



BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

TİTANYUM İLE TİTANYUM-ZİRKONYUM İMPLANTLARIN
KEMİK İÇİ STABİLİTE DEĞERLERİNİN REZONANS
FREKANS ANALİZİ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Esra BEYLER

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2016



BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

TİTANYUM İLE TİTANYUM-ZİRKONYUM İMPLANTLARIN
KEMİK İÇİ STABİLİTE DEĞERLERİNİN REZONANS
FREKANS ANALİZİ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Esra BEYLER

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Burak BAYRAM

ANKARA, 2016

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-KA15/21) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde Dt. Esra Beyler tarafından yürütölmüş olan bu çalışma, aşğıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez savunma tarihi: 05 Mayıs 2016

Tez Konusu: “Titanyum ile titanyum-zirkonyum implantların kemik içi stabilite değerlerinin rezonans frekans analizi yöntemi ile karşılaştırılması”

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Burak Bayram

Tez Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Kenan Araz

Prof. Dr. Hakan H. Tüz

Doç.Dr. Burak Bayram

Başkent Üniversitesi

Hacettepe Üniversitesi

Başkent Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Başkent Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğı'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görölmüş ve Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu 10/11/2015 tarih ve 94603339-604.01.02/10228 karar sayısı ile kabul edilmiştir.

ÖZET

Dt. Esra Beyler, Titanyum ile titanyum-zirkonyum implantların kemik içi stabilite değerlerinin rezonans frekans analizi yöntemi ile karşılaştırılması, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, 2016.

Bu çalışmanın amacı, titanyum ve titanyum-zirkonyum alaşım implantların rezonans frekans analizi yöntemi ile kemik içi stabilite değerlerinin farklı zaman aralıklarında karşılaştırılmasıdır. Çalışmada doku seviyesinde tek fazlı saf titanyum ve titanyum-zirkonyum alaşım implant yerleştirilen hastalardan 2014 – 2015 yılları arasında RFA(rezonans frekans analizi) yöntemi ile ölçülen ISQ(implant stability quotient) verileri kullanılmıştır. Ostell ISQ™ cihazı ile kayıt altına alınan ISQ değerleri içinden operasyon sonrası 0. gün, 7. gün, iyileşme döneminin en kritik günü kabul edilen 21. gün ve osseointegrasyonun şekillendiği 60. gün kayıt edilen değerler her iki grup için karşılaştırılmıştır. Titanyum ile titanyum-zirkonyum alaşımı implantların ISQ değerleri karşılaştırılmasında 0., 7. ve 21. Gün ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken, 60. Gün yapılan ölçümlerde titanyum-zirkonyum alaşımı implantların ISQ değerleri ortalama 1.915 daha yüksek bulunmuştur ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır($p=0.026 < \alpha =0.05$). Bu çalışmanın sonuçlarına göre osseointegrasyonun şekillendiği 60. günde titanyum-zirkonyum alaşımı implantlar stabilite açısından titanyum implantlardan üstünlük göstermiştir. Titanyum-zirkonyum alaşımı klinik implant başarısını artırma yolunda gelecekte tercih edilen baskın implant materyali olabilir.

Anahtar kelimeler: titanyum-zirkonyum alaşımı, rezonans frekans analizi, implant stabilitesi, dental implantlar

ABSTRACT

**Dt. Esra Beyler, Comparision between titanium and titanium-zirconium implants' stability values via resonance frequence analysis method,
Baskent University Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, 2016.**

Aim of this study is to evaluate titanium and titanium-zirconium alloy implants' stability values using resonance frequency analysis method at different time periods. ISQ (implant stability quotient) values which obtained from patients who have received tissue level pure titanium implants and tissue level titanium-zirconium implants between 2014-2015 at Baskent University Oral and Maxillofacial Department were used in this study. RFA (resonance frequency analysis) measurements which are made right after implant placement, postoperative 7th day, 21st day and 60th day comparision made for two implant groups. Postoperatively 0th, 7th day and 21st day ISQ values were not significantly different between titanium-zirconium and pure titanyum implants. 60th day ISQ measurements were 1.915 higher in titanium-zirconium implants and the difference is statistically significant($p=0.026 < \alpha =0.05$). Based on the results of this study titanium-zirconium implants are superior than pure titanium implants by means of stability at 8 weeks(60th day). Titanium-zirconium alloy may be the dominant material in implant material choice in order to increase clinical implant success.

Key words: titanium-zirconium alloy, resonance frequency analysis, implant stability, dental implants

İÇİNDEKİLER

Özet	iii
İngilizce özet	iv
İçindekiler	v
Kısaltmalar ve simgeler	vi
Şekiller	vii
Tablolar	viii
1. Giriş	1
2. Genel Bilgiler	3
2.1. Diş Kaybı Nedenleri ve Sonuçları	3
2.2. Diş Eksiklikleri Tedavi Seçenekleri	3
2.3. Dental İmplant	4
2.3.1. Dental İmplant Materyalleri	5
2.3.1.2. Titanyum ve Alaşımları	6
2.3.4. Dental İmplant Yüzey Özellikleri	9
2.4. Osseointegrasyon Kavramı	10
2.4.1. Osseointegrasyon ve Kemik iyileşmesi	11
2.5. Dental İmplantların Stabilitesi	13
2.5.1. Dental İmplant Stabilite Ölçümleri	13
2.5.1.1. Yerleştirme Torku	14
2.5.1.2. Perküsyon Testi	14
2.5.1.3. İmplatest	14
2.5.1.4. Periotest	14
2.5.1.5. Rezonans Frekans Analizi	15
3. Gereç ve Yöntem	17
3.1. Hasta Seçimi	17
3.2. Cerrahi yöntem ve ISQ ölçümü	18
4. Bulgular	23
5. Tartışma	26
6. Sonuç	39
7. Kaynaklar	40

KISALTMALAR VE SİMGELER

AAID	: American Academy of Implant Dentistry
Al	: Alüminyum
ALP	: Alkalen fosfataz
Ark.	: Arkadaşları
ASA	: American Society of Anesthesiologists
ASTM	: American Society for Testing and Materials
ATH	: Acceleration time history
BIC	: Bone Implant Contact
BMP-2	: Bone Morphogenetic Protein 2
cm	: santimetre
cpTi	: Saf titanyum
Cr	: Krom
HA	: Hidroksiapatit
In	: İndiyum
ISQ	: Implant Stability Quotient
MC3T3-E1	: Mouse osteoblastic cell line
mm	: milimetre
MPa	: MegaPascal
Nb	: Niobyum
Ncm	: NewtonCentimeter
OC	: Osteokalsin
Pd	: Paladyum
PGE2	: Prostoglandin E2
PTV	: Periotest Value
RFA	: Rezonans frekans analizi
SEM	: Scanning Electron Microscope
SLA	: Sand-blasted, Large-grid, Acid-etched
SLActive	: Sand-blasted, Large-grid, Acid-etched Active
Ta	: Tantalyum
Ti	: Titanyum

Ti-5Al-2.5Fe	: Titanyum- wt % 6 Aluminyum- wt % 2.5 Demir
Ti-6Al-4V	: Titanyum- wt % 6 Aluminyum- wt % 4 Vanadyum
Ti-6Al-4V-ELI	: Titanyum- wt % 6 Aluminyum- wt % 4 Vanadyum Extra Low Interstitial alloys
Ti-6Al-7Nb	: Titanyum- wt % Aluminyum- wt % 7 Niobyum
TiNb	: Titanyum-Niobyum
TiO ₂	: Titanyum oksit
TiZr	: Titanyum Zirkonyum
TiZrNbTaPd(In)	: Titanyum-Zirkonyum-Niobyum-Tantalyum-Paladyum-İndiyum
TPS	: Titanyum Plazma Sprey
V	: Vanadyum
Zr	: Zirkonyum
α	: alfa
β	: beta
$\emptyset$	: $\varnothing$
μ	: mikron
μm	: mikrometre
%	: yüzde

ŞEKİLLER ve TABLOLAR

Şekil 3.1. Straumann standart plus titanyum implant	19
Şekil 3.2. Straumann standart plus titanyum-zirkonyum implant	19
Şekil 3.3. Osstell ISQ cihazı	19
Şekil 3.4. Smartpeg ve özel plastik taşıyıcı	19
Şekil 3.5. İmplant üzerine vidalanmış Smartpeg transdüktörü	21
Şekil 3.6. Osstell ISQ cihazının probu ile vestibülden gerçekleştirilen RFA ölçümü	21
Şekil 4.1. Titanyum ve titanyum-zirkonyum implantların ISQ ortalamaları	23
Tablo 2.1. Kemik içi dental implantların üretiminde kullanılan materyaller	5
Tablo 2.2. Ticari olarak kullanılan saf titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri	7
Tablo 3.1. Titanyum ve titanyum-zirkonyum alaşımı implantların ağız içi yerleştirildikleri bölgeler ve adetleri	17
Tablo 3.2. Titanyum ve titanyum-zirkonyum implantların çap/boy dağılımları	18
Tablo 4.1. Titanyum ve titanyum-zirkonyum implantların ISQ ortalamaları	22
Tablo 4.2. Titanyum grubunda ölçüm zamanlarına göre ISQ değerlerinin karşılaştırılması	24
Tablo 4.3. TiZr grubunda ölçüm zamanlarına göre ISQ değerlerinin karşılaştırılması	24

1.GİRİŞ

Dental implantlar eksik dişin yerine geçmesi için çene kemiklerine yerleştirilen kök biçimli yapay malzemelerdir. Tek diş eksikliğinden parsiyel ve total diş eksikliklerine kadar en iyi tedavi alternatifidirler. Titanyum(Ti), yaklaşık 40 yıldır biyouyumluluğu, yüklemeye uygunluğu ve yüksek başarı oranı ile dental implant materyali olarak kullanılmaktadır (1). Günümüzde standart oral implantların üretiminde, saf titanyum ile karşılaştırıldığında mekanik streslere daha yüksek direnç gösterebilen yeni alaşımlar test edilmektedir. Yakın zamanda, titanyum-zirkonyum (TiZr) alaşımından üretilen implantlar (Roxolid® implant (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)) kullanılmaya başlanmıştır (2,3). Titanyum-zirkonyum alaşımı implantların saf titanyum ile karşılaştırıldığında artmış mekanik direnç, % 40' a kadar daha yüksek yorulma dayanımı ve daha iyi biyouyumluluk gösterdiği bulunmuştur (4,5).

Osseointegrasyon terimi, yaşayan kemik ve yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki yapısal ve fonksiyonel bağlantıyı tanımlamak için kullanılmaktadır (6). Primer implant stabilitesi osseointegrasyonun sağlanması için bir önkoşul olarak tanımlanmıştır. Kemik yapımı ve kemik-implant yüzeyi arasındaki kemiğin yeniden şekillenmesi ile sekonder implant stabilitesi artırılabilir (7). Başlangıç implant stabilitesi kemik ve implant arasındaki mekanik kilitleme sayesinde elde edilebilirken uzun dönem implant stabilitesi implant-kemik ara yüzünü çevreleyen kemik apozisyonu sayesinde olmaktadır (8,9).

Yakın zamanda implant stabilitesinin ölçmek için invaziv olmayan birçok in vivo yöntem tanımlanmıştır. Bunlardan biri de rezonans frekans analizi (RFA) dir (10,11,12). Pozitif kemik remodellingi sonucunda implantın kemik desteği artmakta; kemik-implant arayüzündeki sertlik arttıkça dental yapının rezonans frekansı da artmaktadır. RFA bu mekanik prensibe göre çalışmaktadır (13,14). RFA yöntemi osseointegrasyon ve yeniden şekillenme sürecinde mekanik sinyallere karşı kemik-implant arayüzündeki sertlik ve çevre kemik yapılarındaki değişimi değerlendirmemizi sağlamaktadır (9).

Konvansiyonel yöntemlerin yetersiz kalması ve değişik tasarımlara sahip implant markalarının başarısını klinik olarak ortaya koyabilecek invaziv olmayan yöntemlere ihtiyaç olması RFA yöntemi ile çalışan bir cihazın gerekliliğini ortaya koymuştur. Bu

doğrultuda implant stabilitesinin objektif ve invaziv olmayan bir şekilde ölçülmesi için geliştirilen cihaza Osstell™ (Integration Diagnostics AB, Goteborg, Sweden) adı verilmiştir. İlerleyen dönemlerde, bu cihaz üzerinde çeşitli değişiklikler yapılmış ve Osstell® ISQ adı altında piyasaya sürülmüştür. Osstell ISQ cihazının ‘Smartpeg™’ adı verilen ve her implant markasına uygun tasarımda üretilmiş özel kablosuz transdüktörleri vardır. Ölçüm için implanta uygun Smartpeg transdüktörü implanta vidalandıktan sonra cihazın probu transdüktöre belirli mesafeden tutulur ve cihaz Smartpeg transdüktörüne gönderdiği rezonans frekans dalgalarına göre bir değerlendirme yapar. Özet olarak rezonans frekans analizi metodu; Smartpeg transdüktörünün vibrasyonuna implantın cevabını esas alan bir yöntem olarak açıklanabilir (15). Rezonans frekans analizi yöntemi primer stabilitenin ölçülmesi, implantın prognozunun belirlenmesi, osseointegrasyonun gelişiminin takip edilmesi ve implant sistemlerinin karşılaştırılması için kullanılabilir (15).

Mevcut literatürde titanyum implantlar ile titanyum-zirkonyum alaşımı implantlar arasında rezonans frekans analizi yöntemi ile stabilite karşılaştırması yapılan yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı titanyum ve titanyum-zirkonyum alaşım implantların rezonans frekans analizi yöntemi ile kemik içi stabilite değerlerinin implantın yerleştirilmesi esnasında, yerleştirme sonrası 7. gün, 21. gün ve 60. günlerde karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Kaybı Nedenleri ve Sonuçları

Diş kaybı dünya çapında görülen bir toplum sağlık problemidir (16, 17). Yüksek kan basıncı, obezite ve kötü beslenme gibi genel sağlık durumlarıyla ilişkili olmakla birlikte kardiyovasküler hastalıklar açısından da potansiyel bir risk faktörüdür (18, 19). Aynı zamanda bu durumun çiğneme, yutkunma, fonasyon, estetik, sosyal hayat gibi günlük aktiviteleri etkileyerek hayat kalitesi üzerine negatif etkileri vardır (20, 21). Marcenes ve ark. 'a göre ciddi diş kayıpları hayat beklentisini etkileyen 100 kronik hastalık arasında 36. sırada yer almaktadır ki bu diş kaybının öneminin sadece oral sağlıkla ilgili değil sistemik sağlıkla da ilgili olduğunu gösterir (17).

Diş kaybı nedenleri; kurtarılamayacak dişler, travma, endodontik başarısızlıklar, periodontal hastalıklar, kök kırıkları, tedaviden sonuç alınamayan çürükler, iatrojenik sebepler veya bunları birçoğunun birlikte olması olarak sayılabilir (22).

Diş kaybı çiğneme sisteminde fonksiyon kaybına yol açabilmektedir (23, 24). Bu faktörlere ek olarak konjenital kayıplar, hekimin tecrübesi, terapötik yeteneği ve tedavi planlaması dişlerin sağ kalım oranını ve diş kaybı nedenlerini belirlemektedir (25). Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Cerrahlar Birliği istatistikleri göstermiştir ki 35 – 44 yaş arası erişkinlerin % 69'u en az 1 daimi dişini kaza, diş eti hastalıkları, başarısız kanal tedavisi ya da diş çürüğü nedeniyle kaybetmiştir. Bunun yanı sıra 74 yaşa geldiği zaman hastaların %26 'sının bütün daimi dişlerini kaybettiği ortaya çıkmıştır (26).

2.2. Diş Eksiklikleri Tedavi Seçenekleri

Eksik dişlerin protetik olarak yerine konması diş hekimliğinin en önemli parçalarından biridir. Diş kaybı olan hastalarda tedavi seçenekleri hareketli veya sabit tam protez, hareketli parsiyel protez, resin bağlı sabit parsiyel protez, diş destekli sabit parsiyel protez ve implant destekli sabit ve hareketli protezdir. Eksik dişlerin yerine konulmaması da bir tedavi alternatifidir (27).

2.3. Dental İmplant

Modern diş hekimliğinin hedefi, stomatognatik sistemin atrofi, hastalık ya da yaralanmasına rağmen hastanın normal fonksiyon, konuşma, sağlık ve estetiğini restore etmektir. İyi bir oral sağlığa sahip diş eksikliği olan hastalarda bu ana hedefi karşılayabilecek en ideal seçenek dental implantlardır. Yapay diş kökleri olarak varsayılan dental implantlar doğal dişlerin eksik olduğu bölgelerde cerrahi olarak dişeti altında kemik içine yerleştirilen biyouyumlu metal desteklerdir (28). İmplant ile ilişkili tedavilere ihtiyacın ve kullanımın artması çeşitli faktörlerden kaynaklanır (29). Bu faktörler (29):

- yaşlanan popülasyonda yaşam süresinin artması,
- yaşa bağlı diş kayıpları,
- sabit protetik tedavilerin başarısız olması,
- tam dişsizliğin anatomik sonuçları,
- hareketli protezlerin zayıf performans göstermesi,
- diş kaybının psikolojik etkileri,
- implant destekli protezlerin öngörülebilir uzun dönem sonuçları,
- implant destekli restorasyonların avantajları,
- artmış toplum bilincidir

Uzun dönem sonuçlarının çok iyi olması nedeniyle dental implant tedavisi yaygın bir tedavi seçeneği olmuştur (28). İmplant destekli protezin birçok avantajı bulunmaktadır(30). Bunlar (30):

- çene kemiğinin korunması
- okluzal vertikal boyutun sağlanması ve korunması
- fasiyal estetiğin sağlanması (kas tonusu)
- daha estetik sonuçlar
- fonasyonu geliştirmek
- okluzyonu geliştirmek
- oral propriyosepsiyonun tekrar sağlanması / artırılması
- protez başarısının artması
- çiğneme fonksiyonunun artması
- protezin boyutlarının azaltılması
- hareketli protezlere karşılık sabit protez alternatifi sunması

- protezin sağ kalım süresinin artması
- komşu dişlere müdahale yapılmasına gerek kalmaması
- daha kalıcı restorasyon seçenekleri
- artmış psikolojik sağlık

2.3.1. İmplant materyalleri

İdeal bir implant materyali; biyouyumlu, yeterli sertlikte, korozyon, aşınma ve kırılmaya dirençli olmalıdır (31,32). İmplantın dizaynı materyalin fiziksel özellikleri ile uyumlu olmalıdır. Dental implantların üretilmesi için kullanılan materyaller kimyasal kompozisyonlarına veya oluşturdıkları biyolojik cevaba göre kategorize edilebilirler (33). Kimyasal açıdan implantlar metallerden, seramiklerden veya polimerlerden üretilebilirler. Kemik içi dental implantların üretimi için kullanılan materyaller Tablo 2.1’de gösterilmektedir.

Tablo 2.1. Kemik içi dental implantların üretiminde kullanılan materyaller (34)

İmplant materyalleri	İsim veya kısaltmaları
I. Metaller	
Titanyum	CpTi
Titanyum Alaşımları	Ti-6Al-4V-Extra Low Interstitial(ELI) Ti-6Al-4V Ti-6Al-7Nb Ti-5Al-2.5Fe Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr Roxolid(%83-87Ti-%13-17Zr)
Paslanmaz Çelik Kobalt Krom Alaşımı Altın Alaşımı Tantalyum	SS, 316 LSS Vitalium, Co-Cr-Mo Au alaşımları Ta
II. Seramikler	
Alumina Hidroksiapatit Beta-Trikalsiyum Fosfat	Al ₂ O ₃ , Polikristalin alumina, tek kristal safir HA, Ca ₁₀ (PO ₄) ₁₀ , (OH) ₂ B-TCP, Ca ₃ (PO ₄) ₂
Karbon	C Vitröz LTI (Low-Temperature Isotropic) ULTI(Ultra-Low-Temperature Isotropic)
Karbon-Silikon Biocamlar Zirkonya Zirkonya güçlendirilmiş alumina	C-Si SiO ₂ /CaO/Na ₂ O/P ₂ O ₅ ZrO ₂ ZTA
III. Polimerler	
Polimetilmetakrilat	PMMA

Tablo 2.1.(devamı) Kemik içi dental implantların üretiminde kullanılan materyaller (34)

Politetrafloroetilen	PTFE
Polietilen	PE
Polisulfon	PSF
Poliüretan	PU
Polieter eter keton	PEEK

2.3.1.2. Titanyum ve Alaşımları

Günümüzde, ticari olarak saf titanyum(cp-Ti) ve onun alaşımları korozyon direnci, gerilim altında yüksek elastisite modülü göstermesi ve mükemmel biyouyumluluğu gibi üstün mekanik ve fiziksel özelliklerinden ötürü ortopedik ve dental implantlarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (35). Titanyum 1791 yılında amatör mineralogist William Gregor tarafından keşfedilmiştir. Bu element aynı zamanda Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından 1795'te titanyum olarak tanımlanmıştır. Titanyum kelimesi Yunan mitolojisinde dünyanın güçlü oğulları Titan'lardan gelmektedir. Saf titanyum dünyanın kabuk ve litosfer tabakasında bol bulunan bir metaldir. Ancak 1946'ta metallurjist William Kroll tarafından bulunan Kroll prosesi sayesinde büyük miktarlarda izole edilebilmiştir. İkinci dünya savaşı sonrasında titanyumun tıp ve diş hekimliği alanında kullanımına olanak sağlamıştır (36).

Saf titanyumun (cpTi) dental implantlarda başarıyla kullanılması 1965 yılına ve Branemark'ın çalışmalarına dayanır (39). Titanyum ve alaşımlarının mükemmel fiziksel ve biyolojik özelliklere sahip olmasının ana nedeni yüzeyinin hava ile teması sonrası kendiliğinden oluşan doğal okside film (TiO_2) tabakasıdır (37). Kalınlığı birkaç nanometre olan bu film tabaka, titanyumun kimyasal olarak tepkimeye girmemesi, korozyona direnç ve hatta biyouyumlu olmasından sorumludur (37,38). Yüksek dayanıklılık oranı ve işlenme kolaylığı gibi mekanik özellikleri titanyumu implantolojide eşsiz kılmaktadır (40).

Titanyum ve biyomedikal alaşımları ile ilgili rapor edilen uzun dönem klinik sağ kalım oranları nedeniyle titanyum kemik içi dental implant üretimi için altın standart olarak kabul görmüştür (41,42). İlerleyen dönemlerde altın, paslanmaz çelik ve kobalt krom gibi çeşitli metal ve metal alaşımları kullanılmıştır. Ancak bu materyaller, doku reaksiyonu oluşturmaları ve uzun dönem klinik uygulamalarda düşük başarı oranları nedeniyle oral implantoloji endüstrisinde artık kullanılmamaktadır (43,44).

Amerikan Test ve Materyaller Birliği'ne (American Society for Testing and Materials (ASTM)) göre, implant biyomateryali olarak altı farklı titanyum tipi vardır. Bunlar iki titanyum alaşımı ve ticari olarak kullanılan saf titanyumun dört alt tipinden(grade) oluşur. Saf titanyumun mekanik ve fiziksel özellikleri farklıdır ve metalin içerdiği artık oksijen miktarı ile ilişkilidir. Ticari olarak kullanılan saf titanyum materyalleri Grade I, Grade II, Grade III ve Grade IV titanyum olarak adlandırılırlar (Tablo 2). Ticari olarak kullanılan saf titanyum aynı zamanda alaşımlanmamış(unalloyed) olarak da adlandırılır ve eser miktarda karbon, oksijen, nitrojen ve demir içerir. Bu eser materyaller saf titanyumun mekanik özelliklerini geliştirirler ve miktarları Grade I'den Grade IV'e gittikçe artmaktadır (45). Titanyum alaşımları ise Ti-6Al-4V (Titanyum- wt %6 Alüminyum- wt % 4 Vanadyum) ve Ti-6Al-4V-ELI (Extra Low Interstitial alloys) dir (45). Ticari olarak kullanılan saf titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri Tablo 2.2'de gösterilmektedir.

Tablo 2.2. Ticari olarak kullanılan saf titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri (34)

Materyal	Modülüs (GPa)	Nihai gerilme dayanımı (MPa)	Akma dayanımı (MPa)	Uzama (%)	Yoğunluk (g/cc)	Alaşım türü
CpTi Grade I	102	240	170	24	4.5	α
CpTi Grade II	102	345	275	20	4.5	α
CpTi Grade III	102	450	380	18	4.5	α
CpTi Grade IV	104	550	483	15	4.5	α
Ti-6Al-4V- ELI	113	860	795	10	4.4	$\alpha+\beta$
Ti-6Al-4V	113	930	860	10	4.4	$\alpha+\beta$
Ti-6Al-7Nb	114	900-1050	880-950	8-15	4.4	$\alpha+\beta$
Ti-5Al-2.5Fe	112	1020	895	15	4.4	$\alpha+\beta$
Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd	94-96	715-919	693-806	18-28	4.4	$\alpha+\beta$
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	80	911	864	13.2	4.4	β

Dışhekimliğini ilgilendiren titanyum alaşımları üç yapısal formda bulunur: alfa (α), beta (β) ve alfa-beta ($\alpha+\beta$). Alfa alaşımlar sıkı heksagonal kristallografik bir yapıya sahipken beta alaşımlar gövde merkezli kübik bir yapıya sahiptir. Bu farklı fazlar, titanyumun, alüminyum ve vanadyum gibi elementlerle belirli konsantrasyonlarda karıştırılıp erimiş formdan soğutulması ile elde edilir. Alüminyum alfa fazı stabilizatörüdür ve alaşımın yoğunluğunu azaltırken kuvvetini artırır. Vanadyum ise beta fazı stabilizatörüdür. Saf titanyumun alfa fazından beta fazına geçişi 882°C'de gerçekleşir (46). Isıl işleme ve kompozisyona göre hem alfa hem beta fazı aynı anda bulunabilir (45,47). Dental implantların üretimi için en sık kullanılan alfa-beta kombinasyonu %6 alüminyum ve %4 vanadyum içeren Ti-6Al-4V alaşımıdır. Bu alaşımların ısıl işlemi esnasında oluşan ince çökelmeler materyalin kuvvetini artırarak onları mükemmel bir implant materyali için istenen mekanik ve fiziksel özelliklere ulaştırır. Bu alaşımlar kısmen düşük yoğunluktadır ve korozyon ve yorulmaya karşı dirençlidir. Kemikten daha sert olmalarına rağmen elastisite modülüsleri kemiğin elastisite modülüsüne saf titanyum hariç diğer implant materyallerinden daha yakındır (42). Elastisite modülüsünün düşük olması istenen bir durumdur ve implant kemik arayüzünde daha iyi bir stres dağılımı sağlar (48).

Titanyumun mekanik ve biyolojik özellikleri yüzeyindeki stabil titanyum oksit(TiO₂) tabakasından kaynaklanır (35,49). Ti-6Al-4V alaşımı yüksek dayanım özelliği olan bir titanyum alaşımıdır, ancak biyouyumluluğu piyasada kullanılabilir saf titanyumdan daha düşüktür. Ti-6Al-4V alaşımının aşınma ve korozyon direnci titanyumdan daha düşük seviyededir, ayrıca Ti-6Al-4V alaşımı vanadyum(V) veya V iyonu içeren debrisler açığa çıkarmaktadır ve bu materyaller toksik etkiye sahiptir (35). Vanadyum ile ilgili toksik endişelerden ötürü Ti-6Al-7Nb (Titanyum- wt %6 Alüminyum- wt %7 Niobyum) ve Ti-5Al-2.5Fe (Titanyum- wt %6 Alüminyum- wt %2.5 Demir) gibi vanadyum içermeyen $\alpha+\beta$ alaşımları geliştirilmiştir. Bunun yanı sıra vanadyum ve alüminyum içermeyen aynı zamanda Nb (Niobyum), Ta (Tantalyum), Zr (Zirkonyum) ve Pd (Paladyum) gibi düşük elastisite modülüsüne sahip ve toksik olmayan elementler içeren titanyum alaşımları araştırılmaktadır (49). Bunlardan zirkonyum ise titanyum gibi, periyodik tabloda VIa grubunda yer alır ve titanyuma benzer kimyasal özelliklere sahiptir (50). Hava ile temas edince yüzey üzerinde çözünmeyen oksit bir tabaka oluşur ve bu yüzey oksit kompozisyonu korozyon davranışını etkiler (50).

Kobayashi ve ark. 1995 yılında titanyum zirkonyum alaşımını, artmış sertlik ve gerilme direncinin yanında saf titanyumun korozyona direnci ve biyouyumluluğu sebebiyle, biyomateriyaller için alternatif bir seçenek olarak tanıtmışlardır (50). Ardından Steinemann, 1997 yılında, cerrahi implantlar için ikili TiZr (Titanyum-Zirkonyum) alaşımını tanıtmıştır (51). Steinemann'ın çalışmaları geliştirilmiş ve 2009 yılında Bernhard ve ark. dental implantlarda kullanılmak üzere %13-17 Zr içeren Roxolid® (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) adı verilen ikili TiZr alaşımı üzerine çalışmalarını yayımlamışlardır (52). Bu çalışmada TiZr'un gerilme direnci 953 MPa (MegaPascal) olarak bulunmuştur ki bu değer saf titanyumlar için gerekli minimum değerden %40 daha fazladır (52).

Korozyona direnci ve biyouyumluluğu nedeniyle titanyum dental implantlarda altın standart olarak kabul edilmektedir (47). Ancak zirkonyum içeren titanyum alaşımları saf titanyumdan daha iyi gerilme ve yorulma direnci göstermiştir (53). Özellikle zirkonyum içeren alaşımlar istenen mekanik kuvveti ve biyolojik sıvılarda korozyona yüksek direnci göstermiştir (53,54,55). TiZr alaşım implantlar geleneksel Ti Grade IV implantlara uzun dönem güvenli bir alternatif sağlamaktadır. TiZr 'un artmış mekanik özellikleri, implant tedavi endikasyonunun daha zorlu klinik koşulları ve minimal invaziv tedavi yaklaşımlarını kapsamalarını sağlamaktadır (56). Ayrıca TiZr alaşımı altın standart olarak kabul edilen saf titanyumdan (cpTi) daha yüksek biyouyumluluk göstermiştir (57,58).

Artırılmış mekanik özelliklere sahip yeni alaşımlar klinik olarak istenmeyen anatomik koşullarda bile çapı azaltmış implantlar yerleştirilmesine olanak sağlamaktadır, bu da implant restorasyonları endikasyonlarını genişletmektedir (59).

2.3.4. Dental implant yüzey özellikleri

İmplant materyal seçiminin yanında yüzey topografisi ve kimyasal yapısı implant başarısını etkileyen faktörlerdendir. İmplant yüzeylerindeki gelişmeler daha kısa iyileşme süresi ve artmış osseointegrasyona olanak sağlamaktadırlar (37). Yüzey topografisinin osseointegrasyon üzerine olan pozitif etkisi, partikülle pürüzlendirme, kumlama, asit ile pürüzlendirme gibi teknolojiler ile uzun yıllardır araştırmalara konu olmaktadır (37). İmplant yüzeyleri 9 grupta toplanabilir. Bunlar; kumlanmış (sandblasted) yüzeyler, asitle pürüzlendirilmiş (acid etched) yüzeyler, kumlanmış ve asit ile pürüzlendirilmiş yüzeyler,

SLA (Sand-blasted, Large-grid, Acid-etched) yüzeyler, hidroksiapatit yüzeyler, TiO₂ partikülle pürüzlendirilmiş yüzeyler, TPS (titanyum plazma sprej) kaplı yüzeyler, okside edilmiş (electro-polished) yüzeyler, işlenmiş (machined) yüzeylerdir (60).

Mikropürüzlü yüzeyler, parlatılmış ya da işlenmiş titanyum implantlarla karşılaştırıldığında daha hızlı kemik birleşmesi, daha yüksek kemik implant kontağı (BIC) ve makaslama kuvvetlerine karşı daha yüksek rezistans göstermektedirler. Bu yüzey özelliğine sahip dental implantlar daha çok tercih edilmektedirler (61). Kumlanmış ve asit ile pürüzlendirilmiş yüzey kombinasyonları SLA® yüzey uygulaması (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) olarak geçer (62). SLA yüzeye sahip implantlar 1997 yılında Straumann tarafından tanıtılmıştır (62). SLA implant yüzeyleri kaplanmış yüzeyler değildir, iri kum tanelerinin püskürtülmesinin ardından makro pürüzlülük oluşturulmuş yüzeylerdir. Yüzeye asit uygulaması ile 2-4 µm mikro çukurlar oluşturulur (60). Hem hayvan çalışmaları ile hem de klinik olarak test edilmiş bu yüzey topografisinin, kemik birleşimini arttırdığı ve uzun dönem stabilite sağladığı kanıtlanmıştır (63, 64).

2.4. Osseointegrasyon Kavramı

Osseointegrasyon kavramı 1960'lı yıllarda Andre Schroeder'in implantlar ile ilgili yaptığı hayvan çalışmaları ile başlamıştır (65). Schroeder Straumann Dental Implant Sistemini kurmuştur. Saf titanyumdan yapılmış içi boş implantların kemiğe bağlanmalarına 'fonksiyonel ankiloz' adını vermiştir (66). Branemark 1977 yılında bu tanımlamaya osseointegrasyon ismini vermiştir. Osseointegrasyon implant yüzeyi ile alveol kemiği arasında direkt temas sağlanması olarak ifade edilmiştir. Osseointegrasyon Latince 'os': kemik ve 'integrate': birleşmek kelimelerinden oluşmuştur (67). Meffert ve ark, 1987'de osseointegrasyonu, adapte osseointegrasyon ve biyointegrasyon olarak iki gruba ayırmışlardır (68). Adapte osseointegrasyon ışık mikroskopunda implant ile kemik ara yüzeyinde yumuşak doku olmaksızın osseöz doku bulunması, biyointegrasyon ise elektron mikroskopunda direkt biyokimyasal kemik yüzey bağlantısının görülmesi olarak tanımlanmaktadır (69). Branemark ise 2005 yılında osseointegrasyonun farklı tanımlamalarını yapmıştır (70). Literatüre göre osseointegrasyon kavramı; canlı kemik ve yük taşıyan implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı olması olarak tanımlanır (70). Mikroskobik düzeyde; fibröz doku oluşmaksızın implant kemik arasında direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı kurulması ve fizyolojik yüklere dayanabilecek

şekilde kemiğin implant yüzeyine doğru yaptığı sıkı apozisyona osseointegrasyon denir. Biyomekanik açıdan osseointegrasyon; implantı çevreleyen kemik dokuda yüklenme altında hareket olmamasıdır. Hasta açısından bakacak olursak da osseointegrasyon; fonksiyonel kuvvetler altında implantın ağrı, enflamasyon ve hareket olmadan stabil kalmasıdır (70). Osseointegrasyon AAID (American Academy of Implant Dentistry) tarafından 1986 yılında “implant ve kemik arasında kemik dışı bir doku olmaksızın yüklerin ideal bir şekilde implanttan kemiğe aktarıldığı bağlantı” olarak tanımlanmıştır (71).

2.4.1. Osseointegrasyon ve Kemik İyileşmesi

İmplant yerleştirilmesini takiben ilk meydana gelen konak cevabı, cerrahi işlemin yarattığı travma sonucu oluşan enflamatuvar bir reaksiyondur. İmplant için hazırlanan soket potansiyel bir kemik yarası olarak değerlendirilir (72, 73).

İmplant yerleştirilmesi sonrası implant yivlerinin iç kısımları implant dizaynına bağlı olarak alıcı kemik yatağı ile kısıtlı bir alanda temas sağlar ya da hiç temas sağlayamaz. İmplant yüzeyi ve çevre alveoler kemik yatağı eritrosit, polimorfonükleer nötrofil ve az sayıda makrofaj içeren fibrin yapısı ile dolmaktadır (74, 75). İyileşmenin erken aşamalarında yara bölgesinde implant yuvası hazırlığının artıklarından oluşan kortikal ve trabeküler kemik debrisleri bulunur (74, 76). Pıhtı formasyonu vasküler yapılar ve fibroblast benzeri hücreler tarafından penetre edilerek granülasyon dokusunu oluşturur (75, 76).

İyileşmesinin birinci haftasında implant yivlerinin hemen lateralinde yaşayan osteositlerden yoksun kemik debrisleri gözlenmiştir (77). Osteoklastlar bu alana göç ederler ve kemik fragmanları osteoklastik rezorpsiyon ve yeniden şekillenme aşamasından geçerler (75). Aynı anda kan pıhtısı ve granülasyon dokusu, yüksek miktarda fibroblast benzeri kök hücre içeren geçici bağ dokusu matriksi ile yer değiştirir. Bazı fibroblast benzeri mezenşimal hücreler implant yüzeyine paralel seyreder ve kolajen fiber demetinin başlangıcını oluştururlar (74, 76).

Yeni sentezlenen kolajen fibriller, yeni filizlenen vasküler yapılar arasında rastgele dağılım gösterirler (74, 75, 78). Fibroblast benzeri mezenşimal hücreler daha sonra

osteoblastlara farklılaşırlar ve bu osteoblastlar mineralize olabilen kolajen fiber matriksinin birikmesini sağlar (14, 79). Sonuç olarak geçici bağ dokusunun içinde inorganik hidroksiapatit matriksle ilişkili mineralize kolajen fiber matriks içeren örgü kemik birikmiştir (74, 79). Kemiğe yerleştirilen implant çevresinde, osteoblastlar eski kemik üzerinde veya implant yüzeyinde bulunabilirler. Bu iki olay 1980 yılında Osborn ve Newsley tarafından uzak ve kontakt osteogenezis olarak adlandırılmıştır (80).

Uzak osteogeneziste alıcı kemik sahası kolajen içeren kemik matriksi üreten osteojenik hücreler sağlar. Bu kemik matriksi mineralize olur ve aşamalı olarak implant yüzeyine doğru gelişir. Ancak örgü kemiğin bir kısmının alıcı kemik yuvasından uzakta, implant yüzeyiyle yakın temasta olduğu bulunmuştur (75, 80, 81). Bu kemiğin kontakt osteogenezisi ile oluştuğu düşünülmektedir. Kontakt osteogenezisi perivasküler bağ dokusu hücrelerinden gelen osteojenik hücrelerin implant yüzeyine göç ederek osteoblastlara farklılaşması ve mineralizasyon için çekirdek alanlar sağlayan granüler organik matriksi salgılamasıyla oluşur (81). Kısaca uzak osteogenezis kemiğin implant yüzeyine yaklaşması iken kontakt osteogenesis ise kemik oluşumunun implant yüzeyinde olmasıdır. Her kemik iyileşmesinde hem uzak osteogenezis hem de kontakt osteogenezis olmakla beraber hangisinin daha baskın geleceği iyileşmede belirleyicidir (69, 74, 82).

İyileşmenin 4. haftasında örgü kemik formasyonu implant yüzeyinin %30'unu kaplamaktadır (75, 76). Yeni birikmiş örgü kemik aşamalı olarak 1-3 ayda kemik iliği, kan damarları, kolajen fibriller ve lökositler içeren lameller kemikle yer değiştirir (74, 75). İmplant kemik arayüzeyinde osteoblastlar gözlenirken, osteositler yeni oluşmuş kemik içinde kanallar aracılığıyla komşu osteositlere, vasküler yapılar ve direkt kemik implant arayüzeyine hücresel uzantılar gönderir (83). İyileşmenin ilerleyen dönemlerinde mineralize doku tarafından doldurulan hacim arttıkça çevre osteoblastlar ve fibroblast benzeri mezenşimal hücreler giderek azalır (76). İyileşme sırasında doku mineralizasyonunda görülen artışa implant kemik kontağının artması eşlik eder, bu durum implantların fonksiyonel yüklenmesine izin verir (84).

Kemik iyileşmesi için istenen koşullar sağlanmadığı durumlarda kök hücreler fibroblastlara farklılaşırlar ve implant çevresinde fibröz doku oluşur ve implant materyaline karşı organizasyon süreci devam eder. Bu durum granülasyon dokusu oluşumuyla sonuçlanmaktadır (74). Fibröz doku varlığında osseointegrasyonun

gerçekleşmesi mümkün değildir. Fibröz bağ dokusu implant için yeterli bir destek dokusu değildir çünkü mekanik ve biyolojik olarak direnci düşüktür (69).

2.5. Dental İmplantların Stabilitesi

İmplant yerleştirildiği andaki implant stabilitesi primer stabilite olarak adlandırılmaktadır. Primer implant stabilitesi için kilit faktör kemik implant kontağıdır; implantın şekli, uzunluğu, çapı ve kemik kalitesi kemik implant arası temas alanını artırarak primer stabiliteyi arttırmaktadır (85). Bunun yanı sıra implantın yerleştirildiği kemik yatağının kalitesi implant kemik temas alanının şekillendirilmesinde önemli rol oynamaktadır (85).

Sekonder stabilite kemik rejenerasyonu ve yeniden şekillenmesi sürecinde oluşan biyolojik stablitedir (81, 86, 87). İyi bir primer stabilite sekonder stabilitenin ön görülmesini sağlar (88). Ancak yerleştirme esnasında stabilitesi yüksek olan bir implantın çevre kemikte görülen yeniden şekillenme sürecinde kemikte rezorpsiyona neden olan hücre aktivitesinden ötürü, iyileşme döneminde sekonder stabilitesi düşük olabilir. Bunun yanı sıra yerleştirme esnasında stabilitesi düşük olan bir implantın ilerleyen dönemlerde implant çevresindeki yeni kemik oluşumu ile birlikte stabilite değerleri artabilir (89, 90).

2.5.1. Dental İmplant Stabilite Ölçümleri

Primer implant stabilitesi, osseointegrasyonun sağlanması için ön koşullardan biridir ve osseointegrasyon süreci hakkında bilgi vermektedir (14, 91). İmplant stabilitesini ölçmek için birçok yöntem bulunmaktadır. Yakın zamanda implant stabilitesinin klinik olarak ölçülmesi amacı ile birçok invaziv olmayan yöntem tanımlanmıştır (11, 83). Bunlar (11):

1. Yerleştirme Torku
2. Perküsyon Testi
3. İmplatest
4. Periotest
5. Rezonans Frekans Analizi

2.5.1.1. Yerleştirme Torku

Johansson ve Strid tarafından 1994 yılında uygulanmaya başlanan yerleştirme torku yöntemi günümüzde sık kullanılan bir yöntemdir. İmplantlar, düşük devirde yerleştirilirken gereken tork kuvveti ile implantın stabilitesi belirlenebilmektedir (92).

2.5.1.2. Perküsyon Testi

Bu yöntemde implantın iyileşme başlığı yerleştirildikten sonra iyileşme başlığı üzerine künt bir el aletinin sapı ile vurarak yüksek frekanslı tok bir ses alınmasının osseointegrasyonun sağlandığı, bulanık ve düşük frekanslı bir ses alınmasının ise osseointegrasyonun sağlanmadığı anlamına geldiğini gösteren bir yöntemdir (11). Subjektif bir metod olduğu için implant stabilite ölçümü için bilimsel bir yöntem değildir. Ancak günümüzde birçok hekim tarafından rutin olarak kullanılmaktadır (11).

2.5.1.3. İmplatest

Dario ve ark. tarafından 2002 yılında geliştirilen bu test, implant stabilitesinin dijital olarak görüntülenmesine olanak sağlar. Konvansiyonel impuls testleri test edilen yapıya bağlı bir hızlandırıcıya ihtiyaç duyarken, Implatest® (Q Labs Inc., Providence, R.I.) enstrümanın içinde hızlandırıcının esnek bir membran üzerinde durmasını sağlar. Hızlandırıcı, enstrümanın kaydedici ucuna bağlıdır. Kayıt esnasında hızlandırıcı aldığı impuls ile implanta doğru hareket eder. Cihazın kaydedici ucu implanta değdiği zaman ATH (Acceleration Time History) değeri elde edilir. ATH değeri bize yapının sertliği ve tamponlama kapasitesini göstermektedir. Bu değer ne kadar fazlaysa yapı o kadar stabil ve sert anlamına gelmektedir (93).

2.5.1.4. Periotest

Periotest (Siemens AG, Bensheim, Germany), diş dokusunu çevreleyen periodontal ligamentlerin tamponlama kapasitesini ölçerek dişin mobilitesi ölçmek için tasarlanmış elektronik bir alettir (94). Bu test aynı çalışma prensibi ile implant mobilitesini ölçmek için de kullanılmaktadır. Elde edilen değer PTV (PerioTest Value) olarak gösterilir ve bu değer implant mobilitesi için “-8” - “+50” arasında değişir. Başarılı bir implantın PTV değeri

“-5” ile “+5” arasında değiştiği bildirilmiştir (95). Periotest ile ilgili yapılan çalışmalar, uygulama kolunun açısındaki ve kayıt pozisyonundaki en küçük değişikliklerde bile PTV değerinin anlamlı ölçüde değiştiğini göstermiştir. Bunun yanısıra Periotest ile yapılan ölçüm sırasında abutment veya kron olmasının değerlerin farklı çıkmasına sebep olabileceği bildirilmiştir (96, 97).

2.5.1.5. Rezonans Frekans Analizi

Meredith ve ark. 1996 yılında osseointegrasyonun in vivo olarak ölçülmesinde yeterli bir yöntemin bulunmadığını gözlemlemişler ve rezonans frekans analizi (RFA) yöntemini tanımlamışlardır (98). İmplant stabilitesinin invaziv olmayan ve objektif bir şekilde llmesine olanak sağlayan cihaza Osstell™ (Integration Diagnostics AB, Gotoborg, Sweden) adı verilmiştir. Osstell cihazı 1999 yılından beri Integration Diagnostics Ltd. Company (Svedalen, Sweden) tarafından üretilmektedir. Bu cihaz, piezoelektrik transdüktör ile spesifik frekanslarda sinüzoidal sinyaller üreterek implantın vibrasyonunu sağlama prensibiyle çalışır (99). Osstell cihazının frekans aralığı 4500 - 8500 Hertz arasında değişmektedir, cihazın rezolüsyonu ise 10 Hertz' dir (98). Rezonans frekans analizinde implantın vibrasyona karşı direnci ölçülerek bir ISQ (Implant Stability Quotient) değerine dönüştürülür. ISQ skalası maksimum implant stabilite değeri 100 olmak üzere 0 ile 100 arasında değişmektedir (99). Geçtiğimiz yıllarda implant stabilite ölçümü için bu cihazın birkaç jenerasyonu geliştirilmiştir; Osstell, Osstell Mentor ve Osstell ISQ, Osstell IDx. 2015 yılında bu cihazın en son jenerasyonu, Osstell IDx geliştirilmiştir.

Osstell cihazının kullanım amaçları (77, 91, 100) :

- İmplant stabilitesi için terminolojik bir standart oluşturularak güvenilir diagnostik kayıtların saklanması
- İmplant yerleştirilmesi sonrası elde edilen primer stabilitenin ölçülmesi ve ölçülen değere göre geleneksel ya da immediat yükleme protokollerinin seçimi
- İmplant prognozunun belirlenmesi; düşük primer stabilite değeri implantın prognozunun zayıf olduğunu gösterir.
- Osseointegrasyonun gelişiminin takibinin yapılması

- Radyografik olarak görülmesi 3 aydan sonra mümkün olan marjinal kemik kaybı veya fibröz doku oluşumu gibi problemlerin ISQ değerlerinin takibi ile erken aşamada belirlenmesi
- Protetik yükleme sonrası yapılan ölçümler ile stabilite değerlerindeki değişikliklerin takibi ve yükleme şartlarının tekrar değerlendirilmesi



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Hasta Seçimi

Retrospektif olarak planlanan bu çalışmada doku seviyesinde saf titanyum (Straumann standart plus implant (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)) ve titanyum-zirkonyum alaşımı implant (Straumann standart plus Roxolid® (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)) yerleştirilen hastalardan 2014 – 2015 yılları arasında RFA yöntemi ile ölçülen ISQ verileri kullanılmıştır. Çalışmaya 18’i erkek, 27’si kadın toplamda 45 hasta dahil edilmiştir. Titanyum-zirkonyum implant grubunda 10 erkek, 12 kadın hasta, titanyum implant grubunda 8 erkek, 15 kadın hasta bulunmaktadır. Hastaların yaş aralığı 23-70 arasında değişmektedir. Çalışmaya dahil edilen hastalardan 31’i ASA I, 14’ü ASA II hasta grubundadır. Çalışmaya titanyum implant grubundan 47, titanyum-zirkonyum alaşımı implant grubundan 47 olmak üzere toplamda 94 implant dahil edilmiştir. Titanyum ve titanyum-zirkonyum alaşımı implantların ağız içinde yerleştirildikleri bölgeler ve adetleri Tablo 3.1.’de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Titanyum ve titanyum-zirkonyum alaşımı implantların ağız içi yerleştirildikleri bölgeler ve adetleri

İmplant türü		Anterior	Premolar	Molar	Toplam
Titanyum-Zirkonyum	Maksilla	1	5	8	14
	Mandibula	2	8	23	33
Titanyum	Maksilla	3	6	6	15
	Mandibula	2	5	25	32
Toplam		8	24	62	94

Tablo 3.2. Titanyum ve titanyum-zirkonyum implantların çap/boy dağılımları

Çap/Boy	Titanyum	Titanyum-Zirkonyum
3.3/8 mm	4	-
3.3/10 mm	8	10
3.3/12 mm	5	-
4.1/6 mm	-	1
4.1/8 mm	3	1
4.1/10 mm	15	26
4.1/12 mm	5	3
4.8/8 mm	2	-
4.8/10 mm	5	5
4.8/12 mm	-	1
	47 adet	47 adet

3.2. Cerrahi yöntem ve ISQ ölçümü

Lokal anesteziyi (Ultracaine® D-S Forte, Sanofi-Aventis, Türkiye) takiben implant bölgesinde uygun horizontal ve vertikal insizyonlar yapıldı. Mukoperiosteal flep kaldırılarak alveol kret açığa çıkarıldı. İmplant yerleştirilecek kemik yuvası üretici firma tarafından önerilen protokole uygun şekilde hazırlandı. Hazırlanan kemik yuvasına uygun boy ve çaptaki implant, üretici firmanın önerdiği protokole göre yerleştirildi. Kullanılan titanyum implant Şekil 3.1. ve titanyum-zirkonyum implant Şekil 3.2.'de gösterilmektedir.

Cerrahi sonrası yumuşak dokular 3/0 rezorbe olabilen multifilament dikiş materyali (Vicryl®, Ethicon) ile suture edildi. RFA ölçümü Osstell ISQ cihazı ile gerçekleştirildi. Osstell ISQ cihazı Şekil 3.3.'te gösterilmektedir. RFA ölçümü üretici firmanın önerileri doğrultusunda gerçekleştirildi. Buna göre ölçüm için Osstell ISQ cihazının Smartpeg isimli özel transdüktörü kullanıldı. Smartpeg transdüktörü ve özel plastik taşıyıcı Şekil 3.4.'te gösterilmektedir.



Şekil 3.1. Straumann standart plus titanyum implant



Şekil 3.2. Straumann standart plus titanyum-zirkonyum implant



Şekil 3.3. Osstell ISQ cihazı



Şekil 3.4. Smartpeg ve özel plastik taşıyıcı

İmplant ile Smartpeg arasına herhangi bir yumuşak doku girmemesine dikkat edilerek Smartpeg transdüktörü özel plastik bir taşıyıcı ile manuel olarak yaklaşık 5-8 Ncm kuvvet ile implantın üzerine vidalandı (Şekil 3.5). Osstell ISQ cihazının probu komşu dişler ile temas etmeyecek şekilde Smartpeg transdüktöründen yaklaşık 2 mm mesafede, implantın uzun aksıyla 90 derece açı yapacak şekilde tutularak ölçüm işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.6.). Osstell ISQ cihazı ile vestibül, lingual ve mezialden olmak üzere üç yönden ölçüm yapılmış ve bu şekilde elde edilen üç değerın ortalaması alınarak ISQ değeri kaydedilmiştir. Bütün ölçümler standardizasyonu sağlamak amacıyla aynı cerrah tarafından yapılmıştır. Ölçüm işleminin tamamlanmasını takiben Smartpeg transdüktörü sökölerek implantın kapatma vidası yerleştirilmiştir. RFA ölçümleri implant yerleştirilme işleminden sonra 7. gün, 21.gün ve 60. günde tekrarlanmıştır.





Şekil 3.5. İmplantın üzerine vidalanmış Smartpeg transdüktörü



Şekil 3.6. Osstell ISQ cihazının probu ile vestibülden gerçekleştirilen RFA ölçümü

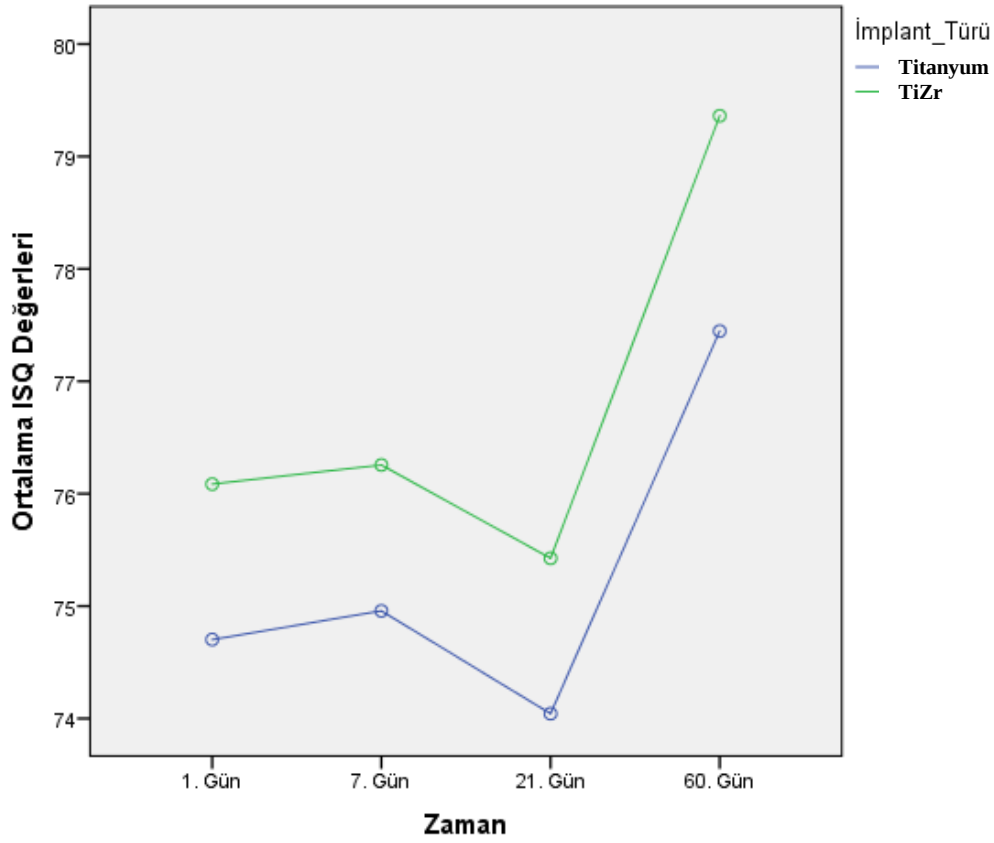
4. BULGULAR

Çalışmada istatistiksel analizler için IBM SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) Version 23 paket programı kullanılmıştır. α hata payı bu çalışma için 0,05 alınmıştır dolayısıyla $p < \alpha$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Greenhouse-Geisser başta olmak üzere tüm test istatistikleri “zaman” değişkeni için anlamlı bulunmuştur ($p=0 < \alpha = 0.05$). %95 güven düzeyinde ölçüm zamanları ortalamaları birbirinden farklılık göstermektedir. Farklılığı yaratan zamanın bulunması için Bonferroni Düzeltmeli Çoklu Karşılaştırma testinden faydalanılmıştır.

Her iki gruptaki ölçüm zamanlarına göre ISQ değeri ortalamaları tablo 4.1 ve şekil 4.1.’de gösterilmektedir.

Tablo 4.1. Titanyum ve titanyum-zirkonyum implantların ölçüm zamanlarına göre ISQ ortalamaları

İmplant Türü	Zaman	Ortalama ISQ	Std. Hata	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Titanyum	0. gün	74.702	1.004	72.708	76.696
	7. gün	74.957	.914	73.143	76.772
	21. gün	74.043	.936	72.183	75.902
	60. gün	77.447	.597	76.261	78.633
Titanyum- Zirkonyum	0. gün	76.085	1.004	74.091	78.079
	7. gün	76.255	.914	74.441	78.070
	21. gün	75.426	.936	73.566	77.285
	60. gün	79.362	.597	78.175	80.548



Şekil 4.1. Titanyum ve titanyum-zirkonyum implantların ölçüm zamanlarına göre ISQ ortalamaları

Titanyum ve titanyum-zirkonyum implant gruplarında grup içi ISQ değerlerinin ölçüm zamanlarındaki değişimini değerlendirirken Bağımlı Örneklem t-testi kullanılmıştır. Bu testin sonuçlarına göre; titanyum implant grubunda ISQ değerinin 21. günde en düşük (74,04) olduğu, 60. günde ise en yüksek (77,45) olduğu görüldü. Titanyum implant grubunda 0. gün ile 7. gün ISQ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p=0.426 > \alpha = 0.05$). Ancak 21. gün ISQ değerlerinde 7. gün ISQ değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir azalma ($p=0.036 < \alpha = 0.05$) görülmüştür. Bununla birlikte 60. gün ISQ değerlerinde 0. gün ve 21. gün ISQ değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir artış bulunmuştur ($p=0 < \alpha = 0.05$). İmplant yerleştirilmesini takiben 60. güne kadar ISQ değerinde 2.745 birim artış görülmüştür (Tablo 4.2).

Titanyum-zirkonyum implant grubunda ISQ değerinin 21. günde en düşük (75,43) olduğu, 60. günde ise en yüksek (79,36) olduğu görüldü. Titanyum-zirkonyum implantlarda %95 güven düzeyinde 0. gün ile 7. gün ISQ değerleri arasında ($p=0.776 > \alpha = 0.05$) ve 7. gün ile 21. gün ISQ değerleri arasında ($p=0.086 > \alpha = 0.05$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken, 60. gün ISQ değerlerinde 0. gün ve 21. gün ISQ değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir artış ($p=0 < \alpha = 0.05$) bulunmuştur (Tablo 4.3.).

Tablo 4.2. Titanyum grubunda ölçüm zamanlarına göre ISQ değerlerinin karşılaştırılması

Titanyum implant grubu	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata Ort.	Farkın %95 güven aralığı		p değeri
				Alt	Üst	
Gün1 - Gün7	-,255	2,182	,318	-,896	,385	,426
Gün7- Gün21	,915	2,910	,425	,060	1,769	,036*
Gün21- Gün60	-3,404	2,902	,423	-4,256	-2,552	,000*
Gün1- Gün60	-2,745	4,391	,640	-4,034	-1,455	,000*

*: $p<0.05$ koşuluna göre istatistiksel olarak anlamlı fark

Tablo 4.3. TiZr grubunda ölçüm zamanlarına göre ISQ değerlerinin karşılaştırılması

TiZr implant grubu	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata Ort.	Farkın %95 güven aralığı		p değeri
				Alt	Üst	
Gün1 - Gün7	-,170	4,077	,595	-1,367	1,027	,776
Gün7- Gün21	,830	3,246	,473	-,123	1,783	,086
Gün21- Gün60	-3,936	4,245	,619	-5,182	-2,690	,000*
Gün1- Gün60	-3,277	5,323	,776	-4,840	-1,714	,000*

*: $p<0.05$ koşuluna göre istatistiksel olarak anlamlı fark

Ölçüm zamanlarına göre implant türlerinin ISQ değerleri açısından birbirinden farklı olup olmadığı Bağımsız İki Örneklem t-testiyle test edilmiştir. Bu teste göre, 0. gün ($p=0.333 > \alpha = 0.05$), 7. gün ($p=0.318 > \alpha = 0.05$) ve 21. gün ölçümlerinde iki implant grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ($p=0.299 > \alpha = 0.05$) 60. gün yapılan ölçümlerde titanyum ve titanyum-zirkonyum alaşım implant türlerinin ISQ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0.026 < \alpha = 0.05$). Bu testin sonuçlarına göre 60. gün ölçümünde titanyum-zirkonyum alaşımı implantların ISQ değeri titanyum implantların ISQ değerinden ortalama 1.915 daha fazladır.

Bağımsız İki Örneklem t-testine göre titanyum implant grubunda 60. gün ISQ değeri mandibulada maksillaya göre 2,517 daha yüksek bulunmuştur ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0.048 < \alpha = 0.05$). Titanyum-zirkonyum alaşımı implantlarda 60. gündeki ISQ ölçümlerinde mandibula ile maksilla arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0.642 > \alpha = 0.05$).

5. TARTIŞMA

Dental implant materyali olarak uzun yıllardır ilk tercih olarak titanyum kullanılmaktadır. Titanyum yüksek biyouyumlu, biyolojik ortamda korozyona dirençli ve mükemmel osseointegrasyon özellikleri gösteren bir materyaldir (101, 102). Ancak bazı durumlarda saf titanyumun mekanik direnci yetersiz kalmaktadır, bu sebeple dental kullanım için birçok titanyum alaşımı geliştirilmiş ve bu alaşımların özellikleri araştırılmıştır (103, 104). Titanyum alaşımları implantolojide sıkça kullanılmaktadır (101). Birçok firma, araştırmalarını yüksek biyouyumlu ve kırığa dirençli ideal materyali bulmak üzerine yoğunlaştırmıştır. Yüksek kuvvet ve mükemmel osseointegrasyonu sağlayan materyal ihtiyacı Roxolid (Basel, Switzerland, Straumann) gibi yeni alaşımların gelişmesini sağlamıştır. Roxolid, metalik gri görünümde, Ti grade IV'e göre yüksek mekanik kuvvet ve mükemmel biyouyumluluğu rapor edilen, zirkonyum ve titanyum kombinasyonundan oluşur (105). Yakın zamanda geliştirilen bu titanyum-zirkonyum alaşımı %13-15 oranında Zr içerir. Bu yeni materyal monofazik α yapısındadır ve saf titanyuma göre %13-42 daha yüksek dayanıklılık gösterdiği bildirilmiştir (52). Bunun yanı sıra bu alaşım klinik öncesi testlerde Ti alaşımlarına göre daha yüksek hücresel adezyon göstermiştir ve 2 yıllık klinik çalışmalarda %98.8 sağ kalım oranı ile umut vaat edicidir (106).

Dental implant materyali olarak sıkça kullanılan alaşımlardan biri olan Ti-6Al-4V alaşımı Ti Grade IV'e göre daha yüksek mekanik performans göstermektedir ancak bu alaşım, osseointegrasyon ve kemik metabolizması için faydalı olan mikro ve makropürüzlü yüzey uyumlamalarına Ti Grade IV ile aynı oranda izin vermemektedir (106). Alternatif implant materyallerinden olan Ti-6Al-4V ya da Ti-6Al-7Nb alaşımları değişik kristal yapıya sahiptir. Bu kristal yapı Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-7Nb alaşımlarında SLA ya da SLActive® gibi yüzey yaratılmasını imkansız kılar. Bu materyallerin aksine SLA ve SLActive yüzey Roxolid'te yaratılabilir. Roxolid'in kristal yapısı titanyumun kristal yapısına benzer ve bu sebeple SLA ve SLActive yüzey titanyum-zirkonyum alaşımının üzerinde yaratılabilir (107).

Li ve ark. yaptığı bir çalışmada, SLA yüzeyler ile asitle pürüzlendirilmiş torna yüzeylerin osseointegrasyonunun biyomekanik özelliklerini karşılaştırmışlar ve SLA

yüzeylerin tork direncinin daha yüksek olduğu bildirmişlerdir (108). Buser ve ark. değişik implant yüzey özelliklerinde kemik implant kontağını histolojik olarak inceledikleri çalışmalarının sonucunda SLA yüzeyler, okside edilmiş, orta büyüklükte partikül ile kumlanmış-asitlenmiş, TPS, büyük partikül ile kumlanmış ve HA kaplanmış yüzeyler ile karşılaştırıldığında, HA kaplanmış yüzeylerden sonra en fazla kemik implant kontağına sahip yüzey olarak gösterilmiştir (109). Cochran ve ark. SLA yüzeyin kemik hücresi transformasyonunu ve protein üretimini arttırdığı rapor etmişlerdir (110). Aynı araştırmacılar 2002 yılında SLA yüzeye sahip implantların yüksek tork değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir (111). Çalışmamızda da SLA yüzey özelliğine sahip titanyum ve titanyum-zirkonyum alaşımı implantlar kullanılmıştır.

SLA yüzeye sahip titanyum ve titanyum-zirkonyum alaşım implantların yüzey mikroyapıları SEM (Scanning Electron Microscope) konfokal mikroskopisi kullanılarak analiz edilen bir çalışmada, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey topografisi parametrelerinde titanyum ve titanyum-zirkonyum implant materyalleri arasında herhangi bir fark saptanmamıştır. Her iki materyalde de kimyasal kompozisyon minor değişiklikler göstererek benzer bulunmuştur (107).

Roxolid'in avantajı titanyum ile karşılaştırıldığında artmış mekanik stablitedir. Yorgunluk davranışı analizi göstermektedir ki Roxolid'in dayanıklılık seviyesi aynı uzunluk, çap ve yüzey özellikteki titanyum ile karşılaştırıldığında %13 ile %42 daha yüksektir (52). Roxolid'in nihai gerilme direnci titanyumdan önemli ölçüde yüksek bulunmuştur. Roxolid soğuk işlenmiş titanyuma göre %20 daha fazla ve titanyum Grade IV' e göre % 80 daha fazla gerilme direnci göstermiştir. Kobayashi ve ark. 1995 yılında saf titanyum ile karşılaştırıldığında titanyum-zirkonyum alaşımların yüksek mekanik direnç gösterdiğini rapor etmişlerdir (50). Roxolid implantlar titanyum implantlardan %40 daha yüksek yorulma direncine sahiptir (52). Bunun yanı sıra titanyum-zirkonyum alaşımların titanyuma göre daha iyi biyouyumlu olduğu gösterilmiştir (58). Kobayashi ve ark. çalışmalarında %25-75 zirkonyum içeren alaşımların saf titanyum ve saf zirkonyuma kıyasla gerilme kuvvetlerinin 2,5-3 kat daha fazla olduğunu bildirmişlerdir (50).

Ikarashi ve ark. deney hayvanlarına yerleştirilen TiZr alaşımının performansını değerlendirdikleri çalışmalarında TiZr, cpTi ve Krom(Cr) plaklar implante edilen ratlarda

TiZr'un saf titanyum ve Cr 'dan daha yüksek performans gösterdiklerini bildirmişlerdir (58).

Shibata ve ark. tavşanlara implante edilen pöröz TiZr (%40 Zr) formasyonu için büyük parçaların sinterlenmesinin daha fazla kemik büyümesini sağladığını ve “push-out testinde” daha yüksek bağlanma kuvveti gösterdiğini bildirmişlerdir (112). SLActive yüzey işlemine tabi tutulan TiZr ve Grade IV cpTi implantların her ikisi de mikro pürüzlülük ve yüzeye hidrofilitesi açısından benzer sonuçlar göstermiştir. Thoma ve ark. köpeklere yerleştirilen TiZr ve Ti implantlarda 2, 4 ve 8 haftalarda her iki grupta benzer ve iyi bir iyileşme izlediklerini bildirmişlerdir. Kemik implant kontağı (BIC) TiZr ve Ti gruplarında yaklaşık %80 oranında bulunmuş ve her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (113).

Gottlow ve ark. TiZr alaşımının minipiglerde 4 haftadaki osseointegrasyonun %70 BIC değeri ile en az Ti kadar iyi olduğunu rapor etmişlerdir (114). Bunun yanı sıra TiZr implantların çevresindeki kemik alanı daha geniş bulunmuştur. Aynı zamanda TiZr implantlarda çıkarma torku değerleri daha yüksek bulunmuştur ki bu daha yüksek implant stabilitesi anlamına gelmektedir (114). Gottlow ve ark.'nın minipigler üzerinde yaptıkları bu çalışmalarında kemik implant kontağı (BIC) TiZr ve cpTi arasında aynı düzeyde ve Ti-6Al-4V alaşımından yüksek bulunmuştur (114). Buna ek olarak 8 hafta sonra Ti-6Al-4V implantlarda çok çekirdekli dev hücreler gözlenmiştir. Saulacic ve ark. minipiglere yerleştirilen TiZr, cpTi, Ti-6Al-4V implantları 1., 2., 4. ve 8. haftalarda karşılaştırmışlardır (105). Gottlow ve ark. çalışmalarının sonuçları ile uyumlu olarak TiZr alaşımının kemik kontağı ve biyouyumluluk açısından Ti-6Al-4V alaşımından üstün olduğunu rapor etmişlerdir(105).

TiZr alaşımı implantların hastalarda yüksek başarı oranına (%95.1-%100) sahip olduğunu klinik çalışmalarla ortaya konmuştur (115, 116, 117). TiZr implantların dental implant için iyi osseointegrasyon, kabul edilebilir kemik seviyesi değişimi, sondlamada soket derinliği, plak ve sulkus derinliği gibi implant başarı ve sağ kalım kriterlerini karşıladığı bildirilmiştir (37).

Zirkonyum bileşiklerinin lokal veya sistemik herhangi bir toksik etkisi olmadığı görüşü kabul görmektedir (118). Toksitite etkisinin olmamasından yola çıkarak Kobayashi ve ark. saf titanyumun özelliklerini geliştirmek için alaşım materyali olarak

zirkonyumu kullanmışlar ve TiZr ikili alaşımlarını kemik plakları ve yapay eklem protezlerinde kullanılmak üzere hazırlamışlardır (50). Ti-Zr(%50) alaışımının sertliği saf titanyumdan 2.5 kat daha fazladır bu özellik alaışımın üstün mekanik kuvvetini sağlamaktadır (117). TiZr alaışımı ve Zr, Ti ve Cr ‘dan daha yüksek biyouyumluluk gösterir. Zirkonyumun fragilitesi göz önüne alındığında bu çalışmada titanyum zirkonyum alaışımı test edilen en iyi materyaldir. Ratlara implante edilen Ti, Zr, Cr veya TiZr alaışımının 8 aylık takibinde implant çevresi doku cevabı ve metal sensitizasyon gelişiminin değerlendirildiği bir çalışmada vücutta herhangi bir toksik değişiklik, organ ağırlıklarında veya hematolojik parametrelerde herhangi bir değişiklik saptanmamıştır. Titanyum zirkonyum alaışımına karşı oluşan inflamatuvar doku cevabı titanyuma göre daha az bulunmuştur (5). Titanyum zirkonyum alaışımına karşı sensitizasyon cevabı gözlenmemiştir ve sonuç olarak TiZr alaışımı yapay cerrahi implantlarda titanyumdan daha iyi biyouyumluluk göstermiştir (5).

Sista ve ark. in vitro çalışmalarında MC3T3-E1 osteoblastların, Ti ve TiNb(%50 Nb) ile karşılaştırıldığında TiZr (%50 Zr) alaışımına daha yüksek tutunma gösterdiği bildirilmiştir. Aynı zamanda TiZr alaışımına tutunan hücreler 7., 15. Ve 21. günlerde yüksek alkalen fosfataz (ALP) aktivitesi ve yüksek osteokalsin (OC) ekspresyonu göstermiştir (119). Kim ve ark.’ın çalışmalarına benzer şekilde yüksek seviye Nb, Ta, Pd ve In eklenmiş zirkonyum içeren titanyum alaışimleri (yaklaşık %20) hakkında pozitif sonuçlar elde edilmiştir (120). Bu deneysel TiZrNbTaPd(In) alaışimleri titanyum karşısında yaklaşık iki kat sertlik (300 MPa vs. 166 MPa) ve gerilme direnci (967 MPa vs. 512 MPa) göstermiştir. Bunun yanı sıra 2 ve 7 gün inkübasyon periodlarında titanyuma benzer hücre büyümesi ve hücre tutunma paterni göstermişlerdir (120). Diğer bir çalışmada TiZr, Ti ile benzer şekilde, implant çevresinde BMP-2 ve iskelet ile uygulanan yönlendirilmiş doku rejenerasyonu prosedürleri ile uyumlu bulunmuştur (121).

Osteoblast adezyonu ve proliferasyonu kemik oluşumu için gereklidir ve mevcut çalışmalarda uygun yüzey işlemi yapılmış Ti ve TiZr materyalleri tatmin edici biyoaktivite ve sitouyumluluk göstermiştir (122). Roxolid ve titanyum üzerinde hücre proliferasyonu, hücre diferansiyasyonu ve belirli biyokimyasal marker proteinlerin ekspresyonunu karşılaştıran çoklu hücre kültürü çalışması yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda Roxolid yüzeyinde hücre yoğunluğu titanyumdan hafifçe yüksek bulunurken PGE2 ve Osteokalsin gibi belirli marker proteinlerin ekspresyon seviyesi arasında fark bulunamamıştır (123).

Roxolid ve titanyum materyalleri üzerine geniş in vitro ve in vivo biyouyumluluk testleri yapılmıştır. Her iki materyal için iritasyon ve toksisitenin yanı sıra genotoksisite ve sistemik toksisite testleri yapılmıştır. Bütün testler her iki materyal için mükemmel biyouyumluluk özellikleri göstermiştir; ve her iki materyal arasında doku reaksiyonu ve toksisite açısından herhangi bir fark saptanmamıştır (58). Özetle, in vitro çalışmalar TiZr yüzeylerin biyouyumlu ve biyoaktif doğasını kanıtlamışlardır. Uzun dönem TiZr korozyonu maruziyetinde alerjik ve immunolojik reaksiyon potansiyeline karşı ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Rezonans frekans analizi, implant stabilitesi ölçümlerinde, invaziv olmayan, güvenilir, kolay ön görülebilir ve objektif bir metod olarak 10 yıldan fazla süredir kullanılmaktadır. Geçtiğimiz yıllarda rezonans frekans analizi yöntemi ile ilgili birçok çalışma yayınlanmıştır (124, 125). Frieberg ve ark. üç farklı implant tasarımının stabilite değişikliklerini RFA yöntemi ile değerlendirmişlerdir (126). Çalışmanın sonucunda Osstell cihazının stabilite değişikliklerinin saptanmasında konvansiyonel tekniklerden daha üstün olduğu bildirilmiştir. Frieberg ve ark. yaptığı bir diğer çalışmada kemik yoğunluğu düşük maksiller kemiğe yerleştirilen implantların stabilite değerlerini RFA yöntemi kullanarak değerlendirmişlerdir. Çalışmanın verileri implant çevresi kemik maturasyonundaki değişikliklerin saptanmasında RFA yönteminin başarılı olduğunu ortaya koymuştur (127, 128).

RFA metodu değişik tipte implantların stabilitesinin ve yüklenme koşullarının kantitatif ve kalitatif olarak değerlendirilmesine olanak sağlar. RFA, kantitatif stabilite ölçümlerinde hem operasyon sırasında hem de operasyon sonrasında kullanılabilen, tekrarlanabilir, invaziv olmayan bir tekniktir. Kullanılan implant sisteminden bağımsız olarak RFA ile elde edilen ISQ değerleri karşılaştırma amaçlı kullanılabilir (129). Çalışmamızda titanyum ile titanyum-zirkonyum alaşımı implantların stabilite değerlerinin karşılaştırılması, rezonans frekans yöntemi ile Osstell ISQ cihazı kullanılarak yapılmıştır.

RFA yöntemi ile elde edilen ISQ değerleri ile primer stabilite derecesinin ölçülmesine ek olarak osseointegrasyon ve kemik oluşumunun zamanla değişiminin de değerlendirilebileceği bildirilmiştir (11, 15). RFA yöntemi osseointegrasyon sürecinde kemik implant arayüzündeki ve çevre kemik dokularındaki değişikliklerin

değerlendirilmesine imkan sağlar (11, 15). Osstell ISQ cihazının kemik kalitesi ve iyileşme zamanının değerlendirilmesine imkan sağladığı yapılan çalışmalarda rapor edilmiştir (99).

Nedir ve ark. 2004 yılında yaptığı çalışmalarında Ostell cihazının ölçümlerinin tatmin edici olduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmalarında RFA metodunun diagnostik bir araç olarak mobil implantların tespit edilmesinde güvenilir olmadığını ancak ISQ değeri 47 olan implantların stabilite değerlerini tespit etmekte güvenilir olduğunu belirtmişlerdir (14). Çalışmamızda RFA yöntemi ile kaydedilen en düşük ISQ değeri 57 olarak bulunmuştur.

Herrero-Climent ve ark. yaptığı çalışmalarında Osstell ISQ cihazı yüksek tekrar edilebilirlik ve tekrar üretilebilirlik göstermiştir (99) . Herrero-Climent ve ark. rezonans frekans analizinin primer stabilite ve implant stabilite değişimlerinin ölçümü için oldukça kullanışlı bir yöntem olduğunu ve implantolojide günlük bir rutin haline gelmesi gerektiğini savunmuşlardır. Bu çalışmalarda istatistiksel analizler sonrasında Osstell ISQ ile rezonans frekans analizi sistemi tekrar edilebilirlik ve tekrar üretilebilirlik açısından neredeyse mükemmel bulunmuştur. Çalışmanın yazarları Osstell ISQ sisteminin tekrar edilebilirlik açısından yüksek güvenilirlikleri sebebiyle sadece bir defa ölçüm yapılmasının yeterli olduğunu savunmuşlardır (99). Meredith ve ark.'nın Branemark implantların rezonans frekans analizi ile stabilite değerlerini ölçtükleri çalışmalarında ISQ değerinin tekrarlanabilirlik oranı %1 olarak bulunmuştur (130). Benzer şekilde Lachmann ve ark.'ın yaptığı in vitro çalışmalarında ISQ değerinin tekrarlanabilirlik oranını +1 olarak bulunmuştur (131). Nedir ve ark. Straumann implantların rezonans frekans analizi ile stabilitelerini ölçtükleri çalışmalarında ISQ değerinin tekrarlanabilirlik oranını % 1 + 1,4 olarak rapor etmişlerdir (14).

Osseointegrasyon 'fonksiyonel yükler altındaki alloplastik materyalin kemik içinde klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonu' olarak tanımlanmıştır (132). İmplantların primer stabilitesi, osseointegrasyonun sağlanmasında ön koşullardan biridir. (77, 78). Primer implant stabilitesi için kilit faktör kemik implant kontağıdır (6); implant şeklinin yanı sıra implantın uzunluğu ve çapı kemik implant arası temas alanını artırarak primer stabiliteyi arttırmaktadır. Bunun yanı sıra implantın yerleştirildiği kemik yatağının kalitesi implant kemik temas alanının şekillendirilmesinde önemli rol oynamaktadır (85). Barikani ve ark.'nın çalışmalarında kısa ve kök formu implantlar paralel implantlarla

karşılaştırıldığında daha iyi primer stabilite göstermiştir. Ancak bazı araştırmacılar bu çalışmanın tam tersi sonuçlar bildirmişlerdir. Bilhan ve ark. silindirik implantların kök formu implantlarla karşılaştırıldığında daha yüksek ISQ değerleri gösterdiğini rapor etmişlerdir (133). Çalışmamızda her iki implant grubu için silindirik formda Straumann Dental İmplant Sistemlerinin implantları kullanılmıştır.

Kemik iyileşmesi döneminde mikro hareketlerle veya uygun elektriksel uyaranlarla tetiklenen hafif düzeyde iltihabi cevabın kemik iyileşmesini hızlandırdığı, 50 - 100 μm üzeri mikro hareketlerde ise kemik iyileşmesinin olumsuz etkileneceği ve bu durumun kemik implant arayüzünde fibröz doku oluşumuna neden olacağı belirtilmiştir (134). Benzer şekilde Davies, kemik implant arayüzündeki mikro hareketlerin 150 μm 'yi geçtiği zaman osteoblast farklılaşmasının meydana gelmeyeceğini, bunun yerine bölgede fibröz bir doku oluşacağını bildirmiştir (74). Yüksek primer stabiliteye sahip implantlarda, mikrohareket daha az olacaktır ve böylece implant-kemik arayüzünde fibröz doku oluşumu ihtimalinin de daha az olacağı belirtilmektedir (77, 81). Bu bilgiler ışığında RFA ile kaydedilen yüksek primer stabilite değeri implantın prognozunu iyi olduğu yönünde bize bilgi vermektedir.

Barikani ve ark. çalışmalarında implant uzunluğunun implant bölgesindeki yüksek kemik kalitesinde primer stabiliteye herhangi bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Ancak yetersiz kemik kalitesi olduğu durumlarda, artmış implant uzunluğu primer stabiliteyi arttırmaktadır (135). Bu çalışmayla doğrular şekilde Winter ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizinde düşük kemik kalitesinde implant uzunluğu ile implant primer stabilitesi arasında pozitif korelasyon olduğunu bildirmişlerdir (136).

Cochran ve ark. dental implantların yerleştirilmesi esnasında elde edilen primer stabilitenin mekanik bir stabilite olduğunu bildirmişlerdir (86). İmplant yerleştirilmesi sonrası ilk haftalarda implant çevresindeki kemikte gerçekleşen yeniden şekillenme sürecinde trabeküler kemikten lamellar kemiğe geçişin, primer implant kemik kontakt miktarında azalmaya sebep olduğu rapor edilmiştir (86). Bu çalışmayı destekler biçimde bizim çalışmamızda 21. gün kaydedilen ISQ değerleri başlangıç ISQ değerlerinden daha düşük bulunmuştur.

İmplant çevresi kemikte yeniden şekillenme sürecinin sonucunda implantın kemik desteği artar, implantın etrafındaki kemik desteği arttıkça kemik implant arayüzeyindeki sertlik de artmaktadır (7, 13). Dolayısıyla kemik iyileşmesinin ilerleyen aşamalarında ISQ değerlerinde artış görülmesi beklenmektedir. Bu sonuçlarla uyumlu olarak bizim çalışmamızda da her iki implant grubunda implant yerleştirilmesini takiben 8 hafta(60.gün) sonra yapılan ölçümlerde ISQ değerlerinde başlangıç ölçümüne göre artış görülmüştür.

Meredith ve ark. osseointegrasyon sürecine girmiş implantların zaman içerisinde stabilite değerlerinde artış görüldüğünü veya stabilite değerlerinin sabit kaldığını belirtmişlerdir (9).

Osseointegrasyon sürecinin takibinin yanı sıra iyileşme dönemindeki marjinal kemik seviyesindeki değişikliklerin RFA yöntemi sayesinde ISQ değerlerindeki değişim ile saptanabileceği bildirilmiştir (137). Turkyılmaz ve ark. mandibular implantlarda ilk 6 ayda artmış marjinal kemik kaybı ile azalmış implant stabilitesi arasında negatif korelasyon olduğunu belirtmişlerdir (138). Bunun yanı sıra 6 ay ile 12 aylık dönem süresinde benzer korelasyon kurulamamıştır (138). Yazarlar kemik kaybının implant stabilitesi üzerindeki etkisinin kemik formasyonu ve yeniden şekillenmesi sonucu kemik implant yüzeyi arasında artan sertlik sayesinde kompanse edildiğini ileri sürmüşlerdir. Fischer ve ark. 1 yıllık dönemde marjinal kemik kaybı ile rezonans frekans analizi ölçümleri arasında korelasyon bulunmadığını bildirmişlerdir (139). İlk 1 yılda devam eden iyileşme sürecinin baskın geldiği ve marjinal kemik kaybının implant stabilitesi üzerindeki etkisini maskeleyiği yorumu yapılmıştır. Aynı çalışma grubu 3 yıl ve 5 yıl sonra, marjinal kemik rezorpsiyonu ile düşük ISQ değerleri arasında güçlü ve pozitif bir korelasyon olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuçlar Meredith ve ark.'nın fonksiyon gören implantlarda 5 yıl sonra görülen stabilite değişikliklerinin marjinal kemik yüksekliğindeki değişikliklerden kaynaklı olabileceğini bildirdikleri çalışmaları ile uyumludur (77).

Meredith ve ark. RFA değerlerinin implant uzunluğundan ziyade desteksiz implant uzunluğundan etkilenebileceğini ileri sürmüşlerdir (15). Aluminyum bloklara yerleştirilen implantlar üzerinde yaptıkları rezonans frekans ölçümlerinde; blok üzerindeki implant seviyesi miktarı aynı olan ancak farklı uzunluklarda olan implantlar arasında ISQ değerlerinde fark olmadığını belirtmişlerdir. Benzer şekilde aynı uzunlukta ancak blok üzerindeki implant seviyesi miktarı farklı olan implantların rezonans frekans analizi

değerleri anlamlı ölçüde farklı bulunmuştur. Bu sonuçlar klinik açıdan marjinal kemik kaybı nedeniyle açığa çıkmış implant seviyelerini tespit etmede RFA yönteminin kullanılabileceğini göstermektedir (138).

İmplant boyunun yanısıra implant çapının implant stabilitesi üzerinde etkilerini araştıran çalışmalar yapılmıştır. Literatürde birçok çalışmada geniş çaplı implantların kortikal kemikle daha geniş yüzeyde temas etmeleri sayesinde primer stabiliteyi artırdığını ileri sürülmüştür (140, 141, 142). Ancak implant çapının stabilite değerlerini etkilemediğini belirten çalışmalar da mevcuttur (77, 130, 143).

Bischof ve ark. implant stabilitesini etkileyen faktörleri RFA yöntemini kullanarak araştırmışlardır (144). İmplantın yerleştirildiği çene, çene bölgesi, kemik tipi, implantın şekli, implantın çapı ve implantın uzunluğu parametrelerini değerlendirdikleri çalışmalarının sonucunda sadece implantın yerleştirildiği çene ve kemik tipinin implantın stabilitesini etkilediği belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda titanyum implant grubunda 60. günde yapılan ISQ ölçümlerinde mandibulada yapılan ölçümler maksillada yapılan ölçümlerden daha yüksek bulunmuştur ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Titanyum-zirkonyum alaşımı implantlarda ise 60. günde yapılan ISQ ölçümlerinde mandibula ile maksilla arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Daha düşük kemik yoğunluğuna sahip maksiller kemiğe yerleştirilen implantların daha düşük stabilite değerlerine sahip olması beklenirken titanyum-zirkonyum alaşımının artmış mekanik ve biyolojik özellikleri ile bu durumu kompanse ettiği yorumu yapılabilir. Bunun yanı sıra implant boy ve çapları açısından bir standardizasyon yapılmamıştır.

Rezonans frekans ölçümü implant yerleştirilmesi sonrası istenen her dönemde yapılabilir ve erken dönemde implant başarısızlıklarının teşhisine imkan tanır. 2 aylık dönem sonrası çok düşük RFA değerleri gelecekteki implant başarısızlığı riskini gösterirken, 1 yılın sonunda 57 ile 82 arasındaki RFA değerleri implantın başarılı olduğu anlamına gelmektedir (130). Araştırmacılar 57 ile 70 arası ölçülen değerlerin stabilitenin sağlandığı anlamına geldiğini bildirmişlerdir (145). Sennerby ve Meredith, ISQ değeri 40 ve altında olan implantlarda osseointegrasyonda başarısızlık olma ihtimalinin yüksek olduğunu bildirmişlerdir (146). Balshi ve ark. ISQ değeri 60 ve altında olan implantların %97 oranında osseointegrasyon gösterdikleri belirtmişlerdir (147). Bu çalışmaların sonuçlarını destekler biçimde bizim çalışmamızda kaydedilen en düşük değer olan 57 ISQ

değerine sahip implantlarda ilerleyen dönemlerde osseointegrasyon sağlandığı gözlenmiştir.

Friberg ve ark. yaptıkları çalışma sonucunda ilk ölçülen ISQ değeri 70 ve üzerinde ise implantların daha sonra osseointegre olduklarını belirtmişlerdir (126). Yazarlar ilk ölçülen ISQ değeri 60 - 65 aralığında ise implantların stabil kalabildiklerini, ISQ değeri 60'ın altında olan implantlarda ise ilerleyen zamanlarda stabilitede artış görülebileceği belirtilmişlerdir. Nedir ve ark. ISQ değeri 49'un altında olan implantlarda klinisyenin implant stabilitesindeki bir düşüşe karşı daha uyanık olması ve hastayı daha sık kontrollere çağırarak implanta gelen herhangi bir travmanın ya da enfeksiyon ihtimalinin önüne geçilmesi gerektiğini savunmuşlardır (14). Çalışmamıza dahil edilen implantlarda titanyum grubu için başlangıç ölçümlerinde kaydedilen en düşük ISQ değeri 61 iken bu değer titanyum-zirkonyum için 57 dir. Çalışmamızda en düşük başlangıç ISQ değerine sahip implantlarda da ileri aşamalarda ISQ değerlerinde artış gözlenmiş ve osseointegrasyon sağlandığı görülmüştür.

Balshi ve ark. immediate yükleme yapılan implantlarda rezonans frekans analizi ile yerleştirme sırasında ve 30., 60. ve 90. günlerde ölçüm yapmışlardır (147). Ölçüm sonuçlarına göre başlangıç, 30 ve 60. günler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. İlk 30 günde ISQ değerlerinde azalma görülmüştür ki bu zaman yeniden şekillenme zamanı olarak yorumlanmıştır. 30 ve 60. Gün ölçümleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Araştırmacılar bu durumu kemikte yeniden şekillenme sürecinin tamamlanmasının sonucunda ISQ değerlerindeki düşüşün devam etmemesi olarak yorumlamışlardır (147).

Barewall ve ark. SLA yüzeyli Straumann implantların 3 ay boyunca rezonans frekans analizi ile stabilite değerlerini kaydettikleri çalışmalarında en düşük ISQ değeri implant yerleştirilmesini takiben 3. haftada görülürken, 5. haftadan itibaren ise implantların ISQ değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (148). Bizim çalışmamızda hem titanyum hem de titanyum-zirkonyum grubunda en düşük ISQ değeri 21. günde, en yüksek ISQ değeri ise 60. günde kaydedilmiştir. Titanyum grubunda 21. gün ISQ değerlerinde 7. gün ISQ değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı azalma, 60. günde 0. gün ve 21. gün ISQ değerlerine istatistiksel olarak anlamlı artış görülmüştür. Titanyum-

zirkonyum grubunda 60. gün ISQ değerleri 0. gün ve 21. gün ISQ değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı artış görülmüştür.

SLA yüzeyli implantların rezonans frekans analizi ile stabilite ölçümlerinin yapıldığı bir çalışmada, 3 hafta ile 10 hafta arasındaki dönemde ISQ değerlerinde % 27 artış görülmüştür (144). Çalışmamızda her iki implant grubunda 3.hafta(21.gün) ile 8. Hafta(60.gün) ISQ ölçümlerinde her iki implant grubunda da istatistiksel olarak anlamlı artış bulunmuştur.

Ersanlı ve ark. rezonans frekans analizi yöntemi kullanarak implantların stabilitelerini değerlendirdikleri çalışmalarında yerleştirme sonrası 3-6 hafta arasında ISQ değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma olduğunu göstermişler ve bu durumun erken iyileşme safhasında implant kemik arayüzündeki değişikliklerden kaynaklandığı şeklinde yorumlamışlardır (149). Çalışmamızda 3. Hafta ISQ ölçümlerinde titanyum ile titanyum-zirkonyum alaşımı implantlar karşılaştırıldığında titanyum grubunda ISQ değeri ortalama 1,39 daha düşük bulunsada bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu sonuç SLA yüzey özelliğine sahip titanyum-zirkonyum alaşım implantların, stabilitenin en düşük olduğu dönem olarak kabul edilen 3.haftada, SLA yüzeye sahip saf titanyum implantlara göre herhangi bir üstünlük göstermediği şeklinde yorumlanabilir.

Barewall ve ark. farklı kemik tiplerinde yerleştirilen implantların stabilitelerini değerlendirdikleri çalışmalarında ISQ değerlerinde yerleştirme sonrası 3-4 haftalık dönemde implant stabilitelerinde azalma olduğunu bildirmişlerdir (148). Çalışmalarında Tip I kemikte %1, tip II-III kemikte %4.1, tip IV kemikte %8.4 oranında düşüş kaydedilmiştir. Tip IV kemiğin geniş trabeküler yapısı nedeniyle stabilitenin en fazla düştüğü grup olduğu düşünülmüştür. Yerleştirme sonrası 3 haftalık dönemde implant çevresindeki kortikal/trabeküler kemik oranının özellikle lateral kuvvetlerde implant stabilitesine katkıda bulunduğu ve bu sebeple geniş trabeküler morfolojiye sahip düşük yoğunluktaki kemiğe yerleştirilen implantlarda daha fazla stabilite kaybı olduğu ileri sürülmüştür (148).

Yıllar içinde implantolojide makro ve mikro pürüzlülük, implant çapı, implant uzunluğu ya da kemik hacmi augmentasyonları teknikleriyle kombine edilmesi gibi implant parametrelerini değiştiren birçok küçük devrim olmuştur. Bu gelişmeler doğal

dişin iyi bir imitasyonunun yapılmasına olanak sağlamıştır (56). Birçok klinisyen kısıtlı miktarda krestal çene kemiğine sahip hastaları tedavi etmektedir. Bu gibi durumlarda normal çap ve boyuttaki implantlar ancak rekonstruktif ve rejeneratif teknikler uygulandığında yerleştirilebilir. Bu teknikler hastalar için çok invaziv, zaman alıcı ve maliyetli olabilir. Bütün bunların dışında bu tedavilerin başarısız olma riski vardır. Günümüzde hastalar sinus kaldırma, otojen kemik grefti, yumuşak doku greftleri gibi kompleks cerrahi prosedürleri içermeyen ancak ideal tedaviler istemektedir (150, 151). Daha dar çaplı implantlar rekonstruktif ve rejeneratif tedavilere olan ihtiyacın üstesinden gelen cazip bir alternatiftir (115, 151). Bu amaç doğrultusunda mekanik ve biyolojik özelliği geliştirilmiş titanyum alaşımlarının daha dar çaplı implantların başarı ve sağ kalımlarına etkileri konusunda birçok çalışma yapılmıştır.

Yu-Jen Wu ve ark. TiZr alaşımı ve saf titanyum karşılaştırması yaptıkları çalışmalarında implant materyalinin dar çaplı implantlarda implant mobilitesi üzerine etkisi olmadığını ancak implant materyali olarak TiZr alaşımı kullanımının lateral yükler altında daha az periimplant kemik gerginliği gösterdiğini bildirmişlerdir (152).

Benic ve ark. 2013 yılında Ø 3.3 mm Roxolid implantlar ile Ø 4.1 mm titanyum implantları karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada her iki implant eşit derecede başarılı bulunmuş; 1 yıl sonra %100 başarı ve sağ kalım oranı göstermişlerdir (153). Chiapasco ve ark. 2012 Ø 3.3 mm Roxolid implantları lateral posterior bölgelerde kemik rejenerasyonuna ve rekonstruksiyonuna alternatif olarak kullanmıştır. 19 ay sonra %100 başarı ve sağ kalım oranı elde edilmiştir (117). Freiburger ve ark. 'nın 40 merkez, 7 ülkede gerçekleştirilen çalışmalarında 357 hastaya 603 Roxolid implant yerleştirilmiştir. İki yıl sonra %98 sağ kalım oranı ve %97 sağ kalım oranı elde edilmiştir. Klinisyenler Ø 3.3 mm Roxolid implant yerleştirilerek implantların % 54'ünde kemik augmentasyon prosedürüne gerek kalmadığını bildirmişlerdir (154). Roxolid implantların titanyum implantlarla karşılaştırıldığında daha yüksek gerilme direnci nedeniyle zorlayıcı endikasyonlarda kullanılabileceği belirtilmiştir (154).

Chiapasco ve ark. 18 hastada 51 TiZr implant ile horizontal olarak yetersiz kemikte dar çaplı implantların başarısını araştırmışlardır (117). Bütün implantlarda osseointegrasyon sağlanmış ve protetik rehabilitasyon tamamlanmıştır; bu sebeple %100 başarı oranı elde edilmiştir. Gözlem periyodunda (ortalama 3-19 ay) peri implant kemik

kaybı 0 ile 1 mm arasında değişmektedir (117). Barter ve ark. yaptığı çalışmada 3.3 mm çapında standart boyunlu standart plus dizayna sahip TiZr implant ve standart boyunlu sahip grade IV cpTi implantlar birbirine splintlenen 22 hasta değerlendirilmiştir (155). İki yıllık takip sürecinde 22 hastanın 20'sinde implantlar başarılı bulunmuştur. Fonksiyonel kemik seviyesindeki ortalama değişim 2 yıllık takipte $-0.33 \text{ mm} \pm 0.54 \text{ mm}$. Çalışmada 2 yıl sonunda yeni implantların başarı ve sağ kalım kriterlerini sağladığı sonucuna varılmıştır(155). Al-Nawas ve ark. dar çaplı kemik seviyesinde TiZr ve cpTi implantları karşılaştıran çift kör randomize bir çalışmalarında düşük çaplı TiZr implantların grade IV cpTi implantlarla benzer sonuçlar göstermiştir (115). 91 hastaya interforaminal bölgeye bir TiZr ve bir Ti implant yerleştirilmiştir. Peri implant kemik seviyesi değişimi TiZr ve Ti için sırasıyla $-0.3 \text{ mm} \pm 0.5 \text{ mm}$ and $-0.3 \text{ mm} \pm 0.6 \text{ mm}$ ve başarı oranı %96.6 ve %94.6 olarak bulunmuştur (115).

Müller ve ark. dar çaplı titanyum Grade IV ve titanyum-zirkonyum alaşımların ağızda kalma ve başarı oranını karşılaştırdıkları 5 yıl takip süreli çalışmalarında kümülatif implant ağızda kalma oranı TiZr grubu için %98.9, Ti Grade IV grubu için %97.8 olarak bulunmuştur (56). Krestal kemik seviyesi değişim değerleri 60. ayda test ve kontrol grubu arasında farklı bulunmamıştır; TiZr için krestal kemik seviyesi değişimi $-0.60 \pm 0.69 \text{ mm}$, Ti Grade IV için krestal kemik seviyesi değişimi $-0.61 \pm 0.83 \text{ mm}$ ($p=0.96$) olarak bulunmuştur. Kümülatif implant başarı oranı 60. ayda TiZr implantlar için %95.8 ve Ti Grade IV implantlar için %92.6 olarak bulunmuştur. Peri implant kemik kaybı, modifiye plak indeksi, modifiye sulkus kanama indeksi, implant başarı ve sağ kalım oranları iki implant materyali arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (56). Yakın dönemde 60 aylık dönemde dental implantlarda marjinal kemik seviyesi değişimlerini inceleyen bir meta analizde yıllık kemik kaybı şimdiye kadar rapor edilenden çok daha düşük bulunmuştur (156). Bu çalışmadaki marjinal kemik kaybı 60 ay sonra TiZr grubunda $-0.60 \pm 0.69 \text{ mm}$, Ti Grade IV grubunda $-0.61 \pm 0.83 \text{ mm}$. Laurell ve Lundgren'in yaptıkları meta analizde 5 yıl fonksiyon gören Straumann Dental Implant Sistemleri ile Brånemark Dental Implant Sistemlerinin kemik seviyesi değişimlerini sırasıyla 0.48 mm ve 0.75 mm olarak bulunmuştur (156).

Yapılan in vitro, hayvan ve klinik çalışmalarda titanyum-zirkonyum alaşımı, en az saf titanyum kadar iyi performans göstermiştir. Yapılan klinik çalışmaların birçoğunda TiZr alaşımı implantlar iyi osseointegrasyon ve yüksek implant başarı oranı gösterse de

TiZr implantlarla ilgili daha uzun takip süreli daha fazla sayıda örnek sayılı çalışmalara ihtiyaç vardır. Mevcut çalışmaların sonuçları titanyum-zirkonyum alaşımının gelecek yıllarda sıklıkla tercih edilen implant materyali olma potansiyelini göstermektedir.

5. SONUÇLAR

Yakın zamanda kullanılmaya başlanan %13-15 zirkonyum içeren titanyum-zirkonyum alaşımı implantlar ile uzun yıllardır dental implant materyali olarak kullanılan saf titanyum implantların kemik içi stabilite değerlerinin rezonans frekans analizi yöntemi ile karşılaştırıldığı bu çalışmanın sonuçlarına göre;

Rezonans frekans analizi yöntemi primer implant stabilitesini değerlendirmede kullanılabilen invaziv olmayan, hasta tarafından kabul edilebilirliği yüksek bir klinik yöntemdir.

Rezonans frekans analizi yöntemi ile osseointegrasyon gelişimi takibi yapılabilir.

Rezonans frekans analizi yöntemi farklı implant materyallerinin klinik başarıya etkisinin değerlendirilmesinde ve farklı implant sistemlerinin karşılaştırılmasında kullanılabilir.

İmplant yerleştirilmesini takiben 21. günde kaydedilen ISQ değerleri hem titanyum hem de titanyum-zirkonyum grubu için en düşük değer olarak bulunmuştur.

Titanyum ve titanyum-zirkonyum alaşım implantlarda 60. gün ISQ değeri implant yerleştirilmesi sonrası ölçülen ISQ değerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksektir.

Osseointegrasyonun şekillendiği 60. günde titanyum-zirkonyum implantlar titanyum implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksek stabilite değerleri göstermiştir.

Sonuçlara baktığımızda titanyum-zirkonyum implantların stabilite ve osseointegrasyon açısından en az titanyum kadar iyi olduğu ve hatta implant yerleştirilmesi sonrası 60. günde titanyumdan daha iyi olduğu yorumunu yapabiliriz. Mevcut literatürde yakın zamanda kullanılmaya başlanan %13-15 zirkonyum içeren titanyum alaşımlarının

klirik implant başarısını araştıran az sayıda çalışma vardır. Titanyum-zirkonyum alaşımı implantların mekanik ve biyolojik üstünlüklerinin klinik olarak implant başarısına etkisini araştıran daha fazla rnekli uzun dönem çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. KAYNAKLAR

1. Gujjarlapudi MC, Nunna NV, Manne SD, Varalakshmi Reddy SarikondaVR, Praveen Kumar Madineni PK, Meruva RN. Predicting peri-implant stresses around titanium and zirconium dental implants – a finite element analysis. J Indian Prosthodont Soc 13(3): 196-204, 2013.
2. Gottlow, J, Dard, M, Kjellson, F, Obrecht, M & Sennerby, L. Evaluation of a new titanium–zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the minipig. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 14: 538-545, 2010.
3. Thoma, DS, Jones, AA, Dard, M, Grize, L, Obrecht, M & Cochran, DL. Tissue integration of a new titanium–zirconium dental implant: a comparative histologic and radiographic study in the canine. Journal of Periodontology 82: 1453-1461, 2011.
4. Bernhard N, Berner S, De Wild M, Wieland M. The binary TiZr alloy - a newly developed Ti alloy for the use in dental implants, Forum Implantol 5: 30 -39, 2009.
5. Ikarashi Y, Toyoda K, Kobayashi E, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H, Tsuchiya. Improved biocompatibility of titanium-zirconium (Ti-Zr) alloy: tissue reaction and sensitization ti Ti-Zr alloy compared with pure Ti and Zr in rat implanation study. Materials Transaction 46: 2260-2267, 2005.
6. Zarb CA, Albrektsson T. Nature of implant attachments. Tissue-integrated prostheses osseointegration in clinical dentistry (Branemark PI, Zarb C, Albrektsson T, ed). Chicago, Quintessence Publishing Co. 88-98, 1985.

7. Huang HM, Pan LC, Lee SY, Chiu CL, Fan KH, Ho KN. Assessing the implant/bone interface by using natural frequency analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics* 90: 285–291, 2000.
8. Ulm CW, Solar PC, Gselimann B, Matejka M, Watzek G. The edentulous maxillary alveolar process in the region of the maxillary sinus: a study of physical dimension, *Int J Oral Maxillofac Surg* 24: 279-282, 1995.
9. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 11: 491-501, 1998.
10. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability. *Clin Oral Imp Res* 8: 226-233, 1997.
11. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22: 743-754, 2007.
12. Misch CE, Chiapasco, Jensen OT. Indications for and classifications of sinus bone grafts. *The sinus bone graft* (Jensen OT. Ed). Second edition. Chicago, Quintessence, 2006
13. Branemark PI, Gröndahl K, Brånemark BK. How human applications began. why osseointegration would work and how it did in the first patients treated. Basic facts and philosophical thoughts. *The osseointegration book*. (Chien S, Gröndahl HG, Robinson K, ed). Chicago, Quintessence Pub Co Inc. 19-114, 2005.
14. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. A resonance frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* 15: 520-528, 2004.

15. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res* 7: 261-26, 1996.
16. Murray CJL, Vos Lozano R, Naghavi M, Flaxman AD, Michaud C, et al. Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 diseases and injuries in 21 regions, 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet Elsevier* 380(9859): 2197-2223, 2012.
17. Marcenes W, Kassebaum NJ, Bernabe E, Flaxman A, Naghavi M, Lopez A, et al. Global Burden of Oral Conditions in 1990-2010: A Systematic Analysis. *J Dent Res* 92(7):592-7, 2013.
18. De Marchi RJ, Hugo FN, Hilgert JB, Padilha DM. Number of teeth and its association with central obesity in older Southern Brazilians. *Community Dent Health* 29(1):85-89, 2012.
19. Watt RG, Tsakos G, de Oliveira C, Hamer M. Tooth loss and cardiovascular disease mortality risk-results from the Scottish Health Survey. *PLoS One* 7: e30797, 2012.
20. Furuta M, Yamashita Y. Oral Health and Swallowing Problems. *Curr Phys Med Rehabil Rep* 1:216-222, 2013.
21. Gerritsen AE, Allen PF, Witter DJ, Bronkhorst EM, Creugers NHJ. Tooth loss and oral health-related quality of life: a systematic review and meta-analysis. *Health Qual Life Outcomes* 8:126, 2010.
22. Nir-Hadar O, Palmer M, Soskolne WA. Delayed immediate implants: alveolar bone changes during the healing period. *Clin Oral Implants Res* 9(1):26-33, 1998.
23. Salinas TJ, Block MS, Sadan A. Fixed partial denture or single-tooth implant

- restoration? Statistical considerations for sequencing and treatment. *J Oral Maxillofac Surg* 62: 2-16, 2004.
24. Hessari H, Vehkalahti MM, Eghbal MJ, Murtomaa H. Tooth loss and prosthodontic rehabilitation among 35-44year-old Iranians. *J Oral Rehabil* 35(4):245-251, 2008.
 25. Mack F, Samietz SA, Mundt T, Proff P, Gedrange T, Kocher T, et al. Prevalence of single-tooth gaps in a population-based study and the potential for dental implants--data from the Study of Health in Pomerania (SHIP-0). *J Craniomaxillofac Surg* 34: 82-85, 2006.
 26. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 40(2): 50–60, 2014.
 27. Torabinejad M, Anderson P, Bader J, Brown LJ, Chen LH, Goodacre CJ, Kattadiyil Mt, Kutsenko D, Lozada J, Patel R, Peterson F, Puterman I, White SN. Outcomes of root canal treatment and restoration, implant-supported single crowns, fixed partial dentures, and extraction without replacement: a systematic review. *J Prosthet Dent* 98(4):285–311, 2007.
 28. Oshida Y, Tuna EB, Aktören O, Gençay K. Dental Implant Systems. *Int. J. Mol. Sci.* 11: 1580-1678, 2010.
 29. Misch CE. Rationale for implants. Contemporary implant dentistry (Misch CE ed). Third edition, Missouri, Mosby Elsevier, 18, 2008.
 30. Misch CE. Rationale for implants. Contemporary implant dentistry (Misch CE ed). Third edition, Missouri, Mosby Elsevier, 3, 2008.
 31. Smith, D.C. Dental implants: Materials and design considerations. *Int. J. Prosthodont* 6: 106–117, 1993.
 32. Parr, GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspect. *J. Prosthet. Dent* 54: 410-414, 1985.

33. Sykaras N, Lacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 15: 675–690, 2000.
34. Osman RB, Swain MV. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials* 8: 932-958, 2015.
35. Long M, Rack HJ. Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective. *Biomaterials* 19: 1621-1639, 1998.
36. Lutjering G, Williams JC, Donachie MJ. *A Technical Guide: Titanium*. Third edition. Ohio, American Technical Publishers, 2000.
37. Grandin HM, Berner S, Dard M. A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. *Materials* 5: 1348-1360, 2012.
38. Keselowsky BG, Collard DM, A. J. Garcia AJ. Surface chemistry modulates fibronectin conformation and directs integrin binding and specificity to control cell adhesion, *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 66: 247-259, 2003.
39. Odman J, Lekholm U, Jemt T, Branemark PI, Thilander B. Osseointegrated titanium implants - A new approach in orthodontic treatment. *Eur J Orthodont* 10: 98–105, 1988.
40. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 50: 399–410, 1983.
41. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5: 347–359, 1990.

42. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloy. *Mat Sci Eng A* 243: 231–236, 1988.
43. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil* 23: 79–90, 1996.
44. Sykaras N, Lacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15: 675–690, 2000.
45. McCracken M. Dental implant materials: Commercially pure titanium and titanium alloys. *J Prosthodont* 8: 40–43, 1999.
46. González, JEG, Mirza-Rosca JC. Study of the corrosion behavior of titanium and some of its alloys for biomedical and dental implant applications. *J Electroanal Chem* 471: 109–115, 1999.
47. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspect. *J Prosthet Dent* 54: 410–414, 1985.
48. Bidez MW, Misch C. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J. Oral Implantol* 18: 264–274, 1992.
49. Galante JO, Lemons J, Spector M, Wilson PD, Wright TM. The biologic effects of implant materials. *J Orthop Res* 9: 760–775, 1991.
50. Kobayashi E, Matsumoto S, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H. Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *J Biomed Mater Res* 29: 943–950, 1995.
51. Steinemann S. Binary titanium-zirconium alloy for surgical implants and a suitable manufacturing process. *US Patent* 8:168, 2012.

52. Bernhard N, Berner S, De Wild M, Wieland M. The binary TiZr alloy-a newly developed Ti alloy for use in dental implants. *Forum Implantol* 5: 30–39, 2009.
53. Olmedo DG, Tasat DR, Duffo G, Guglielmotti MB, Cabrini RL. The issue of corrosion in dental implants: a review. *Acta Odontol Latinoam* 22: 3-9, 2009.
54. Khan MA, Williams RL, Williams DF. Conjoint corrosion and wear in titanium alloys. *Biomaterials* 20: 765–772, 1999.
55. Zhang YM, Chai F, Hornez JC, Li CL, Zhao YM, Traisnel M, Hildebrand HF. The corrosion and biological behaviour of titanium alloys in the presence of human lymphoid cells and MC3T3-E1 osteoblasts. *Biomed. Mater* 4: 015004, 2009.
56. Müller F, Al-Nawas B, Storelli S, Quirynen M, Hicklin S, Castro-Laza J, Basetti R, Schimmel M. Small-diameter titanium grade IV and titanium-zirconium implants in edentulous mandibles: five-year results from a double blind, randomized controlled trial. *BMC Oral Health* 15: 123, 2015.
57. Naganawa T, Ishihara Y, Iwata T, Koide A, Ohguchi M, Ohguchi Y, Murase Y, Kamei H, Sato N, Mizuno M, Noguchi T. *In vitro* biocompatibility of a new titanium-29niobium-13tantalum-4.6zirconium alloy with osteoblast-like MG63 cells. *J Periodontol* 75: 1701–1707, 2004.
58. Ikarashi Y, Toyoda K, Kobayashi E, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H, Tsuchiya T. Improved biocompatibility of titanium-zirconium (Ti-Zr) alloy: tissue reaction and sensitization to Ti-Zr alloy compared with pure Ti and Zr in rat implantation study. *Mater Trans* 46: 2260–2267, 2005.
59. Sohrabi K, Mushantat A, Esfandiari S, Feine J. How successful are small-diameter implants? A literature review. *Clin Oral Implants Res* 23(5): 515–25, 2012.
60. Uzun G, Keyf F. Surface characteristics of the implant systems and osseointegration. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2: 43-50, 2007.

61. Karoussis IK, Salvi GE, Heitz-Mayfield LJ, Bragger U, Hammerle CH, Lang NP. Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res* 14(3):329–339, 2003.
62. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J Jr, Dean DD, Cochran DL, Boyan BD. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res* 29(3):389-401, 1995.
63. Gruica B, Wang HY, Lang NP, Buser D. Impact of IL-1 genotype and smoking status on the prognosis of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 15(4):393–400, 2004.
64. Lin GH, Chan HL, Wang HL. The significance of keratinized mucosa on implant health: a systematic review. *J Periodontol* 84(12):1755–67, 2013.
65. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc* 71(5):327, 2005.
66. Scacchi M.(2000). The development of the ITI dental implant system. part I: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res* 11(1):8-21, 2000.
67. Branemark PI. Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. Introduction to osseointegration (Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T ed). Chicago, Quintessence Pub Co Inc, 11-14, 1985.
68. Meffert RM, Block MS, Kent JN. What is osseointegration? *Int J Periodontics Restorative Dent* 7: 9-21, 1987.
69. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. Tokyo, Quintessence Pub, 1990.
70. Branemark PI, Gröndahl K, Brenemark BK. How Human Applications

Began. Why osseointegration would work and how it did in the first patients treated. Basic facts and philosophical thoughts. The Osseointegration Book (Chien S, Gröndahl HG, Robinson K ed). Chicago, Quintessence Pub Co Inc, 19-114, 2005.

71. Harshakumar K, Ravichandran R, Vivek VN, Aswathi Krishnan A. Osseointegration. Indian Journal of Dental Sciences 6: 123-125, 2014.
72. Marco F, Milena F, Gianluca G, Vittoria O. Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. Micron 36(7-8): 630-44, 2005.
73. Futami T, Fujii N, Ohnishi H, Taguchi N, Kusakari H, Ohshima H ve ark. Tissue response to titanium implants in the rat maxilla: ultrastructural and histochemical observations of the bone titanium interface. J Periodontol 71(2): 287-98, 2000.
74. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. J Dent Educ 67(8): 932-49, 2003.
75. Isa ZM, Schnieder GB, Zaharias R, Seabold DB, Stanford CM. Effects of Fluoride-Modified Titanium Surfaces on Osteoblast Proliferation and Gene Expression. Int J Oral Maxillofac Implants. 21 :203-11, 2006.
76. Sanchez AR, Sheridan PJ, Kupp LI. Is platelet-rich plasma the perfect enhancement factor? A current review. Int J Oral Maxillofac Implants 18(1): 93-103, 2003.
77. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. Clin Oral Implants Res 8(3): 226-233, 1997.
78. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the

stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. Clin Oral Implants Res 7(3): 261-267, 1996.

79. Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T.(2006). Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. Clin Oral Implants Res 17(3): 244-50, 2006.
80. Osborn JF, Newesely H. Dynamic aspects of the implant bone interface. Dental implants: materials and systems. (Heimke G ed). München, Carl Hanser Verlag, 111-23, 1980.
81. Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. Int J Prosthodont 11(5): 408-20, 1998.
82. Roberts WE, Garetto LP. Bone Physiology and Metabolism. Contemporary Implant Dentistry (Misch CE ed). Second edition. St Louis, Mosby Elsevier, 225-238 , 1999.
83. Dario LJ, Cucchiaro PJ, Deluzio AJ. Electronic monitoring of dental implant osseointegration. J Am Dent Assoc 133(4): 483-90, 2002.
84. Villar CC, Huynh-Ba G, Mills MP, Cochran DL. Wound healing around dental implants. Endodontic topics 25: 44-62, 2011.

85. Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Fard MK, Rokn A. The effect of shape, length and diameter of implants on primary stability based on resonance frequency analysis. *Dent Res J* 11: 87-91, 2014.
86. Cochran DL, Schenk R, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res* 40: 1-11, 1998.
87. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater* 10: 153-201, 1992.
88. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 11: 391-401, 1998.
89. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 15(4): 474-80, 2004
90. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2 :85-92, 2000.
91. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 11(5):491-501, 1998.
92. Johansson P, Strid CG. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9(3): 279-88, 1994.
93. Mall N. Validation of implant stability: a measure of implant permanence. *Indian Journal of Dental Research* 22: 462-467, 2011.
94. Schulte W, Lukas D. The periotest method. *Int Dent J* 42: 433-440, 1992.

95. Olice J, Aparicio C. Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5: 390-400, 1990.
96. Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. *Int J Prosthodont* 11: 269-275, 1998.
97. Derhami K, Wolfaard JF, Faulkner G, Grace M. Assessment of the Periotest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10: 221-229, 1995.
98. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res* 7: 261-267, 1996
99. Herrero-Climent M, Santos-Garcia R, Jaramillo-Santos R, Romero-Ruiz MM, Fernandez-Palacin A, Lazaro-Calvo P, Bullon P, Rios-Santos JV. Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement: a cross-sectional clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 18(6): e877-882, 2013.
100. Glauser R, Meredith N. Diagnostische Möglichkeiten zur Evaluation der Implantatstabilität. *Implantologie* 9: 147–160, 2001.
101. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.* 96: 27, 401-408, 1996
102. Hautaniemi JA, Hero H, Juhanoja JT. On the bonding of porcelain on titanium
J Mater Sci 3: 186, 1992
103. Okuno O, Hamanaka H. Application of beta titanium alloys in dentistry. *Dent Jpn* 26: 101, 1989.

104. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-Cam in dentistry. J Am Dent Assoc 117(6): 715-720, 1988.
105. Saulacic N, Bosshardt DD, Bornstein MM, Berner S, Buser D. Bone apposition to a titanium-zirconium alloy implant, as compared to two other titanium-containing implants. European Cells and Materials 23: 273-288, 2012.
106. Fillion M, Aubazac D. Roxolid®: a material for new strategies in oral implantology. International Dentistry – African Edition 3: 32-40, 2014.
107. Berner S, Appert C. Surface characterisation roxolid SLA®. Internal report SR0563_RXD SLA_Surface characterization_131106, Institute Straumann AG, CH 4052 Basel, Switzerland, Straumann.
108. Li D, Ferguson SJ, Beutler T, Cochran DL, Sittig C, Hirt HP, Buser D. Biomechanical comparison of the sandblasted and acid-etched and the machined and acid-etched titanium surface for dental implants. J Biomed Mater Res. 2002;60(2):325-332.
109. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Mater Res 25(7):889-902, 1991.
110. Cochran DL, Nummikoski PV, Higginbottom FL, Hermann JS, Makins SR, Buser D. Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid etched surface in the canine mandible: radiographic results. Clin Oral Impl Res 7: 240-252, 1996.
111. Cochran DL, Buser D, Ten Bruggenka C, Wiengart D, Taylor T, Bernard JP, Simpsin JP, Peters F. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. Clin Oral Impl Res 13: 144-153, 2002.

112. Shibata N, Okuno O. Bone and fibrous tissue ingrowth into the porous TiZr implants. *Dent Mater J* 6: 185-200, 1987.
113. Thoma DS, Jones AA, Dard M, Grize L, Obrecht M, Cochran DL. Tissue integration of a new titanium-zirconium dental implant: a comparative histologic and radiographic study in the canine. *J Periodontol* 82(10): 1453-61, 2011.
114. Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L. Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clin Implant Dent Relat Res* 14: 538–545, 2012.
115. Al-Nawas B, Bragger U, Naert I, Persson R, Peruchhi Alessandro, Quirynen M, Raghoobar GM, Reichert TE, Romeo E, Santing HJ, Schimmel M, Meijer HJA, Storelli S, Bruggenkate C, Vandekerckhove B, Wagner W, Wismeijer D, Müller F. A double-blind randomized controlled trial (rct) of titanium-13zirconium versus titanium grade IV small-diameter bone level implants in edentulous mandibles – results from a 1-year observation period. *Clinical Implant Dentistry and related Research* 14: 896-904, 2012.
116. Barter S, Stone P, Bragger U. A pilot study to evaluate the success and survival rate of titanium-zirconium implants in partially edentulous patients: Results after 24 months of follow-up. *Clin. Oral Implants Res* 23: 873–881, 2012.
117. Chipasco M, Casentini P, Zaniboni M, Corsi E, Anello T. Titanium-zirconium alloy narrow-diameter implants (Straumann Roxolid®) for the rehabilitation of horizontally deficient edentulous ridges: prospective study on 18 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res* 23(10): 1136-1141, 2012.
118. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 20: 1–25, 1999.

119. Sista S, Wen C, Hodgson PD, Pande G. The influence of surface energy of titanium-zirconium alloy on osteoblast cell functions in vitro. *J Biomed Mater Res* 97A: 27-36, 2011.
120. Kim TI, Han JH, Lee IS, Lee KH, Shin MC, Choi BB. New titanium alloys for biomaterials: a study of mechanical and corrosion properties and cytotoxicity. *Biomed Mater Eng* 7: 253-263, 1997.
121. Freilich M, Wen B, Shafer D, Schleier P, Dard M, Pendrys D, Ortiz P, Kuhn L. Implant guided vertical bone growth in the mini-pig. *Clin Oral Implants Res* 23: 751-757, 2012.
122. Chen X, Li Y, Peter D. Hodgson PD, Wen C. In vitro behavior of human osteoblast-like cells (SaOS2) cultured on surface modified titanium and titanium–zirconium alloy. *Materials Science and Engineering C* 31: 1545–1552, 2011.
123. Zhao G, Raines AL, Wieland M, Schwartz Z, Boyan BD.: Requirement for both micron- and submicron scale structure for synergistic responses of osteoblasts to substrate surface energy and topography. *Biomaterials* 28(18): 2821 –2829, 2007.
124. O’Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2(2): 85-92, 2000.
125. Koh RU, Rudek I, Wang HL. Immediate implant placement: positives and negatives. *Implant Dentistry* 19(2): 98–108, 2010.
126. Friberg B, Sennerby L, Grondahl K, Bergstorm C, Back T, Lekholm U. On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 1: 75-83, 1999.
127. Friberg B, Jisander S, Widmark G, Lundgren AK, Ivanoff CJ, Sennerby L, Thoren C. One-year prospective three-center study comparing the outcome of a ‘soft bone

implant' (Prototype Mk IV) and the standard Branemark Implant. Clin Implant Dent Relat Res 5: 71-77, 2003.

128. Friberg S, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. Int J Oral Maxillofac Surg 28: 297-303, 1999.
129. Chung S, McCullagh A, Irinakis T, et al. Immediate loading in the maxillary arch: evidence-based guidelines to improve success rates: a review. Journal of Oral Implantology. 2011;37(5):610–621.
130. Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L., Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. Clin. Oral Imp. Res., 8: 234-243, 1997.
131. Lachmann S, Laval JY, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment part II: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest™ and Osstell™ instruments. Clin Oral Impl Res 17: 80-84, 2006.
132. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. J Can Dent Assoc 71(5) :327, 2005
133. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdağ E, Sünbülöğlu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. J Oral Rehabil 37: 900–907, 2010.
134. Rokn A, Ghahroudi AA, Miremadi A, Mesgarzadeh A, Fard MJ. Implant stability changes during early phase of healing: a prospective cohort study. J Dent Tehran Univ Med Sci 6: 67–77, 2009.

135. Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Badri S, Daneshparvar N, Rokn A. The effect of implant length and diameter on the primary stability in different bone types. *J Dent* 10(5): 449–455, 2013.
136. Winter W, Mohrle S, Holst S, Karl M. Parameters of implant stability measurements based on resonance frequency and damping capacity: a comparative finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25(3): 532–539, 2010.
137. Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy E, Tözüm TF. Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 11(2): 113-119, 2008.
138. Sennerby L, Persson LG, Berglundh T, Wennerberg A, Lindhe J. Implant stability during initiation and resolution of experimental periimplantitis: an experimental study in the dog. *Clin Implant Dent Relat Res* 7: 136–140, 2005
139. Fischer K, Backstrom M, Sennerby L. Immediate and early loading of oxidized tapered implants in the partially edentulous maxilla. A one-year prospective clinical, radiographic and resonance frequency analysis study. *Clin Implant Dent Relat Res* 11(2): 69-80, 2009.
140. Langer B, Langer L, Hermann I, Jomeus L. The wide fixture: a solution for special bone situations and rescue for the compromised implant. Part I. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8: 400-408, 1993.
141. Renouard F, Arnoux JP, Sarment DP. Five-mm-diameter implants without a smooth surface collar: report on 98 consecutive placements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14: 101-107, 1999.
142. Polizzi G, Rangert B, Lekholm U, Gualini F, Lindstrom H. (2000). Branemark system wide platform implants for single molar replacement: clinical evaluation of prospective and retrospective materials. *Clin Implant Dent Relat Res* 2: 61-69, 2000.

143. Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momiccholi G, Varriale A. Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous jaws after 1 year of loading: a pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res* 4: 128-132, 2002.
144. Bischoff M, Nedir R, Szmukler-Monncler S, Bernard JP, Samson B. Implant stability measurements of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical RFA study with SLA ITI implants. *Clin Oral Impl Res* 15: 529-539, 2004.
145. Shokri M, Meredith N. Resonance frequency analysis method in mandible. *International Journal of Dentistry* 2013: 5 page
146. Sennerby L, Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent* 19: 493-498, 1998.
147. Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20: 584-594, 2005.
148. Barewall RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acidetched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18: 641-651, 2003.
149. Ersanlı S, Karabuda C, Beck F, Leblecioğlu B. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *J. Periodontol.*, 76: 1066-1071, 2005.
150. Walton JN, MacEntee MI. Choosing or refusing oral implants: a prospective study of edentulous volunteers for a clinical trial. *Int J Prosthodont* 18(6):483–488, 2005.
151. Al-Nawas B, Domagala P, Fragola G, Freiburger P, Ortiz-Vigon A, Rousseau P et al. A prospective non-interventional study to evaluate survival and success of

reduced diameter implants made from titanium-zirconium alloy. *J Oral Implantol* 41(4):e118–125, 2014.

152. Yu-Jen Wu A, HSU JT, Huang HL. An In Vitro Biomechanical Evaluation of a New Commercial Titanium-Zirconium Alloy Dental Implant: A Pilot Study. *Implant Dent* 23: 534–538, 2014.
153. Benic GI, Mokti M, Hammerle CHF, Weber HP, Jung RE. Titanium-zirconium narrow-diameter versus titanium regular-diameter implants for anterior and premolar single crowns: 1-year results of a randomized controlled clinical study. *J Clin Periodontol* 40: 1052-1061, 2013.
154. Freiburger P, Al-Nawas B. Non-interventional Study on Success and Survival of TiZr Implants. EAO 2012 Copenhagen; 305 Posters – Implant Therapy Outcomes, Surgical Aspects.
155. Barter S, Stone P, Bragger U. A pilot study to evaluate the success and survival rate of titanium-zirconium implants in partially edentulous patients: results after 24 months of follow-up. *Clin Oral Implants Res* 23: 873–881, 2012.
156. Laurell L, Lundgren D. Marginal bone level changes at dental implants after 5 years in function: a meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 13(1): 19-28, 2011.