlendirmeye neden olabilmektedir [218].

2.12.4. Kesme Torku Rezistans Analizi (KTRA)

İlk olarak Johansson ve Strid [219] tarafından önerilen bu yöntem daha sonra Friberg ve ark. [220-222] tarafından in vitro ve in vivo insan modellerinde geliştirilmiştir. Akımla beslenen bir elektrikli motor ile implant ameliyatı sırasında bir birim hacimdeki kemiğin kesilmesi için gereken enerji Joule/mm³ (J/mm³) biriminde ölçülür. Bu enerjinin, implant stabilitesini önemli derecede etkileyen faktörlerden biri olduğu öne sürülen kemik yoğunluğu ile anlamlı korelasyon olduğu iddia edilmiştir [220-222]. Bu yöntemin en büyük kısıtlılığı osteotomi alanı hazırlanıncaya kadar kemik kalitesi hakkında herhangi bir bilgi vermemesidir. Yöntem aynı zamanda kesme-tork değerinin kritik sınırını, yani, implantın risk altında olacağı değeri belirleyememektedir [222].

2.12.5. Ters Tork Testi (TTT)

Roberts ve ark. [223] tarafından önerilen ve Johansson ve Albrektsson [224-226] tarafından geliştirilen ters tork testi (TTT), kemik-implant temasının yok edildiği kritik tork eşliğini ölçmektedir. Sullivan ve arkadaşları, 20 Ncm'den daha büyük herhangi bir TT değerinin, başarılı bir osseointegrasyon için bir kriter olarak kabul edilebilir olabileceğini ileri sürmüştür [227]. Ancak destrüktiftir dolayısıyla, TTT ağırlıklı olarak deneylerde kullanılır [128, 228].

2.12.6. İtme-çekme Testi

Kemik-implant arayüzünde iyileşme kabiliyetlerini araştırmak için en sık kullanılan yaklaşımdır. Tipik itme veya çıkarma testinde, silindir tipi bir implant, transkortikal veya intra-medular olarak kemik yapılarına yerleştirilir ve daha sonra arayüze paralel bir kuvvet uygulayarak çıkarılır [229, 230]. Bununla birlikte, itme ve çıkarma testleri sadece yivli olmayan silindir tipi implantlar için geçerlidir, buna karşılık klinik olarak kullanılmakta olan mevcut implantların çoğu yivli tasarımıdır [231].

2.12.7. Gerilim Testi

Ara yüzey gerilim testi başlangıçta implantın kemikten ayrılmasını sağlayacak bir kuvvet uygulanarak ölçülmüştür [232]. Ancak daha sonra Branemark ve ark [233] lateral yükü silindirik yapıdaki implanta uygulayarak bu tekniği modifiye etmiştir.

2.12.8. Histolojik İnceleme

Histomorfometrik analiz, peri-implant kemik miktarını ve kemik-implant temasını hesaplayarak elde edilir. Doğru ölçüm bir avantajdır ancak invaziv ve tahrip edici prosedür nedeniyle uzun vadeli çalışmalar için uygun değildir. Klinik dışı çalışmalar ve deneylerde kullanılmaktadır [218].

2.12.9. Periotest®

Periotest® (Siemens AG, Bensheim, Almanya) ilk olarak Dr. Schulte [234] tarafından dişlerin mobilitesini ölçmek için geliştirilmiştir. Teerlinck ve ark. [235] implant stabilitesinin ölçülmesinde destrüktif yöntemlerin üstesinden gelmek için bu yöntemi kullandıklarını bildirmişlerdir. Periotest® periodonsiyumun sönümlenme kapasitesini (damping kapasite) değerlendirmektedir. Test yüzeyine perküsyon yaptıktan sonra elektronik olarak kullanılan ve elektronik olarak izlenen bir çubuğun temas süresini ölçerek doğal diş veya implantın sönümlenme kapasitesini tanımlamak için tasarlanmıştır. Periotest değeri (PTV) -8 (düşük mobilite) ile +50 (yüksek mobilite) arasında derecelendirilmiştir. -8 ila -6 PTV değeri iyi bir stabilite olarak kabul edilmektedir [218]. Ancak periotest'in implantın stabilitesini belirlemede yeterince hassas olmadığı, RFA' nın daha güvenilir sonuçlar verdiği belirtilmiştir [236, 237].

2.12.10. Rezonans Frekans Analizi (RFA)

1998'de Meredith [228], bir hayvan çalışmasında bir adaptörü bir implanta bağlayarak peri-implant kemiğini analiz eden non-invaziv bir yöntem önermiştir. Bu rezonans frekans analiz sistemi, Osstell™ (Osstell AB, Göteborg, İsveç) olarak ticari olarak üretilmiş olup, yöntem, implanta bir elektronik dönüştürücü yerleştirilmesini ve hasta tarafından algılanamayan düşük voltajlı bir akımın bir dönüştürücü

aracılığıyla geçirilmesini gerektirmektedir. Dönüştürücünün çevreleyen kemiğin titreşime direnci, küçük bir bilgisayar cihazında kayıtlanır ve Hertz cinsinden ölçülür. Hertz ölçümleri bilgisayardaki implant stabilite katsayısı (ISQ-Implant Stability Quotient) birimlerine dönüştürülür. İmplant stabilite katsayısı (ISQ) olarak 1 ila 100 arasında gösterilir. Burada 100 en yüksek implant stabilitesini belirten bu yöntem RFA olarak bilinmektedir [30]. RFA tekniği, implant stabilitesi değerlendirmesinde, invaziv olmaması, non-destrüktif olması ve sonuçların anında belirlenmesini içeren çok sayıda avantaja sahiptir [238, 239].

Bazı yazarlara göre, ISQ değeri trabeküler kemik tarafından değil, daha çok implant boynu çevresindeki kortikal kemik kalınlığı tarafından belirlenmektedir [240-242]. Trabeküler kemik ise primer stabilitede minimal bir role sahipken, sekonder stabilitede yani peri-implant kemik iyileşmesinde büyük öneme sahiptir [242, 243].

2.12.11. Yerleştirme Torku

Osteotomi alanı hazırlandıktan sonra implantın yerleştirilmesi, yerleştirme torku (YT) olarak adlandırılan önemli bir kuvvet gerektirmektedir [31].

YT ölçüm yöntemi kaynağını KTRA' dan almıştır [128]. Buna göre KTRA yönteminde implant ameliyatı sırasındaki bir birim hacimdeki kemiğin kesilmesi için gereken enerji J/mm³ cinsinden ölçülür [220-222]. Drill ünitesinde yer alan bir tork ölçer, dolaylı olarak J/mm³'ü temsil etmek için Ncm cinsinden implant yerleştirme torkunu ölçmek için kullanılabilir [244]. Bu ölçümlerin her ikisi de, implant yerleştirilirken arayüzdeki lateral sıkıştırma kuvveti ve sürtünmeyi göz önünde bulundurur ve esas olarak implantın yiv tasarımından etkilenirler [245].

YT önceleri cerrahi işlem sırasında kemik kalitesini değerlendirmek için bir parametre olarak düşünülmüştür [220, 228, 244]. Ancak son zamanlarda birçok yazar bu ölçümün primer stabilitenin bir göstergesi olduğunu belirtmiştir [236, 246-249].

İmplantın yerleştirilmesi esnasında kortikal kemiğe minimum basınç uygulanmalıdır [250]. Literatürde 25-45 Ncm aralığındaki YT değerlerinin, yükleme

esnasında olumsuz mikro hareketleri (50 ve 100 μm arasında eşik seviyesini) önleyerek osseointegrasyon iyileşme sürecinin oluşmasına izin verebileceğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır [248]. Mikro hareketi azaltacak ve derhal yüklemeye izin verecek yeterli yerleştirme torku konusunda henüz kesin bir görüş birliği bulunmamasına rağmen, birkaç klinik çalışma 32 ila 50 Ncm arasında bir insertion tork değerine ulaşmayı önermektedir [251, 252].

Trisi ve ark. [253] nın yaptıkları in-vitro bir çalışmada yüksek YT nin implantla kemik arasındaki mikro hareketi azaltacağı bildirilmiştir. Ancak yüksek YT değerlerinin kemikte aşırı lateral kuvvetlere ve yüksek mekanik gerilmeye neden olacağı; bunun sonucunda da lokal mikrovaskülarizasyon ve kemiğin hücrel tepkileri üzerinde olumsuz sonuçlar doğuracağı düşünülmektedir. Bu da kemik nekrozuna ve sonuç olarak da gecikmeli veya hasar görmüş implant osseointegrasyonuna yol açabilmektedir [254]. Barone ve ark. nın [250] yaptıkları yüksek YT ile düzenli YT' yi değerlendiren klinik bir çalışmada implantların ne kadar yüksek YT de yerleştirilirse o kadar çok marjinal kemik kaybına neden olacağı sonucuna varılmıştır. Ancak bu YT ne kadar düşük olursa kemik kaybı da o kadar az olur demek değildir. Daha önce belirttiğimiz gibi mikrohareketi en aza indirecek yeterli bir primer stabilite ile kemiğin iyileşmesine izin verecek makul bir stres arasındaki denge implantın uzun dönem başarısı için en önemli faktördür [128].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Hastaların Seçimi

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne dental implant yaptırmak amacıyla başvuran hastalardan çalışma kriterlerine uygun olan hastalar, onamları alınarak ve çalışma hakkında bilgi verilerek çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmamız Hacettepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 11.09.2014 tarihli 2014/09-02 (KA-12036) karar numaralı onayı ile yürütülmüştür. Çalışmamızda 18 yaşından büyük olanlar, implant yapılacak bölgenin antagonistinde doğal diş veya sabit protezi olan hastalar, implant uygulanacak bölgeden diş çekiminin üzerinden en az 3 ay geçmiş olan hastalar yer almıştır. Çalışmada 46 silindirik, 27 konik implant uygulanmış olup, bunların 50 tanesi kadın hastalara 23 tanesi erkek hastalara uygulanmıştır.

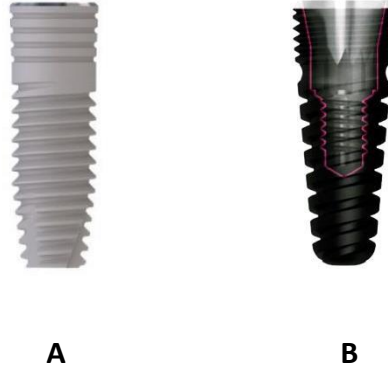
3.1.1. Çalışmaya Alınmama Kriterleri

İmplant bölgesine augmentasyon veya sinüs lift uygulama gerekliliği, günde 10 taneden fazla sigara içilmesi, kontrol altında olmayan diabet, bifosfanat tedavisi görenler, aktif periodontal hastalığı olanlar, şiddetli brüksizm alışkanlığı olanlar ve implant cerrahisini etkileyecek bir medikal hikayesi olanlar çalışmaya dahil edilmemiştir.

3.2. Cerrahi Protokol

Bütün implantlar aynı cerrah (ÖB) tarafından iki aşamalı konvansiyonel teknik kullanılarak yerleştirilmiştir. Çalışmamızda silindirik ve konik olmak üzere iki farklı implant kullanılmıştır (resim 3.1.). İmplantların boyun bölgeleri pürüzlüdür ve mikroyivlere sahiptir. Silindirik implantın materyali titanyum grade 5 alaşımıdır. Yüzey pürüzlendirmesi Osseobond adı altında RBM (Resorbable Blast Media) özelliktedir. Pürüzlendirmek için kullanılan materyal ise HA (Hidroksi Apatiti) tir. Konik implantın materyali ise titanyum grade 4 alaşımıdır. İmplantın yüzeyi Vellox adı altında patentli bir yüzey yapısına sahiptir. İmplantın yüzeyi kimyasal ve fiziksel arınmadan sonra abrasif kumlama yöntemi ile kumlanmış ve asitle yıkanmıştır.

Yine aynı cerrah tarafından primer stabilitenin değerlendirilmesi amacıyla, osteotomi alanı hazırlandıktan sonra implant yerleştirilirken yerleştirme torqu ölçümleri ve implant yerleştirildikten sonra Osstell (Osstell ISQ Integrations Diagnostics AB. Goteborg. Sweden) cihazı kullanılarak RFA ölçümleri yapılmış ve kaydedilmiştir.



Resim 3.1. Çalışmada kullanılan implantlar. A) Silindirik B) Konik

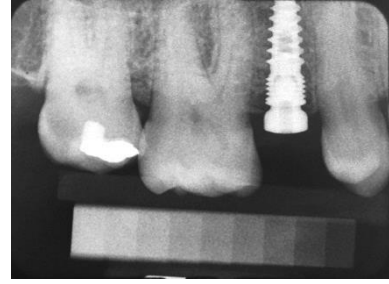
3.3. Radyografik Değerlendirme

Hastalardan standardize edilmiş 2 numara E-hızlı filmler kullanılarak periapikal radyograflar alınmıştır. Projeksiyon geometrisinde standartizasyon sağlanarak periapikal radyograflar implant bölgesini ve çevre kemiği içerecek şekilde elde edilmiştir. Işınlama değerleri tüm radyograflar için standart olarak 70 kVp, 7 mA ve 0.115 s olarak ayarlanmıştır. Radyograflar 0, 3, 6, 9 ve 12. aylarda elde edilmiştir (resim 3.2). Filmler otomatik banyo cihazında (Dürr Dental XR 24) banyo edilmiştir. Standartizasyon için ağır kıvamlı silikon esaslı ölçü maddesi (Optosil-Xsantopren. Heraeus Kulzer) ve modifiye paralel teknik apareyi kullanılmıştır (resim3.3). Apareyin üzerine, filme temas halinde olacak şekilde 9 basamaklı alüminyum step-wedge sabitlenmiştir. Step-wedge'in ilk basamağı 2 mm dir ve her basamakta 1 mm artmaktadır (resim 3.4). Elde edilen radyograflar Epson tarayıcıda (EPSON EXPRESSION 1000 XL, Seiko Epson Co., Nagano, Japonya) 600 dpi' da taranarak dijitalize edilmiştir. Kemik kayıp miktarlarının ölçümleri bir imaj analiz programı olan Image J (ImageJ 1.44p, National Institute of Health, A.B.D.) kullanılarak 600X

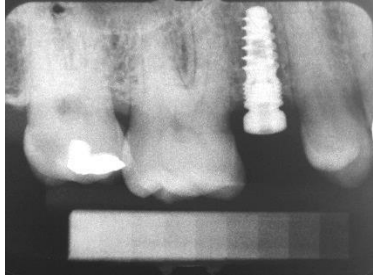
büyütmede yapılmıştır. Kalibrasyon için implant firmalarının tanımladığı iki yiv arası mesafe referans olarak alınmıştır. İmplant boynu ile ilk implant kemik kontağı arasındaki mesafe implantların mezial ve distal yüzeylerinde milimetre düzeyinde ölçülmüştür. Ölçülecek mezial ve distal yüzeyindeki kemik kayıp miktarlarının ortalaması hesaplanarak değerlendirmelerde kullanılmıştır (resim3.5). Tüm radyograflar aynı kişi tarafından elde edilmiş (BT) ve bir oral radyolog (SU) tarafından kemik kayıp miktarlarının ölçümü yapılmıştır.



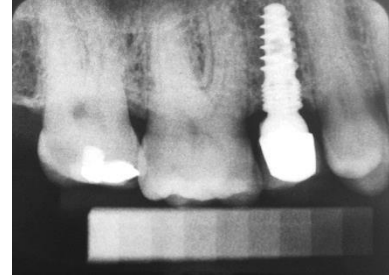
A



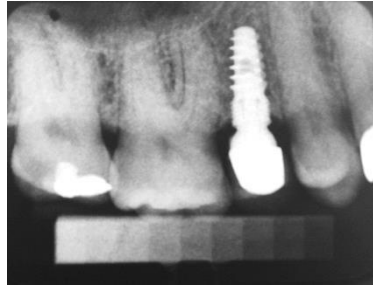
B



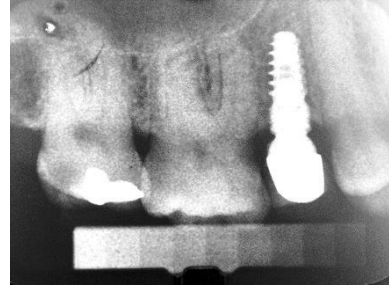
C



D

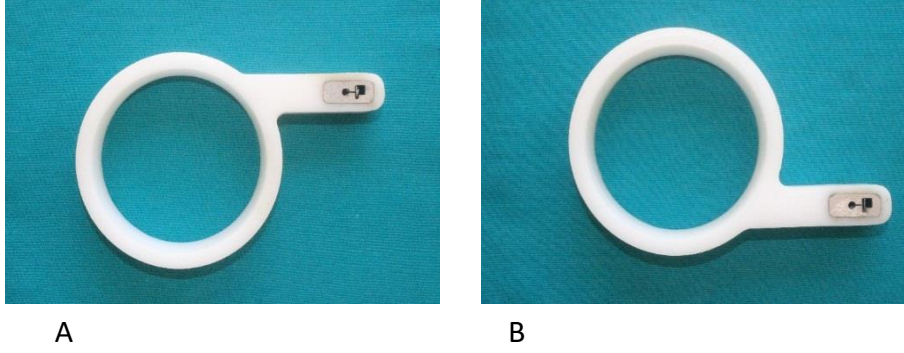


E

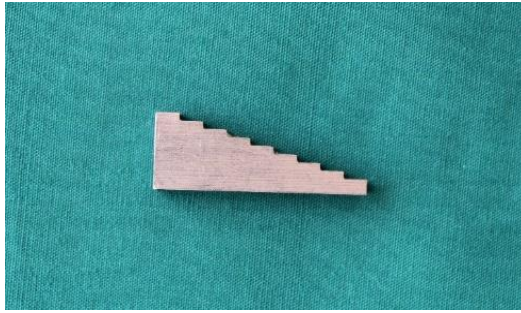


F

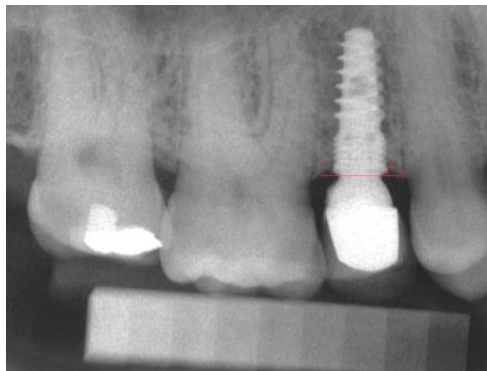
Resim 3.2. Hastalardan alınan radyograflar: A) İmplantın yerleştirilmesinden önceki radyograf B) İmplantın yerleştirilmesinden 1 hafta sonraki radyograf C) İmplantın yerleştirilmesinden 3 ay sonraki radyograf D) İmplantın yerleştirilmesinden 6 ay sonraki radyograf E) İmplantın yerleştirilmesinden 9 ay sonraki radyograf F) İmplantın yerleştirilmesinden 12 ay sonraki radyograf.



Resim 3.3. A) Sağ alt ve sol üst bölgede kullanılan aparey B) Sol alt ve sağ üst bölgede kullanılan aparey.



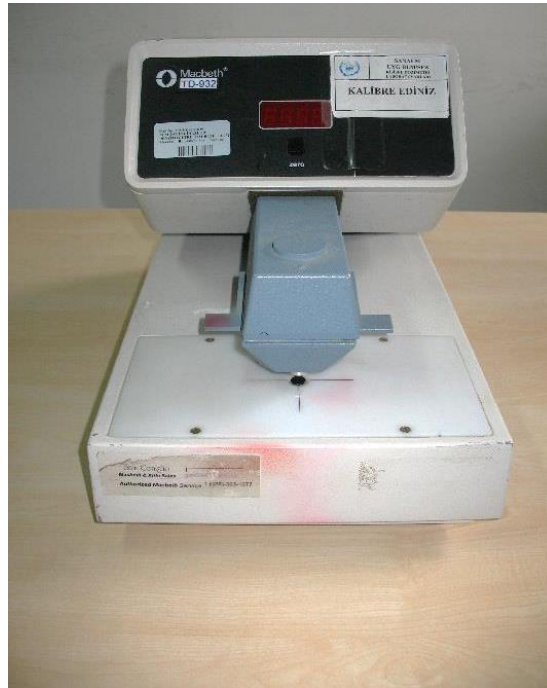
Resim 3.4. Çalışmada kullanılan alüminyum step-wedge.



Resim 3.5. Kemik kaybı ölçümüne ait örnek.

3.4. Densitometrik Analiz

Elde edilen radyografların densitometrik incelenmesi Türkiye Atom Enerjisi Kurumu' na (TAEK) bağı Sarayköy Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi' nde (SANAEM) BT tarafından yapılmıştır. Bu amaçla 2 mm açıklıkta Macbeth® TD-932 densitometri cihazı kullanılmıştır (resim 3.6). Her bir seri radyografin densitometrik ölçümlerinden önce üretici firmanın talimatları doğrultusunda AGFA Structurix Certified Denstep skala kullanılarak kalibrasyon sağlanmıştır (resim3.7). Kalibrasyonun ardından her bir radyograf üzerinde implantın yerleştirileceği kemik bölgesinden koronal, orta ve apikal olmak üzere 3, Al sw in görüntüsünün her basamağından toplam 9 adet ölçüm yapılmıştır (resim 3.8). Böylece her bir radyograf üzerinde toplam 12 adet ölçüm yapılarak kaydedilmiştir.



Resim 3.6. Densitometrik analizde kullanılan cihaz.

Step	Value
Step 0	0.185
Step 1	0.287
Step 2	0.584
Step 3	0.878
Step 4	1.170
Step 5	1.480
Step 6	1.770
Step 7	2.060
Step 8	2.370
Step 9	2.680
Step 10	2.960
Step 11	3.270
Step 12	3.570
Step 13	3.870
Step 14	4.170

A



B



C

Resim 3.7. A) Kalibrasyonda kullanılan referans değerleri
B) Kalibrasyonda kullanılan skala C) Kalibrasyon örneği.



Resim 3.8. Radyograflar üzerinde yapılan densitometrik ölçümler.

3.5. Protez Aşaması

İmplantların üst yapıları implantların yerleştirilmelerinden 3 ay sonra Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D' nda aynı kişi (MM) tarafından yapılmıştır.

3.6. İstatistik Yöntemi

Film densitelerinin farklı olması nedeniyle her film için ölçülen Al-Sw değerleri aynı materyal kullanılmasına rağmen farklılık göstermektedir (Tablo 3.1). Filmlerin densitelerinden kaynaklanan farklılıkları da dikkate alabilmek adına her film kendi içinde değerlendirilmiş ve implant bölgesindeki kemik yoğunlukları her film için ayrı modellenerek hesaplanmıştır. İmplant bölgesinin 3 farklı noktasından (Koronal, Orta, Apikal) alınan ölçümler kullanılarak kemik yoğunluğu belirlenmiştir. Bu amaçla 3 bölgeye ait densite ölçümleri Al-Sw referans değerleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Elde edilen 3 değerın ortalaması alınarak kemik yoğunlukları belirlenmiştir. Çalışmada bazı hastalara birden fazla implant uygulanmıştır. Al-Sw referans değerleri aynı olduğu için, aynı hastanın farklı implant ölçümleri birbirinden bağımsız olarak değerlendirilmiştir.

Tablo 3.1 Kemik densite verilerinin genel görünümü.

ID	ImpMaterial	ImpID	Koronal	Orta	Apikal	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9
1	silindirik	46	316	283	228	310	272	236	214	191	176	162	146	132
2	silindirik	15	182	194	190	240	206	176	152	129	107	100	92	83
3	silindirik	35	230	196	193	290	270	259	244	202	177	144	131	118
4	silindirik	45	214	179	183	244	207	188	175	164	146	130	125	115
4	silindirik	47	184	178	173	244	207	188	175	164	146	130	125	115
...
59	silindirik	36	181	160	163	206	179	156	138	125	111	104	91	83

3.6.1. Kemik Densitelerinin Değerlendirilmesi

Kemik densite hesaplamaları "Rastgele Etki Modelleri" (Random Effects Model) kullanılarak yapılmıştır. Bu model ile her hasta için farklı denklemler oluşturulup ve her hastanın kemik yoğunlukları o hastaya ilişkin model denklemi kullanılarak belirlenmiştir. Kurulan modelde bağımlı değişken Al-Sw kalınlığı (Thickness mm) ve bağımsız değişken film densite düzeyi (Film Density) olarak alınmıştır.

Film Density ile Thickness mm arasındaki ilişki eğrisel yapıda olduğu için modelleme aşamasında film densite değerlerinin logaritmaları alınarak ilişkinin doğrusallaştırılması sağlanmıştır.

Her bir hasta için kurulan denklem aşağıdaki gibidir.

$$Thickness_i = Intercept_i + \beta_i * \log(FilmDensity_i) + e_i$$

Örneğin birinci hasta için elde edilen model denklemi :

$$Thickness_{1} = 56.043 + -9.474 * \log(FilmDensity_i) + e_i$$

olarak elde edilmiştir. Benzer şekilde diğer hastalar için de bireysel denklemler elde edilerek kemik yoğunlukları hesaplanmıştır. Elde edilen değerler kemik yoğunluğunun Al-Sw üzerindeki alüminyum kalınlığına denk gelen değerlerdir (mmAlEşd) (Tablo 3.2).

Tablo 3.2. Kemik densitelerinin mmAlEşd olarak görünümüleri.

ID	ImplID	Koronal	Orta	Apikal	Ortalama
1	46	1.51	2.56	4.61	2.89
2	15	3.75	3.28	3.43	3.48
3	35	4.64	5.92	6.05	5.54
4	45	2.96	4.88	4.64	4.16
4	47	4.58	4.94	5.25	4.92
5	35	2.28	4.13	4.18	3.53

4. BULGULAR

4.1. Kemik Yoğunluklarına Ait İstatistiksel Bulgular

4.1.1. Materyal Tipine Bağlı Kemik Yoğunluklarına Ait İstatistiksel Bulgular

Kemik densitelerinin dağılımı kullanılan her iki implant tipinde de normal dağılıma uyduğu ve değişkenlik göstermediği görülmektedir.(Tablo 4.1)

Tablo 4.1. Kullanılan materyale göre kemik densitelerine ait tanımlayıcı istatistikler.

ImpMaterial	n	Mean	SD	Median	Q1	Q3	Minimum	Maximum
Silindirik	46	3.70	1.27	3.60	2.81	4.66	1.43	6.30
Konik	27	3.72	1.26	3.62	2.70	4.37	2.16	7.03

4.1.2. Cinsiyet Bağlı Kemik Yoğunluklarına Ait İstatistiksel Bulgular

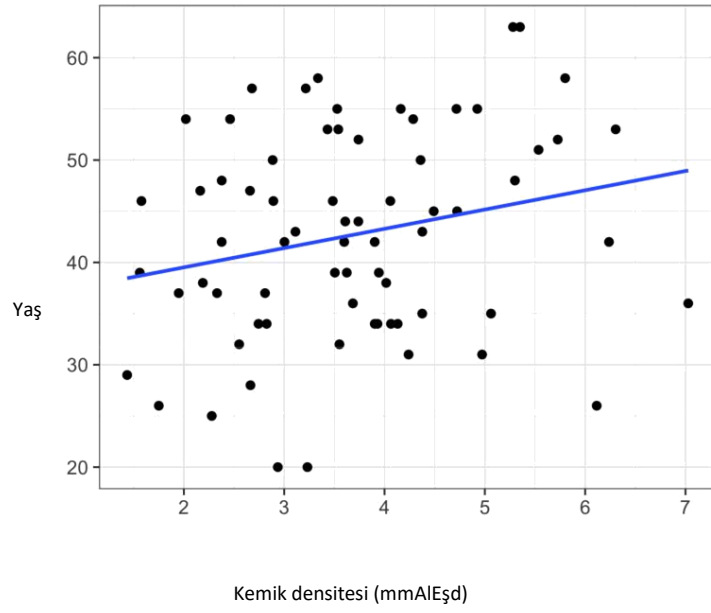
Kemik yoğunluklarının dağılımı kadınlar ve erkeklerde normal dağılıma uymaktadır ve cinsiyete göre değişkenlik göstermediği görülmektedir (tablo 4.2).

Tablo 4.2. Cinsiyete göre kemik densitelerine ait tanımlayıcı istatistikler.

Cinsiyet	n	Mean	SD	Median	Q1	Q3	Minimum	Maximum
Kadın	50	3.6857	1.2718	3.5796	2.6675	4.3764	1.5602	7.0272
Erkek	23	3.7509	1.2640	3.7392	2.8809	4.6060	1.4346	6.2374

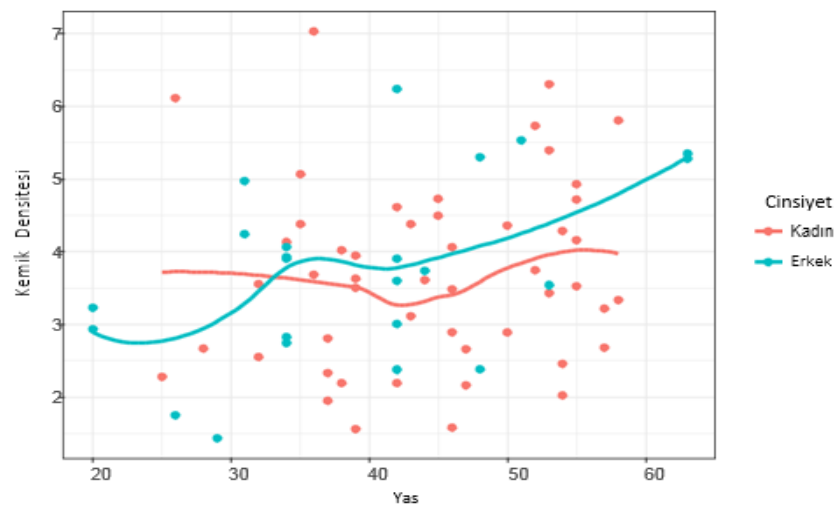
4.1.3. Yaşa Bağlı Kemik Yoğunluklarına Ait İstatistiksel Bulgular

Yaş ile kemik yoğunluğu arasındaki ilişkinin düşük düzeyde olduğu görülmüştür. Cinsiyet farklılığı göz önüne alınmadığında yaş ile kemik yoğunluğu arasında pozitif yönlü zayıf ancak anlamlı bir ilişki olduğu görülmüştür. Bu ilişki grafiksel olarak şekil 4.1 de verilmiştir.



Şekil 4.1. Yaş ile kemik densitesi arasındaki ilişki.

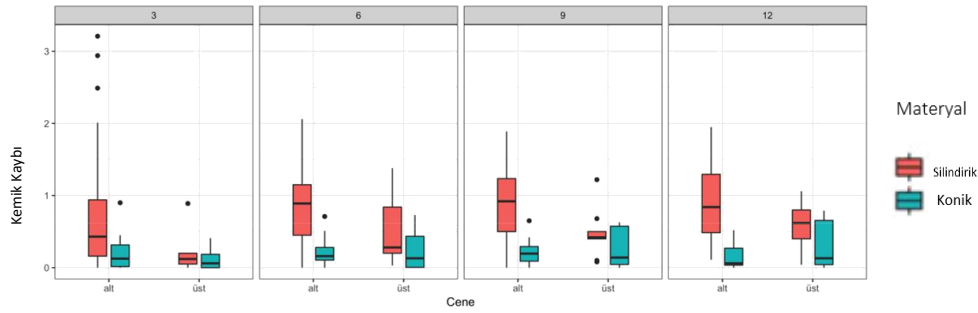
Cinsiyet farklılığı göz önüne alındığında ise kadınlarda yaş ile birlikte kemik yoğunluğunun sabit kaldığı ($r=0,114$, $p=0,431$) ancak erkeklerde kemik yoğunluklarının bir miktar artış gösterdiği görülmüştür ($r= 0,506$, $p= 0,014$). Erkeklerde yaş ile kemik yoğunluğu arasında orta düzeyde anlamlı bir ilişki gözlenmiştir. Ancak kadınlarda yaş ile kemik yoğunluğu arasında bir ilişki görülmemiştir (şekil 4.2)



Şekil 4.2. Kadın ve erkeklerde kemik densitesinin yaşa bağlı görünümü.

4.2. Kemik Kaybına Ait İstatistiksel Bulgular

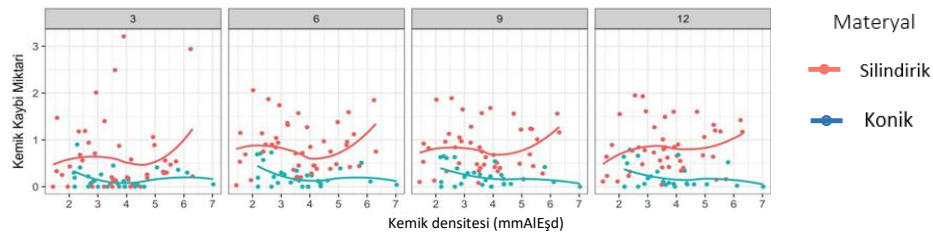
İmplant uygulanan bölgenin kemik kaybı üzerine etkisi incelendiğinde üst çenede meydana gelen kemik kaybı miktarlarının anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür. ($z = -2,394$). (Şekil 4.3.)



Şekil 4.3. Kullanılan materyal türüne göre kemik kaybı miktarı ile bölge (alt/üst) arasındaki ilişkinin zaman içindeki değişimi.

Ancak üst çenede uygulanan implantların alt çeneye kıyasla sayıca daha az olması elde edilen sonuçların güvenilirliğini etkileyecektir. Bu sebeple çene değişkeni modelden çıkartılmış ve analizler alt/üst çene ayırımına bakılmaksızın değerlendirilmiştir.

Kemik yoğunluğu ile kemik kaybı arasındaki ilişkinin kullanılan materyale göre zaman içindeki değişimi Şekil 4.4 te verilmiştir. Konik tip implant kullanıldığında meydana gelen kemik kaybı, kemik yoğunluğu ile ters orantılı olarak azalmaktadır. Silindirik tip implantta ise kemik kaybı miktarları ile kemik yoğunluğu arasında doğrusal olmayan bir ilişki görülmektedir. Konik tip implantın aksine silindirik tip implantlar uygulanan hastalarda meydana gelmesi beklenen kemik kaybı miktarları düzenli bir artış veya azalış göstermemektedir. Kemik yoğunluğunun 4-5 mmAlEşd aralığında olduğu durumlarda meydana gelen kemik kaybı miktarlarında azalma olduğu, bu yoğunluğun üzerindeki durumlarda ise tekrar bir artışın olduğu görülmektedir.



Şekil 4.4. Kullanılan materyal türüne göre kemik kaybı miktarı ile kemik yoğunluğu arasındaki ilişkinin zaman içindeki değişimi.

Kullanılan materyale göre meydana gelen ortalama kemik kaybı tablo 4.3 te verilmiştir. İstatistiksel anlamlılık dikkate alınarak yorumlandığında kemik kaybı açısından anlamlı bir farklılığın olduğu, konik tip implantlarda daha az miktarda kemik kaybına rastlanıldığı görülmüştür ($p < 0,001$).

Tablo 4.3. Kullanılan materyallere göre meydana gelen ortalama kemik kaybına ait tanımlayıcı istatistikler.

ImpMaterial	N	Mean	Std.Dev.	Median	Q1	Q3	Min.	Max.
Silindirik	46	0.8295	0.5114	0.7750	0.4175	1.1850	0.0400	1.9500
Konik	27	0.2176	0.2588	0.0700	0.0400	0.3400	0.0000	0.7900
Toplam	73	0.6078	0.5261	0.5500	0.1100	0.8500	0.0000	1.9500

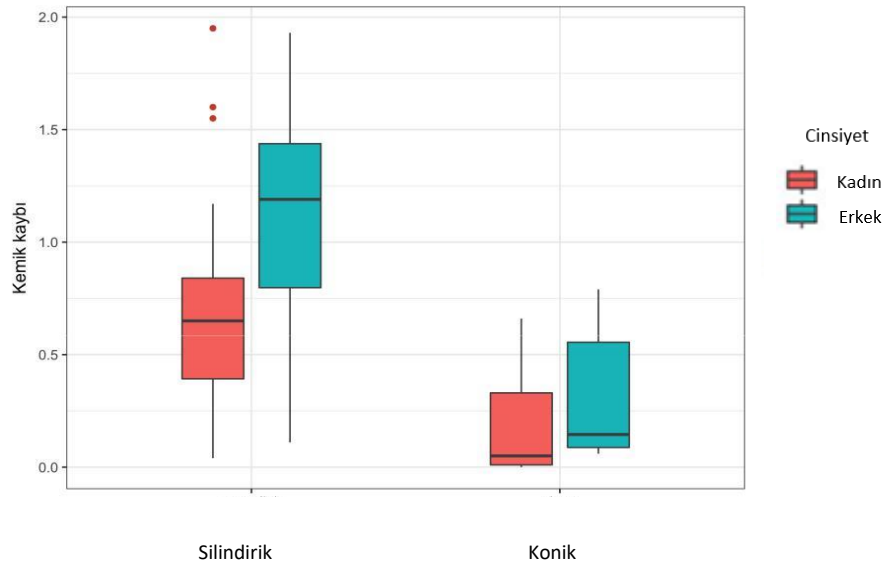
Cinsiyete göre meydana gelen kemik kaybı miktarları tablo 4.4 te verilmiştir. Cinsiyet ve materyal türlerinin kemik kaybı üzerindeki etkileri iki yönlü ANOVA analizi ile incelenmiştir. Analiz sonucunda etkileşim etkisinin anlamsız olduğu görülmüştür. Bu nedenle ana etkiler doğrudan yorumlanabilir. Ana etkiler incelendiğinde ise cinsiyet ve materyal türlerinin kemik kaybı üzerinde anlamlı bir etki yarattığı görülmektedir (tablo 4.5). Benzer durum grafiksel olarak da şekil 4.5 te görülebilir. Her materyal türü içerisinde cinsiyetlere göre anlamlı farklılık bulunmuştur. Benzer şekilde her cinsiyet grubu için materyallere göre anlamlı farklılıklar bulunmuştur.

Tablo 4.4. Cinsiyete göre meydana gelen ortalama kemik kaybına ait tanımlayıcı istatistikler.

Cinsiyet	N	Mean	Std.Dev.	Median	Q1	Q3	Min.	Max.
Kadın	50	0.4840	0.4554	0.4200	0.0650	0.7000	0.0000	1.9500
Erkek	23	0.8723	0.5784	0.8700	0.3400	1.3075	0.0600	1.9300
Toplam	73	0.6078	0.5261	0.5500	0.1100	0.8500	0.0000	1.9500

Tablo 4.5. Cinsiyete göre meydana gelen kemik kaybına ait tanımlayıcı istatistikler.

Cinsiyet	ImpMaterial	N	Mean	Std.Dev.	Median	Q1	Q3	Min.	Max.
Kadın	Silindirik	30	0.6861	0.4604	0.6500	0.3925	0.8400	0.0400	1.9500
Kadın	Konik	20	0.1863	0.2346	0.0500	0.0100	0.3300	0.0000	0.6600
Erkek	Silindirik	16	1.0806	0.5125	1.1900	0.7975	1.4375	0.1100	1.9300
Erkek	Konik	7	0.3167	0.3284	0.1450	0.0875	0.5550	0.0600	0.7900

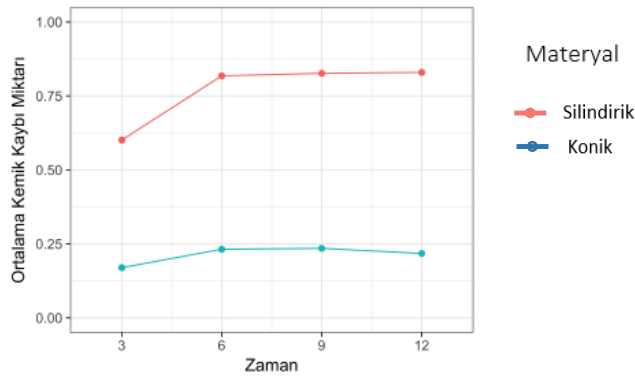
**Şekil 4.5.** Cinsiyet ve materyal türüne göre meydana gelen kemik kayıpları.

Kemik kaybı miktarlarının zaman ve kullanılan materyale göre tanımlayıcı istatistikleri tablo 4.6 da verilmiş, şekil 4.6 te ise grafiksel olarak gösterilmiştir. Her iki

implant türünde de 6. Aya kadar kemik kaybında artış gözlenmiş ve bu noktadan sonra kemik kaybı miktarı sabit kalmıştır. Ancak, konik tip implantlarda daha düşük miktarda kemik kaybı meydana gelmiştir. Kemik kaybı miktarları materyallere göre anlamlı derecede farklılık göstermektedir ($z = -6,385$, $p < 0,001$).

Tablo 4.6. Zaman ve materyal türüne göre meydana gelen kemik kaybı miktarlarına ait tanımlayıcı istatistikler.

Zaman	ImpMaterial	N	Mean	SD
3	silindirik	46	0.601	0.767
3	konik	27	0.170	0.207
6	silindirik	46	0.818	0.525
6	konik	27	0.232	0.229
9	silindirik	46	0.826	0.505
9	konik	27	0.235	0.217
12	silindirik	46	0.830	0.511
12	konik	27	0.218	0.259



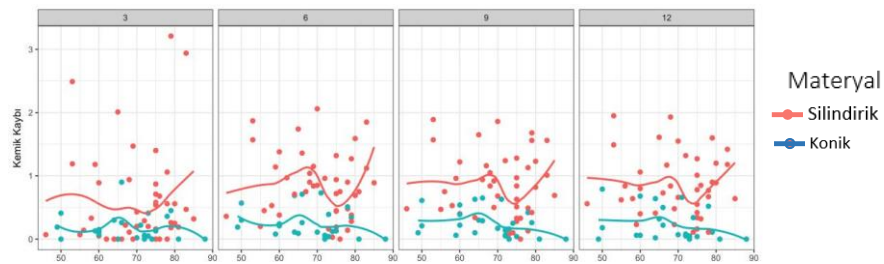
Şekil 4.6. Kullanılan materyal türüne göre kemik kaybı miktarının zaman içindeki değişimi.

ISQ değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler tablo 4.7.de, ISQ değerleri ile kemik kaybı miktarlarındaki ilişkinin materyal türüne ve zamana göre değişimi şekil 4.7 de verilmiştir. Konik tip implantta en az kemik kaybı ISQ değerinin en yüksek olduğu

durumda gözlenmektedir. Silindirik tip implantta ise en düşük kemik kaybı miktarları ISQ değerinin 70-80 aralığında olduğu durumda ölçülmüştür.

Tablo 4.7. ISQ ölçümlerine ait tanımlayıcı istatistikler.

ImpMaterial	N	Mean	Median	Std.Dev.	Min.	Max.
Silindirik	45	70.16	73.00	9.41	46.00	85.00
Konik	25	67.64	70.00	9.82	49.00	88.00
Toplam	70	69.26	71.50	9.56	46.00	88.00

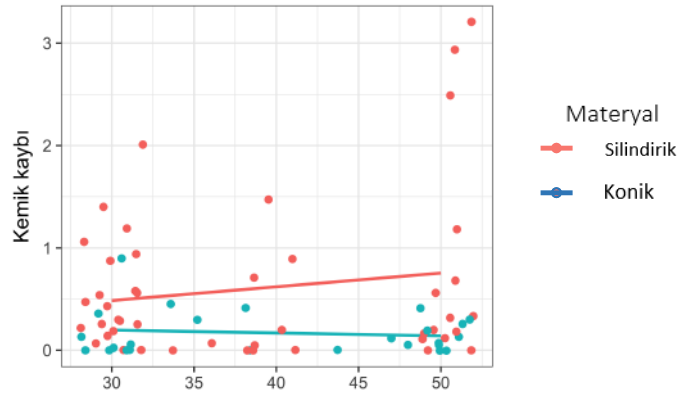


Şekil 4.7. Kullanılan materyal türüne göre kemik kaybı miktarı ile ISQ arasındaki ilişkinin zaman içindeki değişimi.

YT değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler tablo 4.8 de, YT değerleri ile kemik kaybı arasındaki ilişki şekil 4.8 de verilmiştir. Grafikte verilen noktalar üstüste çakışık olduğu için gözlemlerin yoğunlaştığı bölgeleri görebilmek adına x-ekseni üzerinde kaydırma işlemi (jittering) uygulanmıştır. Konik tip implantta YT değerinin 50 civarında olması durumunda kemik kaybının en az düzeyde olduğu görülmüştür. Silindirik tip implantta ise en uygun 30-40 aralığı olarak göze çarpmaktadır.

Tablo 4.8. YT ölçümlerine ait tanımlayıcı istatistikler.

ImpMaterial	N	Mean	Median	Std.Dev.	Min.	Max.
Silindirik	46	38.57	37.50	8.80	30.00	50.00
Konik	27	38.96	40.00	10.07	20.00	50.00
Toplam	73	38.71	40.00	9.22	20.00	50.00



Şekil 4.8. Kemik kaybı ile YT arasındaki ilişki.

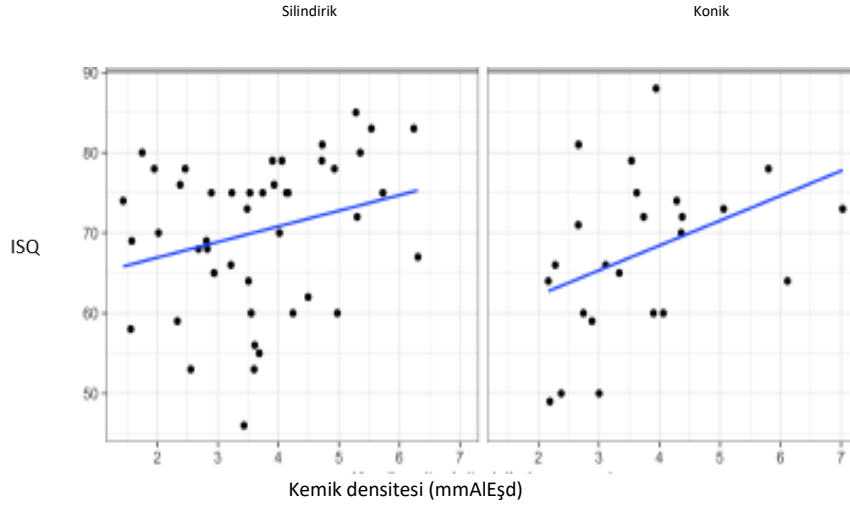
4.3. Korelasyon Analizlerine Ait Bulgular

Kemik yoğunlukları ile ISQ ölçümleri arasındaki ilişki Pearson korelasyon katsayısı kullanılarak incelenmiştir. Korelasyon katsayısı tahminleri ve anlamlılık düzeyleri tablo 4.9 da verilmiştir. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde her iki materyalde de ISQ ile kemik yoğunluğu arasında pozitif yönlü ilişki bulunmuştur. Konik tip implantlarda bu iki değişken arasındaki ilişki istatistiksel açıdan anlamlı olmasına karşın ($p_{\text{konik}} = 0,0487$) kuvvetinin zayıf olduğu söylenebilir ($p = 0,398$).

Tablo 4.9. Kemik yoğunluğu ile ISQ arasındaki ilişki (Pearson Korelasyon).

ImpMaterial	N	Rho.ISQ	Sig.ISQ
Silindirik	46	0.2613	0.0830
Konik	27	0.3981	0.0487

Tablo 4.9 da verilen ilişkiler grafiksel olarak şekil 4.9 da gösterilmiştir. Değişkenler arasındaki ilişkinin zayıf olduğu grafiksel olarak da görülebilmektedir. Ancak, kemik yoğunluğu yüksek olduğu durumda ISQ değerlerinin de yüksek çıktığı söylenebilir.



Şekil 4.9. Kemik densitesi ile ISQ arasındaki ilişki.

Kemik yoğunlukları ile YT ölçümleri arasındaki Pearson korelasyon katsayısı kullanılarak incelenmiştir. Korelasyon katsayısı tahminleri ve anlamlılık düzeyleri tablo 4.10 da verilmiştir. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde her iki materyalde de YT ile kemik yoğunluğu arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ($p_{\text{silindirik}} = 0,7009$, $p_{\text{konik}} = 0,533$).

Tablo 4.10. Kemik yoğunluğu ile YT arasındaki ilişki (Pearson Korelasyon).

ImpMaterial	N	Rho.IT	Sig.IT
Silindirik	45	-0.0589	0.7009
Konik	25	0.1308	0.5330

ISQ ile YT arasındaki ilişki Pearson korelasyon katsayısı kullanılarak incelenmiştir. Korelasyon katsayısı tahminleri ve anlamlılık düzeyleri tablo 4.11 de verilmiştir. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde her iki materyalde de YT ile ISQ arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ($p_{\text{silindirik}} = 0,8443$, $p_{\text{konik}} = 0,5151$).

Tablo 4.11. ISQ ile YT arasındaki ilişki (Pearson Korelasyon).

ImpMaterial	N	Rho.IT	Sig.IT
Silindirik	45	0.0301	0.8443
Konik	25	-0.1366	0.5151

5.TARTIŞMA

Dental implantların çoğu, kabul edilmiş ilkelere dayalı olarak aynı biouyumlu materyalden üretilmiş olmakla birlikte, her implant sisteminin klinik performansını belgelemek önemlidir [114]. Piyasadaki bütün firmalar kendi ürettikleri implantların en iyi klinik sonuçları verdiğini iddia etmektedirler. Ancak hekimlerin hastalarında bilimsel literatürde iyi sonuçlar veren implantı seçmesi önemlidir [63]. Bu amaçla değerlendirilmesi gereken en önemli başarı kriterlerinden biri, implantların çevresindeki marjinal kemik kaybı seviyesidir [14]. Laurell and Lundgren'e [255] göre marjinal kemik kaybıyla ilgili yayınlanmış az sayıda implant sistemi vardır ve piyasadaki her implant için bilimsel bir literatür olması gerekmektedir.

Jokstad'a göre [256], klinik takip çalışmaları ile bilimsel olarak desteklenen az sayıda ürün olmasına rağmen, yaklaşık 146 farklı imalatçının 600'e yakın farklı implant sistemi piyasada yer almaktadır.

Türkiye de ise bu sayının yaklaşık 120 civarında olduğu tahmin edilmektedir ancak maalesef elimizde belgeli bir verimiz yoktur.

Aynı şekilde güvenilir bir belge olmasa da, dünya genelinde yılda 12 milyon civarında implantın hastalara uygulandığı tahmin edilmektedir.[127]

Moreno ve ark. nın [144] çalışması peri-implant bölgede marjinal kemik kaybının değerlendirmesinin klinik açıdan anlamlı olduğunu ve sadece akademik bir konu olmadığını göstermektedir.

Birçok araştırmacı, protezlerin yapımından sonraki 1 yıl içinde marjinal kemik kaybının 1 mm'yi geçmemesi gerektiği konusunda aynı fikri paylaşmaktadır [255, 257, 258] , ancak 2 mm'ye kadar da kemik kaybı değerleri de normal kabul edilmiştir [259]. Bizim çalışmamızda ise bu değerlerin ortalaması, silindirik implant için 0.82 mm, konik implant için 0.21 mm olarak tespit edilmiştir.

Lambert ve ark [260] cerrahiden sonraki ilk yıl boyunca, implantların % 6'sının ve ilk 15 yılda % 12'sinin kaybedildiğini bildirmişlerdir. Ancak bize göre bu oran

oldukça yüksektir; çünkü çalışmamızda ilk yılda implant kaybı yoktur, yani sağkalım oranı % 100 dür.

Çalışmamızdaki 73 implantın 6 tanesinde (yaklaşık %8) 1.5 mm den fazla kayıp görülmüştür. Bu 6 implantın hepsi silindirik tip implanttır. Ancak implantta mobilite olmaması, ağrı ve parestezi olmaması gibi diğer başarı kriterlerini bütün implantlar sağlamıştır. 2007' de İtalya' da gerçekleştirilen implantların başarısı ve başarısızlığı ile ilgili konferansta [134] kabul edilen kriterlere göre ise çalışmamızda uygulanan implantların başarı oranı %100' dür; çünkü 2 mm ve üzerinde bir kemik kaybına rastlanmamıştır.

Negri ve ark. nın [261] yaptıkları çalışmada ortalama 0.80 mm lik bir kemik kaybı ve %98.73 lük bir sağkalım oranı bulmuşlardır. Ancak bu çalışma 36 aylık bir çalışmadır ve ölçümler panoramik radyografi ile yapılmıştır.

Kamburoğlu ve ark. nın [262] konvansiyonel radyografi ile dijital radyografiyi değerlendirdikleri bir çalışmada 12 aylık marjinal kemik kaybı 1.72 mm olarak ölçülmüştür. Bu çalışmada bizim çalışmamıza benzer şekilde Al-SW yerleştirilen ve standardize edilen periapikal radyograflar kullanılmış ancak implant tasarımı ile ilgili net bir bilgi verilmemiştir.

Kumar ve ark. nın [263] yumuşak doku ve kemik seviyesinde uygulanan implantları karşılaştırdıkları çalışmalarında; yumuşak doku seviyesinde yerleştirilen implantlarda 0.6 mm, kemik seviyesinde yerleştirilen implantlarda ise 0.3 mm lik marjinal kemik kaybı olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada yumuşak doku seviyesinde yerleştirilen implantın boyun bölgesi pürüzsüz yapıya sahipken kemik seviyesinde yerleştirilen implant pürüzlü bir yapıdadır. Ayrıca ölçümler panoramik radyograflar kullanılarak yapılmıştır. Bizim çalışmamızda uygulanan implantlar kemik seviyesinde yerleştirilmiştir.

Yi ve ark. nın [264] kemik seviyesinde, kemik seviyesinin üstünde ve kemik seviyesinin altında olmak üzere 3 farklı seviyede yerleştirilen implantlardaki marjinal kemik seviyelerini değerlendirdikleri çalışmalarında sırasıyla 1.47 mm, 0.89 mm ve

2.25 mm lik kemik kaybı ölçülmüştür. Bu çalışmada periapikal radyograflar kullanılmış olmakla birlikte projeksiyon geometrisinde standartizasyon sağlanmamıştır.

Mahdi ve ark nın [122] intraoral periapikal radyografi kullanarak yaptıkları benzer bir çalışmada iki tane silindirik ve bir tane konik yapıya sahip implant değerlendirilmiştir. Buna göre silindirik implantlarda 0.88 mm ve 0.54 mm; konik implantta ise 0.61 mm lik kemik kaybına rastlamışlardır. Çalışmamızla kıyaslandığında silindirik implantlar için kemik kaybı miktarları benzer seviyededir. Ancak konik implantta fark olduğu görülmektedir. Bunun nedeninin bahsedilen çalışmada kullanılan implantların hepsinin boyun bölgesinin pürüzsüz yapıda olmasına ve çalışmamızda kullanılan implantların ise boyun bölgelerinin pürüzlü ve mikroyivli yapıda olmasına bağlıyoruz.

Benzer şekilde Piao ve ark. nın [85] periapikal radyografi kullanarak yaptıkları bir çalışmada pürüzsüz yüzeye sahip silindirik implantlarda 0.89 mm, pürüzlü yüzeye sahip silindirik implantlarda 0.81mm, pürüzlü yüzeye ve mikroyivlere sahip konik yapıdaki implantlarda ise 0.42 mm lik kemik kayıplarına rastlamışlardır. Bu çalışmanın sonuçları ile bizim çalışmamızın sonuçları uyumludur. Ancak yazarlar elde ettikleri sonuçları en az kemik kaybı gösteren implantın pürüzlü yüzeye ve mikroyivlere sahip olmasına bağlamışlardır ve konik yapısına dair bir yorumda bulunmamışlardır. Oysa bu çalışmanın sonuçları bizim yaptığımız çalışmanın sonuçları ile birlikte değerlendirildiğinde konik yapının da artı bir faktör olduğunu düşünüyoruz.

Bratu ve ark. ları [87] konik yapıya sahip iki farklı implantla yaptıkları çalışmada mikroyivlere sahip pürüzlü boyun tasarımı olan implantlarla pürüzsüz boyun tasarımına sahip olan implantlardaki marjinal kemik kaybını değerlendirmişler ve pürüzlü ve mikroyivli implantlarda 0.90 mm; pürüzsüz boyun yapısına sahip implantlarda ise 1.50 mm lik kemik kaybına rastlamışlardır. Bir yıllık bu çalışmadaki ölçümler ise panoramik radyograflar kullanılarak yapılmıştır.

Benzer şekilde implantların boyun bölgesinin tasarımlarıyla ilgili yapılan çalışmalarda, pürüzlü ve mikroyivli boyun tasarımına sahip implantların daha az kemik kaybına neden olacağı belirtilmiştir [265-267].

Kumar ve ark. [268] nın 1183 implant ile yaptıkları çalışmada çeneler dikkate alındığında kemik kaybında önemli bir fark görülmemiştir. Aynı şekilde Tamizi ve ark [269] nın çalışmasında da buna benzer sonuç bulunmuştur. Negri ve ark. larının [261] yaptıkları bir çalışmada maksilladaki kemik kaybı miktarının mandibulaya oranla daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Penarrocha ve ark. da [152] mandibuladaki implantlara kıyasla maksilladaki implantlarda daha fazla kemik kaybı olduğunu belirtmişlerdir. Bu durum diğer çalışmalarda da gözlenmiş olup maksiladaki kemik kalitesinin mandibuladan daha kötü olmasına ve genellikle tip III veya tip IV olarak sınıflandırılmasına dayandırılmıştır [270]. Ancak çalışmamızda maksillada meydana gelen kemik kaybı miktarının mandibulaya göre anlamlı derecede düşük olduğu görülmektedir. Bu farklılığın yaptığımız çalışmada maksillaya daha az sayıda implant yapılmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bu nedenle maksilla ve mandibula için gözlem sayılarının yaklaşık olarak benzer olması durumunda elde edilecek sonuçları değerlendirmek daha doğru olacaktır.

Çalışmamızda her iki implant tipinde de meydana gelen kemik kaybının erkeklerde daha fazla olduğu görülmüştür. Bu durum istatistiksel olarak da anlamlıdır. Mumcu ve ark. nın [271] çalışmalarında ise ilk 24 aylık süreçte marjinal kemik kaybı kadın ve erkeklerde eşit miktarda ölçülmüş, 36 aylık süreçte ise kemik kaybının kadınlarda daha fazla gözleendiği belirtilmiştir. Benzer şekilde Geraets ve ark. nın [272] çalışmalarında da kadınlarda erkeklere oranla daha fazla kemik kaybı bulunmuştur ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Ghahroudi ve ark. nın [273] çalışmalarında da istatistiksel olarak önemli olmamakla birlikte kadınlarda erkeklere oranla daha fazla kemik kaybı bulunmuştur. Diğer bazı çalışmalarda ise kemik kaybı miktarı yönünden kadın ve erkekler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır [274-277]. Chrcanovic ve ark [278] bu konuyla ilgili yaptıkları sistematik derleme ve meta-analiz çalışmasında dental implantların erkeklerdeki başarısızlık oranının kadınlardan daha yüksek

olduğunu ancak marjinal kemik kaybı sonuçlarını bildiren sınırlı sayıda çalışma nedeniyle, marjinal kemik seviyesinde cinsiyetin etkisini değerlendirmenin zor olduğunu belirtmişlerdir. Bahsedilen bu çalışmada, erkeklere uygulanan implantlarda, kadınlara uygulanan implantlara kıyasla marjinal kemik kaybının yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Yazarlara göre bu farkın nedeni bilinmemektedir, ancak bu farklılığın klinik önemi olup olmadığı tartışmalıdır. Yazarlar araştırmalarına dahil edilen çalışmaların çoğunun retrospektif olduğunu ve retrospektif bir çalışmanın doğası gereği hatalarla sonuçlanabileceğini de ayrıca belirtmişlerdir. Bu çalışma ile bizim çalışmamız arasında bazı tutarlılıklar ve farklılıklar bulunmaktadır. Birincisi bizim çalışmamızda uygulanan implantlarda bir başarısızlığa rastlanmamıştır; sağkalım oranı %100 dür. Diğer yandan prospektif olan bu çalışmamızda her iki implant tipinde de meydana gelen kemik kaybının erkeklerde daha fazla olduğu görülmüştür ve bu durum istatistiksel olarak da anlamlı bulunmuştur. Klinik olarak çok önemli olmadığını düşündüğümüz bu farklılığın nedenini açıklayamamaktayız.

Radyografik analizler en büyük kemik kaybı miktarının implant yerleşimi ve abutment bağlantısını takiben meydana geldiğini [120, 121] ve oklüzal yüklenme sonrasında belirgin bir şekilde azaldığını [122] göstermiştir. Bu durum çalışmamızla uyumludur.

Yüksek bir primer stabilite, implantın mikrohareketlere karşı direncininin yüksek olmasını sağlar. Bu önemlidir çünkü başarılı bir osseoentegrasyon için implant 50-150 μm 'den fazla mikroharekete maruz kalmamalıdır [279].

Bir implantın primer stabilitesi, kortikal kemikle mekanik etkileşimine bağlıdır. İmplantın yerleştirildiği kemik miktarı ve kalitesinden, ameliyat prosedürüne, implantın uzunluğuna, çapına ve formuna kadar çeşitli faktörlerden etkilenebilmektedir [228].

RFA ekipmanı, implant stabilitesini, 0'dan 100'e kadar olan birimlerdeki ISQ olarak kalibre eder, daha yüksek değerler daha fazla stabilite anlamına gelir.

Üreticinin talimatları (www.osstem.com) başarılı bir implantın ISQ değerinin 65' den büyük olması gerektiğini belirtmektedir [280].

Ramakrishna ve Nayar'a [281] göre ISQ değerleri 65'in üzerinde ise implant stabilitesi için en uygun değer olarak kabul edilirken, 45'in altındaki ISQ değerleri zayıf bir primer stabiliteye işaret etmektedir. Sim ve Lang'a [282] göre, 55'in üstündeki ISQ değerlerinin, klinik olarak uygun bir stabiliteyi temsil ettiği düşünülmektedir. Sennerby ve Roos'a [283] göre 45'in altındaki ISQ değerleri implantın başarısız olduğunu gösterirken, yaklaşık 60-70 ISQ değeri başarıyı gösterir. Shokri ve Daraeighadikolaei [284] ise 47 ya da daha düşük bir ISQ değerini şüpheli bir primer stabilitenin işareti olarak kabul etmişlerdir. Bununla birlikte, yüklemmeden 1 yıl sonra 57'nin üstünde bir ISQ değerinin başarılı bir implant sonucunu belirttiği [285]; 50'nin altında bir değerin ise implantın başarısızlık riskini gösterdiği [217] öne sürülmüştür.

Bu çalışmalardan da anlaşılacağı gibi, bir implantın başarısını veya başarısızlığını öngörmeye eşik bir ISQ değeri hakkında görüş birliği yoktur. Ancak ISQ değeri ne kadar yüksekse primer stabilite o kadar iyidir fikri genel olarak kabul görmektedir [286].

Çalışmamızda konik implantlar için ortalama ISQ değeri 67.64, silindirik implantlar için ortalama 70.16, her iki implant için ise ortalama 69.26 olarak değerlendirilmiştir. Yaptığımız bu çalışmada bir yıllık sağkalım oranı % 100 olduğu ve 2 mm üzerinde bir kemik kaybına rastlanılmadığı için implantın başarısızlığı açısından eşik bir ISQ değeri veremiyoruz. Yani bir eşik değer verebilmek için başarısız sonuçlar alınmalıdır ve bu sonucun olası bütün diğer faktörlerle korelasyonu kanıtlanmalıdır. Bununla birlikte çalışmamızın sonuçlarına göre 65-70 civarındaki bir ISQ değerinin implantın başarısında yeterli olacağı söylenebilir.

Zix ve ark. larının [287] yaptıkları çalışmada ise ortalama ISQ değeri 57.66+-8.19 (aralık 23-73) olduğu belirtilmiş ama implantların sağkalım oranları ile ilgili bir sonuç verilmemiştir.

Becker ve ark. larının [30] 76 hastada 100 adet implant uygulayarak yaptıkları başka bir çalışmada başlangıç RFA ölçümlerinin ortalama 72.06 olduğunu belirtmişlerdir. Ancak bir ila iki yıllık aralıktaki sağkalım oranının % 93 olduğunu ve kaybedilen yedi implantın ilk RFA değerlerinin ortalamasının 66.64 olduğunu bildirmişlerdir. Başlangıçtaki yüksek RFA ölçümlerine sahip bu 7 implantın kaybını şaşırtıcı olarak değerlendirmişlerdir.

Sennerby ve ark [114] yaptıkları çalışmada 218 implantı 90 hastaya uygulamışlar ve ortalama ISQ değerlerinin yerleştirme, abutment bağlantısı ve birinci yıllık kontrollerde sırasıyla 73.7, 74.4 ve 76.7 olduğunu bildirmişlerdir. Erken başarısızlık gösteren iki implantın ISQ değerlerinin 72 ve 77 olduğunu, bu nedenle yerleştirme sırasındaki ISQ değerlerinin bu iki implantın başarısızlığını öngörmek için kullanılmadığını söylemişlerdir. Geç başarısızlık gösteren bir implant ise, 63 ISQ değeri göstermiştir ki bu, grubun 25. en düşük değeridir. Yazarlara göre bu, daha düşük ISQ değeri gösteren 24 implantın bir yıllık yükleme sonrasında başarılı olduğu anlamına gelmektedir. Bununla birlikte, bu 24 implantın hepsinin yerleşimden abutment bağlantısına kadar ISQ değerinde bir artış gösterdiğini; başarısızlıkla sonuçlanan implantın ise 61 ISQ değeri ile bir azalma gösterdiğini belirtmişlerdir.

Benzer şekilde Rodrigo ve ark. larının [288] yaptıkları çalışmada da implantın yerleştirildiği andaki RFA ölçümlerinin implantın başarısının değerlendirilmesinde yeterli olmadığı ancak iyileşme döneminde kullanıldığında implant başarısızlıklarını önemli ölçüde öngördüğünü belirtmişlerdir.

Aynı implant markasının dört farklı dizaynında marjinal kemik kaybı ve RFA değerlerinin arasındaki ilişkinin değerlendirildiği bir çalışmada, RFA ölçümleri operasyon esnasında, ikinci cerrahi aşamasında, 6. ve 12. aylarda yapılmış; ve ISQ değerlerinin gittikçe arttığı değerlendirilmiştir [289].

Ancak ISQ ölçümleri protez kron varlığında yapılamamaktadır. Ölçüm yapabilmek için her defasında protez kronun çıkarılması gerekir ki bunun rutin uygulamada doğru bir işlem olduğunu düşünmüyoruz. Çünkü RFA uygulayabilmek için

protez kronların hastaya geçici olarak simante edilmesi gerekecektir. Bu da hastada ister istemez bir tedirginlik yaratacak ve hasta ilgili bölgeyi normal fonksiyonda kullanmayabilecektir. Biz kronun simantasyonundan sonra klinik ve radyografik değerlendirmenin yeterli olacağı fikrindeyiz.

Tek başına RFA ölçümlerinin kullanılması, implant stabilitesi ile ilgili yanlış pozitif sonuçlar verebilir ve diğer klinik değerlendirme ölçümleri ile birlikte kullanılmalıdır. RFA, implant entegrasyonunun değerlendirilmesi için bir araçtır ve radyografik değerlendirme ve hastaların klinik bulguları ve belirtileri ile birlikte kullanılmalıdır [30].

Bir implantın kemiğe yerleştirilmesi için gerekli moment kuvvetinin ölçülmesi (tork) primer stabiliteyi ölçmek için bir diğer parametredir [245]. YT değerlerinin 25-45 Ncm aralığında olmasının, yükleme esnasında olumsuz mikro hareketleri (50 ve 100 µm arasında eşik seviyesini) önleyerek osseointegrasyon sürecinin oluşmasında olumlu etkisi olacağını gösteren çalışmalar bulunmaktadır [248]. Bunlardan Ottoni ve ark. ları [252] yaptığı çalışmada osseointegrasyonu oluşturmak için YT değerinin minimum 20 Ncm, optimum 32 Ncm olması gerektiğini bildirmişlerdir.

İmplant yerleştirilmesi sırasında kortikal kemiğe uygulanan basınç minimum olmalıdır. Böylece marjinal kemik kaybı ve iyileşmenin gecikmesi önlenecektir. Mikro hareketi azaltacak ve derhal yüklemeye izin verecek yeterli yerleştirme torku konusunda henüz kesin bir görüş birliği bulunmamasına rağmen, birkaç klinik çalışma 32 ila 50 Ncm arasında bir YT değerine ulaşmayı önermektedir [251, 252, 290].

Ottoni ve ark. ları [252] iyileşmiş kemik bölgelerine yerleştirilen implantların marjinal kemik kaybını normal YT (50 Ncm'de) ve yüksek YT (50-100 Ncm arasında) ile karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada normal YT (50 Ncm'den daha düşük) grubundaki implantlar için 12. aydaki marjinal kemik kaybı 0.69 mm, yüksek YT (50-100 Ncm) grubunda 1.18 mm olarak ölçülmüştür. Bu nedenle, bu çalışmada, YT ne kadar yüksek olursa, marjinal kemik rezorpsiyonu da o kadar yüksek olacağı sonucuna varılmıştır.

Norton ve ark. [291] tarafından yapılan bir çalışmada, düşük YT (25 Ncm'den düşük) ile yerleştirilmiş implantlar, mükemmel sağkalım oranları ve mesial ve distal bölgelerde sırasıyla 0.23 mm ve 0.20 mm olacak şekilde marjinal kemik kaybı göstermiştir.

Çalışmamızda ise konik tip implant için YT ortalaması 38.96, silindirik tip implant için 38.57, toplam ortalama ise 38.71 olarak değerlendirilmiştir. Ancak iki implant tipine göre kemik kaybı miktarı ile YT arasındaki ilişkiyi incelediğimizde bazı farklılıkların olduğu görülmüştür. Buna göre konik tip implantta YT değerinin 50 civarında olması durumunda kemik kaybının en az düzeyde olduğu görülürken, silindirik tip implantta ise bu değer 30-40 aralığında olduğu görülmüştür. Ancak konik implantta 12. aydaki ortalama kemik kaybının 0.21mm, silindirik implantta ise 0.82 mm olduğunu unutmamak gerekir. Bu değerler, önerilen değerleri karşılamakla birlikte konik implantta daha yüksek bir YT değeriyle daha az bir kemik kaybı olması çelişkili gibi görünmesine rağmen, bize göre her implantın kendi içinde değerlendirilmesi gerektiği sonucuna varılmaktadır.

Çalışmamızda YT ile kemik yoğunluğu ve ISQ arasında bir korelasyon bulunmamıştır. Ancak her iki implant materyalinde de ISQ ile kemik yoğunluğu arasında pozitif bir ilişki saptanmıştır. Konik tip implantta bu iki değişken arasındaki ilişki istatistiksel açıdan anlamlı olmasına karşın kuvveti zayıftır.

Çehreli ve ark. nın [241] yaptıkları bir çalışmada ISQ değerleri ile kemik yoğunluğu arasında bir korelasyon bulunmamıştır. Ancak ilgili çalışmada insana ait bir kadavrada femur başı kullanılmıştır ve kemik yoğunluğu değerlendirmeleri BT ile yapılmıştır.

Türkyılmaz ve McGlumphy in [292] 111 hastada 300 implant uygulayarak yaptıkları klinik bir çalışmada ISQ ve BT ile elde edilen kemik yoğunlukları arasında önemli bir korelasyon bulunmuştur. Ayrıca bu çalışmada kemik yoğunluğu ile YT arasında ve ISQ ile YT arasında da önemli korelasyonlar olduğu ve sağkalım oranının üç yıllık bir takip sonucunda % 93.3 olduğu bildirilmiştir.

Pagliani ve ark. nın yaptıkları klinik çalışmada da kemik yoğunluğu ile ISQ ve ISQ ile YT arasında önemli korelasyon olduğu bildirilmiştir [293]. Ancak kemik yoğunluğu değerleri BT kullanılarak elde edilmiş olup sadece 4 hastaya implant uygulanmıştır.

Isoda ve ark. nın yaptıkları çalışmada ise kemik yoğunluğu ile YT, kemik yoğunluğu ile ISQ ve YT ile ISQ arasında önemli korelasyonlar olduğu bildirilmiştir. İlgili çalışmada domuz femur başı kullanılmış ve kemik yoğunluğu değerlendirmeleri KIBT kullanılarak yapılmıştır [294].

Klinik bir çalışmada YT ile ISQ, YT ile kemik densitesi ve ISQ ile kemik densitesi arasında önemli korelasyonlar bulunmuştur [295]. 17 hastayı kapsayan bu çalışmada kemik yoğunluğu KIBT den elde edilen HU değerleri baz alınarak yapılmıştır.

Lekholm ve Zarb [89] indeksinin kullanıldığı bir çalışmada kemik kalitesi ile ISQ arasında önemli korelasyon bulunmuştur [114]. Aynı şekilde Lekholm ve Zarb [89] indeksinin kullanıldığı bir başka çalışmada ise YT ile ISQ arasında zayıf korelasyon, YT ile kemik kalitesi arasında anlamlı korelasyon, ISQ ile kemik kalitesi arasında ise çok zayıf bir korelasyon tespit edilmiştir [296]. Bu iki çalışmanın sonuçları arasındaki farkın, bahsedilen ikinci çalışmada kullanılan implantların yaklaşık dörtte birinin çekim soketine yerleştirilmesi olduğunu düşünüyoruz.

YT ile ISQ arasında korelasyon bildiren bir diğer çalışmada ise kemik blokları kullanılmıştır [297]. Aynı şekilde sonuç veren bir başka çalışmada ise altı tane domuz mandibulası kullanılmıştır [298].

Kemiğin morfolojik yapısı dikkate alındığında kortikal ve trabeküler kemiğin yapısal özellikleri birbirinden farklıdır. Bu farklılık mekanik özelliklerine de yansır. Kortikal kemiğin kompakt yapısı trabeküler kemiğe göre daha güçlü ve sert olmasını sağlar. Böylece kortikal kemik; eğme, bükme ve sıkıştırma kuvvetlerine karşı dayanıklıyken, trabeküler kemik germe ve makaslama kuvvetlerine karşı dirençlidir [299].

Ancak Sennerby ve Meredith e [280] göre RFA ve YT arasında zayıf bir korelasyon olduğunu ve bu da iki değişkenin pratik olarak birbirinden bağımsız değerlendirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Buna göre RFA ve YT, primer stabilitenin iki farklı özelliğini ifade etmektedir. RFA, bükme yüküne direnci gösterirken, YT makaslama kuvvetlerine karşı direnci göstermektedir. Lages ve Douglas [300] da IT ve RFA'nın birbiriyle ilişkisini araştırdıkları sistematik derlemelerinde, primer stabilite ölçümlerinde YT ve RFA'nın birbirinden bağımsız ve kıyaslanamayan iki farklı yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamız her iki araştırmayla da uyumludur.

Literatür incelendiğinde çenelerin kemik densitelerinin değerlendirilmesi amacıyla panoramik radyomorfometrik indeksler [301, 302], intraoral periapikal radyograflar [303, 304], DEXA, medikal BT ve KIBT gibi pek çok yöntemin kullanıldığı görülmektedir. Bütün bu yöntemlerin avantajları ve dezavantajları vardır; ve aralarında bir seçim yapmak zordur. Ulaşımı en kolay, en az maliyetli ve hastanın en az radyasyona maruz kalacağı yöntemi tercih etmek daha doğru olacaktır. Bu nedenle bu çalışmada referans materyal olarak Al-Sw yerleştirilen periapikal radyograflar kullanılmıştır. Özellikle konik implant uygulanan hastalarda kemik yoğunluğunun artmasıyla birlikte marjinal kemik kaybının azaldığının gösterilmesi bu tercihin doğru olduğunu ve klinik olarak uygulanabilir olduğunu göstermektedir.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Her iki implant tipi de genel olarak kabul edilmiş marjinal kemik kaybı miktarlarının altında bir kayıp göstermiştir. Ancak, konik tip implantlarda daha düşük miktarda kemik kaybı meydana gelmiştir. Kemik kaybı miktarları implant tiplerine göre anlamlı derecede farklılık göstermektedir.

Maksillaya uygulanan implantlarda meydana gelen kemik kaybı miktarının mandibulaya göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür. Ancak maksillaya uygulanan implantların mandibulaya kıyasla sayıca az olması elde edilen sonuçların güvenilirliğini etkileyecektir. Bu nedenle maksilla ve mandibulada gözlem sayılarının yaklaşık olarak benzer olması durumunda elde edilen sonuçların değerlendirilmesi daha doğru olacağı kanaatindeyiz.

Konik tip implant kullanıldığında kemik yoğunluğu arttıkça meydana gelen kemik kaybının azaldığı görülmüştür. Silindirik tip implant uygulandığında ise kemik kaybı miktarı ile kemik yoğunluğu arasında doğrusal olmayan bir ilişki saptanmıştır. Buna göre kemik yoğunluğunun 4-5 mmAlEşd olduğu durumlarda meydana gelen kemik kaybı miktarlarında azalma olduğu, bu yoğunluğun üzerindeki durumlarda ise tekrar bir artışın meydana geldiği görülmüştür.

YT ile ISQ arasında ise pozitif bir korelasyon görülmemiştir. Aynı şekilde YT ile kemik yoğunluğu arasında da bir korelasyon tespit edilememiştir.

Her iki implant türünde de altıncı aya kadar kemik kaybında artış gözlenmiştir.

Konik tip implantta ISQ değeri ne kadar yüksekse o kadar az miktarda kemik kaybı oluşurken, silindirik tip implantta ISQ değeri 70-80 aralığında iken en az miktarda kemik kaybı saptanmıştır. Her iki implant tipinde ISQ değerleri ile kemik yoğunluğu arasında pozitif yönlü ilişki bulunmuştur. Konik tip implantta bu iki değişken arasındaki ilişki istatistiksel açıdan anlamlı olmasına karşın kuvveti zayıftır. Değişkenler arasındaki bu ilişki zayıf olmasına rağmen kemik yoğunluğunun yüksek olduğu durumlarda ISQ değerinin de yüksek çıktığı söylenebilir.

YT değerleri ile kemik kaybı seviyeleri arasındaki ilişki değerlendirildiğinde ise; konik tip implant kullanıldığında kemik kaybının en az düzeyde olduğu YT değeri 50 iken, silindirik tip implantta ise bu değer 30-40 aralığı olarak tespit edilmiştir.

Çalışmamızda mmAlEŞd olarak hesaplanan kemik yoğunluğu değerleri herhangi bir kemik densite sınıflamasına dahil edilememiştir. Bunun için ayrı bir histomorfometrik çalışmaya ihtiyaç vardır.

Panoramik radyograflar maksillofasiyal bölgenin genel değerlendirmesi için ideal bir yöntemdir. Ancak implantların çevresindeki marjinal kemik seviyelerini ölçmenin en iyi yöntemi, taramalı ve sayısallaştırılmış geleneksel radyografik incelemelerdir [16, 17]. Buna rağmen implantlardaki marjinal kemik kaybıyla ilgili yapılan birçok çalışmada panoramik radyografin kullanıldığı görülmüştür. İntraoral periapikal radyografi tekniği panoramik radyografi tekniğine göre hem daha fazla zaman alıcı hem de daha zordur. Ayrıca bu iŐlemdede standartizasyonu sağlamak amacıyla film tutucu, silikon ölçü maddesi ve Al-SW in de kullanılması gerekmektedir.

Dolayısıyla bu iŐlemlerin hem hasta hem de hekim açısından bir zorluk yarattığını kabul ediyoruz. Ancak periapikal radyografi tekniği panoramik radyografi tekniğine göre daha güvenilir sonuçlar elde etmemizi sağlandığından akademik çalışmalarda bu tip zorlukların göze alınması gerektiğini düşünüyoruz.

7. KAYNAKLAR

1. Parithimarkalaignan, S. and T. Padmanabhan, *Osseointegration: an update*. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 2013. **13**(1): p. 2-6.
2. Herekar, M., et al., *A correlation between bone (B), insertion torque (IT), and implant stability (S): BITS score*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2014. **112**(4): p. 805-810.
3. Al-Radha, A.S.D., et al., *Surface properties of titanium and zirconia dental implant materials and their effect on bacterial adhesion*. Journal of dentistry, 2012. **40**(2): p. 146-153.
4. Moraschini, V., et al., *Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 2015. **44**(3): p. 377-388.
5. Capek, L., et al., *Influence of the orientation of the Osstell® transducer during measurement of dental implant stability using resonance frequency analysis: a numerical approach*. Medical Engineering and Physics, 2009. **31**(7): p. 764-769.
6. Huang, H.-L., et al., *Relation between initial implant stability quotient and bone-implant contact percentage: an in vitro model study*. Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology, 2013. **116**(5): p. e356-e361.
7. Fernández-Formoso, N., et al., *Radiographic evaluation of marginal bone maintenance around tissue level implant and bone level implant: a randomised controlled trial. A 1-year follow-up*. Journal of oral rehabilitation, 2012. **39**(11): p. 830-837.
8. Levin, L., et al., *Long-term marginal bone loss around single dental implants affected by current and past smoking habits*. Implant dentistry, 2008. **17**(4): p. 422-429.
9. Branemark, P.-I., *Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw, Experience from a 10-year period*. Scand J Plast Reconstr Surg, 1977. **1**: p. 1-132.
10. Sullivan, R.M., *Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective*. J Calif Dent Assoc, 2001. **29**(11): p. 737-45.
11. Adell, R., et al., *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw*. International journal of oral surgery, 1981. **10**(6): p. 387-416.
12. Jemt, T., U. Lekholm, and K. Gröndahl, *3-year followup study of early single implant restorations ad modum Brånemark*. The International journal of periodontics & restorative dentistry, 1990. **10**(5): p. 340.
13. Cox, J. and G. Zarb, *The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1987. **2**(2).
14. Esposito, M., et al., *Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(II). Etiopathogenesis*. European journal of oral sciences, 1998. **106**(3): p. 721-764.
15. Albrektsson, T. and F. Isidor. *Criteria for success and failure of an implant system. Consensus report*. in *Proceedings of the 1st European workshop on periodontology*. Chicago, IL: Quintessence. 1994.

16. Batenburg, R., et al., *Radiographic assessment of changes in marginal bone around endosseous implants supporting mandibular overdentures*. Dentomaxillofacial Radiology, 1998. **27**(4): p. 221-224.
17. Bittar-Cortez, J., et al., *Comparison of peri-implant bone level assessment in digitized conventional radiographs and digital subtraction images*. Dentomaxillofacial Radiology, 2006. **35**(4): p. 258-262.
18. Yepes, J.F. and M. Al-Sabbagh, *Use of cone-beam computed tomography in early detection of implant failure*. Dental Clinics of North America, 2015. **59**(1): p. 41-56.
19. Tyndall, D.A., et al., *Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography*. Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology, 2012. **113**(6): p. 817-826.
20. Sirin, Y., et al., *Detection of crestal radiolucencies around dental implants: an in vitro experimental study*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2012. **70**(7): p. 1540-1550.
21. Payne, A.G., Y.F. Solomons, and J.F. Lownie, *Standardization of radiographs for mandibular implant-supported overdentures: review and innovation*. Clinical Oral Implants Research, 1999. **10**(4): p. 307-319.
22. Parashis, A., A. Andronikaki-Faldami, and K. Tsiklakis, *Clinical and radiographic comparison of three regenerative procedures in the treatment of intrabony defects*. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2004. **24**(1).
23. Tsitoura, E., et al., *Baseline radiographic defect angle of the intrabony defect as a prognostic indicator in regenerative periodontal surgery with enamel matrix derivative*. Journal of clinical periodontology, 2004. **31**(8): p. 643-647.
24. Rosling, B., et al., *A radiographic method for assessing changes in alveolar bone height following periodontal therapy*. Journal of clinical periodontology, 1975. **2**(4): p. 211-217.
25. Lurie, A., R. Greenberg, and K. Kornman, *Subtraction radiology demonstrates crestal bone loss in experimentally induced marginal periodontitis*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, 1983. **55**(5): p. 537-541.
26. Payot, P., et al., *Densitometric analysis of lower molar interradicular areas in superposable radiographs*. Journal of clinical periodontology, 1987. **14**(1): p. 1-7.
27. Duckworth, J., et al., *A method for the geometric and densitometric standardization of intraoral radiographs*. Journal of periodontology, 1983. **54**(7): p. 435-440.
28. Trouerbach, W., *Radiographic aluminum equivalent value of bone: the development of a registration method and some clinical applications*. 1982.
29. Herekar, M., et al., *A correlation between bone (B), insertion torque (IT), and implant stability (S): BITS score*. The Journal of prosthetic dentistry, 2014. **112**(4): p. 805-810.
30. Becker, W., et al., *Prospective clinical trial evaluating a new implant system for implant survival, implant stability and radiographic bone changes*. Clinical implant dentistry and related research, 2013. **15**(1): p. 15-21.

31. Duyck, J., et al., *Effect of insertion torque on titanium implant osseointegration: an animal experimental study*. Clinical oral implants research, 2015. **26**(2): p. 191-196.
32. Ring, M., *A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2*. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 1995. **16**(11): p. 1132, 1134, 1136 passim-1132, 1134, 1136 passim.
33. Abraham, C.M., *Suppl 1: A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments*. The open dentistry journal, 2014. **8**: p. 50.
34. Ring, M.E., *Dentistry: an illustrated history*. 1985: Abradale Press/Harry N. Abrams.
35. Coleman AI. A syllabus in the study of history of dentistry. USC COD, L., 12., 1970
36. Becker, M.J., *Ancient" dental implants": a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 1999. **14**(1): p. 19-29.
37. Atilla, G., *A rare find in Anatolia--a tooth implant (mid-sixth century B.C.)*. J Oral Implantol, 1993. **19**(1): p. 54-7.
38. Ring, M., *A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1*. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 1995. **16**(10): p. 1060, 1062, 1064 passim-1060, 1062, 1064 passim.
39. McKinney, R.V., *Endosteal dental implants*. 1991: Year Book Medical Pub.
40. Asbell, M.B., *Dentistry: a historical perspective*. 1988: Dorrance Publishing Co.
41. Moore, E.D. and D. Maj. *History of tooth replacement and current status of dental implants*
42. Dahle, E., *Transplantation to osseointegration. A chronology of dental implants*. Bulletin of the history of dentistry, 1990. **38**(2): p. 19.
43. Greenfield, E., *Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913*. The International journal of oral implantology: implantologist, 1990. **7**(2): p. 63-68.
44. Linkow, L. and J. Dorfman, *Implantology in dentistry. A brief historical perspective*. The New York state dental journal, 1990. **57**(6): p. 31-35.
45. Schou, S., et al., *A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant*. Clinical oral implants research, 2000. **11**(2): p. 171-178.
46. Linkow, L.I., *Intraosseous implants utilized as fixed bridge abutments*. J Oral Implant Transplant Surg, 1964. **10**(2): p. 17-23.
47. Linkow, L.I., *The radiographic role in endosseous implant interventions*. The Chronicle, 1966. **29**(10): p. 304-311.
48. Markle, D.H., D.E. Grenoble, and R.J. Melrose, *Histologic evaluation of vitreous carbon endosteal implants in dogs*. Biomaterials, medical devices, and artificial organs, 1975. **3**(1): p. 97-114.
49. Schulte, W. and G. Heimke, *[The Tubinger immediate implant]*. Die Quintessenz, 1976. **27**(6): p. 17-23.
50. Small, I.A. and D. Misiak, *A sixteen-year evaluation of the mandibular staple bone plate*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 1986. **44**(1): p. 60-66.

51. Hau, J. and S.J. Schapiro, *Handbook of laboratory animal science: essential principles and practices*. Vol. 1. 2002: CRC press.
52. Lewin, T., *Per-Ingvar Branemark, Dental Innovator, Dies at 85*, in *The New York Times*. DEC. 27, 2014
53. Branemark, P.-I., *Vital microscopy of bone marrow in rabbit*. Scandinavian journal of clinical and laboratory investigation, 1959. **11**: p. 1.
54. Branemark, P.-I., *Osseointegration and its experimental background*. The Journal of prosthetic dentistry, 1983. **50**(3): p. 399-410.
55. Türk, A., et al., *Marginal bone loss of two implant systems with three different superstructure materials: a randomised clinical trial*. Journal of oral rehabilitation, 2013. **40**(6): p. 457-463.
56. Bornstein, M.M., et al., *A retrospective analysis of patients referred for implant placement to a specialty clinic: indications, surgical procedures, and early failures*. International journal of oral & maxillofacial implants, 2008. **23**(6).
57. Shayesteh, Y.S., et al., *A comparative study of crestal bone loss and implant stability between osteotome and conventional implant insertion techniques: a randomized controlled clinical trial study*. Clinical implant dentistry and related research, 2013. **15**(3): p. 350-357.
58. Dierens, M., et al., *Long-term follow-up of turned single implants placed in periodontally healthy patients after 16–22 years: radiographic and peri-implant outcome*. Clinical oral implants research, 2012. **23**(2): p. 197-204.
59. Elias, C.N., *Factors Affecting the Success of Dental Implants*, in *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*, I. Turkyilmaz, Editor. 2011, InTech: Rijeka. p. Ch. 14.
60. Wennerberg, A. and T. Albrektsson, *Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review*. Clinical oral implants research, 2009. **20**(s4): p. 172-184.
61. Beutner, R., et al., *Biological nano-functionalization of titanium-based biomaterial surfaces: a flexible toolbox*. Journal of the Royal Society Interface, 2010. **7**(Suppl 1): p. S93-S105.
62. Wennerberg, A. and T. Albrektsson, *On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010. **25**(1).
63. Novaes Jr, A.B., et al., *Influence of implant surfaces on osseointegration*. Brazilian dental journal, 2010. **21**(6): p. 471-481.
64. Elias, C.N., *Factors affecting the success of dental implants*, in *Implant Dentistry-A Rapidly Evolving Practice*. 2011, InTech.
65. Zarb, C. and T. Albrektsson, *Nature of implant attachments*. Tissue-integrated prostheses osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co., Chicago, 1985: p. 88-98.
66. Garg, A.K., *Bone biology*. Harvesting & grafting for dental implants rationale and clinical applications. IL: Quintessence Publishing, 2004.

67. Linder, L., et al., *Electron microscopic analysis of the bone-titanium interface*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1983. **54**(1): p. 45-52.
68. Stanford, C.M. and J.C. Keller, *The concept of osseointegration and bone matrix expression*. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine, 1991. **2**(1): p. 83-101.
69. Mavrogenis, A., et al., *Biology of implant osseointegration*. J Musculoskelet Neuronal Interact, 2009. **9**(2): p. 61-71.
70. Albrektsson, T., et al., *Osseointegration of implants: a biological and clinical overview*. JSM Dental Surgery, 2017. **2**(3).
71. Davies, J., *Mechanisms of endosseous integration*. International Journal of Prosthodontics, 1998. **11**(5).
72. Zoldos, J. and J.N. Kent, *Healing of endosseous implants*. Endosseous implants for maxillofacial reconstruction. Philadelphia: WB Saunders Co, 1995: p. 40-69.
73. Meyer, U., et al., *Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants*. Biomaterials, 2004. **25**(10): p. 1959-1967.
74. Murai, K., et al., *Light and electron microscopic studies of bone-titanium interface in the tibiae of young and mature rats*. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 1996. **30**(4): p. 523-533.
75. Franchi, M., et al., *Biological fixation of endosseous implants*. Micron, 2005. **36**(7): p. 665-671.
76. Rigo, E., et al., *Evaluation in vitro and in vivo of biomimetic hydroxyapatite coated on titanium dental implants*. Materials Science and Engineering: C, 2004. **24**(5): p. 647-651.
77. Chappard, D., et al., *The early remodeling phases around titanium implants: a histomorphometric assessment of bone quality in a 3-and 6-month study in sheep*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 1999. **14**(2): p. 189-196.
78. Baier, R., et al., *Importance of implant surface preparation for biomaterials with different intrinsic properties*. van Steenberghe D, Albrektsson T, Branemark PI, Holt R, Henry P, Lidén C, Excerpta Medica, Amsterdam, 1986: p. 13-40.
79. Eriksson, A.R., *Heat-induced bone tissue injury: an in vivo investigation of heat tolerance of bone tissue and temperature rise in the drilling of cortical bone*. 1984.
80. Eriksson, R. and T. Albrektsson, *The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber*. Journal of Oral and Maxillofacial surgery, 1984. **42**(11): p. 705-711.
81. Cameron, H.U., R.M. Pilliar, and I. Macnab, *The effect of movement on the bonding of porous metal to bone*. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 1973. **7**(4): p. 301-311.
82. Williams, D.F., *On the mechanisms of biocompatibility*. Biomaterials, 2008. **29**(20): p. 2941-2953.
83. Albrektsson, T., et al., *Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1981. **52**(2): p. 155-170.

84. Lamers, E., et al., *The influence of nanoscale grooved substrates on osteoblast behavior and extracellular matrix deposition*. *Biomaterials*, 2010. **31**(12): p. 3307-3316.
85. Piao, C., et al., *Marginal bone loss around three different implant systems: radiographic evaluation after 1 year*. *Journal of oral rehabilitation*, 2009. **36**(10): p. 748-754.
86. Aloy-Prósper, A., et al., *Marginal bone loss in relation to the implant neck surface: an update.[Review] Source Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*. *16* (3): e365-8, 2011. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*, 2011. **16**(3): p. e365-8.
87. Bratu, E.A., M. Tandlich, and L. Shapira, *A rough surface implant neck with microthreads reduces the amount of marginal bone loss: a prospective clinical study*. *Clinical oral implants research*, 2009. **20**(8): p. 827-832.
88. Irinakis, T. and C. Wiebe, *Initial torque stability of a new bone condensing dental implant. A cohort study of 140 consecutively placed implants*. *Journal of Oral Implantology*, 2009. **35**(6): p. 277-282.
89. Lekholm, U., *Patient selection and preparation*. *Tissue-integrated prostheses Osseointegration in clinical dentistry*, 1985: p. 199-209.
90. Truhlar, R.S., et al., *Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants*. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1997. **55**(12): p. 38-45.
91. Misch, C.E., *Contemporary implant dentistry-E-Book*. 2007: Elsevier Health Sciences.
92. Jaffin, R.A. and C.L. Berman, *The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis*. *Journal of periodontology*, 1991. **62**(1): p. 2-4.
93. Manz, M.C., *Radiographic assessment of peri-implant vertical bone loss: DICRG Interim Report No. 9*. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 1997. **55**(12): p. 62-71.
94. Martinez, H., et al., *Optimal implant stabilization in low density bone*. *Clinical Oral Implants Research*, 2001. **12**(5): p. 423-432.
95. Anitua, E., C. Carda, and I. Andia, *A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note*. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2007. **22**(1): p. 138.
96. Friberg, B., A. Ekestubbe, and L. Sennerby, *Clinical outcome of Brånemark System implants of various diameters: a retrospective study*. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2002. **17**(5).
97. Sakoh, J., et al., *Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro*. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2006. **21**(4).
98. Toyoshima, T., et al., *Primary Stability of a Hybrid Self-Tapping Implant Compared to a Cylindrical Non-Self-Tapping Implant with Respect to Drilling Protocols in an Ex Vivo Model*. *Clinical implant dentistry and related research*, 2011. **13**(1): p. 71-78.
99. O'sullivan, D., L. Sennerby, and N. Meredith, *Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants*. *Clinical oral implants research*, 2004. **15**(4): p. 474-480.

100. Campos, F.E., et al., *Effect of drilling dimension on implant placement torque and early osseointegration stages: an experimental study in dogs*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2012. **70**(1): p. e43-e50.
101. Summers, R.B., *A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique*. Compendium (Newtown, Pa.), 1994. **15**(2): p. 152, 154-6, 158 passim; quiz 162.
102. Summers, R.B., *The osteotome technique: Part 2--The ridge expansion osteotomy (REO) procedure*. Compendium (Newtown, Pa.), 1994. **15**(4): p. 422, 424, 426, passim; quiz 436-422, 424, 426, passim; quiz 436.
103. Summers, R.B., *The osteotome technique: Part 3--Less invasive methods of elevating the sinus floor*. Compendium (Newtown, Pa.), 1994. **15**(6): p. 698, 700, 702-4 passim; quiz 710.
104. Halldin, A., et al., *The effect of static bone strain on implant stability and bone remodeling*. Bone, 2011. **49**(4): p. 783-789.
105. Coelho, P.G., et al., *Biomechanical evaluation of undersized drilling on implant biomechanical stability at early implantation times*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2013. **71**(2): p. e69-e75.
106. Freitas Jr, A.C., et al., *The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion*. Clinical oral implants research, 2012. **23**(1): p. 113-118.
107. Cochran, D.L., D. Morton, and H.-P. Weber, *Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2004. **19**: p. 109.
108. Szmukler-Moncler, S., et al., *Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology*. Clinical oral implants research, 2000. **11**(1): p. 12-25.
109. Östman, P.O., *Immediate/early loading of dental implants. Clinical documentation and presentation of a treatment concept*. Periodontology 2000, 2008. **47**(1): p. 90-112.
110. Rea, M., et al., *Influence of immediate loading on healing of implants installed with different insertion torques--an experimental study in dogs*. Clinical oral implants research, 2015. **26**(1): p. 90-95.
111. Suarez, F., et al., *Effect of the timing of restoration on implant marginal bone loss: a systematic review*. Journal of periodontology, 2013. **84**(2): p. 159-169.
112. Quirynen, M., et al., *How does the timing of implant placement to extraction affect outcome?* International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2007. **22**(7).
113. Esposito, M., et al., *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, 2007. **22**(6).
114. Sennerby, L., et al., *One-Year Outcomes of Neoss Bimodal Implants. A Prospective Clinical, Radiographic, and RFA Study*. Clinical implant dentistry and related research, 2012. **14**(3): p. 313-320.
115. Manz, M.C., *Factors associated with radiographic vertical bone loss around implants placed in a clinical study*. Annals of Periodontology, 2000. **5**(1): p. 137-151.

116. Spray, J.R., et al., *The influence of bone thickness on facial marginal bone response: stage 1 placement through stage 2 uncovering*. Annals of Periodontology, 2000. **5**(1): p. 119-128.
117. Oh, T.-J., et al., *The causes of early implant bone loss: myth or science?* Journal of periodontology, 2002. **73**(3): p. 322-333.
118. Kronström, M., et al., *Early Implant Failures in Patients Treated with Brånemark System Titanium Dental Implants: A Retrospective Study*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2001. **16**(2).
119. Roos-Jansåker, A.M., et al., *Nine-to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part II: presence of peri-implant lesions*. Journal of clinical periodontology, 2006. **33**(4): p. 290-295.
120. Quirynen, M., et al., *Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge*. Journal of Clinical Periodontology, 1992. **19**(2): p. 118-126.
121. Berglundh, T., I. Abrahamsson, and J. Lindhe, *Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs*. Journal of Clinical Periodontology, 2005. **32**(9): p. 925-932.
122. Kadkhodazadeh, M., et al., *Radiographic evaluation of marginal bone levels around dental implants with different designs after 1 year*. Acta Odontologica Scandinavica, 2013. **71**(1): p. 92-95.
123. Geraets, W.G., et al., *Detecting bone loss along dental implants by subtraction of panoramic radiographs*. Clinical oral implants research, 2012. **23**(7): p. 861-865.
124. Pikner, S.S. and K. Gröndahl, *Radiographic analyses of "advanced" marginal bone loss around Brånemark® Dental implants*. Clinical implant dentistry and related research, 2009. **11**(2): p. 120-133.
125. Atieh, M.A., H.M. Ibrahim, and A.H. Atieh, *Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis*. Journal of periodontology, 2010. **81**(10): p. 1350-1366.
126. Jones, A.A. and D.L. Cochran, *Consequences of implant design*. Dental Clinics, 2006. **50**(3): p. 339-360.
127. Albrektsson, T., et al., *Is marginal bone loss around oral implants the result of a provoked foreign body reaction?* Clinical implant dentistry and related research, 2014. **16**(2): p. 155-165.
128. Haïat, G., H.-L. Wang, and J. Brunski, *Effects of biomechanical properties of the bone-implant interface on dental implant stability: from in silico approaches to the patient's mouth*. Annual review of biomedical engineering, 2014. **16**: p. 187-213.
129. Hämmerle, C., et al., *Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth*. Clinical oral implants research, 1995. **6**(2): p. 83-90.
130. Kim, Y., et al., *Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale*. Clinical oral implants research, 2005. **16**(1): p. 26-35.
131. Kim, J.J., et al., *Effect of conical configuration of fixture on the maintenance of marginal bone level: preliminary results at 1 year of function*. Clinical oral implants research, 2010. **21**(4): p. 439-444.

132. Buser, D., et al., *Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants*. Clinical oral implants research, 1997. **8**(3): p. 161-172.
133. Cochran, D.L., et al., *The use of reduced healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface*. Clinical oral implants research, 2002. **13**(2): p. 144-153.
134. Misch, C.E., et al., *Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference*. Implant dentistry, 2008. **17**(1): p. 5-15.
135. Papaspyridakos, P., et al., *Success criteria in implant dentistry: a systematic review*. Journal of dental research, 2012. **91**(3): p. 242-248.
136. Tarnow, D., S. Cho, and S. Wallace, *The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest*. Journal of periodontology, 2000. **71**(4): p. 546-549.
137. Meijer, G., et al., *Flexible (Polyactive®) versus rigid (hydroxyapatite) dental implants*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 1997. **26**(2): p. 135-140.
138. De Smet, E., et al., *The accuracy and reliability of radiographic methods for the assessment of marginal bone level around oral implants*. Dentomaxillofacial Radiology, 2002. **31**(3): p. 176-181.
139. Montes, C.C., et al., *Failing factors associated with osseointegrated dental implant loss*. Implant Dentistry, 2007. **16**(4): p. 404-412.
140. Bryant, S.R. and G.A. Zarb, *Crestal bone loss proximal to oral implants in older and younger adults*. The Journal of prosthetic dentistry, 2003. **89**(6): p. 589-597.
141. Duyck, J. and I. Naert, *Failure of oral implants: aetiology, symptoms and influencing factors*. Clinical oral investigations, 1998. **2**(3): p. 102-114.
142. Wennström, J. and R. Palmer. *Consensus report of Session C. in Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology*. 1999. Quintessence Publishing Co., Berlin.
143. Lang, N.P. and T. Berglundh, *Periimplant diseases: where are we now?—Consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology*. Journal of Clinical Periodontology, 2011. **38**(s11): p. 178-181.
144. Galindo-Moreno, P., et al., *Marginal bone loss around implants placed in maxillary native bone or grafted sinuses: a retrospective cohort study*. Clinical oral implants research, 2014. **25**(3): p. 378-384.
145. Strid, K., *Radiographic results*. Tissue-Integrated Prostheses, 1985: p. 187-198.
146. Resnik, R.R., L.T. Kircos, and C.E. Misch, *Diagnostic imaging and techniques*. Misch CE, Contemporary Implant Dentistry. 3rd ed. St. Louis, MO: Mosby, 2008: p. 38-67.
147. Gulsahi, A., *Bone quality assessment for dental implants*, in *Implant Dentistry-The Most Promising Discipline of Dentistry*. 2011, InTech.
148. Schulze, R.K.W., D. Berndt, and B. d'Hoedt, *On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants*. Clinical oral implants research, 2010. **21**(1): p. 100-107.

149. Kalender, W.A., R. Hebel, and J. Ebersberger, *Reduction of CT artifacts caused by metallic implants*. Radiology, 1987. **164**(2): p. 576-577.
150. Bilhan, H., E. Mumcu, and S. Arat, *The role of timing of loading on later marginal bone loss around dental implants: a retrospective clinical study*. Journal of Oral Implantology, 2010. **36**(5): p. 363-376.
151. Kumar, V.V., et al., *Retrospective clinical study of marginal bone level changes with two different screw-implant types: comparison between tissue level (TE) and bone level (BL) implant*. Journal of maxillofacial and oral surgery, 2014. **13**(3): p. 259-266.
152. Peñarrocha, M., et al., *Radiologic study of marginal bone loss around 108 dental implants and its relationship to smoking, implant location, and morphology*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2004. **19**(6).
153. Lam, E.W., A. Ruprecht, and J. Yang, *Comparison of two-dimensional orthoradially reformatted computed tomography and panoramic radiography for dental implant treatment planning*. The Journal of prosthetic dentistry, 1995. **74**(1): p. 42-46.
154. Benson, B.W.S., V, *Dental Implants, In: Oral Radiology Principles and Interpretation*, S.C. White & M. J. Pharoah,. Mosby, Elsevier, ISBN 978-0-323-04983-2, St. Louis, Missouri ed. 2009.
155. Friedland, B., *The clinical evaluation of dental implants--a review of the literature, with emphasis on the radiographic aspects*. The Journal of oral implantology, 1987. **13**(1): p. 101-111.
156. Frederiksen, N.L., *Diagnostic imaging in dental implantology*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 1995. **80**(5): p. 540-554.
157. Wyatt, C.C. and M.J. Pharoah, *Imaging techniques and image interpretation for dental implant treatment*. International Journal of Prosthodontics, 1998. **11**(5).
158. Khocht, A., et al., *Comparison of direct digital and conventional intraoral radiographs in detecting alveolar bone loss*. The Journal of the American Dental Association, 2003. **134**(11): p. 1468-1475.
159. Mol, A. and S.M. Dunn, *The performance of projective standardization for digital subtraction radiography*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 2003. **96**(3): p. 373-382.
160. Hamanaka, E.F., et al., *A method for the geometric standardization of intraoral radiographs for long-term follow up of replanted teeth: a case report*. Dental Traumatology, 2013. **29**(2): p. 121-126.
161. SEWERIN, I.P., *Errors in radiographic assessment of marginal bone height around osseointegrated implants*. European Journal of Oral Sciences, 1990. **98**(5): p. 428-433.
162. Schulze, R.K.W. and B. d'Hoedt, *Mathematical analysis of projection errors in "paralleling technique" with respect to implant geometry*. Clinical oral implants research, 2001. **12**(4): p. 364-371.
163. Mayfield, L., et al., *Clinical and radiographic evaluation, following delivery of fixed reconstructions, at GBR treated titanium fixtures*. Clinical oral implants research, 1998. **9**(5): p. 292-302.

164. Norton, M.R., *Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro-and microstructure.* Clinical Oral Implants Research, 1998. **9**(2): p. 91-99.
165. Naert, I., et al., *A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part I: peri-implant outcome.* Clinical Oral Implants Research, 1998. **9**(3): p. 170-177.
166. Watts, D. and J. McCabe, *Aluminium radiopacity standards for dentistry: an international survey.* Journal of dentistry, 1999. **27**(1): p. 73-78.
167. Dennis, J., *A new system of measurement in X-ray work.* 1897: Philadelphia,; SS White Dental Manufacturing Company.
168. Bonnicksen, S.L., *Bone densitometry in clinical practice.* 1998: Springer.
169. Price, W.A., *The science of dental radiology.* Dental Cosmos, 1901. **43**: p. 483-503.
170. Devlin, H., K. Horner, and D. Ledgerton, *A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities.* The Journal of prosthetic dentistry, 1998. **79**(3): p. 323-327.
171. von Wöhrn, N., *General and oral aspects of osteoporosis: a review.* Clinical oral investigations, 2001. **5**(2): p. 71-82.
172. Roschger, P., et al., *Bone mineralization density distribution in health and disease.* Bone, 2008. **42**(3): p. 456-466.
173. Beer, A., et al., *Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible.* Clinical oral implants research, 2003. **14**(5): p. 616-620.
174. Currey, J.D., *Bones: structure and mechanics.* 2013: Princeton university press.
175. Kido, H., et al., *Human mandibular trabecular bone density correlation with mechanical strength: implications for implant dentistry.* Implant dentistry, 2011. **20**(4): p. 323-326.
176. Şençimen, M., et al., *Early detection of alterations in the resonance frequency assessment of oral implant stability on various bone types: a clinical study.* Journal of Oral Implantology, 2011. **37**(4): p. 411-419.
177. Horner, K. and H. Devlin, *The relationship between mandibular bone mineral density and panoramic radiographic measurements.* Journal of dentistry, 1998. **26**(4): p. 337-343.
178. Drozdowska, B., W. Pluskiewicz, and B. Tarnawska, *Panoramic-based mandibular indices in relation to mandibular bone mineral density and skeletal status assessed by dual energy X-ray absorptiometry and quantitative ultrasound.* Dentomaxillofacial Radiology, 2002. **31**(6): p. 361-367.
179. Gulsahi, A., et al., *Assessment of bone mineral density in the jaws and its relationship to radiomorphometric indices.* Dentomaxillofac Radiol, 2010. **39**(5): p. 284-9.
180. Chugh, T., et al., *Bone density and its importance in orthodontics.* Journal of Oral Biology and Craniofacial Research, 2013. **3**(2): p. 92-97.
181. Cann, C.E., *Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review.* Radiology, 1988. **166**(2): p. 509-522.

182. Aranyarachkul, P., et al., *Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2005. **20**(3).
183. Lee, S., et al., *Bone density assessments of dental implant sites: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2007. **22**(2).
184. Katsumata, A., et al., *Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 2009. **107**(3): p. 420-425.
185. González-García, R. and F. Monje, *The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites: a histomorphometric analysis by micro-CT*. Clinical oral implants research, 2013. **24**(8): p. 871-879.
186. Nackaerts, O., et al., *Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography*. Clinical oral implants research, 2011. **22**(8): p. 873-879.
187. Silva, I.M.d.C.C., et al., *Bone density: comparative evaluation of Hounsfield units in multislice and cone-beam computed tomography*. Brazilian oral research, 2012. **26**(6): p. 550-556.
188. Shapurian, T., et al., *Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2006. **21**(2).
189. Valiyaparambil, J.V., et al., *Bone quality evaluation: comparison of cone beam computed tomography and subjective surgical assessment*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2012. **27**(5).
190. Mah, P., T. Reeves, and W. McDavid, *Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography*. Dentomaxillofacial Radiology, 2010. **39**(6): p. 323-335.
191. Linkow, L.I. and R. Chercheve, *Theories and techniques of oral implantology*. Vol. 1. 1970: CV Mosby Co.
192. Lekholm, U., *Patient selection and preparation*. Tissue-integrated prostheses, 1985: p. 199-209.
193. Misch, C., *Bone character: second vital implant criterion*. Dent Today, 1988. **7**(5): p. 39-40.
194. Misch, C., *Density of bone: effect on treatment planning, surgical approach, and healing*. Contemporary implant dentistry, 1993: p. 469-485.
195. Louis, T. and E. Carl, *Diagnostic Imaging and Techniques, Contemporary Implant Dentistry*. Carl EM, editors, 1999. **2**: p. 73-87.
196. Molly, L., *Bone density and primary stability in implant therapy*. Clinical Oral Implants Research, 2006. **17**(S2): p. 124-135.
197. Mall, N., B. Dhanasekar, and I. Aparna, *Validation of implant stability: a measure of implant permanence*. Indian Journal of Dental Research, 2011. **22**(3): p. 462.

198. Norton, M.R. and C. Gamble, *Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan*. Clinical oral implants research, 2001. **12**(1): p. 79-84.
199. Fanuscu, M.I. and T.L. Chang, *Three-dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible*. Clinical oral implants research, 2004. **15**(2): p. 213-218.
200. White, S., et al., *Change in mandibular trabecular pattern and hip fracture rate in elderly women*. Dentomaxillofacial Radiology, 2005. **34**(3): p. 168-174.
201. Yang, J., et al., *A new device for measuring density of jaw bones*. Dentomaxillofacial Radiology, 2002. **31**(5): p. 313-316.
202. Scheibel, P.C., A.L. Ramos, and L.C.V. Iwaki, *Is there correlation between alveolar and systemic bone density?* Dental press journal of orthodontics, 2013. **18**(5): p. 78-83.
203. Sun, Y., et al., *Development of a clinically applicable tool for bone density assessment*. International journal of computer assisted radiology and surgery, 2009. **4**(2): p. 163.
204. Nackaerts, O., et al., *Bone density measurements in intra-oral radiographs*. Clinical oral investigations, 2007. **11**(3): p. 225-229.
205. Huang, H.L., et al., *Initial stability and bone strain evaluation of the immediately loaded dental implant: an in vitro model study*. Clinical oral implants research, 2011. **22**(7): p. 691-698.
206. Huang, H.-L., et al., *Effects of elasticity and structure of trabecular bone on the primary stability of dental implants*. J Med Biol Eng, 2010. **30**(2): p. 85-89.
207. Sevimay, M., et al., *Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown*. The Journal of prosthetic dentistry, 2005. **93**(3): p. 227-234.
208. Rabel, A., S.G. Köhler, and A.M. Schmidt-Westhausen, *Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis*. Clinical oral investigations, 2007. **11**(3): p. 257-265.
209. Jun, S.-H., et al., *Comparison of initial stability parameters and histomorphometric analysis of implants inserted into extraction sockets: human fresh cadaver study*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010. **25**(5).
210. Liu, C., et al., *Relation between insertion torque and bone-implant contact percentage: an artificial bone study*. Clinical oral investigations, 2012. **16**(6): p. 1679-1684.
211. Javed, F. and G.E. Romanos, *The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review*. Journal of dentistry, 2010. **38**(8): p. 612-620.
212. Elias, C.N., et al., *Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants*. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2012. **16**: p. 169-180.
213. Meredith, N., D. Alleyne, and P. Cawley, *Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis*. Clinical oral implants research, 1996. **7**(3): p. 261-267.

214. Bergkvist, G., et al., *Bone density at implant sites and its relationship to assessment of bone quality and treatment outcome*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010. **25**(2).
215. RIBEIRO-ROTTA, R.F., et al., *An exploratory survey of diagnostic methods for bone quality assessment used by Brazilian dental implant specialists*. Journal of oral rehabilitation, 2010. **37**(9): p. 698-703.
216. Lindh, C., K. Obrant, and A. Petersson, *Maxillary bone mineral density and its relationship to the bone mineral density of the lumbar spine and hip*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 2004. **98**(1): p. 102-109.
217. Atsumi, M., S.-h. Park, and H.-L. Wang, *Methods used to assess implant stability: current status*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2007. **22**(5).
218. Park, J.-C., et al., *Implant stability-Measuring devices and randomized clinical trial for ISQ value change pattern measured from two different directions by magnetic RFA, in Implant Dentistry-A Rapidly Evolving Practice*. 2011, InTech.
219. Johansson, P., *Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1994. **9**: p. 279-288.
220. Friberg, B., et al., *Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography. An in vitro study in pig ribs*. Clinical oral implants research, 1995. **6**(3): p. 164-171.
221. Friberg, B., et al., *A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: A 20-month clinical study*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 1999. **28**(4): p. 297-303.
222. Friberg, B., et al., *On Cutting Torque Measurements during Implant Placement: A 3-Year Clinical Prospective Study*. Clinical implant dentistry and related research, 1999. **1**(2): p. 75-83.
223. Roberts, W.E., et al., *Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants*. American journal of orthodontics, 1984. **86**(2): p. 95-111.
224. Johansson, C. and T. Albrektsson, *Integration of Screw Implants in the Rabbit: A 1-yr Follow-up of Removal Torque of Titanium Implants*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1987. **2**(2).
225. Johansson, C. and T. Albrektsson, *A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone*. Clinical oral implants research, 1991. **2**(1): p. 24-29.
226. Johansson, C.B., L. Sennerby, and T. Albrektsson, *A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium implants*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1991. **6**(4).
227. Sullivan, D.Y., et al., *The reverse-torque test: a clinical report*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1996. **11**(2).
228. Meredith, N., *Assessment of implant stability as a prognostic determinant*. International Journal of Prosthodontics, 1998. **11**(5).

229. Brunski, J.B., D.A. Puleo, and A. Nanci, *Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2000. **15**(1): p. 15-46.
230. Kempen, D.H., et al., *Effect of local sequential VEGF and BMP-2 delivery on ectopic and orthotopic bone regeneration*. Biomaterials, 2009. **30**(14): p. 2816-2825.
231. Chang, P.C., N.P. Lang, and W.V. Giannobile, *Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants*. Clinical oral implants research, 2010. **21**(1): p. 1-12.
232. Kitsugi, T., et al., *Bone bonding behavior of titanium and its alloys when coated with titanium oxide (TiO₂) and titanium silicate (Ti₅Si₃)*. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 1996. **32**(2): p. 149-156.
233. Brånemark, R., et al., *Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental in vivo investigation in the beagle dog*. Journal of orthopaedic research, 1998. **16**(1): p. 61-69.
234. Schulte, W., *The new Periotest method*. Compendium (Newtown, Pa.). Supplement, 1987(12): p. S410-5, S417.
235. Teerlinck, J., et al., *Periotest ⇔: An Objective Clinical Diagnosis of Bone Apposition Toward Implants*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1991. **6**(1).
236. Homolka, P., et al., *Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study*. Radiology, 2002. **224**(1): p. 247-252.
237. Turkyilmaz, I., et al., *Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement*. Journal of oral rehabilitation, 2006. **33**(12): p. 881-888.
238. Elias, J.J., J.B. Brunski, and H.A. Scarton, *A Dynamic Modal Testing Technique for Noninvasive Assessment of Bone--Dental Implant Interfaces*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1996. **11**(6).
239. Sul, Y.T., et al., *Resonance frequency and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides*. Clinical oral implants research, 2002. **13**(3): p. 252-259.
240. Roze, J., et al., *Correlating implant stability to bone structure*. Clin Oral Implants Res, 2009. **20**(10): p. 1140-5.
241. Çehreli, M.C., et al., *Implant stability and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets*. Clinical oral implants research, 2009. **20**(10): p. 1163-1169.
242. Miyamoto, I., et al., *Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery—clinical, prospective, biomechanical, and imaging study*. Bone, 2005. **37**(6): p. 776-780.
243. Rozé, J., et al., *Correlating implant stability to bone structure*. Clinical oral implants research, 2009. **20**(10): p. 1140-1145.
244. O'Sullivan, D., et al., *A comparison of two methods of enhancing implant primary stability*. Clinical implant dentistry and related research, 2004. **6**(1): p. 48-57.

245. O'Sullivan, D., L. Sennerby, and N. Meredith, *Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study*. Clinical implant dentistry and related research, 2000. **2**(2): p. 85-92.
246. Wilmes, B., et al., *Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants*. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie, 2006. **67**(3): p. 162-174.
247. Pithon, M. and L. Nojima, *Evaluation of the primary stability of orthodontic miniscrew in different regions of maxilla and mandible of pigs*. Innovations Implant Journal-Biomaterials and Esthetics, 2007. **2**(4): p. 58-63.
248. Trisi, P., et al., *Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density*. Clinical oral implants research, 2009. **20**(5): p. 467-471.
249. Farré-Pagès, N., et al., *Relation between bone density and primary implant stability*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2011. **16**(1): p. e62-7.
250. Barone, A., et al., *The effect of insertion torque on the clinical outcome of single implants: a randomized clinical trial*. Clinical implant dentistry and related research, 2016. **18**(3): p. 588-600.
251. Calandriello, R., M. Tomatis, and B. Rangert, *Immediate Functional Loading of Brånemark System® Implants with Enhanced Initial Stability: A Prospective 1-to 2-Year Clinical and Radiographic Study*. Clinical implant dentistry and related research, 2003. **5**(s1): p. 10-20.
252. Ottoni, J.M.P., et al., *Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2005. **20**(5).
253. Trisi, P., et al., *Primary stability, insertion torque and bone density of cylindrical implant ad modum Branemark: is there a relationship? An in vitro study*. Clinical oral implants research, 2011. **22**(5): p. 567-570.
254. Coelho, P.G., et al., *Early bone healing around different implant bulk designs and surgical techniques: a study in dogs*. Clinical implant dentistry and related research, 2010. **12**(3): p. 202-208.
255. Laurell, L. and D. Lundgren, *Marginal bone level changes at dental implants after 5 years in function: a meta-analysis*. Clinical implant dentistry and related research, 2011. **13**(1): p. 19-28.
256. Jokstad, A., *How many implant systems do we have and are documented*. Osseintegration and dental implants. Singapore: Wiley-Blackwell, 2008: p. 3-9.
257. Çehreli, M.C., et al., *A systematic review of marginal bone loss around implants retaining or supporting overdentures*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010. **25**(2).
258. Goodacre, C.J., et al., *Clinical complications with implants and implant prostheses*. The Journal of prosthetic dentistry, 2003. **90**(2): p. 121-132.
259. Ma, S., et al., *Marginal bone loss with mandibular two-implant overdentures using different loading protocols and attachment systems: 10-year outcomes*. International Journal of Prosthodontics, 2010. **23**(4).

260. Lambert, F.E., et al., *Descriptive analysis of implant and prosthodontic survival rates with fixed implant-supported rehabilitations in the edentulous maxilla*. Journal of periodontology, 2009. **80**(8): p. 1220-1230.
261. Negri, M., et al., *The effect of age, gender, and insertion site on marginal bone loss around endosseous implants: results from a 3-year trial with premium implant system*. BioMed research international, 2014. **2014**.
262. Kamburoğlu, K., et al., *A comparison of peripheral marginal bone loss at dental implants measured with conventional intraoral film and digitized radiographs*. Journal of Oral Implantology, 2012. **38**(3): p. 211-219.
263. Kumar, V.V., et al., *Retrospective Clinical Study of Marginal Bone Level Changes with Two Different Screw-Implant Types: Comparison Between Tissue Level (TE) and Bone Level (BL) Implant*. J Maxillofac Oral Surg, 2014. **13**(3): p. 259-66.
264. Yi, J.-M., et al., *Marginal bony changes in relation to different vertical positions of dental implants*. Journal of periodontal & implant science, 2010. **40**(5): p. 244-248.
265. Aloy-Prosper, A., et al., *Marginal bone loss in relation to the implant neck surface: an update.[Review] Source Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*. 16 (3): e365-8, 2011. Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal, 2011. **16**(3): p. e365-8.
266. Messias, A., P. Nicolau, and F. Guerra, *Titanium dental implants with different collar design and surface modifications: A systematic review on survival rates and marginal bone levels*. Clinical oral implants research, 2019. **30**(1): p. 20-48.
267. Patil, Y.B., et al., *Influence of implant neck design on crestal bone loss: A comparative study*. Nigerian journal of surgery: official publication of the Nigerian Surgical Research Society, 2020. **26**(1): p. 22.
268. Kumar, A., R.A. Jaffin, and C. Berman, *The effect of smoking on achieving osseointegration of surface-modified implants: a clinical report*. International journal of Oral & Maxillofacial implants, 2002. **17**(6).
269. Tamizi, M., et al., *Comparison of bone healing around nonsubmerged and submerged implants in Maestro system of Biohorizon technology*. Shahid Beheshti Uni Dental School J, 2005. **23**(1): p. 18-27.
270. Branemark, P.-I., *Tissueintegrated prostheses*. Osseointegration in clinical dentistry, 1985: p. 11-76.
271. Mumcu, E., H. Bilhan, and A. Cekici, *Marginal bone loss around implants supporting fixed restorations*. Journal of Oral Implantology, 2011. **37**(5): p. 549-558.
272. Geraets, W.G., et al., *Detecting bone loss along dental implants by subtraction of panoramic radiographs*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23**(7): p. 861-5.
273. Ghahroudi, A.R., et al., *Radiographic vertical bone loss evaluation around dental implants following one year of functional loading*. Journal of dentistry (Tehran, Iran), 2010. **7**(2): p. 89.
274. Norton, M.R., *Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2006. **21**(5).
275. Gruica, B., et al., *Impact of IL-1 genotype and smoking status on the prognosis of osseointegrated implants*. Clinical Oral Implants Research, 2004. **15**(4): p. 393-400.

276. Tandlich, M., et al., *Removable prostheses may enhance marginal bone loss around dental implants: a long-term retrospective analysis*. Journal of periodontology, 2007. **78**(12): p. 2253-2259.
277. Şener-Yamaner, I.D., et al., *Marginal Bone Loss Around Early-Loaded SLA and SLActive Implants: Radiological Follow-Up Evaluation Up to 6.5 Years*. Implant dentistry, 2017. **26**(4): p. 592-599.
278. Chrcanovic, B., T. Albrektsson, and A. Wennerberg, *Dental implants inserted in male versus female patients: a systematic review and meta-analysis*. Journal of oral rehabilitation, 2015. **42**(9): p. 709-722.
279. Szmukler-Moncler, S., et al., *Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature*. Journal of biomedical materials research, 1998. **43**(2): p. 192-203.
280. Sennerby, L. and N. Meredith, *Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications*. Periodontology 2000, 2008. **47**(1): p. 51-66.
281. Ramakrishna, R. and S. Nayar, *Clinical assessment of primary stability of endosseous implants placed in the incisor region, using resonance frequency analysis methodology: An in vivo study*. Indian Journal of Dental Research, 2007. **18**(4): p. 168.
282. Sim, C.P. and N.P. Lang, *Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell™ mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length*. Clinical oral implants research, 2010. **21**(6): p. 598-604.
283. Sennerby, L. and J. Roos, *Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature*. International Journal of Prosthodontics, 1998. **11**(5).
284. Shokri, M. and A. Daraeighadikolaei, *Measurement of primary and secondary stability of dental implants by resonance frequency analysis method in mandible*. International journal of dentistry, 2013. **2013**.
285. Balleri, P., et al., *Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous jaws after 1 year of loading: a pilot study*. Clinical implant dentistry and related research, 2002. **4**(3): p. 128-132.
286. Marquezan, M., et al., *Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review*. Clinical oral implants research, 2012. **23**(7): p. 767-774.
287. Zix, J., et al., *Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial*. International journal of oral & maxillofacial implants, 2008. **23**(3).
288. Rodrigo, D., et al., *Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: a prospective case series study*. Clinical oral implants research, 2010. **21**(3): p. 255-261.
289. Sanchez, R.M.D., et al., *Analysis of marginal bone loss and implant stability quotient by resonance frequency analysis in different osteointegrated implant systems. Randomized prospective clinical trial*. Medicina oral, patología oral y cirugía bucal. Ed. inglesa, 2019. **24**(2): p. 2.

290. Nikellis, I., A. Levi, and C. Nicolopoulos, *Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2004. **19**(1).
291. Norton, M.R., *The influence of insertion torque on the survival of immediately placed and restored single-tooth implants*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011. **26**(6).
292. Turkyilmaz, I. and E.A. McGlumphy, *Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study*. BMC Oral Health, 2008. **8**(1): p. 32.
293. Pagliani, L., et al., *Use of a diagnostic software to predict bone density and implant stability in preoperative CTs*. Clinical implant dentistry and related research, 2012. **14**(4): p. 553-557.
294. Isoda, K., et al., *Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants*. Clinical oral implants research, 2012. **23**(7): p. 832-836.
295. Salimov, F., et al., *Evaluation of relationship between preoperative bone density values derived from cone beam computed tomography and implant stability parameters: a clinical study*. Clinical oral implants research, 2014. **25**(9): p. 1016-1021.
296. Degidi, M., G. Daprile, and A. Piattelli, *Primary stability determination by means of insertion torque and RFA in a sample of 4,135 implants*. Clinical implant dentistry and related research, 2012. **14**(4): p. 501-507.
297. Bayarchimeg, D., et al., *Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test*. Journal of periodontal & implant science, 2013. **43**(1): p. 30-36.
298. Ohta, K., et al., *Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device*. Journal of oral rehabilitation, 2010. **37**(2): p. 131-137.
299. Gürgül, S., C. Uzun, and N. Erdal, *Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi 2016; 8 (1): 18-34 Derleme Gürgül ve ark. Kemik Biyomekaniği Bone Biomechanics*.
300. Lages, F.S., D.W. Douglas-de Oliveira, and F.O. Costa, *Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review*. Clinical implant dentistry and related research, 2018. **20**(1): p. 26-33.
301. Kinalski, M.A., N. Boscato, and M.F. Damian, *The accuracy of panoramic radiography as a screening of bone mineral density in women: a systematic review*. Dentomaxillofacial Radiology, 2020. **49**(2): p. 20190149.
302. Kwon, A.-Y., et al., *Is the panoramic mandibular index useful for bone quality evaluation?* Imaging science in dentistry, 2017. **47**(2): p. 87.
303. Sun, Y., et al., *Development of a clinically applicable tool for bone density assessment*. International journal of computer assisted radiology and surgery, 2009. **4**(2): p. 163-168.

304. Nackaerts, O., et al., *Bone density measurements in intra-oral radiographs*. Clin Oral Investig, 2007. **11**(3): p. 225-9.

8. EKLER

EK 1. Etik Kurul

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	İmplant uygulanacak alana kemik düzeyindeki farklılıkların implant çevresindeki marjinal kemik seviyelerindeki değişikliklere etkisinin iki farklı implant tipinde incelenmesi.
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

DEĞERLENDİRİLEN DOKTER BELGELERİ	Belge adı	Açıklama	
		TURGUTA	<input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BÖLGE	<input type="checkbox"/>	
	BİTÇİLER MATARFE/ TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>	
	İLAN	<input type="checkbox"/>	
	FİLLER BELİRİM FORMU	<input type="checkbox"/>	
	SOMUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>	
	GÜVENLİK BELİRLERİ	<input type="checkbox"/>	
	Diğer	<input type="checkbox"/>	
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2014 J09 – 02 (06-1-2014)	Tarih: 11.01.2014	
	Gözetimimiz Ög. Hekimliği Fakültesi Ağrı Şiş ve Genel Radyolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerinden Prof. Dr. Semra DURAL'ın sunmuş olduğu araştırma çalışması, Dr. İhsan TUŞAÇ'ın doktora tez olan "İmplant uygulanacak alana kemik düzeyindeki farklılıkların implant çevresindeki marjinal kemik seviyelerindeki değişikliklere etkisinin iki farklı implant tipinde incelenmesi" başlıklı proje özetini doğrudan ilgili belge ve dokümanlar, araştırmanın/patientın gerektiren amaç, yaklaşımlar ve yöntemlerin dikkate alınarak değerlendirilip olup araştırmanın/patientının gerçekleştirilmesinde tıbbi etik ve bilimsel açıdan sakınca bulunmadığına toplantıda katılan üyelerin oy birliği ile karar verilmiştir.		

ÇALIŞMA ESASLI BAĞKURAN ÜYELERİNİN/ADLİ/SONAÇI	Şiş ve Radyoloji Üsteliler Klinik Araştırması Hakkında Yürürlükte/İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu						
	Ünvanı/Adı/Soyadı	Ünvanlı Alan	Katılım	Çalıştır	Araştırma ile İlgili	Katılım*	İmza
Prof. Dr. F. Aliev TÖRKER	İ. Hek. Onkoloji	Neuroloji	Yapı	K	E	H	
Prof. Dr. Saffar ÇİFTÇİ	Neuroloji	Neuroloji	Yapı	E	E	H	
Prof. Dr. Mustafa HAYRAN	Epidermoloji	Neuroloji	Yapı	E	E	H	
Prof. Dr. Fatma İZMİR	Çocuk Sağ ve Hast. Neuroloji	Neuroloji	Yapı	E	E	H	
Prof. Dr. Mustafa FURKAN	Çocuk Sağ ve Hast. Neuroloji	Neuroloji	Yapı	E	E	H	
Prof. Dr. Tarkan ÖZDEMİR	Gen. Nöroloji	Neuroloji	Yapı	K	E	H	
Prof. Dr. Nilgün İYER	İ. Hek. Neuroloji	Neuroloji	Yapı	K	E	H	
Prof. Dr. Mustafa AKAR	Tıbbi Genetik	Neuroloji	Yapı	K	E	H	
Prof. Dr. Ayşe ÇİFTÇİ	Halk Sağ ve Hastalıkları	Neuroloji	Yapı	K	E	H	
Prof. Dr. Mehmet ÖZDEMİR	Top. Tıbbi ve İlaç	Neuroloji	Yapı	K	E	H	
Prof. Dr. Mehmet UĞUR	Biyoetik	Neuroloji	Yapı	E	E	H	
Prof. Dr. Ümit YAZAR	Farmakoloji	Neuroloji	Yapı	E	E	H	
Doç. Dr. İbrahim KARABULUT	Biyoetik	Neuroloji	Yapı	E	E	H	
Al. Meltem ÖZALP	Hukuk	Neuroloji	Yapı	K	E	H	
Al. C. Dya. Kızılcı	Hukuk	Neuroloji	Yapı	E	E	H	

* Toplantıda katılmadı

Etik Kurul Başkanı
Ünvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. F. Aliev TÖRKER
İmza

NOT: Etik Kurul Başkanı her toplantıda imzası yer almalıdır.

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	İngilizce uygulanacak alanın klinik deneyimindeki farklılıkların İngilizce çevirilerdeki eşdeğerlik ve benzerlikteki değişikliklere ilişkin (ki farklı ilaçlar üzerinde çalışılmamıştır)
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

ETİK KURULU BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Hacettepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ	Hacettepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 06330 Abant/ANKARA
	TELEFON	+90 (0312) 305 0982
	FAX	+90 (0312) 310 0980
	E-POSTA	etik@etik@hacettepe.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI (ADI/SOYADI)	Prof. Dr. Sema DURAL	
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ağız Diş ve Çene Radyolojisi	
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU YER	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı	
	VARSA İDARI SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	Yoktur	
	DESTEKLEYİCİ	Yoktur	
	DESTEKLEYENİN YASAL TEMSİLCİSİ	Yoktur	
	ARAŞTIRMANIN FAZ VE YÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>
		FAZ 4	<input type="checkbox"/>
Gözetimsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>	
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input type="checkbox"/>	
ARAŞTIRMAYA KATILIM MERKEZLERİ	İN VİTRO TIBBİ CİHAZLAR İLE YAPILAN PERFORMANS DEĞERLENDİRME ÇALIŞMALARININ İLAÇ DIŞI KLİNİK ARAŞTIRMA	<input type="checkbox"/>	
	DİĞER İSE BELİRTİNİZ	<input type="checkbox"/>	
	TEK MERKEZ	<input checked="" type="checkbox"/>	
	ÇOK MERKEZLİ	<input type="checkbox"/>	
	ULUSAL	<input checked="" type="checkbox"/>	
	ULUSLAR ARASI	<input type="checkbox"/>	

DOKÜMANLARIN DURUMU	Belge Adı	Tarhi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	ULUSLARARASI GÖNÜLLÜ OLAR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	İNGLİZCE RAPOR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BİLDİRİSİ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>

ETİK Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. F. Alew TÜRBER
İmza

Not: Etik Kurul Başkanı'nın her sayfada imzası yer almalıdır.

Ek 2. Orijinallik Raporu

İmplant uygulanacak alanın kemik densitesindeki farklılıkların implant çevresindeki marjinal kemik seviyelerindeki değişikliklere etkisinin iki farklı implant tipinde incelenmesi


ORJİNALLİK RAPORU

% 5 <small>EN</small>	% 1	% 5	% 2
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.intechopen.com İnternet Kaynağı	% 1
2	Submitted to Mansoura University Öğrenci Ödevi	% 1
3	Ayse Gulsahi. "Chapter 20 Bone Quality Assessment for Dental Implants", IntechOpen, 2011 Yayın	<% 1
4	Metin Şençimen, Aydın Gülses, Jülide Özen, Cem Dergin, Kemal Murat Okçu, Simel Ayyıldız, Hasan Ayberk Altuğ. "Early Detection of Alterations in the Resonance Frequency Assessment of Oral Implant Stability on Various Bone Types: A Clinical Study", Journal of Oral Implantology, 2011 Yayın	<% 1
5	Sydney Lou Bonnicks, Lori Ann Lewis. "Chapter	<% 1

Ek 3. Dijital Makbuz




Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen:	Barış Tuğay
Ödev başlığı:	BARİŞ TEZ
Gönderi Başlığı:	İmplant uygulanacak alanın kemik d...
Dosya adı:	BARİ_tez_son.docx
Dosya boyutu:	336.09K
Sayfa sayısı:	72
Kelime sayısı:	13,868
Karakter sayısı:	96,877
Gönderim Tarihi:	26-Şub-2021 02:55PM (UTC+0300)
Gönderim Numarası:	1516742790



Copyright 2021 Turnitin. Tüm hakları saklıdır.

