

T.C.
YEDİTEPEÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ, DİŞÇİNE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ
ANABİLİM DALI

SİNÜS LİFTİNG UYGULAMALARINDA İMPLANT
STABİLİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

MASTER TEZİ

DİŞ HEKİMİ
SELİM ÖZTÜRK

DANIŞMAN
Prof. Dr. MEHMET KEMAL ŞENÇİFT

İSTANBUL – 2008

ÖZET

Öztürk S. Sinüs lifting uygulamalarında implant stabilitesinin değerlendirilmesi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi A.D. Master Tezi, İstanbul, 2008. Maksilla posterior bölgede diş çekimleri sonrasında yaşla ve maksiller sinüsün pnömatisasyona bağlı olarak kemik rezorpsiyonu sonucunda alveoler kemik ile maksiller sinüs tabanı arasındaki kemik yüksekliği implant uygulaması için elverişsiz hale gelmektedir. İmplant uygulaması için sinüs tabanının augmentasyonu ve implant uygulaması aynı seansta ya da iki aşamalı olarak yapılmaktadır. Sinüs augmentasyonunda osteojenik aktivitesinin yüksek olması nedeniyle otojen kemik en ideal kemik grefti iken ikinci bir cerrahi işlem gerekliliği ve donör saha morbiditesi gibi dezavantajları nedeniyle allogreftler ve alloplastik kemik greftleri günümüzde daha popüler olmuştur. İmplantların uzun dönem başarısında implant stabilitesi en önemli faktörlerden bir tanesidir ve implant stabilitesinin ve osteointegrasyon derecesinin belirlenmesinde spesifik bir yöntem bulunmamaktadır. Günümüzde rezonans frekans analizi implant-kemik yüzeyleri arasındaki bağlantının derecesi hakkında klinikte yardımcı bir yöntem olarak kullanım alanı bulmaktadır. Bu derlemede sinüs lifting uygulamalarında implant stabilitesini etkileyen faktörler mevcut literatür ışığında değerlendirilmiştir.

Anahtar kelimeler: sinüs lifting, kemik grefti, implant stabilitesi, rezonans frekans analizi

ABSTRACT

Öztürk, S., Assessment of implant stability in sinus lifting procedures. Yeditepe University Health Sciences Institute MSc Thesis in Oral Surgery, Istanbul, 2008.

Bone height between alveolar crest and maxillary sinus becomes inadequate for implant placement because of bone resorption due to aging and maxillary sinus pneumatization. Augmentation of maxillary sinus floor and implant placement can be performed both one stage and two stages. Autogenous bone grafts are the first preferred choice in sinus lifting for their high osteogenic activity, but necessity of second surgical procedure and donor site morbidity enabled allografts and alloplastic grafts to become more popular. Implant stability is one of the important factors in the long-term success; however, there is not a specific method to analyze stability and osseointegration. Today, resonance frequency analysis is commonly used to assess implant-bone surface integration. In this review, factors effecting implant stability in sinus lifting procedures are discussed by the current literature.

Keywords: sinus augmentation, bone graft, implant stability, resonance frequency analysis

TEŞEKKÜR

Master eğitimim sırasında her zaman yol gsteren ve yardımcı olan, tez danışmanım Ağız, Diş, ene Hastalıkları ve Cerrahisi A.D. Başkanı **Sayın Prof. Dr. M. Kemal ŐENİFT'e**,

Tez çalışmam süresince emek veren ve zamanını ayırarak her türlü ilgi ve yardımı gsteren **Sayın Doç. Dr. ağrı DELİLBAŐI' na**,

Cerrahi eğitimim sırasında bilgisini ve desteğini esirgemeyen **Sayın Doç. Dr. Nurhan GÜLER'e**,

Master eğitimimi almamda destek olan annem ve babama,

Teőekkürler.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	ii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR ve SİMGELER	ix
ŞEKİLLER	x
RESİMLER	xi
GRAFİKLER	xii
TABLolar	xiii
GİRİŞ ve AMAÇ	xiv
METOT	xvi
GENEL BİLGİLER	
1. MAKSİLLANIN KEMİK YAPISI VE SINIFLAMASI	1
2. POSTERİOR MAKSİLLADA İMPLANT PLANLAMASI	5
3. SİNÜS LİFTİNG	7
4. GREFT MATERYALLERİ	12
4.1. Greft materyallerinin kemik oluşturma mekanizmaları	13
4.2. Kemik kaynaklı greft materyalleri	14

4.2.A.Otojen kemik greftleri	15
4.2.B. Allojen kemik greftleri	16
4.2.B.I. Dondurulmuş Kemik Greftleri	16
4.2.B.II. Dondurulmuş-Kurutulmuş Kemik Greftleri	16
4.2.C. Ksenojenik kemik greftleri	18
4.2.C.I. Demineralize kemik greftleri	18
4.2.C.II. Deproteinize kemik greftleri	20
4.3. Alloplastik greft materyalleri	22
5. SİNÜS LİFTİNGTE KULLANILAN GREFT MATERYALLERİ	24
VE SONUÇLARI	
6. İMPLANT STABİLİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	31
6.1. Primer stabilite	32
6.2. Sekonder stabilite	33
6.3.Kesme tork rezistansı	34
6.4. FEM (Dental Fine Test)	36
6.5. Periotest	39
6.6. Rezonans frekans analizi (RFA)	43
7. OLGU SUNUMLARI	73
8. TARTIŞMA ve SONUÇ	81
9. KAYNAKLAR	84
ÖZGEÇMİŞ	

KISALTMALAR ve SİMGELER

BMP	Bone Morphogenic Protein
DBBMA	Deproteinize sığır kaynaklı allojenik kemik grefti
e-PTFE	Expanded politetrafloroetilen
FDBA	Dondurulmuş-kurutulmuş kemik allogrefti
FEM	Sonlu elemanlar yöntemi
HA	Hidroksiapatit
ISQ	Implant Stability Quotient
ITV	Yerleştirme tork değeri
kHz	KiloHertz
Ncm	Newton/cm
PTFE	Politetrafloroetilen
PTVs	Periotest values
RFA	Resonance Frequency Analysis
TCP	Trikalsiyum Fosfat
TiO	Titanyum Oksit
yy	Yüzyıl
ark.	Arkadaşları

ŞEKİLLER

	Sayfa
Şekil 1: Cawood & Howell: Dişsiz çenelerin sınıflaması	4
Şekil 2: Lekholm & Zarb: Kemik sınıflaması (Misch)	4
Şekil 3: Çenelerin rezorpsiyon süreci	6
Şekil 4: Sinüs lifting tekniği	9
Şekil 5: Sinus membranının eleve edilmesi	11
Şekil 6: 3 boyutlu sonlu eleman modeli	37
Şekil 7: Huang ve ark. çalışmasındaki RFA ölçümü	37
Şekil 8: İmplantın rezonans frekans gönderilmesi	47
Şekil 9: Kemik içerisine yerleştirilen implantların tork değerlerinin kemik içindeki seviyesi	52
Şekil 10: O'sullivan ve ark. çalışmasında tavşanların tibia ve femurlarına yerleştirilen farklı konik açısına sahip implantlar	59

RESİMLER

	Sayfa
Resim 1: Elektronik Tork Kontrol Cihazı	35
Resim 2: Periotest cihaz	42
Resim 3: Periotest cihazının uygulanması	42
Resim 4: Osstell cihazı	46
Resim 5: Osstell cihazı ile RFA ölçümü	46
Resim 6: İmplant üzerine yerleştirilen dönüştürücü	47
Resim 7: Rasmusson ve ark. çalışmasında kullanılan implant tipleri	61
Resim 8: O'sullivan ve ark. çalışmasındaki implant tipleri: STA-Standard Branemark, MKII-Mark II implant, MKIV-Mark IV implant, OTI-Osseotite implant, TIOB-Tioblast implant.	62
Resim 9: Hastanın preoperatif radyografi görüntüsü	74
Resim 10: Hastanın preoperatif ağız içi görüntüsü	74
Resim 11: Hastanın sinüs lifting sonrası alınan panoramik radyografisi	75
Resim 12: Hastanın implant yerleştirilirken görüntüsü	75
Resim 13: Hastanın dönüştürücü yerleştirildikten sonraki görüntüsü	76
Resim 14: Hastanın ölçüm yapılırken görüntüsü	76
Resim 15: Hastanın postoperatif panoramik radyografi görüntüsü	77
Resim 16: Hastanın preoperatif panoramik radyografi görüntüsü	78
Resim 17: Hastanın postoperatif panoramik radyografi görüntüsü	79
Resim 18: Hastanın dönüştürücü yerleştirildikten sonraki görüntüsü	79
Resim 19: Hastanın ölçüm yapılırken görüntüsü	80
Resim 20: Hastanın postoperatif panoramik radyografi görüntüsü	80

GRAFİKLER

	Sayfa
Grafik 1: Huang ve ark. çalışmasındaki farklı kemik tiplerinde RFA değerleri	38
Grafik 2: Huwiler ve ark. çalışmasındaki farklı genişlikteki implantların ISQ değerlerinin zamana göre değişimi	48
Grafik 3: Glauser ve ark. çalışmasındaki ISQ değerlerinin zamana göre değişimi	54
Grafik 4: Miyamoto ve ark. çalışmasında implant uzunluğu ve ISQ değerleri arasındaki ilişki	56
Grafik 5: Miyamoto ve ark. çalışmasında kortikal kemik kalınlığı ve ISQ değerleri arasındaki ilişki	56

TABLÖLAR

	Sayfa
Tablo 1: Akkocaoğlu ve ark. alışmasındaki ISQ ve yerleştirme tork değerleri	58
Tablo 2: O'sullivan ve ark çalışmasında kemik kalitesine göre yerleştirilen implantlar	62
Tablo 3: Akça ve ark. alışmasındaki RFA yerleştirme ve yerinden çıkarma tork değerleri	64

GİRİŞ VE AMAÇ

Diş eksikliklerinin implantlarla rehabilitasyonu uzun dönemde yüksek başarı oranı kabul edilmiş ve günümüzde sıklıkla kullanılmakta olan bir tedavi yöntemidir.

Maksilla posterior bölgede diş çekimleri sonrasında uzun dönemde kemik rezorpsiyonu sonucunda alveoler kemiğin vertikal yüksekliği azalmakta ve implant uygulaması için yetersiz olmaktadır. Maksilla posterior bölgede vertikal kemik yüksekliğini artırmak amacıyla maksiller sinüs tabanının greftlenmesi sonrasında yeterli kemik yüksekliği elde edilebilmekte ve implant uygulaması aynı seansta ya da iki aşamalı olarak kemik formasyonu beklendikten sonra yapılabilmektedir. Sinüs augmentasyonunda pek çok greft materyali kullanılmaktadır. Kullanılan kemik greftleri; otojen kemik greftleri, allogreftler, ksenogreftler ve alloplastik materyallerdir. Otojen greftlerin osteojenik aktivitesinin yüksek olmasının yanında donör saha morbiditesi ve ikinci bir cerrahi işlem gerektirmesi nedeniyle alternatif olarak allogreftler ve ksenogreftler günümüzde daha fazla tercih edilmektedir.

İmplant tedavisinde uzun dönem başarı elde etmek için temel unsur implant stabilitesidir. Stabilite, implant ve implantı çevreleyen kemik dokusu arasındaki direkt bağlantıyla sonuçlanmaktadır. İmplantların primer stabilitesi, implant yerleştirilmesi aşamasında kemiğin kalitesi ve miktarıyla birlikte implantın geometrisi (boyu, genişliği, dizaynı) ve cerrahi prosedür gibi etkenlere bağlı olarak elde edilirken, sekonder stabilite kemik formasyonu ve osseointegrasyon sonrasında fonksiyon sırasında meydana gelmektedir. Zayıf primer stabiliteye sahip implantların mekanik kuvvetler karşısında erken dönem başarısızlık oranının arttığı düşünülmektedir. Yeterli stabiliteye sahip implantlarda uygun protetik tedavi planlaması yapıldığında immedat fonksiyonel yüklenme son zamanlarda popülerlik kazanmıştır ve literatürde uygun protetik aşamalarla yüksek başarı oranları rapor edilmektedir. İmplantların primer stabilitesinin ölçümünde çeşitli biyomekanik aletlerden yararlanılmaktadır. Bu ölçümün biyomekanik olarak yapılabilmesi, cerrahi öncesi kemik yoğunluğu ile ilgili yapılan ölçümler arasındaki ilişki, tedavi planlamasında hekime yardımcı olmaktadır. İmplantların primer stabilitesinin ve implant kemik yüzeyleri arasındaki bağlantının değerlendirilmesinde

rezonans frekans analizi yöntemi kullanılmaktadır. Kemik içindeki implantın primer stabilitesinin ve iyileşme sırasında yüzeyler arasındaki bağlantının sertliğinin izlenmesinde ve klinik takibinde yardımcı olmaktadır. Rezonans frekans analizi klinikte Osstell cihazı ile yapılmakta ve teknik esas olarak implant ya da abutment üzerine yerleştirilebilen küçük bir dönüştürücünün rezonans frekansını ölçmektedir. Rezonans frekans analizinin implant stabilitesinin belirlenmesinde güvenilir sonuçları ve tekrarlanabilirliği literatürde rapor edilmektedir.

Bu derlemede amaç, sinüs lifting uygulamalarında kullanılan farklı greft materyallerini ve implant stabilitesini araştıran çalışmaların değerlendirilerek, posterior maksillada implant başarısını arttırmaya yönelik planlanan çalışmalara ışık tutmaktır.

METOT

Bu derleme için literatür araştırması online ve manuel olarak yapıldı. Online araştırma için 1993-2007 yılları arasında Türkçe ve İngilizce yapılmış yayınlar Pubmed (National library of medicine, www.pubmed.com) ve Google (www.google.com) internet adresleri kullanılarak değerlendirildi. Manuel araştırma ise Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi kütüphanesinde bulunan konuyla ilgili kitap, periodik dergi ve basılmış materyal kullanılarak yapıldı. Araştırmaya sadece özeti bulunan çalışmalar, kişisel web sitelerindeki bilgiler ve kişisel görüşmeler dahil edilmemiştir. Olgu sunumları ise Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nda sinüs lifting ve implant uygulanan olgulardan seçildi.

1. MAKSİLLANIN KEMİK YAPISI VE SINIFLANDIRILMASI

Dental implantolojide implantların uzun dönem başarısında en önemli faktörlerden birisi de mevcut kemik kalitesi ve miktarıdır. Anterior maksillada diş çekimleri sonrası alveoler kret genişliği ve yüksekliği % 70 oranında değişmektedir. Reziduel kret boyutları çenelerin tüm bölgelerinde dişlerin konumlarına ve bukkal kortikal tabakanın zamanla azalmasına bağlı olarak mandibulada linguale yer değiştirirken maksillada palatinala yer değiştirmektedir (1).

Posterior maksillada kemik kaybı çenelerin diğer bölgelerine göre daha hızlı olmaktadır. Periodontal hastalıklara bağlı olarak kemik kaybı başlamakta ve diş kayıpları sonrasında da önemli oranda kemik kaybı gözlenmektedir. Augmentasyon prosedürlerinin endikasyonu posterior maksillada diğer bölgelere göre daha fazladır (2).

Atwood (1963), diş kayıpları sonrasında anterior mandibulada kemik hacmindeki değişiklikleri sınıflamıştır (1).

Fallschussel (1986), diş kayıpları sonrasında anterior maksilladaki değişimleri tanımlamıştır; fakat bu tanımlama rezorpsiyon prosesini içermemektedir (1).

Cawood & Howell (1988), dişsiz çenelerin rezorpsiyonunu belirten bir sınıflama ileri sürmüşlerdir (3).

Sınıf I : Dişli çeneler

Sınıf II: Diş çekimi sonrası

Sınıf III: Yeterli yükseklik ve genişliğe sahip kret

Sınıf IV: Bıçak sırtı şeklinde, yeterli yükseklik fakat yetersiz genişliğe sahip kret

Sınıf V: Yassı kret formu, yetersiz kret yüksekliği ve genişliği

Sınıf VI: Aşırı rezorbe alveolar kret ve belirgin biçimde basal kemik kaybı (3) (**Şekil 1**).

Lekholm & Zarb tarafından (1985), dişsiz çenelerde kemiğin yapısı ile ilgili olarak önerilen kemik kalitesinin sınıflaması, implant başarısını etkileyen faktörlere ilişkin pek çok çalışmada, referans olarak gösterilmiştir. Gözle görülebilen kemik yapısının yoğun ve gözenekli kısımlarının dağılımını ve biçimini belirleyen bu sınıflamaya göre alveol kemik dört tip olarak sınıflandırılmıştır.

D1: Homojen kompakt kemik

D2: Yoğun kansellöz kemiği çevreleyen kalın kompakt kemik

D3: İnce kompakt kemik içerisinde yoğun kansellöz kemik

D4: Düşük yoğunluklu kansellöz kemiği çevreleyen ince kompakt kemik ya da aşırı ince kortikal kemik (4-6) (**Şekil 2**).

Spongiöz, trabeküler ve kansellöz terimleri, ağ biçimindeki bir yapılanma ile bölmelere ayrılan, gözenekli yapıda, süngerimsi görünümdeki, düşük yoğunluklu kemiği tanımlayan eşanlamlı terimlerdir (5).

Kompakt terimi; yüksek yoğunluğa sahip ve kemiklerin dış kısımlarını oluşturan sert kemiği, kortikal terimi ise kompakt kemik dokusunun dış tabakasını veya kemiklerin dış kısmını çevreleyen yoğun kabuk şeklinde kemiği tanımlamak için kullanılan terimlerdir (5).

D4 kemik yapısı esas olarak maksillada ve özellikle molar bölgede görülür. Kemik rezorpsiyonunun ileri derecede olduğu maksillada bazen ağız boşluğu ile sinüs tabanı arasında ince bir kret tabakası kaldığı, ilerleyen kemik rezorpsiyonu ile spongiöz kemiğin incelerek sadece kompakt kemiğin kaldığı da gözlenmiştir (5).

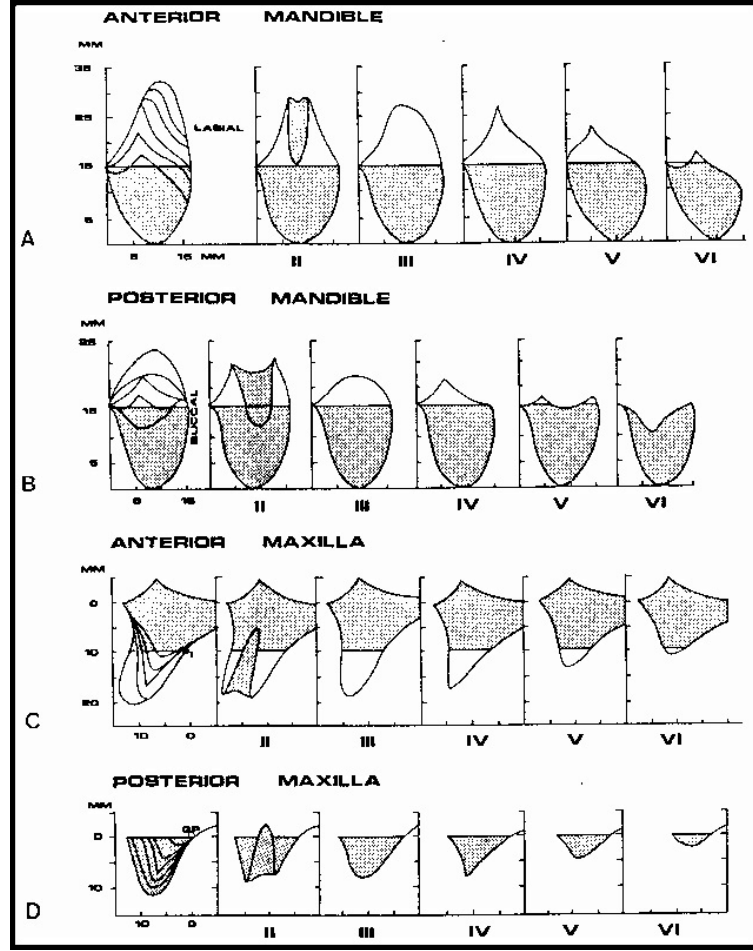
Kemik yoğunluktaki değişiklik miktarı ne olursa olsun en fazla spongiöz kemikte değişiklik bulunmuştur. Bu bölgedeki ince ağılı spongiöz kemik, mandibula anterior bölgede bulunan yoğun kemikten 5-10 kat daha zayıftır. Yeterince uzun veya geniş çaplı implantların yerleştirilebilmesi için miktar ve yükseklik gereksinimi diğer kemik

tiplerinden çok daha fazladır. Spongiöz kemiğin sadece miktarının değil, yapısının da implantların stabilitesinde önemli rol oynadığı bilinmektedir (5).

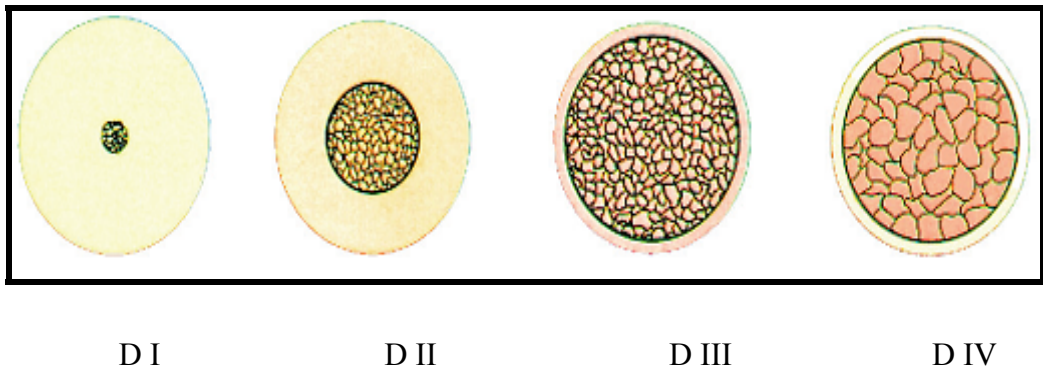
Kemik anizotropik yapıya sahip olup, her yerinde aynı yapısal ve mekanik özellikleri göstermeyen bir dokudur. Maksilla posterior bölgede spongiöz kemikte, ağların dizilişi ve kalınlığı aynı kişide bile bölgesel farklılık gösterir, dolayısıyla buraya yerleştirilen implantların başlangıçtaki stabilitesi ve işlevsel yükleri taşıyabilme kapasitesi bu yapıdan etkilenir (5).

Kemiğin gözenekli ve zayıf yapısı dikkate alınarak, yerleştirilecek implantların sayısı ve konumu dikkatle değerlendirilmelidir. Spongiöz kemik, başlangıçtaki implant kemik yüzeyleri arasındaki bağlantının %25'lik oranla en az olduğu kemik tipidir. Yivli implantları gözenekli zayıf kemiğe yerleştirmek çok güç olsa da, daha geniş bir yüzey alanı elde etmek için yivli implantların kullanılması daha uygundur (5,6).

İmplant kayıplarının büyük çoğunluğunun düşük yoğunluklu, spongiöz yapıya sahip posterior maksillada olduğu görülmüştür. Jaffin & Berman, Tip IV kemik içerisine yerleştirilen implantlarda %35 gibi yüksek başarısızlık oranı rapor etmişlerdir (7,8). Ancak doğru bir tedavi planlaması, uygun cerrahi ve protetik işlemler, biyomekanik ilkelere uygun kapanış ilişkileri ve doğru bakımla, bu kemik yapısının implantların başarısı üzerinde daha az olumsuz etkiye sahip olacağı klinik deneylerle kanıtlanmıştır (5).



Şekil 1: Cawood&Howell: Dişsiz çenelerin sınıflaması



Şekil 2: Lekholm & Zarb: Kemik sınıflaması

Jaffin ve Berman (1991), farklı yoğunluktaki kemikler içerisine yerleştirilen 1054 implantın başarı oranını retrospektif olarak inceledikleri çalışmalarında Tip I-III kemik içerisine yerleştirilen implantların % 3'ü başarısız olurken Tip IV kemiğe yerleştirilen implantların % 10'unun başarısız olduğunu rapor etmişlerdir (9).

2. POSTERİOR MAKSİLLADA İMPLANT PLANLAMASI

Maksiller posterior bölge anatomik yapısı nedeniyle implant yerleştirilmesi açısından çenelerin diğer bölgelerine göre farklılıklar göstermektedir. Buna rağmen, mevcut tedavi yöntemleri sayesinde diğer intraoral bölgeler gibi implant yerleştirilmesine olanak sağlamaktadır. Bu yöntemler arasında sinüs greftlemesiyle mevcut kemik yüksekliğinin artırılması; modifiye edilmiş cerrahi ve tedavi yaklaşımlarıyla kemik densesinin artırılması, protetik süreçte kemiğin yavaş yavaş yüklenmesi sayılabilir (1).

Dişsiz maksillanın kemik içi implantlarla protetik rehabilitasyonu çoğu kez yetersiz kemik kalitesi ve hacmi nedeniyle sınırlanmıştır. Atrofik maksillada implant uygulaması için yeterli kemik miktarı elde etmek amacıyla onlay kemik greftleri, interpozisyonel kemik greftleriyle birlikte Le Fort 1 osteotomi, otojen kemik greftleri ya da sentetik kemik materyalleri gibi pek çok greft uygulaması tanımlanmıştır. Uzun dönem başarılı sonuçları nedeniyle implant yerleştirilmesi için maksiller sinüs tabanının otojen kemik greftleriyle augmentasyonunun güvenilir bir tedavi şekli olduğu gösterilmiştir (10,11).

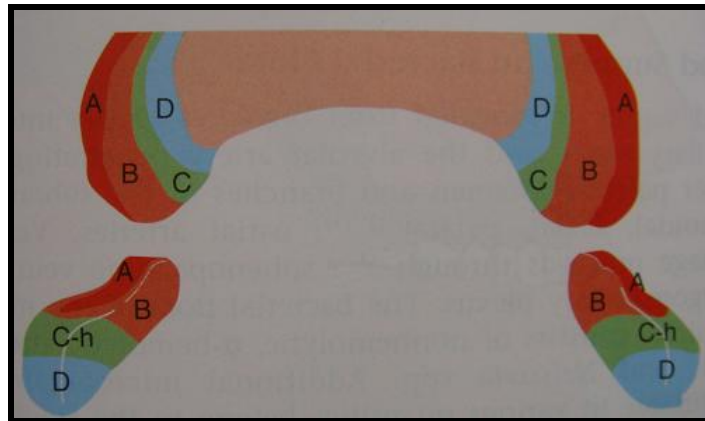
Dental implantolojide sinüs lifting uygulaması için tedavi planlamasının daha geniş implantların uygulanması ve alveoler kretin Divizyon A olacak şekilde rekonstrüksiyonu yönünde önerildiği ifade edilmektedir. Başarı oranının çok yüksek olması nedeniyle diğer intraoral greft teknikleriyle karşılaştırıldığında kemik yüksekliğinin 20 mm' ye kadar artırılabilmesi sinüs lifting işlemini en çok tercih edilen yöntem konumuna getirmiştir (11).

2.1. Diş kayıpları ile birlikte posterior maksilladaki değişimler

Periodontal hastalık ve diş kayıpları sonrası kemik rezorpsiyonu sonucu posterior maksillada mevcut alveoler kemik yüksekliği ve alveoler kretin genişliği azalmaya başlamaktadır. Posterior maksillada kemik yüksekliğindeki azalma diğer bölgelere oranla daha hızlı bir şekilde olmaktadır. Rezorpsiyon, alveoler kemiğin vaskularizasyonunun kaybedilmesi ve kas stimülasyonlarının azalmasına bağlı olarak daha hızlı olmaktadır (1,8).

Uygun kemik yüksekliğinde mevcut kret genişliğinin %60 oranında azaldığında dahi kök formundaki implantlar yerleştirilebilir. Çene kemiklerinin rezorpsiyon süreci Divizyon A, B, C, D şeklinde tanımlanmıştır. Kret genişliği ve yüksekliği Divizyon A'dan mediale rezorbe olarak Divizyon B'ye dönüşür. Posterior maksillada rezorpsiyon devam ederse, kret genişliğinin orta hattını geçerek Divizyon C ve D'ye dönüşür (1). **(Şekil 3)**

Posterior maksillada uzun süre dişsiz kalan hastalarda kemik yoğunluğu diğer bölgelere göre önemli ölçüde azalmaktadır (1-8). Kemiğin zayıf yapısı ve kortikal tabakanın ince olması nedeniyle implantlara gelen okluzal kuvvetler primer stabilitenin olumsuz etkilenmesine yol açar. Labial kortikal tabaka çoğunlukla incedir; ancak kret geniştir (1). Sonuç olarak diş kayıpları sonrasında maksiller sinüsün pnömatisasyonu ve kretin rezorpsiyonuna bağlı olarak posterior maksillada kemik yüksekliği önemli oranda azalmaktadır (1,8,12).



Şekil 3: Çenelerin rezorpsiyon süreci

3.SİNÜS LİFTİNG

Dışsiz posterior maksillada implant yerleştirilmesi sinüsün pnömatizasyonunun artmasına bağlı olarak maksiller sinüs tabanı ile alveoler kemiğin yaklaşması ve yetersiz kret genişliği gibi pek çok nedene bağlı olarak zor olmaktadır. Maksiller sinüsün pnömatizasyonu, tipik olarak yaşla birlikte ortaya çıkmakta ve vertikal kemik yüksekliğinin azalması sonucu implant uygulaması zorlaşmaktadır (2,13,14). Genellikle maksiller sinüs ile alveolar mukoza arasında kemik duvarı 1 mm kadar ince olabilmektedir (2,15).

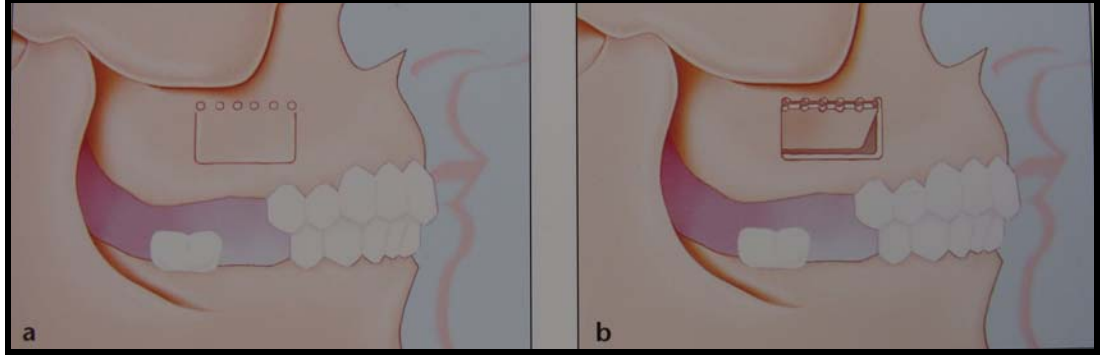
Geçmişte maksiller sinüs topografisine bakılmaksızın günümüzde kullanılan implantlardan daha kısa boyutlarda implantlar kullanılmıştır. Yüzey alanının azalmasıyla birlikte düşük kemik kalitesi zayıf implant stabilitesine yol açmıştır. Maksiller sinüsün posterior bölgesine, tuber maksilla ve pterygoid tabakaya daha geniş kemik içi implant uygulanması girişimleri ise implant başarısını tehlikeye sokmuştur (1,2,8). Buna ilave olarak protetik destek için fazla sayıda gövde (pontik) kullanılmış; fakat genellikle anterior ve posterior implantlar arasında üç ya da daha fazla sayıda gövde kullanımı protezin esnekliğinin aşırı artmasına, restorasyonların kaybedilmesine ve implant başarısızlığına yol açmıştır. Dışsiz maksillada kemik yüksekliğinin yetersiz olduğu bölgelerde subperiostal implantlar kullanılmıştır. İnce ve poröz yapıda kompakt kemik genellikle alveoler kretin tepesinde ve maksillanın lateral kısmında bulunmaktadır ve blade tipte implantlar için zayıf destek sağlamakta, oklüzal ve parafonksiyonel kuvvetlerle laterale doğru yer değiştirmektedir (1).

İmplant cerrahisinde maksilla lateral duvarında yetersiz kemik yüksekliği implant yerleştirilmesi için kontrendikasyon oluşturmakta ve tedavisi ise maksiller sinüs tabanının greftlenmesiyle yapılmaktadır. Sinüs tabanının greftlenmesi için maksilla lateral duvarında kemik penceresi açılarak tabanda yer alan sinüs mukozasının yatay ve yukarı olarak elevasyonuna '**sinüs lifting**' işlemi denilmektedir. Sinüs mukozası ve kemik penceresi arasında oluşan boşluk ise kemik greftleriyle doldurulmaktadır (16).

1960'lı yılların sonlarında Linkow maksiller sinüs membranının hafifçe eleve ederek posterior maksillada blade tipi implantların sinüs içerisine yerleştirilebileceğini rapor etmiştir. Fakat bu teknik için sinüs tabanında en az 7 mm kemik yüksekliği gerekmektedir. Uzun dönemde başarı için 5 mm ve daha geniş implantların kullanılabilmesi ve D2 tip bir kemikte vertikal kemik yüksekliğinin en az 10 mm olması gerekmektedir. Posterior maksilla D3 ya da D4 kemik yapısına sahip olduğu için geleneksel tipte implantlar için daha fazla kemik yüksekliğine ihtiyaç duyulmaktaydı (1' den alınmıştır).

Geiger ve Pesch (1977), maksiller sinüs tabanına yerleştirilen seramik implantların komplikasyonsuz iyileşebildiğini ve stabilite sağladığını rapor etmişlerdir. Branemark ve ark. maksiller sinüs tabanının altına yerleştirilen implantlarla sinüs tabanındaki kemik arasında entegrasyon gerçekleşmesine rağmen yüksek başarısızlık oranı rapor etmişlerdir (5 ila 10 yıl arasında %30 başarısızlık oranı). Ashkinazy ve diğer araştırmacılar bilgisayarlı tomograflerin yardımıyla blade tipi implantların maksiller sinüsün palatinal kısmına yerleştirilebileceğini bildirmişlerdir (1' den alınmıştır).

Tatum (1970), maksiller sinüs tabanının greftlenmesini tanımlanmış ve geliştirilmiştir (**Şekil 4**). Başlangıçta maksiller sinüse alveoler kret üzerinden ulaşmaya çalışmıştır. Sonrasında sinüse ulaşabilmek için modifiye Caldwell-Luc tekniğiyle maksillanın lateral duvarında fraktür oluşturmuş ve bu duvar ile birlikte sinüs membranını eleve etmiştir (2,17) (**Şekil 5**). Sinüs tabanının 1/3'ünü otojen kemik greftiyle doldurmuş ve 6 aylık bekleme süreci sonrası kemik içi implantları yerleştirmiştir. Bu teknik posterior maksillada yeterli kemik yüksekliği elde edilmesini ve implant yerleştirilmesini sağlamıştır (2' den alınmıştır).



Şekil 4(a-b): Sinüs lifting tekniği

Seramik implantların dizaynı bu teknik için uygun olmayıp elde edilen sonuçlar kabul edilebilir değildi (2).

Tatum (1981), posterior maksillada kullanılmak üzere iki aşamalı titanyum implantları geliştirmiştir. İki aşamalı teknikle iyileşmenin avantajı; biyomateryal olarak titanyum dioksidin istenilen biyomekanik özellikte olması ve cerrahi tekniğin de gelişmesiyle implant uygulamalarının daha kabul edilebilir bir teknik haline gelmesidir (1'den alınmıştır).

Boyne ve James (1980), benzer bir klinik teknikle maksiller sinüste otojen kemik iliği ve kansellöz kemiğin formasyonunu tanımlamışlardır (4).

Misch (1984), posterior maksillada sinüs tabanındaki kemik yüksekliğine bağlı olarak alveoler kret genişliğini de artırarak sinüs augmentasyonu ile birlikte blade tipi implantları kullanarak tekniği modifiye etmiştir (1).

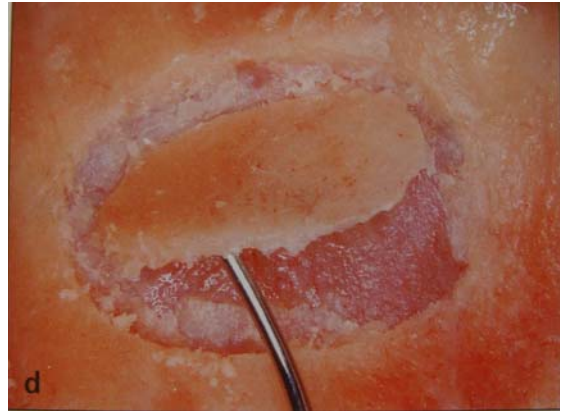
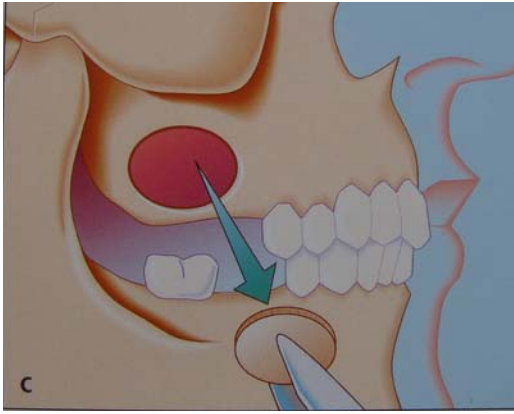
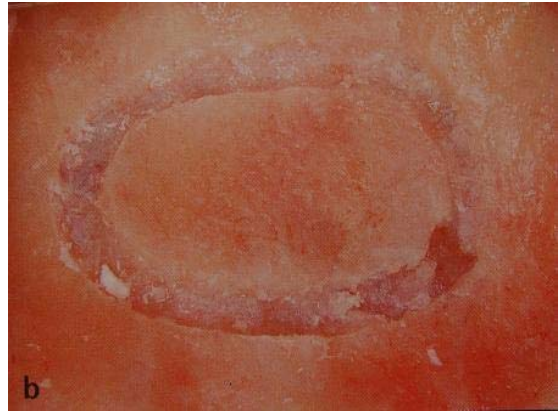
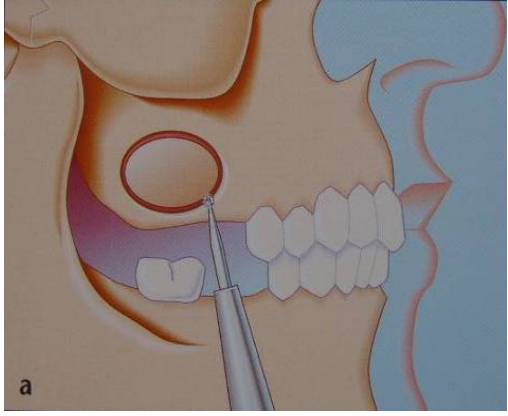
1990'lı yıllarda sinüs liftinge olan ilgi artmıştır. Literatürde tekniğin minör değişikliklerle modifiye edilmesi, greftlerde kullanılan farklı materyallerin özellikleri, farklı bölgelerden alınan otojen greft materyalleri, greft iyileşmesiyle ilgili histomorfometrik veriler, kemik morfogenetik proteinler (BMP) ve trombositten zengin plazma proteinlerinin (PRP) birlikte kullanımı, sinüs augmentasyonu ile birlikte implant uygulaması ya da iki aşamalı olarak implant yerleştirilmesinin başarı oranları pek çok çalışmada rapor edilmiştir (1).

Garg ve Quinones (1997), sinüs augmentasyonu yaparak pürüzlü yüzey implantlar kullanmışlar ve bunun yanında kemik penceresinin dizaynı ve şeklini de modifiye etmişlerdir. Bu prosedürler başlangıç cerrahi yaklaşım, greft materyalinin alındığı donör sahalar ve kullanılan implant tipine göre farklılık göstermektedir (2'den alınmıştır).

Sinüs lifting ve implant uygulaması tek ya da iki aşamalı olarak birlikte ya da ayrı ayrı uygulanabilir. Pek çok araştırmacı her iki yaklaşımda da başarılı sonuçlar rapor etmişlerdir. Eğer mevcut alveoler kret genişliği yeterli ise sinüsün parsiyel pnömatizasyonu, kemik grefti uygulaması ve implant yerleştirmesi aynı seansta yapılabilir. Bu tek aşamalı yaklaşım ikinci bir cerrahi işlem gerekliliğini ve implant çevresindeki greftin konsolidasyon sürecini ortadan kaldırdığı için tedavi sürecini kısaltmaktadır (2,18-20). Geçmişte mevcut alveoler kemik yüksekliğinin 5 mm'den az olduğu vakalarda implantların mekanik olarak stabilitesinin elverişsiz olduğu düşünülmekteydi. Bu vakalarda implantların simultan olarak greft uygulaması ile birlikte implant yerleştirilmesinin kontrendikasyon oluşturduğu, implant uygulamasının 4-6 ay kadar ertelenmesi ve iki aşamalı yaklaşım önerilmekteydi (2,13).

Son 10 yılda implant uygulaması için vertikal kemik yüksekliğini artırmak amacıyla sinüs tabanının greftlenerek kemik kalitesinin ve miktarının artırılmasında başarılı sonuçları elde edilmiştir. Maksiller posterior bölgede şiddetli atrofi görülen hastaların tedavilerinde uygulanabilen çok başarılı bir prosedürdür. İmplant tedavisinde başarısızlığa neden olabilecek yetersiz kemik miktarı ve yoğunluğunun olduğu bölgelerde implant çevresine greft uygulaması önerilmektedir (2).

Son yıllarda maksilla posterior bölgede 1 mm kemik yüksekliği olan hastalarda tek aşamanın başarılı sonuçları tartışılmaktadır. Burada kritik faktör ise implant planlandığında yeterli kret genişliğinin olmasıdır. Cerrahi alana ulaşırken anatomik yapıların korunabilmesi, morbiditenin az olması ve postoperatif komplikasyonların medikal ya da cerrahi müdahale ile kolayca ortadan kaldırılabilmesi gibi nedenlerle sinüs lifting operasyonunun riskleri göz ardı edilebilmektedir (2).



Şekil 5 (a,b,c,d,e,f): Sinüs membranının eleve edilmesi

4. GREFT MATERYALLERİ

Çok eski zamanlardan beri insanlar, hasta ya da zarar görmüş dokuları sağlıklı olanlarıyla transplantasyon yoluyla değiştirmeye çalışmışlardır. Bu çalışmalar günümüze kadar preprotetik cerrahide, konjenital defektlerin ve temporomandibuler eklem deformitelerinin tedavisinde, ayrıca çenelerin onkolojik cerrahi sonrası rekonstrüksiyonları alanlarında yapılmış ve yapılmaktadır. Yıkıma uğrayan bir dokunun tedavisi için yerleştirilen maddeler “**greft**” olarak adlandırılır.

Organ veya doku grefti uygulamalarında transplante edilen materyaller immünolojik orijinlerine göre şu şekilde sınıflandırılmaktadır.

- 1. Otojen greftler:** Aynı canlıdan alınan dokular
- 2. Allojenik greftler (Allogreftler):** Aynı türden fakat genetik olarak alıcıyla hiç bir benzerliği olmayan canlılardan alınan dokular
- 3. İzojen greftler (İzogreftler):** Alıcı ile aynı genetik yapıya sahip canlılardan alınan dokular
- 4. Ksenojenik greftler (Ksenogreftler):** Alıcıdan farklı bir türden olan vericiden alınan dokulardır.

Oral ve maksillofasiyal cerrahi uygulamalarında transplante edilebilen çeşitli doku tipleri içerisinde en yaygın kullanılan olan doku kemiktir. Kemik dokusu, tamir prosesinde skar dokusu oluşumundan çok, remodeling ve replacing olaylarının rol oynadığı tek dokudur. Kemik grefti uygulamalarında alıcı saha ve greft materyali kemik oluşumunda birbirine yardımcıdır. Çene ve yüz kemiklerinin rekonstrüksiyonunda başarılı sonuçlar elde edebilmek için, alıcı bölgede vaskülarite ve fibroblastik hücre aktivitesinin yanı sıra transplante edilen kemiğin osteojenik kalitesi ve miktarı önemlidir (21).

Alveoler kemik yüksekliğinin dental implantlar için kontrendikasyon oluşturduğu hastalarda kemik grefti uygulaması yapısal da ya fonksiyonel destek sağlamaktadır. Greftler travma, patoloji ya da cerrahi işlemlerden kaynaklanan defektlerde kemik rejenerasyonu ve augmentasyonu için yapısal destek sağlamaktadır. Dental hastalıklardan kaynaklanan kemik defektlerinin doldurulması, alveolar kret genişliğinin ve yüksekliğinin korunmasında da greftler kullanılabilir. Önemli oranda kemik augmentasyonunun gerektiği durumlarda otojen kemik osteojenik özelliğinden dolayı en iyi greft materyali olarak kabul edilmektedir (22). Allogreftler, mineralize ya da dondurulmuş kurutulmuş demineralize (FDBA) olarak kemik defektlerinin restore edilmesinde en sık kullanılan materyallerdir. Alloplastik materyaller, hidroksiapatit, biyoaktif cam partikülleri, trikalsiyum fosfat (TCP) ve sentetik polimerlerdir (2,12,23,24). Primer ksenogreft materyaller ise anorganik kemiklerden elde edilen materyallerdir (2).

Augmentasyon materyalleri implant uygulaması gereken bölgelerde ve rezorpsiyon görülen bölgelerde kemiğin modeling, remodeling ya da iyileşme prosesine yardımcı olmak ya da kemik oluşumunu stimule etmek amacıyla kullanılmaktadırlar (2).

4.1 Greft materyallerinin kemik oluşturma mekanizmaları

Kemik greft materyalleri üç farklı mekanizma ile kemik oluşumu sağlamaktadır.

Osteogenesis: Osteogenesisde kemik greft materyalleri, direkt olarak osteoblast hücrelerinden kemik oluşturma kapasitesine sahip organik materyalleri içerirler. Dokuda farklılaşmamış mezenkimal hücrelerinin olmadığı ortamlarda bile, bu tür organik maddeler osteogenesis yeteneğine sahiptir (12). Osteogenesis yapan kemik greft materyalleri canlı kemik hücrelerinin bir birleşimidir. Bu nedenle; osteogenesis özelliğine sahip tek greft materyali otojen kemiktir (12,22,25,26). Oral cerrahi işlemlerde otojen kemik en çok; iliak kemik, tuber maksilla, retromolar bölge ve simfiz bölgelerinden elde edilir (12,26).

Osteoindüksiyon: Osteoindüktif greft materyalleri ise doku içerisindeki farklılaşmamış mezenkim hücrelerinin osteoblastlara ve kondroblastlara dönüştürme özelliğine sahip materyallerdir (12,26). Dental implantolojide kullanılan osteoindüktif materyaller ise allogreftlerdir. Allogreftler aynı türden fakat genetik olarak alıcıyla hiçbir benzerliği olmayan canlılardan alınan dokulardır. Kemik allogreftleri, farklı genetik özelliğe sahip kadavralardan veya kalça kırıkları gibi insanlardan çıkarılan kemiklerden elde edilirler ve seri işlemlere tabi tutularak kemik bankalarında saklanırlar. Otojen greftlere göre donör sahanın eliminasyonu, anestezi ve operasyon süresinin azalması, kan kaybının azalması ve düşük seviyede komplikasyon oranı gibi pek çok avantajları vardır. Dezavantajı ise; başka kişiden dokunun alınmasıdır. Bu nedenle donör kişilerin enfeksiyon, malign neoplazm, dejeneratif kemik hastalıkları, hepatit B ve C veya AIDS gibi bulaşıcı hastalıkları olup olmadığı, tıbbi anamnez ile çok iyi bir şekilde araştırılmalıdır. Bazı hastalıkların da kemik kalitesinde önemli olduğu unutulmamalıdır.

Osteokondüksiyon: Osteokondüksiyon ise kemik dokusunun büyümesi, apozisyonel kemik oluşumu ile karakterizedir. Bu işlem farklılaşmamış mezenkimal hücreler varlığında meydana gelmektedir (12,26).

Osteokondüksiyonda kullanılan kemik greftleri yeni kemik oluşumu için yapısal destek sağlamakta, vaskülarizasyon ve osteoprogenitör hücrelerin proliferasyonu alıcı sahadaki kemik dokusu tarafından sağlanmaktadır (27).

4.2. Kemik kaynaklı greft materyalleri

Fasiyal iskelet onarımında 100 yıldan beri çeşitli kemik kaynaklı biyomateryaller kullanılmaktadır. Bu materyaller bir travma sonucu oluşan defektlerin tedavisinde, konjenital deformitelerin, tümör cerrahisi sonucu oluşan kemik defektlerinin tedavisinde kullanılır. Organ ve doku grefti uygulamalarında transplante edilen materyaller immunolojik orojinlerine göre sınıflandırılmaktadır. Önceleri kaybedilen dokuların tedavisinde kullanılan maddelerin tümü alloplastik materyaller olarak tanımlanıyordu (27). Günümüzde oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan kemik greftleri; otojen

greft, homojen kemik greftleri (allogreft), heterojen kemik greftleri (ksenogreftler) ve alloplastik materyallerdir (28-30).

4.2.A. Otojen kemik greftleri

Taze otojen greftin osteojenik hücreler bulundurması ve immünolojik reaksiyona sebep olmaması bu grubu en avantajlı greft materyali olarak göstermektedir (19). Ancak donör sahada ikinci bir operasyona ihtiyaç olması, uzun süreli postoperatif ağrı ve hareket kısıtlılığı ve bakım süresinin uzaması otojen greftlerin dezavantajlarıdır. Otojen kemik greftlerinden bahsederken kortikal ve kansellöz kemikler arasında ayırım yapmak doğru olacaktır. İliak kemikten spongiöz ve kortikal kemik, kosta greftler ve kranial kemikler gibi değişik bölgelerden ve değişik formlarda greftler elde edilebilir (12,21).

Oral cerrahi işlemlerde otojen kemik en çok; iliak kemik, tuber maksilla, retromolar bölge ve simfiz bölgelerinden elde edilir (12,19,24,26).

Kortikal greftler, form sağlayıp, dayanıklı ve sert bir yapı oluştururken, osteogenezisi artırıcı yetenekleri yoktur. Kansellöz kemik ve kemik iliğinin primer avantajı, belirgin şekilde osteogenezisi artırma özelliklerinin olmasıdır. Bu özellik, osteojeniteyi indüklemeye kapasitelerinin olması kadar, osteoblastlara dönüşebilen canlı hücrelere sahip olmalarına bağlıdır. Bu greftlerin bilinen tek dezavantajı; mekanik dayanıklılığın yetersizliğidir (21).

Kortikokansellöz kemik greftlerinin kullanımı son zamanlarda popülerite kazanmıştır. Ancak, bu greft hem kortikal hem de kansellöz kemiklerin kuvvetli özelliklerini aynı derecede taşımamaktadır. Kortikokansellöz kemik, kansellöz kemik kadar osteogenezisi artırıcı özelliğe sahip değildir, çünkü daha nonpöröz bir yapısı olan kortikal kemik tabakasına sahiptir. Kortikokansellöz greftlerin avantajı; kortikal greftler gibi mekanik sağlamlık ve form kazandırmak, bir miktar da osteogeneziste artış sağlamaktır. Bu tip greft en genel olarak, kosta veya iliak kemik kaynaklıdır (21).

4.2.B. Allojen kemik greftleri

Allojen kemik greftleri immünolojik komplikasyonları sebebiyle II. Dünya Savaşına kadar popülerite kazanamamış, ancak savaş sırasında kemik bankalarında saklanabilmeleri için yeni metotların geliştirilmesiyle daha sık kullanılmaya başlanmıştır. Allogreftlerin immünolojik komplikasyonlarını ve hastalık taşıma potansiyellerini ortadan kaldırmak için son teknikler; dondurma, dondurup kurutma gibi kriyobiyolojik metotlar ya da radyasyona tabi tutmadır. Vericiden alıcıya geçebilecek AIDS, Jakob-Creutzfeldt hastalığı (CJD) ve Hepatit gibi önemli hastalıklar bulunmaktadır. Literatürde kemik allogrefti ile HIV bulaşmış bir vaka 1984 yılında rapor edilmiştir. Detaylı testlerden geçirilerek hazırlanan allogreftlerin bu tarihten sonra daha geniş HIV araştırması yapılarak saklanması başlanmıştır (21).

4.2.B.I. Dondurulmuş kemik greftleri

Dondurulmuş kemiğin yüz kemiklerindeki yararları sınırlıdır. Başlıca kullanım alanı ortopedik onarımdaki osteokondral allogreftlerdir. Allogreftler vericinin ölümünden sonraki 12 saat içinde steril bir şekilde alınmalı, alınan kemik bakteriyolojik çalışmalarla kemik iliği kültürüne tabi tutulmalıdır. Dokunun kullanıma hazırlanması yapışık dokunun ayrılması ve yumuşak dokunun kaldırılmasını içerir. Yapışık kapsüller kesilir. Bu da intrakapsüler yolun donmasına yol açar. Böylece biyolojik olarak hücre ölümü ve doku hasarı oluşur. Dokunun donma oranı ve soğutma ajanlarına maruz bırakılması kontrol edilerek gerçekleştirilir. En çok kullanılan ajanlar gliserol ve dimetil sülfoksittir (27).

4.2.B.II. Dondurulmuş-kurutulmuş kemik greftleri

Dondurulmuş-kurutulmuş kemik allogreftleri 1950 yılından itibaren kraniofasial iskeletin onarımında başarı ile uygulanmaktadır. Donmanın etkileri irreversibl doku hasarına neden olur ve bu yüzden kullanılmaz. Ancak bu uygulamanın, greftin oda sıcaklığına döndürülebilmesi, kolay nakil ve depolama olanağı sağlayabilmesi gibi

avantajları vardır. Greft materyallerinin antijenitesinin ayarlanabilmesi bir diğer avantajdır (27).

Kemik -76°C ' de dondurulur ve sonra çeşitli kurutma işlemlerinden geçirilir ve yavaş yavaş ısı artırılır, bu da tutulmuş suyun dışarı çıkmasını sağlar. Su çıkışı zamanla sağlanır, dehidrasyon için iki hafta gereklidir. Mikrobiyolojik örnekler dondurma işlemi öncesinde ve sonrasında alınır ve depolama steril ortamda yapılır (27).

Yerleştirilen kemiğin revaskularizasyonu yavaştır ve otojen greftlerden daha fazla rezorptif aktivitesi vardır. Revaskularizasyon mekanizması akut enflamasyon yanıtı ile başlar ve uzun sürer, sonra kronik enflamasyon gözlenir. Bu kronik enflamasyon birkaç ay baskın durumdadır ve fibröz dokuda besiyeri gelişebilir ve sonuçta greft çevresinde bir kapsül oluşur (27).

Dondurulmuş kemik greftlerinde hücrel immunolojik yanıt gelişebilir. Allojen donmuş kuru kemik pek çok çene defektinde başarılı olarak kullanılabilir ve hastalık bulaşma riski enderdir (27).

Dondurulmuş-kurutulmuş kemik greftleri (FDBA) kortikal ya da trabekuler yapıda olabilirler. Kemik greftleri osteogenezis, osteokondüksiyon ya da her iki mekanizmayla kemik oluşumunu sağlarlar. 1960'lı yıllarda Urist allogreftlerin içerdikleri kemik morfojenetik proteini (BMP) adı verilen osteoindüktif bir proteinle kemik oluşumu sağladığını ileri sürmüştür. FDBA hem mineralize hem de demineralize şekilde kullanılabilir. Hem FDBA hem de DFDBA BMP içermektedir, fakat klinik olarak miktarı genellikle yeterli değildir. Demineralizasyonun mineral fazı ortadan kaldırdığı ve özellikle BMP'lerin temelindeki kemik kollajenlerini ve büyüme faktörlerini açığa çıkardığı iddia edilmektedir. Her ne kadar demineralizasyon büyüme faktörlerini açığa çıkarsa da aynı zamanda DFBA içerisindeki büyüme faktörlerinin yaklaşık olarak yarısını yok etmektedir. Pek çok araştırmacı allogreftlerin hazırlanma prosesinde BMP'lerin yetersiz miktarda elde edildiğini ileri sürmüşlerdir. Bir araştırmada DFDBA'nın hidroksiapatitle birlikte kombine olarak kullanılmasının etkisini artırdığını öne sürülmektedir (2).

4.2.C. Ksenojenik kemik greftleri

Farklı bir türde vericiden alınan greftlere ksenojenik greft (ksenogreftler veya heterojen kemik greftler) denir. Heterojen terimi değişik türlerden alınan dokular için kullanılır. İnsanlarda heterojen kemik greftleri uygulamaları 17 yy.'dan beri uygulanmasına rağmen maksillofasiyal bölgede kullanımı yenidir. Heterojen kemik greftleri çenelerdeki küçük defektleri doldurmak için önerilmiş ve birçok klinisyen bu greftlerin herhangi bir osteojenik potansiyel sağlamadıklarını, bunun yerine kemik oluşumu için matriks oluşturduklarını belirtmişlerdir. Bazı organik çözücüler ile hazırlanan ve bu sırada immünojenitesinin çoğunu kaybeden sığır kemiği en genel heterojen greft kaynağıdır. Bu kemik etilen diamin içinde 24 saat bekletilip organik komponentlerinden ayrıldıktan sonra kalsiyum matriksinin steril edilmesiyle greft kullanımına hazır hale getirilir. Bu şekilde hazırlanan greft, alıcıda herhangi bir immun reaksiyona sebep olmaz. Anorganik sığır kemiği ile yapılan çalışmalarda greftin osteotomi alanlarında başarılı sonuçlar verdiği ancak, postravmatik deformite ve hipoplastik alan rekonstrüksiyonunda yetersiz kaldığı görülmüştür (27).

4.2.C.I. Demineralize Kemik Greftleri:

Kemikte bulunan minerallerin eliminasyonu ile elde edilir. Kemiğin demineralizasyonu ile kemik matriksinde mevcut olan nonkollajen proteinler ortaya çıkar. Kemik demineralizasyonu düşük derecede tutulan nonkollajen proteinleri yüksek osteoindüksiyon potansiyeline sahiptir (27).

Kuvvetin gerekmediği küçük defekt alanlarında, küçük kist defektlerinde ve üç duvarlı defektlerde kullanımı başarılıdır. Daha güçlü materyallerle birleştirilerek kullanımı uygundur ve membranlar ile uygulanabilmektedir (27).

Demineralize kemik greftleri ile yapılan klinik çalışmalar incelendiğinde bu materyalin osteoindüksiyonu stimüle etmek amacıyla periodontal defektlerin onarılmasında, mandibular augmentasyonda, kraniofasiyal ve alveolar yarıkların tedavisinde ve diğer birçok dental ve ortopedik uygulamalarda başarıyla kullanıldığı görülmektedir (28).

Demineralize kemik greftleriyle yapılan deneysel çalışmalar, bu materyalin kemik uygulamalarında osteojenik aktivasyonunun yüksek olduğunu ve osteogenezisi hızlandırdığını göstermektedir (27,28).

Hosny ve ark. allojenik demineralize kemik greftinin osteoindüktif etkisini Rhesus maymunlarında inceledikleri çalışmada, demineralize kemik tozunun insanlarda da kemik oluşumunu indükleyecek bir greft materyali olarak kullanılabileceğini belirtmişlerdir (28'den alınmıştır).

Rabie ve ark. tavşan parietal kemiğinde oluşturulan defektlere endokondral otojen kemik grefti, demineralize kemik ve her ikisinin kombinasyonunu ayrı ayrı implante etmişler, tüm gruplardaki kemik iyileşmesinin kırıkta varlığı ara safhasıyla gerçekleştiğini, iki materyalin kombine olduğu grupta kemik iyileşmesinin anlamlı olarak daha fazla gözlemlendiğini ve demineralize kemik tozunun hem alıcı yatağın hem de kemik greftinin osteoindüksiyonunu artırdığını belirtmişlerdir (28'den alınmıştır).

Özellikle geniş kemik defektlerinin onarılması amacıyla kapsamlı bir şekilde araştırılan allojenik demineralize kemik greftleri ile hayvan modellerinde başarılı sonuçlar alınırken, insan demineralize kemik greftlerinin osteojenik potansiyelinin heterolog modellerde incelendiği çalışmaların oldukça sınırlı olduğu görülmektedir (28,30).

Marinak ve ark., insan demineralize kemik greftlerinin osteoindüktif etkisini heterolog bir modelin heterotopik bir bölgesinde incelemek üzere yaptıkları çalışmada, kemik greftlerini sıçanlarda subkutan olarak uygulamışlar ve bu modelde yeni kemik oluşumunun seyrek olduğunu belirtmişlerdir (28'den alınmıştır).

Bu araştırmacılar, insan demineralize kemiğinin heterolog uygulamalarında indüklenen kemik miktarının düşük olmasının, klinik kullanım öncesinde osteojenik potansiyelin belirlenmesinde bu model sisteminin kullanımını kısıtlayacağını ileri sürmüşlerdir (28).

Zhang ve ark. demineralize kemiğin heterolog hayvan modellerinde tür kısıtlılığı sebebiyle nadir kullanıldığını belirterek bu kısıtlılığı gidermek için fareler üzerinde çalışmışlardır. Muskular ve subkutan greft uygulamaları bu hayvanlardaki yeni kemik

indüksiyonunun, allojenik hayvan modellerinde gözlenen endokondral kemik oluşumu yoluyla gerçekleştiğini göstermiştir. Çalışmada, heterolog model olarak bu hayvanların kullanılmasının, tür kısıtlılığına bağlı minimal yeni kemik oluşumu probleminin üstesinden geldiği ve demineralize kemik greftlerinin kalitesinin klinik kullanımdan önce belirlenmesi için uygun bir yol olduğu vurgulanmıştır (28'den alınmıştır).

Chesmel ve ark. otojen kemik greftinin ve 4 değişik formdaki insan demineralize kemiğinin kemik iyileşmesi üzerine etkilerini incelemek amacıyla sıçanlarda oluşturulan kranial defektlere otogreft, demineralize sıçan kemiği ve 4 değişik formdaki insan demineralize kemiğini uygulamışlar ve sıçan demineralize kemiğinin ve insan demineralize kemiğinin otojen greft ile benzer oranlarda yeni kemik yapımı sağladığını bildirmişlerdir (28'den alınmıştır).

4.2.C.II. Deproteinize Kemik Greftleri:

İnorganik ve proteinsiz kemik, kemiğin organik kısmının çıkarıldığı sadece doğal kalsiyum fosfat materyallerinin kaldığı materyaldir. Bu materyal doymamış kalsiyum apatit kristallerinden oluşur (27).

Deproteinize kemik osteoklastlar tarafından yapılan rejenerasyona maruz kalarak onarımı sağlar. Klinik araştırmalarda yalnız kemik ve otojen kemikle birleşiminde başarılı sonuçlar alınmıştır. Kist kavitelerinde, alveol kret augmentasyonunda ve implantların çevresinde kullanılmaktadır. Sinüs lifting operasyonlarında demineralize kemiğin manipülasyonu diğer biyomateryallere göre daha kolay olduğundan kullanım alanı daha geniştir (23,27).

Ekstra oral otojen kemik greftlerinin ikinci bir cerrahi işlem gerektirmesi ve genel anestezi gerekliliği ve hastaların rahatsız olması gibi nedenlerle pek çok araştırmacı hidroksiapatit-allogreft, allogreft-ksenogreft kombinasyonunu veya alloplastik materyal gibi diğer greft materyallerini kullanmışlardır. Bu materyallerin arasında sinüs lifting operasyonları gibi prosedürlerde sığır kaynaklı olan doğal kemik mineralleri osteokondüktif özelliklerinden dolayı güvenilir sonuçlar göstermiştir (23,30).

Kemik morfogenetik proteinleri (BMP) kemik greftlerinin özelliklerinin modifiye edilmesinde farklılaşmamış mezenkimal hücrelerden osteoprogenitör hücre oluşumuna

yardımcı olan proteinler içermektedir. Rutherford ve ark., çalışmalarında sığır kaynaklı osteojenik proteinlerin maymunlarda çekim boşluğuna immediat implant uygulamalarında implant kemik bağlantısını artırdığını rapor etmiştir. Her ne kadar bazı araştırmacılar BMP'lerin insanlarda kullanımının başarılı sonuçlarını rapor etmişlerse de ksenojenik BMP'ler saflık derecesine bağlı olarak, osteoindüksiyonu tehlikeye atabilecek immunolojik reaksiyonlara neden olabilmektedir (30).

Fabricio ve ark. çalışmalarında bilateral sinüs lifting operasyonlarında bir tarafı sığır kaynaklı organik kemik matriksi ile BMP kombinasyonu ve diğer tarafta ise otojen kemik greftleri kullanarak greft materyallerini klinik ve radyolojik olarak karşılaştırmışlardır. Otojen greft uyguladıkları bölgede integrasyonun tamamlanması için 6 ay beklemişlerdir. Sinüs lifting uygulanan alanların sığır kaynaklı organik kemik matriksi ve BMP ile dolmasıyla ilgili olarak kemik tamir prosesinde zamanın etkileri dikkate alınmamıştır, çünkü 11 ay sonrasında dahi kemik tamirinin tamamlanmadığı görülmüştür. Çalışmada BMP ile birlikte kullanılan sığır kaynaklı organik matriks ile doldurulan bölgelerde aynı hastanın diğer tarafıyla karşılaştırıldığında daha az miktarda yeni kemik oluşması BMP'nin saflık derecesi ve miktarının 5:1 gibi yüksek oranda olmasıyla açıklanabilir (30).

Merkx ve ark. literatür derlemesinde, sinüs augmentasyonunda anorganik kemik materyallerinin tek başına ya da otojen kemik greftleriyle birlikte uygulamalarını morfometrik parametlerle incelemişler ve greftlenen bölgeden alınan kemik biyopsilerinin 4-12 aylık iyileşme sürecinde değerlendirildiğini rapor etmişlerdir (30'dan alınmıştır).

Groeneweld ve ark. insanlarda sinüs lifting işleminde kemik formasyonunu histomorfometrik olarak incelemişler insan osteojenik proteini ve sığır kaynaklı kemik matriksinin birlikte kullanımının klinik uygulamalar için geçerli sonuçları olmadığını rapor etmişlerdir (30'dan alınmıştır)

Simion ve ark. (2007), atrofiye olmuş alveoler kretin vertikal augmentasyonunda 1:1 oranında deproteinize sığır kaynaklı allojenik kemik grefti (DBBMA) ile otojen kemik grefti karışımını e-PTFE (expanded politetrafloroetilen) membranlarla birlikte kullandıkları çalışmalarında, greft materyallerini histolojik ve histomorfometrik olarak

değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda, DBBM' nin implant yerleştirilmesi ya da 6 aylık iyileşme periodu sonrasında oluşan yeni kemik dokusuyla tam olarak ossoeintegrasyon gerçekleşebileceğini ve histolojik olarak DBMM'nin yavaş rezorbe olarak yerini yeni kemik dokusuna bıraktığı belirtilmiştir (31).

4.3. Alloplastik greft materyalleri

Alloplastik kemik greft materyalleri; hidroksiapatit (HA) ve trikalsiyum fosfatır (TCP). Kimyasal işlemlerle porlu hale getirilen kalsiyum fosfatların doku uyumları çok iyi olup osteoindüktif etki gösterirler. Kemik dokusunun inorganik komponentine benzeyen kristal yapıda biyomateryallerdir. Materyalin en önemli dezavantajı mekanik olarak yetersiz olmasıdır. Materyal beklenen şekilde rezorbe olmamışsa ve kemik oluşumu yetersizse uzun dönem biyomekanik yüklemeye dikkat edilmelidir. Mekanik olarak son derece kırılğan, düşük direnç ve düşük gerilim kuvveti ile karakterizedir. Poröz kalsiyum fosfat seramikleri yapısal özellikleri bakımından kemiğe benzemekle beraber torsiyon ve fleksiyon gibi kuvvetlere karşı fazla dirençli değildir. Sert doku biyomateryalleri içinde en çok bilinen doku uyumlu materyaldir. Kalsiyum fosfat biyomateryalleri lokal veya sistemik toksitesi, inflamatuvar veya yabancı cisim reaksiyonu olmayan ve direkt olarak kemik üzerine fikse edildiğinde kemik ile implant arasında fibröz dokunun oluşmadığı materyallerdir. Bu materyallerin osteogenezisi stimüle edebileceğinin düşünülmüş olmasına rağmen, bu konuda yapılan araştırmalar bu materyallerin kemik oluşumunu indüklediğini, ancak sert doku gelişimine uygun olduklarını göstermektedir (32).

Sentetik HA ile yapılan HA proplast bileşiği, hareketsiz bölgelere yerleştirildiğinde 3 ila 6 ay arasında olgun lameller kemikle dolduğu belirlenmiştir. Bu materyal ile yapılan pilot çalışmalarda, Havers kanalları içeren dens lameller kemiğin proliferasyonu şeklinde sonuçlar elde edilmiştir. HA'in kullanım ve şekil vermedeki kolaylığı, ayrıca osseokondüktif özelliği, politetrafloretillen (PTFE) - HA bileşiminin maksillofasiyal alanda kuvvet gelmeyen bölgelerin rekonstrüksiyonunda rahatça kullanılabilir greft materyali olduğunu göstermektedir (21-31).

HA, kemiğin mineral komponenti olarak bulunduktan sonra dental, maksillofasiyal ve ortopedik cerrahide kemik greft materyali olarak geliştirilmeye

başlanmıştır. Kemik grefti olarak klinik ve deneysel çalışmalara en çok kullanılan materyal olan hidroksiapatitin blok, granül, non-poröz, poröz, rezorbe olabilen ve rezorbe olmayan tipleri vardır (21).

HA, augmentasyon için blok ve parçalı formlarda, çekim sonrası alveolar kret rezorbsiyonunu önlemek için kök formunda ve ortognatik cerrahide ve kraniyofasiyal uygulamalarda yer tutucu olarak kullanılabilir. Poröz ya da yoğun HA seramikleri in vivo olarak rezorbsiyon göstermedikleri için kalıcı kemik greftleri olarak değerlendirilirler. Birçok seramikler gibi bu materyaller kolay kırılabilen ve düşük sıkıştırılma rezistansına sahip materyallerdir (21).

Augmentasyon uygulamalarında blok formundaki HA'nın kullanım zorlukları partikül HA kullanımını ön plana çıkarmıştır; ancak partikül HA kullanıldığında, parçaların migrasyonu ve augmentasyon alanında istenilen şekli koruyamamaları gibi problemler olmaktadır. Bunun için partikül HA kollojen, jelatin ve fibrin yapıştırıcılar gibi materyallerle karıştırılarak kullanılmaktadır (21,27).

Alparslan ve ark. yaptıkları çalışmalarında, domuzlarda subperiosteal olarak implante ettikleri hidroksiapatit, kollojen, glikozaminoglikan bileşimini ve mercanın kemik reaksiyonlarını araştırmışlar, kollojen ve glikozamin ile kombine HA'nın kemik formasyonuna engel olmadığı görülürken, aynı şekilde yerleştirilen mercanın ise rezorbe olarak yerini tamamen yeni kemiğe bıraktığı gözlenmiştir (21'den alınmıştır).

Salyer ve Hail, poröz hidroksiapatitin rezorbe olmamasından dolayı klinik çalışmalarında tercih etmişler, ancak kemiğin hidroksiapatit ile tamamen yer değiştirmesinin mümkün olmayacağını belirtmişlerdir (21'den alınmıştır).

Stamm ve Foitzik, saf beta-TCP seramiğinin otojen kansellöz kemik ile kullanımını histolojik ve radyolojik olarak incelemişler ve beta-TCP seramiğinin belirtildiği gibi biyouyumlu, osseokondüktif, tamamen rezorbe olabilen bir materyal olarak kist kavitelesinin doldurulmasında, periodontal cerrahi ve implantolojide kullanımının başarılı sonuçlar vereceğini bildirmişlerdir (21'den alınmıştır).

5. SİNÜS LİFTİNGTE KULLANILAN GREFT MATERYALLERİ VE SONUÇLARI

Moy ve ark. (1993), maksiller sinüs augmentasyonu yaptıkları 5 hastada farklı greft materyallerinin özelliklerini histomorfometrik olarak değerlendirmişlerdir. Greft materyalleri olarak hidroksiapatit (HA) granüllerinin simfiz bölgesinden alınan kortikal kemik karışımı, otojen kortikal kemik, HA ile demineralize kemik greftinin karışımını kullanmışlardır. Greft uygulanan bölgelerden implant yerleştirilmesi aşamasında 8 ayı kemik biyopsisi elde edilmiştir. Kemik biyopsileri greft uygulaması sonrasında 6 ila 10 ay arasında alınmıştır. Birinci hastada bilateral olarak 1:1 oranında HA ve otojen kortikokansellöz kemik greft karışımı kullanılmış ve 6 aylık iyileşme periodu sonrasında implantlar yerleştirilmiştir. İkinci hastada bilateral olarak poröz HA granülleri ile otojen kortikokansellöz kemik grefti 1:1 oranında kullanılmış ve 10 aylık iyileşme periodu sonrasında kemik biyopsileri alınmıştır. Üçüncü hastada bilateral olarak poröz HA granülleri ile demineralize kemik grefti 7:1 oranında kullanılmış ve 8 ay sonrasında kemik biyopsileri alınmıştır. Dördüncü hastada ise tek taraflı olarak sadece HA granülleri kullanılmıştır. Beşinci hastada ise sadece otojen kortikokansellöz kemik greftiyle augmentasyon uygulanmış, 5 ay sonra implant yerleştirilmiş ve 6 ay sonra implant kırıldığı için kemik biyopsisi 5 aylık iyileşme sonrasında alınabilmiştir.

Histolojik inceleme sonucunda, HA ve demineralize kemik grefti uygulanan bölgelerden alınan örneklerin % 55,9 yumuşak doku, %4,6 kemik ve %39,5 HA içerdiği bildirilmiştir. Sadece HA uygulanan bölgelerden alınan örneklerin %47,1 yumuşak doku, %20,3 kemik, %32,6 HA içerdiği, sadece kortikokansellöz kemik grefti uygulanan bölgelerden alınan örneklerin %40,5 yumuşak doku, %59,4 kemik içerdiği rapor edilmiştir (32).

Otojen kemik greft materyallerinin osteoblastların varlığına bağlı olarak osteojenik postansiyeli bulunmaktadır. Osteoblastlar osteoindüksiyonu aktive ederek kemik morfogenetik proteinlerinin salınmasıyla mezenkimal hücrelerin diferansiasyonuna neden olmaktadır. Otojen kemik augmentasyon uygulamalarında HA

ve allojenik kemikle birlikte kullanılmaktadır. Osteoinduktif kapasitesi bulunmasa da osteokondüksiyon için pasif olarak matris oluşturmaktadır. Ayrıca allojenik demineralize kemik greftinin de osteojenik özelliği olduğu belirtilmiştir. Çalışmanın kısa dönem klinik sonuçlarında greftlerle sağlanan yeterli mineralize dokunun implantların yüklenebilmesi için yeterli olduğu belirtilmiştir (32).

Hürzeler ve ark. (1996), çalışmalarında maksiller sinüs augmentasyon prosedürlerinin farklı kemik greft materyallerinin uzun dönem klinik sonuçlarını ve başarısını değerlendirmişlerdir. Kullanılan greft materyalleri; yalnız alloplastik greft (Hidroksiapatit), yalnız ksenogreft (Deproteinize sığır kemiği), 1:1 oranında ksenogreft-alloplastik greft kombinasyonu, 1:3 oranında alloplastik greft ile otojen iliak kemik greft kombinasyonu ve 1:1 oranında alloplastik greft ile simfizden alınan otojen kemik greft kombinasyonudur. Üç yüz kırk adet silindir tipte implant sinüs augmentasyonu sırasında ya da 6 aylık iyileşme periodundan sonra yerleştirilmiştir. Klinik başarı her yıl peri-implantitis, implant mobilitesi ve klinik ataşman seviyesine göre değerlendirilmiştir. Ölçümler sinüs augmentasyonu öncesinde, abutment bağlantı aşamasında, final restorasyon sırasında ve her yıl rutin olarak radyografilerle yapılmıştır. Protetik aşamada 4 implant başarısız olmuş ve implantların başarı oranı %98,8 olarak değerlendirilmiştir (33).

Yerleştirilen 340 implantın sadece 2 tanesi 8 mm uzunlukta idi ve diğerlerinin uzunluğu ise 11mm veya daha fazlaydı. Çalışmanın sonucunda ise implant uzunluğunun, rezidüel kemik yüksekliğinin ve kullanılan greftin başarı oranını etkilemediği bildirilmiştir. Bu sonuç maksiller sinüs augmentasyonunda otojen greft kullanılmasının zorunlu olmadığı görüşünü desteklemektedir (33).

Raghoobar ve ark. (2003), çalışmalarında otojen kemik greftleriyle augmentasyonu takiben 2 aylık iyileşme periodu sonrasında implantların erken yüklenmesini klinik ve radyografik olarak incelemişlerdir. Hastalar Cawood & Howell sınıflamasına göre sınıf V-VI olarak sınıflandırılmıştır. Rezidüel kret yüksekliğinin ortalama 3 mm olduğu 10 hastaya otojen kemik greftiyle augmentasyon uygulamışlardır. Kret genişliği ve kemik yüksekliğinin 5 mm'den az olduğu vakalarda ise iki aşamalı olarak 3 aylık iyileşme süreci sonrası 68 implant yerleştirmişlerdir. Augmentasyon sonrası elde edilen kemik yüksekliği 13 mm olarak bildirilmiştir. İki

aylık iyileşme periyodu sonrası ise protetik aşamaya geçilmiştir. Birinci yılın sonunda % 95,6 başarı oranı rapor etmişlerdir. İmplantın kemik içinde yeterli stabilitenin elde edildiği uygun yükleme zamanına karar vermek zordur. İmplantın primer stabilitesi kemik kalitesine ve miktarına, implantın dizaynına ve kullanılan cerrahi tekniğe bağlı olarak sağlanmaktadır. Çalışmanın sonucuna göre augmentasyon uygulanan posterior maksillada iyileşmenin erken dönemlerinde implant yerleştirilmesinin mümkün olduğu gösterilmiştir. Yüksek başarı oranı ve hasta memnuniyeti ile birlikte toplam tedavi süresinin kısaldığı gösterilmiştir. Ancak bu sonuçlar konvansiyonel protokole göre elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmalıdır (11).

Sinüs lifting işlemiyle posterior maksillada daha uzun implantlar uygulanabilir hale gelmiş ve implantların geliştirilmesi sağlanmıştır. Rapor edilen başarı oranları ise %63-%98 arasındadır. Mevcut kemik dokusu, augmentasyon uygulanan alanda yeni kemik formasyonunda ve implantların entegrasyonunda önem taşımaktadır. Şiddetli atrofi, kemik içi implantların başarısını tehlikeye düşürebilmektedir. Watzek ve ark. (1998) çalışmalarında maksiller atrofi görülen 20 hastada iliak kemikle veya kansellöz kemikle birlikte sentetik hidroksiapatit ya da sığır kaynaklı hidroksiapatit kullanarak bilateral sinüs augmentasyonu yapmışlardır. Tüm hastalar Cawood & Howell sınıflamasına göre sınıf VI olarak kayıt edilmiştir. Rezidüel alveolar kret yüksekliği sağ maksillada ortalama 2,1 mm sol üst çenede ise ortalama 2,3 mm olarak ölçülmüştür. Otojen kemik grefti kullanılan hastalarda 3-8 ay sonrasında ve hidroksiapatit kullanılan hastalarda ise 6 aylık iyileşme süreci sonrasında her bölgeye vakanın durumuna göre 3 ya da 4 implant olmak üzere toplam 155 implant uygulamışlardır. Yetmiş aylık takip sonrası başarı oranı %95,4 olarak rapor edilmiştir (34)

Yıldırım ve ark. (2000), çalışmalarında ksenogreft ve venöz kanla kombine olarak sinüs lifting yaptıkları hastalarda kemik formasyonunu histolojik ve histomorfometrik olarak değerlendirmişlerdir. On beş sinüs lifting operasyonu yaptıkları 11 hastada 6,8 aylık iyileşme periyodu sonrasında kemik biyopsileri almış ve toplam 38 adet implant uygulamışlardır. Protetik aşamada 4 implant kaybedilmiş ve implantların başarı oranı %89,5 olarak rapor etmişlerdir. Alınan kemik biyopsileri sonucunda $14,7 \pm 5,0$ yeni kemik oluşumunu rapor etmişlerdir. Çalışmalarının sonuçlarına göre ksenogreftlerin

osteokondüktif özelliklerinin yanında yeni kemik oluşumunu da stimüle ettiğini ve greft materyeli ile kemik dokusu arasında trabekül yapının oluştuğunu rapor etmişlerdir (35).

Maksiller posterior bölgede alveoler krette şiddetli atrofi görülen vakalarda geleneksel implant tedavisi mümkün olmamaktadır. Maksiller sinüs, nasal taban ve nasopalatin kanal gibi yapılar şiddetli rezorpsiyonla maksillanın anatomik yapısını sınırlamakta ve implant uygulaması için yetersiz hale getirmektedir. Bu vakalarda maksillanın rekonstrüksiyonu ve implantlar için kemik greftlerinin uygulanması gereklidir (36,37). Kemik greft uygulaması için pek çok yöntem önerilmiş; fakat greftlerin remodelingi uzun dönemde değerlendirilmemiştir. Nyström ve ark. (2002) iliak kemikten alınan otojen kemik greftleriyle tedavi ettikleri hastalarda kemik greftinin remodelling ve implant başarı oranını 5 yıl süren çalışmalarında incelemişlerdir. Otuz hasta üzerinde yaptıkları çalışmada kemik greftinin boyutsal değişikliklerini CT ile araştırmışlardır. Total dişsiz hastalardaki alveol kemiği Cawood & Howell sınıflamasına göre sınıf V-VI olarak belirlenmiştir. Post-operatif dönemde greft uygulaması sonrası elde edilen greft yüksekliği ortalama 8,3 mm olarak ölçülürken rezidüel kret yüksekliği ile birlikte 12,4 mm kemik yüksekliği elde etmişlerdir. Bir yıl sonraki kemik yüksekliğinde 2,4 mm azalma gözlemlenmiş ve üçüncü yıldan sonra kemik yüksekliğinde değişiklik görülmemiştir. Beşinci yılda toplam kemik yüksekliği 10 mm'ye düşerken kemik greftinin genişliği ise 12mm'den 8,7 mm'ye düşmüştür (36).

Hallman ve ark. (2005) 80:20 oranında deproteinize sığır kaynaklı kemik grefti ve otojen kemik greftlerinin kombine ederek maksiller sinüs augmentasyonunun 3 yıllık takibini klinik, radyografik ve rezonans frekans analizi (RFA) yöntemi ile incelemişlerdir. Total dişsiz hastalardaki alveol kemiği Cawood & Howell sınıflamasına göre posterior maksillada Sınıf IV-V, anterior maksillada ise Sınıf III-IV olarak sınıflandırılmıştır. Yirmi hastada 30 sinüs augmentasyonu uygulamışlar ve simfizden aldıkları otojen kortiko-kansellöz kemik greftini dondurulmuş kurutulmuş kemik grefti ile karıştırmışlardır. Greft uygulamasını takiben 6 aylık iyileşme periodu sonrasında 108 implant uygulanmış, implantlar yerleştirildikten sonraki 6. ayda ise oklüzyon implant destekli protezlerle sağlanmıştır. Klinik kayıtları protetik aşamada, abutment bağlantısı sırasında ve fonksiyonel yüklemeye sonraki 1. ve 3. yıllarda almışlardır. RFA ölçümleri sonucunda tüm implantlarda ortalama ISQ değeri $66,2 \pm 4,1$ olarak

ölçülmüştür. Augmentasyonu uygulanan bölgedeki 62 implantta ortalama ISQ değeri $65,6 \pm 3,8$ reziduel kemiğe uygulanan 11 implantta ise ISQ değeri $67,4 \pm 4,5$ olarak ölçülmüştür. İmplant stabilitesinin, augmentasyon uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında istatistiksel olarak farklı olmadığını rapor etmişlerdir (38).

Hatano ve ark. (2004), çalışmalarında maksiller sinüs augmentasyonu ile birlikte simultane olarak implant uyguladıkları hastalarda uzun dönemde kemik grefti yüksekliğindeki değişimleri değerlendirmişlerdir. 2:1 oranında otojen kemik grefti ile sığır kaynaklı ksenogreft ile kombine olarak sinüs augmentasyonu yaptıkları 191 hastayı 10 yıl boyunca klinik ve radyografik olarak takip etmişlerdir. Sinüs greft yüksekliğindeki değişiklikleri implant uzunluğuna ve sinüs tabanının orijinal yüksekliğine bağlı kalarak değerlendirmişlerdir. Hastaları, greftlenen sinüs tabanı ile implantın apeksi arasındaki mesafeye göre 3 gruba ayırmışlardır. Birinci grupta sinüs tabanı implant apeksinin üzerinde, ikinci grupta implant apeksi sinüs tabanı ile aynı seviyede, üçüncü grupta ise sinüs tabanı implant apeks seviyesinin altında olmak üzere sınıflamışlardır. Augmentasyon sonrası tüm hastalarda sinüs tabanı implant apeksinin üzerinde konumlanmıştır. 2-3 yıl sonrasında ise greftlenen sinüs tabanı implant apeksiyle aynı seviyede ya da üzerinde konumlanmıştır. Sinüs tabanı ile implant apeksi arasındaki ilişki uzun süre korunmuştur. Sinüs kemik grefti yüksekliği önemli oranda azalmıştır ve orijinal sinüs yüksekliğine yaklaşmıştır. Hastaların oranı ilerleyen zamanlarda çoğunlukla üçüncü gruptaki orana ulaşmıştır. İmplantların klinik başarı oranı %94,2 olarak belirtilmiştir. Sonuç olarak sinüs tabanının 2:1 oranında otojen kemik grefti ve ksenogreft karışımıyla augmentasyonu sonrası pnömatizasyonun ve uzun dönemde kemik grefti yüksekliğinin stabil kalmasının implant başarısında önemli olduğunu rapor etmişlerdir (39).

Sjöstööm ve ark. (2007), otojen iliak kemik greftleriyle ve titanyum implantlarla sinüs augmentasyonu uyguladıkları çalışmalarında 29 hastanın klinik, radyografik ve RFA parametreleriyle 3 yıllık takibini yapmışlardır. İmplant tedavisinin uzun dönem başarısında implant stabilitesi önem taşımaktadır. RFA iyileşme sürecinde implant stabilitesindeki değişikliklerin hassas olarak ölçülmesine olanak sağlamaktadır. İmplantların stabilitesindeki devamlı bir azalmanın başarısızlığın klinik olarak tespit edilmesinde yardımcı olduğu belirtilmektedir. Bu çalışmada greft uygulanan maksillaya

yerleştirilen implantların RFA ile yapılan ölçümlerinde uygulama sırasında ve yüklemmeden sonraki 6 ayda normal maksiller kemiğe uygulanan implantlar kadar stabil olduğunu rapor edilmiştir (40).

Günümüzde ise greft uygulanan maksillada RFA ile yapılan uzun dönem çalışmalar bulunmamaktadır. Sjöström ve ark. (2007), yaptıkları çalışmada maksillanın rezorpsiyon derecesini Cawood& Howell sınıflamasıyla belirlemiş ve iki farklı greftleme tekniğini uygulamışlardır. Beş hastada Le Fort I osteotomi ve interpozisyonel kemik greftleriyle, 24 hastada ise onlay kemik greftleri ve nasal tabanın inlay greftlenmesiyle rekonstrüksiyon tamamlanmıştır. Kemik greftlerinin 6 aylık iyileşme periyodu sonrası iki aşamalı cerrahi prosedüre uygun olarak toplam uzunlukları 10 ile 18 mm uzunluğunda 3,75 mm genişliğinde 192 implant uygulanmıştır. İmplant stabilitesi Osstell cihazı kullanılarak ölçülmüştür. İmplantların üçüncü yılın sonunda başarı oranı %90 olarak kaydedilmiştir. Başarılı olarak değerlendirilen 170 implantın ortalama ISQ değeri yerleştirme aşamasında $62,6 \pm 11,1$ olarak ölçülürken başarısız olan 20 implantta ise ortalama $54,9 \pm 11,1$ olarak ölçülmüştür. ISQ değerleri karşılaştırıldığında çalışmanın ilk aşamasında başarılı ve başarısız implantların arasında önemli bir fark bulunmazken iyileşme sonrasında ise önemli bir fark gözlemlenmiştir. On mm uzunluğundaki implantlar için ortalama ISQ değeri $58,6 \pm 11,1$ olarak ölçülürken 13 mm uzunluğundaki implantlar için $65,1 \pm 10,7$ olarak kaydedilmiştir. Farklı uzunluklardaki implantların ISQ değerlerinde önemli bir fark gözlemlenmektedir. Bu sonuç implant uzunluğunun ISQ değeri ile korelasyon gösterdiğini belirtmektedir. Üç yıllık klinik, radyografik ve RFA parametreleriyle takip sonrası atrofik maksillanın otojen kemik greftleriyle ve iki aşamalı kemik içi implant uygulamasının kabul edilebilir ve kalıcı bir tedavi olduğu belirtilmiştir. ISQ değerinin ise implant yerleştirilmesi aşamasında ve sonrasında implant başarısızlığı için yeterli bir gösterge olduğu rapor edilmiştir (41).

ISQ değeri, yaş, kemik kalitesi, kemik yüksekliği dikkate alındığında her hasta için tedavinin güvenilir bir şekilde değerlendirilmesine yardımcı olmaktadır. Uzunluğu ≥ 15 mm ve genişliği ≥ 4 mm üzerindeki implantlarda kısa dönemde daha yüksek başarı oranları artmaktadır. İmplant yerleştirilmesi sırasında önemli miktarda plak birikimi ve gingival enflamasyon başarısızlık riskini artırdığı görülmekte ve parsiyel dişsiz

vakalarda kısa dönemde düşük başarısızlık oranı rapor edilmektedir. İyileşme sürecinde immobilizasyonun sağlanmasının osseointegrasyon oluşması için ön koşul olduğu belirtilmektedir. Başarısızlık düşük kemik kalitesi (Tip IV) ve kısa implantlarda daha çok görülmekte ve düşük kemik kalitesine sahip vakalarda osseointegrasyon oluşmama riski daha fazla olmaktadır (42).

Friberg ve ark. (1991), retrospektif olarak çalışmalarında 3 yıllık süreç içerisinde 889 hastada yerleştirilen toplam 4641 implantın erken başarısızlık oranlarını değerlendirmişlerdir. Altmış dokuz adet implant (%1,5) osseointegrasyon gerçekleşmemiş ve implant kayıplarının çoğu (46/69) şiddetli rezorpsiyon görülen ve düşük kemik kalitesine sahip total dişsiz maksillada görülmüştür. Düşük kemik kalitesine sahip çenelerde implantların primer stabilitesinin sağlanamaması implantların erken dönemde kayıp riskini artırmaktadır. İmplant başarısızlığında kemik miktarı ve kemik kalitesini en önemli iki faktör olarak göstermişlerdir. (43)

Jemt ve ark. (1995), çalışmalarında maksillada farklı rezorpsiyon derecelerine sahip 150 hastanın farklı protez tipleriyle 5 yıl takibini değerlendirmişlerdir. Hastaları mevcut kemik miktarına göre kemik grefti uygulanan grup, şiddetli rezorpsiyon görülen grup, intermediat grup ve sabit protezle tedavi edilen grup olmak üzere 4 sınıfa ayırmışlar ve kemik kalitesini Lekholm & Zarb kemik indeksine göre sınıflamışlardır. İmplant ve protez başarı oranını, yıllık takiplerini, marjinal kemik kaybı ve komplikasyon oranlarını kayıt etmişlerdir. Beş yıl sonra başarısızlık oranı %7,9 (sabit protez yapılan grup) ile % 28,8 (şiddetli rezorpsiyon görülen grup) oranında kayıt etmişlerdir (44).

Bu çalışmada tek ya da iki aşamalı olarak sabit ya da hareketli protez ayrımı yapmadan düşük kemik kalitesi ve yetersiz kemik miktarının daha fazla implant ve protez kaybıyla sonuçlandığını belirtmişler ve augmentasyon yöntemleriyle kemik kalitesinin ve miktarının artırılabilceğini rapor etmişlerdir (44).

Andreana ve ark. (2004), yaptıkları çalışmalarında sinüs lifting yaptıkları 6 hastada kalsiyum sülfatları tek başına ya da allogreftlerle birlikte kombine olarak kullanmışlardır. İmplantları operasyon sırasında ya da 6 aylık iyileşme periodu sonrasında uygulamışlar ve kemik biyopsilerini ise 6-24 aylarda almışlardır.

Çalışmalarının sonuçlarına göre sinüs liftingte kalsiyum sülfatın tek başına ya da dondurulmuş kurutulmuş kemik greftleriyle birlikte kullanıldığında yeni kemik oluşumu gözlemlendiğini rapor etmişlerdir (45).

6. İMPLANT STABİLİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Kemik içi implantların kraniofasial, dental ve ortopedik cerrahide kullanımı gittikçe artmaktadır. Yerleştirme sonrasında implant ve kemik arasında osseointegrasyon olarak bilinen proses başlamaktadır. Klinisyenler %90 üzerinde başarı oranı rapor etmektedirler. Her ne kadar yüksek başarı oranları rapor edilmiş olsa da, düşük kemik kalitesi ya da radyoterapi gibi uygulamalar sonrasında başarı oranları önemli miktarda azalmaktadır. İmplant yerleştirilmesi sırasında zayıf primer stabilite ve aşırı mekanik stres erken dönemde başarısızlığa neden olmaktadır. İmplant yüzey özelliklerinin modifiye edilmesine bağlı olarak implant çevresinde kemik formasyonunun artırılması ve geliştirilmesine olan ilgi artmaktadır. İmplant geometrisi, iyileşme ve fonksiyonel yükleme ile implantların primer stabilitesi arasındaki ilişki hakkında ilgili yeterli bilgi bulunmamaktadır(46,47).

İntraoral protezler için pek çok implant sistemi dizayn edilmiştir. Bu sistemler kendi içlerinde geometrileri, yüzey özellikleri, bileşimleri bakımından farklılık göstermektedir. Üretici firmalar bu özelliklerden bir ya da birkaçının implanta olan doku cevabını geliştirdiğini ve implantların başarı oranını artırdığını iddia edilmektedirler. Brunski, kemik içine yerleştirilen implantlarının makro ve mikromekanik kilitlenme, biyoaktif substrat, yumuşak doku ataşmanı ve osseointegrasyon olarak 4 temel mekanizmayla destek sağladığını önermektedir (46-49).

İmplant başarısızlığı ve kaybı implant sisteminin özelliklerine, cerrahi tekniğe, konağın yanıtı ya da klinik olarak aşırı yükleme gibi pek çok nedene bağlı olabilmektedir. İmplant destekli protezlerin yıllarca başarılı bir şekilde fonksiyon gördüğü bilinmektedir.

İmplant tedavisinde uzun dönem başarı elde etmek için temel unsur implant stabilitesidir. Stabilite, implant ve implantı çevreleyen kemik dokusu arasındaki direkt bağlantıyla sonuçlanmakta ve primer ve sekonder olarak ikiye ayrılabilir. Primer stabilite implant cerrahisi sırasında ve implant dizaynına, cerrahi tekniğe ve kemik dokusunun yoğunluğuna bağlı olarak sağlanmaktadır. Sekonder stabilite ise dokunun implanta, cerrahi işleme cevabı ve kemik iyileşmesine bağlıdır. Kemik grefti ve implant yüzeyleri arasında revaskülarizasyonu ve implantla greftin integrasyonunu içeren kompleks bir iyileşme süreci meydana gelmektedir.

İmplantların primer stabilitesi implant yerleştirilmesi aşamasında zorunlu iken sekonder stabilite osseointegrasyon sonrasında fonksiyon sırasında meydana gelmektedir (46-49).

6.1 Primer Stabilite

İmplantın yerleştirilmesi sırasındaki implantın stabilitesi uzun dönem başarısında önemli bir faktördür. İmplantların primer stabilitesi; kemik kalitesine ve miktarına, implant geometrisine (uzunluk, genişlik ve tipine), yerleştirme tekniğine bağlı olarak elde edilmektedir. Primer stabilite sağlanmadığında mikrohareketler oluşmakta, normal iyileşmenin bozulmasıyla fibröz doku oluşmakta ve implant mobilitesi başladıktan sonra klinik olarak başarısızlık meydana gelmektedir (11,48,49,50-53,55).

İmplantların primer stabilitesini iki önemli faktör etkilemektedir. Birinci faktör implant-kemik bağlantı miktarıdır. Pek çok araştırmacı yoğun kortikal kemik içerisine yerleştirilen implantların trabekuler kemik içerisine yerleştirilen implantlardan daha stabil olduğunu belirtmişlerdir. İkinci faktör ise implant kemik yüzeyinde oluşan sıkma stresleridir. İmplant çapından daha küçük frezlerle hazırlanan kaviteye yerleştirilen implantlar kemik içerisinde sıkı bir şekilde durmaktadır. İmplant çevresinde daire şeklinde bir sıkma kuvveti oluşmaktadır. Bu stresler implantın primer stabilitesinin sağlanmasında yararlı olmakta, fakat implant çevresindeki kemikte lokal iskemiye ve kemik nekrozuna neden olmaktadır (48,49).

Zayıf primer stabiliteye sahip implantların erken dönemde mekanik kuvvetler karşısında erken dönem başarısızlık oranını artırdığı düşünülmektedir (53). İmplantların primer stabilitesi aynı zamanda erken yükleme protokolünde de çok önemli bir faktör

olmaktadır. Yeterli primer stabiliteye sahip implantlarda uygun protetik tedavi planlaması yapıldığında immedat fonksiyonel yükleme mümkün olabilmektedir. Spongiöz yapıda kemik içerisine yerleştirilen implantlar zayıf primer stabiliteye sahip olmakta ve bu vakalarda yükleme öncesi konvansiyonel tedavi protokolü izlenmeli ve yeterli iyileşme süresinin beklenmelidir (9).

6.2 Sekonder stabilite

İmplant yerleştirdikten sonra implant stabilitesindeki artış implant ve kemik dokusu arasında rejenerasyon ve remodelingle olmaktadır. Yüzeyler arasında kemik oluşumu tamamlandıktan sonra yapılan protezin implant üzerine gelen yükleri efektif olarak dağıtması gerekmektedir. Pek çok çalışmada implant üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin dağılımının analizine çalışılmıştır. Bu teknikler gerilimin ölçülmesi, fotoelastik ve finit element metotlarıdır (56).

İmplantların primer stabilitelerinin ölçümünde çeşitli biyomekanik aletlerden yararlanılmaktadır. Bu ölçümün biyomekanik olarak yapılabilmesi, cerrahi öncesi kemik yoğunluğu ile ilgili yapılan ölçümler arasındaki ilişki, tedavi planlamasında hekime yardımcı olmaktadır. Cerrahi tekniğin modifikasyonu, yükleme protokolü, implant dizaynı ve yüzey özelliklerinin geliştirilmesi söz konusu olabilmektedir (7,49).

İmplant stabilitesi, invaziv olmayan metotlar (metalik bir enstrümanla implant veya implant üst yapısına hafifçe vurulması, yerleştirme torku, radyografiler, Osstell cihazı, dental fine test cihazı, vibrasyon metotları) ve invaziv test metotlar (hareket torku (removal), histolojik ve histomorfometrik yöntemler) kullanılarak ölçülebilmektedir (49,57).

Histolojik ve radyografik analizler implant stabilitesini değerlendirmede kullanılan diğer geleneksel yöntemlerdir. Kemik densitesi için histolojik ve morfometrik ölçümlerin kesin sonuçlar verdiği kabul edilmektedir. Histomorfometrik değerlendirmeler için operasyon öncesi alınan küçük biyopsiler kullanılmaktadır. Bu yöntem, implant-kemik temas yüzeyi ile ilgili doğru, kantitatif sonuçlar vermekle birlikte aynı örnek için tek seferlik ölçüm yapılabildiğinden tekrarlanamamaktadır. Klinik kullanım için uygun olmadıkları bildirilmiştir (7,49).

İmplantın yerleştirilmesi sırasında kemik yoğunluğunu saptamayı sağlayan cihazlar; periotest, osstell ve osseocare'dir. İmplant stabilitesini sayısal olarak ölçmek amacıyla geliştirilen periotest veya dental fine test cihazı, hassasiyetlerinin az ve çözünürlüklerinin yetersiz olması, uygulayan kişiye göre verdiği sonuçların değişiklik gösterebilmesi gibi nedenlerle eleştirilmektedir (48,57).

6.3. Kesme Tork Rezistansı

İmplantların primer ve sekonder stabilitesi implant başarı oranını etkileyen en önemli iki faktördür. Kesme rezistansı ve hareket tork teknikleri implant kemik yüzeyleri arasında birleşmenin belirlenmesinde kullanılmıştır, fakat bu tekniklerin klinik olarak kullanımı sınırlıdır. İmplant ve kemik arasındaki kontakt yüzeyinin azalmasına bağlı olarak rezistans ve bükülme kuvvetleri de o oranda az olmaktadır. Kesme rezistans tekniği sadece implant yerleştirilmesi aşamasında kullanılırken uzun dönemde kullanılamamaktadır.

Friberg ve ark. (1999), kemiğin kesme rezistansı ve implantların rezonans frekansı arasındaki korelasyonu incelemişler ve farklı kemik densitelerinin implant yerleştirilmesi sırasında her iki teknikten biri kullanılarak incelenebileceğini göstermişlerdir (51).

İmplant cerrahisi sırasında kemik densitesinin saptanması amacıyla yerleştirme torku ölçümlerinin kullanımı önerilmiştir. Bu teknik, implant cerrahisi sırasında implant yuvası oluşturulurken kemik içinde kesme direnci sonucu oluşan tork kuvvetinin ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Kemik kalitesi, bir ünite kemik hacminin uzaklaştırılması için gereken enerji olarak (J/mm^3 veya Ncm) ölçülmektedir. Bazı araştırmacılar, immedat yükleme yapılacak implantlarda önceden belirlenen yerleştirme torku seviyesinin tespit edilmesini zorunlu görmüşler ve bu seviyenin üstündeki değerlere sahip implantlara yükleme yapmışlardır. Bu çalışmalarda takip dönemlerinde implantların ağızda kalma oranları ile yüksek yerleştirme tork değerleri arasındaki ilişkiye yönelik kesin veriler yer almamaktadır (7, 56).

İmplant cerrahisi sırasında kemik kalitesinin değerlendirilmesinde kesme rezistansının ölçümünün uygulanabilirliği Johanson ve Strid tarafından tanımlanmıştır (49'dan alınmıştır). Bu teknik implant yuvalarının açılması sırasında frezle kemik

uzaklaştırmak için gereken torku ölçmektedir. Non-invaziv bir tekniktir ve implant bölgesine irreversible bir zarar vermemektedir. Teknik daha sonra Friberg tarafından geliştirilmiş ve kadavralardan alınan örneklerde düşük hızlarda kesme rezistans değerleri ölçülmüştür. Mandibulada maksillaya göre daha fazla kesme direnci olduğunu ve kesici dişler bölgesinde premolar bölgesinden daha yüksek değerler olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca kesme rezistansı ile radyografik kemik yoğunluğu ölçümleri arasında bir korelasyon olmadığı da rapor edilmiştir. Fakat yöntem implant yerleştirilmesi öncesinde ya da implant yerleştirildikten sonra kullanılamamaktadır. Ancak yükleme öncesi optimal iyileşme periodu hakkında önemli bilgi vermektedir ve kullanılan frezlerin keskin olmasından da hassas bir şekilde etkilendiği not edilmelidir (46,47).

Osseocare cihazı implant yerleştirilmesi aşamasında ve protetik aşamada tork değerlerinin ölçülmesine izin vermektedir (7)(**Resim1**). Cihazın yüksek hızlı cerrahi mod, düşük hızlı cerrahi mod ve protetik mod olmak üzere 3 farklı çalışma modu bulunmaktadır. Osseocare -20, 30, 40 ya da 50 Ncm cerrahi sırasında ve protetik aşamada 10, 20, 32 ya da 45 gibi sınırlı tork değerleri uygulamaktadır (58).



Resim 1: Elektronik Tork Kontrol Cihazı

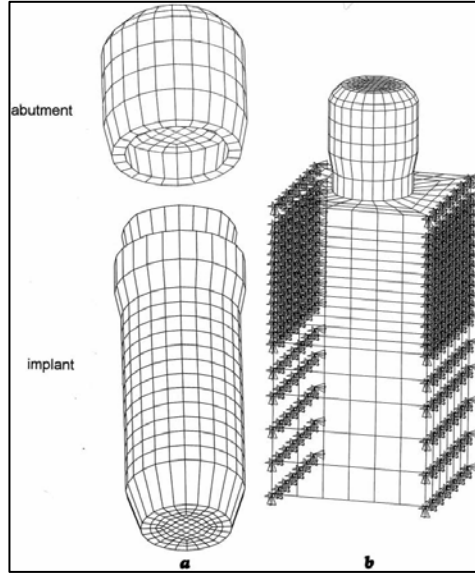
6.4. FEM (Finite Element Method-Sonlu Elemanlar Yöntemi)

Sonlu elemanlar yöntemi son zamanlarda özellikle implantolojide sıklıkla kullanılmaktadır. Bu çalışmalarda özellikle kemik üzerindeki gerilmelerin incelenmesinde çeşitli sonuçlar elde edilmiştir ve sonuçların çeşitliliği yapılan çalışmalarda implantların özelliklerine göre değişim göstermektedir.

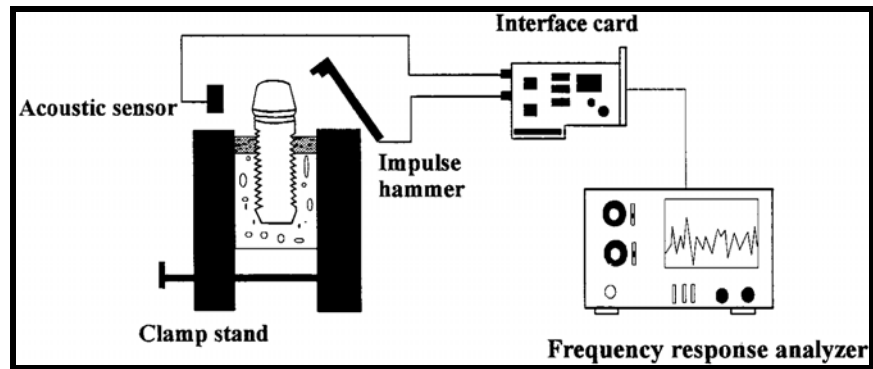
Dental fine test cihazı implant veya dişlerin mobilitesinin ölçülmesi için kullanılan bir cihazdır. Cihaz üzerinde elektronik bir kontrol mekanizmasıyla küçük bir çekiç yardımıyla belirli bir hızlanma ile implant ya da diş üzerine maksimum 10 defa vurularak ortalama değerleri belirtmektedir (**Şekil 6**).

Huang ve ark. (2000), çalışmalarında implantların vibrasyon karşısındaki cevabını non-kontakt model testing metoduyla analiz etmişler. Sonuçta RFA'nın implantların çevre yüksekliği ve kontak sınırıyla lineer bir ilişkide olduğunu göstermişlerdir. İmplant çevresindeki kemiğin kalitesinin RFA'yı etkilediği sonlu eleman metoduyla sayısal olarak değerlendirilmiştir (51) (**Şekil 7**).

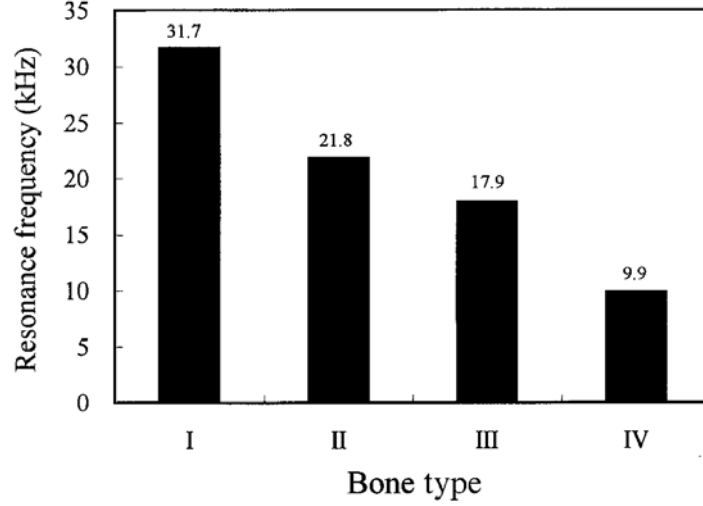
FEM sadece materyallerin geometrik şekillerinin ve özelliklerini örneklemekle kalmayıp implant çevresinin benzer bir kopyasını da deneysel olarak örneklemektedir. Bu çalışmada silindir tipte implantların farklı kemik tiplerindeki vibrasyon cevapları değerlendirilmiştir. Farklı kemik tiplerinde küp şeklindeki kesitler içinde implantlar yerleştirilmiş ve farklı kemik tiplerinde ve densitelerinde RFA incelenmiştir. Sonuçlara göre en yüksek RFA değerleri Tip I kemikte elde edilirken kemik densitesinin azalmasına bağlı olarak Tip III kemikte lineer olarak bir azalma ve Tip IV kemikte ise 4 kat bir azalma kaydedilmiştir (51) (**Grafik 1**).



Şekil 6: 3 boyutlu sonlu eleman modeli



Şekil 7: Huang ve ark. çalışmasındaki RFA ölçümü



Grafik 1: Huang ve ark. çalışmasındaki farklı kemik tiplerinde RFA değerleri

Oal ve ark. (2005), çalışmalarında seçilen implantın çeşitli kalınlık ve uzunluklardaki gerilim dağılımı incelenmişlerdir. Sonuçlar karşılaştırıldığında geniş çaplı implantlarının daha iyi gerilme dağılımına neden olduğu gözlemlenmiştir. Uzunluğun etkisinin, yapısı kısmen daha farklı olan 9 mm uzunluktaki implant dışında 11,13 ve 16 mm implantlar karşılaştırıldığında çok ayırt edici olmadığı gözlenmiştir (60).

Karşılaşılabilecek maksimum yüklerin değerleri değişik yükleme koşulları için farklı olsa da, implant üzerinde yatay yüklerin diğer yüklere kıyasla daha yüksek gerilme yarattığı gözlenmiştir. Kalınlık ve uzunluk arttıkça gerilim dağılımının iyileştiği, implantın kemik ile temasta olduğu yüzeyinde daha düşük gerilmeler oluştuğu; ancak uzunluğun kalınlık kadar fark yaratmadığı gözlenmiştir. Kemikte yaptıkları incelemelerde, farklı elastisite modülüne sahip kemiklerin gerilme değerlerinin farklı olduğu, implant üzerinde farklı gerilmeler yarattığı, ancak implant üzerinde büyük gerilme farkı yaratmadığı rapor etmişlerdir (60).

6.5. Periotest

İmplant stabilitesinin hassas bir şekilde değerlendirilmesi standardize edilememektedir. Klinik ve radyografik gözlemlere dayanarak kullanılan tek yöntem kemiğin değerlendirilmesidir. Son yıllarda implant stabilitesinin ölçülmesinde ve stabilite sorunlarının değerlendirilmesinde Periotest cihazı kullanılmaktadır (**Resim 2**). Buna rağmen pek çok çalışmada Periotest cihazının implant ve kemik yüzeyleri arasındaki bağlantının değerlendirilmesinde ideal bir alet olmadığına işaret edilmiştir. Buna ilave olarak implant kemik yüzeyleri arasındaki minör değişikliklerin hassas olarak değerlendirilmesinde yeterli olmadığı için klinik olarak kullanımı sınırlıdır (51).

Periotest metodu periodontal dokuların fonksiyonun objektif ölçümünü sağlamak için dizayn edilmiştir ve 1986'dan beri dişhekimliğinde kullanılmaktadır. Periotest diş kronuna uygulanan, tekrar eden darbelere karşı oluşan reaksiyonu ölçer (**Resim 3**). Periotest değeri bir dereceye kadar diş mobilitesinin miktarına fakat esas olarak periodonsiyumun yavaşlatıcı (durdurucu) özelliğine bağlıdır ve biyofiziksel bir parametredir. Periodontal dokudaki kemiği içeren hastalık ve/veya fonksiyonel değişiklikler, bölgede radyolojik bulgu olmasa da, büyük bir doğruluk ve hassaslıkla kantitatif olarak kaydedilebilmektedir (61).

İmplant ve kemik yüzeyleri arasındaki yapısal bağlantının belirlenmesi önemlidir. Mobilitenin manuel olarak değerlendirilmesi ve radyografiler implantların takibinde sıklıkla kullanılsa da yüzeyler arasındaki bağlantının tam olarak değerlendirilmesine imkân vermemektedir. İmplantlar yükleri direkt olarak kemiğe iletirken herhangi bir relatif hareket olmaksızın iletmekte ve böylelikle implantlar kemik ankrajına mümkün olduğu kadar olanak sağlamaktadır. Periotest osseointegrasyonunu tamamlamış implantların değerlendirilmesinde kullanılmak üzere periodonsiyumda belirli bir etkiye yanıt olarak bastırma özellikleri kullanılmak üzere öne sürülmüştür (62).

Teerlinck ve ark. (1991), çalışmalarında 30 hastada mandibulaya yerleştirilen implantların bastırma kapasitelerini ve peri-implant dokularını Periotest cihazı yardımıyla değerlendirmişlerdir. Ayrıca mekanik komponentlerin ve fonksiyon gördüğü süreyi de değerlendirmişlerdir (63).

İmplant mobilitesinin implant başarısızlığında bir gösterge olduğu bilinmektedir. Ayrıca implant ve kemik yüzeyleri arasındaki bağlantının yetersiz olması, implant çevresinde radyolüsent görüntü, hafif mobilite implantların fibröz dokuyla iyileştiğini göstermekte ve implantlar kaybedilmektedir (63).

İmplant yerleştirilmesi aşamasında ve protetik bağlantıdan önce iyileşme sürecinde osseointegrasyonun değerlendirilmesi zorunlu hale gelmiştir. Periotest cihazı periodonsiyumun bastırma özelliklerinin değerlendirilmesini, implant ve kemik dokusu arasındaki bağlantıyı ve fibröz enkapsülasyonun oluşumunun değerlendirilmesini sağlamaktadır. Cihaz, implant çevresindeki kemik apozisyonunun objektif olarak ölçülmesini sağlamaktadır. Bu çalışmada periotest ile elde edilen sonuçların kemik içi implantların stabiliteilerinin objektif olarak değerlendirilmesinde kullanılması önerilmektedir (63).

Periotest cihazında implant stabilitesi -8 (rijid integrasyon) ile +50 (non-integrasyon) arasında değerleri arasında ölçülmektedir, ancak farklı durumlarda ve protetik aşamalarda referans değerleri yapılan çalışmalarda rapor edilmiştir (64).

Periotest dişlerin periodonsiyumunun bastırma kapasitesinin değerlendirilmesinde dolayısıyla mobilitesinin ölçülmesi için dizayn edilmiş elektronik bir cihazdır. İmplantların mobiliteilerinin ölçülmesinde de yaygın olarak kullanılmıştır (7,48-50,62).

Olivie ve Aparicio (1990), yaptıkları literatür derlemelesinde pek çok implant sisteminde elde edilen periotest değerlerini belirtmişlerdir. ITI implant sistemi için -5 ile +5 arasında değerleri sunmuşlardır. Kemik dokusuyla çevrelenmiş olan sağlıklı bir implant ile sağlıklı bir dişin periodonsiyumu karşılaştırıldığında sertlik derecesi düşük olan implantlarda daha düşük periotest değerleri elde etmişlerdir (49'dan alınmıştır).

Derhami ve ark. (1995), kraniofasiyal implantların mobiliteilerinin ölçülmesini değerlendirdikleri çalışmalarında Periotest değerlerinin güvenilir sonuçlarını belirtmişler; fakat abutment üzerindeki vertikal ölçüm noktası, el aletinin açılması ve implanta olan horizontal uzaklığı gibi pek çok değişkenin ölçülen değerleri etkileyebileceğini de bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada implant stabilitesi in

vivo ve in vitro olarak Periotest değerleriyle ölçülmüş ve periotestin kontakt süresini değerlendirmişlerdir. Ayrıca cihazın açıldırılması, kontakt noktası, abutment yüksekliği gibi pek çok önemli değişkenin ölçülen değerleri ve tekniğin doğruluğunu etkileyebileceğini belirtmişlerdir (49'dan alınmıştır).

Truhlar ve ark. (1997), kemik kalitesi Tip I ve Tip IV arasında değişen ve osseointegrasyonu tamamlanmış 2212 implantın ortalama Periotest değerini 2 olarak rapor etmişlerdir (49'dan alınmıştır). Periotestin implant stabilitesinin klinik olarak değerlendirilmesinde çözünürlüğünün yetersiz olması, hassasiyetinin zayıf olması ve ölçüm yapan kişiye bağlı olarak değişkenlik göstermesi nedeniyle kullanımını sınırlıdır (48,49,62).

Meredith ve ark. (1998), Periotest değerlerinin güvenilirliğinde cihaza bağlı olan el aletinin implant kontakt noktasının yüksekliği, abutment yüksekliği, implanta çarpma yüksekliği ile kontakt süresinin etkilerini in vivo ve in vitro olarak araştırmışlardır. Çalışmalarının sonuçlarında kontakt süresi ile Periotest değerleri arasında lineer bir ilişki olduğunu, cihazın implanta uzaklığı ve kontakt noktasının yüksekliği, aletin açıldırılması gibi pek çok değişkendenden etkilendiğini ve implant stabilitesinin ölçümünde klinik olarak kullanımını sınırlı olduğunu belirtmişlerdir (48).



Resim 2: Periotest cihazı



Resim 3: Periotest cihazının uygulanması

6.6. Rezonans frekans analizi (RFA)

Son yıllarda kemik içi implantların diş eksikliğinde kullanılması yaygın bir uygulama alanı bulmaktadır. Osseointegrasyon terimi ise implant ve canlı kemik yüzeyi arasındaki yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanmaktadır. İmplant uygulamasının ardından kemik formasyonu iyileşmenin olduğu ve implant yüzeyi ile kemik arasındaki yüzeyde tam bir bağlantı histolojik olarak kanıtlanmıştır.

Klinik olarak implantlar travma, enfeksiyon, aşırı yüklenme gibi pek çok nedenle başarısız olabilmektedir. Başarısızlık mobilite artışında, implant çevresinde marjinal kemik yüksekliğindeki azalmayla gösterilmektedir. İmplant-doku yüzeyi arasındaki bağlantının niteliğini gösteren invaziv olmayan tek yöntem ise radyografilerdir (46).

İmplant stabilitesinin ve osseointegrasyonun klinik olarak ölçülmesi başarıya ulaşmak için önemlidir ve bugün için hala ampirik ve doğal olarak subjektiftir. İmplantın primer stabilitesi mobilitenin olmamasına, kemik kalitesine göre cerrahın deneyimlerine göre değerlendirilmekteydi. Daha objektif bir metot ise Joanson & Strid (1994) tarafından implant yerleştirilmesi esnasındaki kesme rezistansına göre ölçüm yapılarak geliştirilmiştir. Tekniğin güvenilirliği ve kesme rezistansı ile kemik kalitesi arasındaki ilişki Friberg ve ark. tarafından araştırılmıştır (43'den alınmıştır).

İmplant ve kemik yüzeylerindeki iyileşmenin ve kemik formasyonu sonrasında, stabilitenin ya da osteointegrasyonun derecesi genellikle implanta ayna gibi künt bir aletle perküsyonla değerlendirilmekteydi. Her ne kadar klinik olarak pratikte sıklıkla kullanılsa da literatürde bu konsepti destekleyen çok az kanıt bulunmaktadır. İmplant stabilitesinin ölçülmesi için kantitatif bir metoda ihtiyaç duyulmaktadır (47).

İmplant stabilitesinin ölçülmesinde invaziv olmayan bir teknik Meredith ve ark.(1996) tarafından tanımlanmıştır. Bu teknik esas olarak implant ya da abutment üzerine yerleştirilebilen küçük bir dönüştürücünün rezonans frekansını ölçmektedir. Kemik içindeki implantın iyileşme sırasında sertliğinin izlenmesi ve marjinal kemik seviyesinin ölçülmesi önerilmektedir (46).

Meredith ve ark.'nın çalışmalarında paslanmaz çelikten ya da saf titanyumdan yapılan ve 2 piezoseramik parça içeren bir dönüştürücü implant üzerine sabitlenmiştir.

Dönüştürücü üzerindeki piezo parçaya sinüsoidal sinyal gönderilerek titreşim yapması sağlanır ve ikinci parça ile titreşimin frekansı ölçülür (46,51).

Meredith ve ark. yaptıkları çalışmada farklı uzunlukta (7, 8.5, 10, 15, 18, 20 mm) ve 3,75 mm çapındaki implantlar alüminyum blok içerisine monte edilmiş ve üst yapıları farklı yükseklikte açıkta bırakılmıştır (0, 1, 2, 3, 5mm). Rezonans frekans ölçümlerinin tekrarlanabilirliği blok içindeki 3 implantın yerleri 5 kez değiştirilerek yapılmıştır. Rezonans frekansın vidanın sert olarak sıkılıp sıkılmadığından etkilenebileceği göz önünde alınmış ve torka bağlı olup olmadığı ise elektronik tork aleti ile farklı torklarda (10, 20, 32 ve 45 Ncm) sıklıkla değerlendirilmiştir (46).

Dönüştürücünün hassasiyetinin sertliğe bağlı değişimleri ise 15 mm uzunluğunda ve 3.75 mm çapındaki implantın çelik blokta açılan 5 mm'lik delik içerisindeki polimerizan akrilik içerisine yerleştirilmesiyle gözlemlenmiştir. Rezin implant çevresinde polimerize olurken her 30 sn'de bir ölçüm yapılmıştır (46).

Klinik olarak uygulanabilirliği dönüştürücülerin titanyum implantlara uygulanmasıyla değerlendirilmiştir. Üç yıl öncesinde 4 adet 15 mm uzunluğunda 3,75 mm çapında implantları bulunan ve implant destekli protez kullanan hastaya 20 Ncm tork ile dönüştürücüler uygulanmış ve rezonans frekans sonuçları kaydedilmiştir. Ölçümler üst yapı çıkartıldıktan sonra standart abutmentler üzerinde kolaylıkla dönüştürücüler yerleştirilerek yapılmıştır. Hastadan alınan ölçümlerde 6883Hz, 6833Hz, 6791Hz, 6948Hz rezonans frekans değerleri elde edilmiştir (46).

Çalışmanın sonuçlarına göre alüminyum bloklar içerisine yerleştirilen implantlar üzerine yerleştirilen dönüştürücüler 5-15KHz arasında değişen rezonanslarda frekans göstermekteydi.

RFA, temel vibrasyon teorisine göre yapılan bir dönüştürücüdür. Cihazın ilk versiyolarında cihaza L şeklinde, iki piezoseramik enstrüman bağlanmış bir dönüştürücü implant üzerinde sabitlenmekte ve devamlı formlarda 5-15 kHz arasında bir frekanslı titreşimle dalgalanmaktadır. Alınan cevabı değerlendiren frekans analizörü bilgisayara bağlanarak program aracılığıyla gelen sinyallerin amplitüdü ve fazındaki değişiklikler frekans (Hz)- amplitüd (V) grafiği ile değerlendirilmekte ve buna göre implantın stabilitesi belirlenmektedir (15,58).

RFA deęerinin 5000 Hz olduęunda primer stabilitenin elde edilmedięi ya da integrasyon geliřmedięi dūřunūlrken, 15000 Hz deęerinde ise yūkssek stabilite deęeri ve rijid bir integrasyon geliřtięi varsayılmaktadır (64).

RFA vibrasyon uygulanan materyallerin densitesinde ve sertliğinin belirlenmesinde önemli bir parametredir. İmplantın çevresindeki koşulların değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. RFA tekniği non-invaziv ve zararsız bir tekniktir. Bu yūzden biyomedikal araştırmalarda kemik densitesinin değerlendirilmesinde, uzun kemiklerin eklemlerinin incelenmesinde ve ortopedik implantların stabilitesinin ölçülmesinde geniş bir kullanım alanı bulmaktadır. Vibrasyon teorisinin oral rehabilitasyonda, periodontal ligamanların ve dental implantların stabilitelelerinin değerlendirilmesinde uygun bir yöntem olduğu ispatlanmıştır (51).

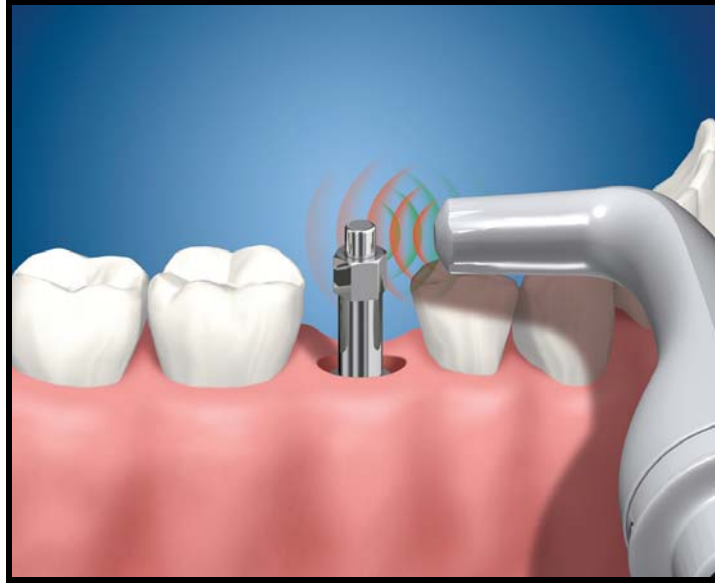
Cihaz, implant ile kemik arasında baęlantıyı rezonans ile deęerlendirmektedir. Frekansın en yūkssek amplitūdu cihaz tarafından (implant stability quotient) ISQ skoruna (deęeri) dōnūřtūrūlr ve skalada 0 ile 100 arasında bir deęer verilir. Üretici firmaya göre rezonans frekansı ile ISQ deęeri arasında lineer bir iliřki bulunmaktadır. ISQ deęerinde 1 birimlik artıř rezonansta 50 Hz'lik bir artıřa denk gelmektedir. ISQ deęerlerini birleřtirmek için dōnūřtūrūlcūnün kalibrasyon deęerleri göz önüne alınmalıdır. Bu nedenle ilk yapılan çalıřmalarda elde edilen deęerlerle ISQ deęerinin karřılařtırılmaması gerekmektedir. Rezonans frekansta kemik içindeki implant ankrajının yansıdıęı varsayılmaktadır (50,56,65-69).

Rezonans frekans analizleri implant kemik arasındaki sertlięin deęiřimlerinde ve ūst yapı ūzerinden in vitro ve in vivo olarak bařarılı bir řekilde kullanılabileceęi gōsterilmiřtir (46).

RFA teknięi Osstell cihazı ile kullanılmaya bařlanmıřtır (**Resim 4 ve 5**). Bu teknięin özellięi, implant ūzerine yerleřtirilen dōnūřtūrūlcū (Smartpeg) sayesinde rezonans frekansın ölçülmesidir (**Resim 6, řekil 8**).



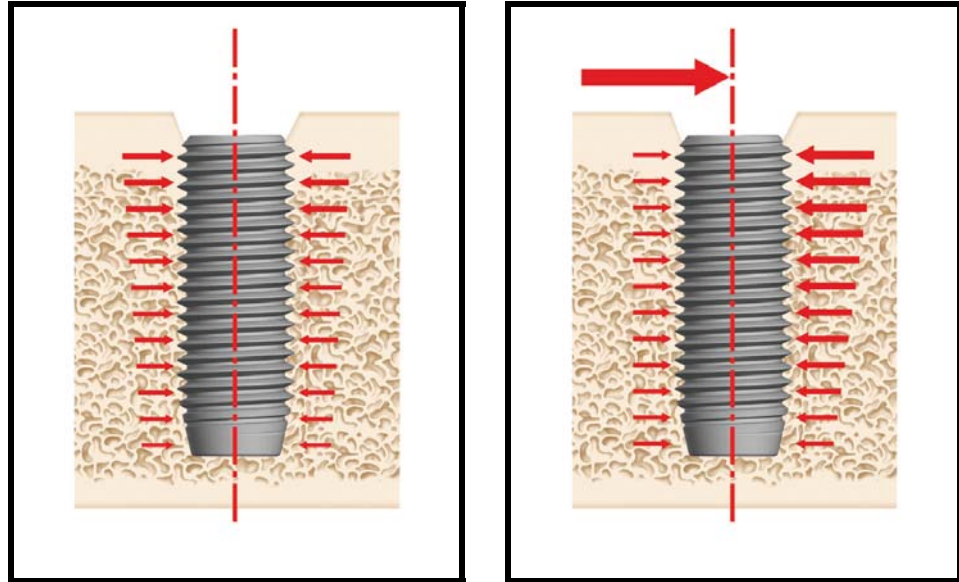
Resim 4: Osstell cihazı



Resim 5: Osstell cihazı ile RFA ölçümü



Resim 6: İmplant üzerine yerleştirilen donüştürücü (Smartpeg)

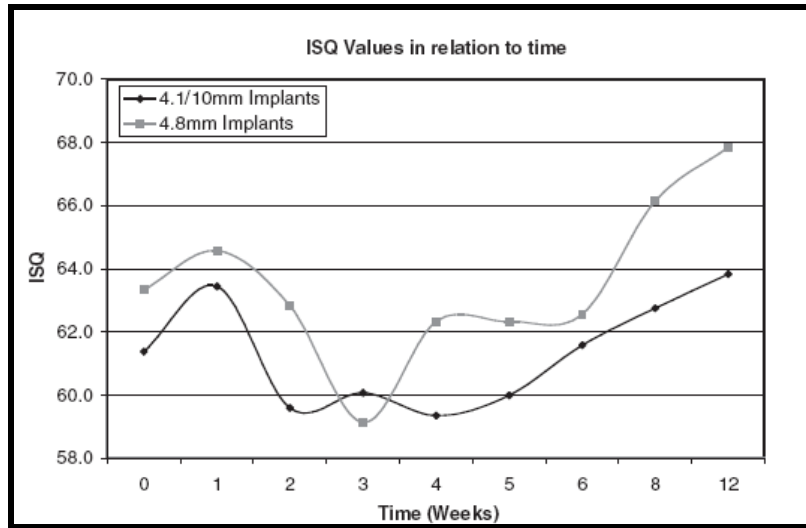


Şekil 8: İmplantta rezonans frekans gönderilmesi

Yapılan bir çalışmada 9 hastada 4,1 mm çapında 10 mm uzunluğunda 9 implant, 4 hastada 4,8 mm çapında 10 mm uzunluğundaki implantlar uygulanmıştır. Postoperatif 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8 ve 12 haftalarda osstell cihazı kullanılarak RFA ölçümleri değerlendirilmiştir. İmplant uygulaması sırasında kemik kalitesi de (Lekholm & Zarb 1985) değerlendirilmiştir (70).

Standart 4,1 mm çapındaki implantlar için ISQ değerleri ortalama $61,4 \pm 6,1$ (55-74) olarak ölçülmüştür. İmplant uygulaması sırasında 45 olarak ölçülen bir implantın ISQ değeri 1. Haftada 69, 2. Haftada 68 olarak ölçülmüş, 3. Haftada ISQ değeri 71 olarak ölçülmesine rağmen kaybedilmiştir. Kemik kalitesi ise (Lekholm&Zarb 1985) Tip I ve III olarak sınıflandırılmıştır (70).

Standart 4,8 mm genişliğindeki implantlar için RFA değerleri ortalama $63,3 \pm 4,6$ ölçülmüştür. Bu çalışmadaki ISQ değerlerinin zamana göre değişimleri Grafik 2'de gösterilmiştir.



Grafik 2: Huwiler ve ark. çalışmasındaki farklı genişlikteki implantların ISQ değerlerinin zamana göre değişimi

İmplant uygulaması ve 12. haftaya kadar olan iyileşme döneminde ISQ değerleri farklılık göstermiştir. Farklı zamanlarda yapılan ölçümlerde her iki implant uzunluğunda da 1. haftada hafif bir artma sonrasında 2-4 haftalarda hafif bir azalma gözlemlenmiştir. Bu süreçten sonra implant uygulaması sırasındaki değerlere ve üzerindeki değerlere ulaşılmıştır. 1. haftadan sonra ISQ değerlerindeki azalmanın nedeni ise iyileşmenin erken dönemlerinde mekanik stabilitenin azalması olarak düşünülmektedir. Çalışmanın sonuçlarında 57 ile 70 arasında değişen ISQ değerleri iyileşme sürecindeki implantların stabilitesini göstermektedir. Üçüncü haftada kaybedilen bir implanta dayanarak ISQ değerindeki 20 birimden fazla ani ve belirgin bir azalmanın stabilite kaybının sebebi olabileceği düşünülmektedir. Bu nedenle RFA ölçümüne dayanarak implant stabilite kaybı için tahmini bir değer bulunmamaktadır. İmplant stabilitesinin monitorize edilmesinde RFA'nın rutin kullanımdaki geçerliliği zamanla tartışılmalıdır (70).

RFA klinik olarak implant stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılan implant kemik bağlantısını gösteren invaziv olmayan bir tekniktir (46,49). İmplant stabilitesinin kontrol edilmesinde, tekrarlanabilirliği ve sağlıklı sonuçları nedeniyle diğer yöntemlerin yerini almaktadır (64,65).

RFA implant stabilitesindeki hassas değişikliklerin değerlendirilmesinde güvenebilirliği kanıtlanmıştır ve greft uygulanan bölgelerde kemik içersine yerleştirilen implantlarla ilgili çalışmalarda faydalı olduğu belirtilmiştir bir yöntemdir. Günümüzde greft uygulanan kemik içine yerleştirilen implantların normal kemik dokusu içine yerleştirilen implantlar kadar stabil olup olmadığı bilinmemektedir.

Bischof ve ark. (2004), ITI implantları kullanarak IL (hemen yükleme) ve DL (geç yükleme) protokolünün implant stabilitesi üzerine etkilerini ISQ değerleriyle karşılaştırmışlardır (56).

DL grubunda 18 hastaya maksillada 23, mandibulada 20 olmak üzere toplam 43 implant yerleştirilirken IL grupta ise maksillada 38 ve mandibulada 25 olmak üzere toplam 63 implant yerleştirilmiştir ve operasyondan 2 gün sonra implantlar yüklenmiştir. Cerrahi işlem sırasında implant bölgeleri Lekholm & Zarb sınıflamasına göre Tip I (%7,6) ve Tip II (%61,3) ve Tip III (%31,3) olarak sınıflandırılmıştır ve Tip

IV kemik yapısına sahip olanlar çalışmaya dahil edilmemiştir. ISQ değerleri Osstell cihazı kullanılarak 1, 2, 4, 6, 8, 10 ve 12. haftalarda kayıt edilmiştir. İmplant yerleştirilmesi sırasında alınan değerler ISQi 1, 2, 4, 6, 8, 10, 12. haftalarda alınan değerler ISQf ve 12. haftada alınan son ölçüm değerleri ise ISQd olarak kayıt edilmiştir.

Ortalama ISQi değerleri DL grubunda $56,8 \pm 6,6$ IL grubunda $57,2 \pm 7,0$ olarak kayıt edilmiştir. DL ve IL implantlar için maksillada ya da mandibuladaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. ISQi değerleri mandibulada $59,8 \pm 6,7$ maksillada ise $55,0 \pm 6,8$ olarak kayıt edilmiş ve çeneler arasındaki fark ise anlamlı bulunmuştur. İmplant lokalizasyonları stabiliteyi etkilemezken, kemik kalitesine bağlı olarak stabilite Tip I kemikte yüksek bulunurken Tip III kemikte ise düşük bulunmuştur.

On iki haftalık period sonrasında ISQf implant stabiliteyi DL grubunda $60,3 \pm 4,8$ IL grubunda $60,3 \pm 6,8$ olarak ve maksillada $63,9 \pm 6,0$ mandibulada ise $57,9 \pm 6,0$ olarak ölçülmüştür. On iki haftalık süreden sonra kemik tipi implant stabilitesini etkilememiştir.

İmplantların primer stabiliteyi çenelere ve kemik tiplerine göre farklılık göstermiştir. ISQ değeri mandibulada ortalama $59,8 \pm 6,7$ maksillada ise $55,0 \pm 7,8$ olarak kaydedilmiştir. ISQ değeri tip I kemikte $62,8 \pm 7,2$ olarak kaydedilirken Tip III kemikte $56,0 \pm 7,8$ olarak kayıt edilmiştir. İmplant konumu, uzunluğu, çapı ve estetik olarak kemik içinde gömülmesi primer stabiliteyi etkilememiştir. Üç aylık iyileşme periyodu sonrası elde edilen stabilite mandibulada maksillaya göre daha fazladır ve RFA iyileşme sonrası IL ve DL grupları arasında implant stabiliteyi göre bir farklılık göstermemektedir. İmplantların stabiliteyi 4-6 haftalık süreçte sabit ya da biraz artış gösterirken daha sonrasında belirgin bir şekilde artış göstermiştir. Her iki grupta da 8 mm uzunluğunda ve Tip III kemiğe yerleştirilen birer implant başarısız olmuştur. Bir yıl sonraki kontrollerde başarı oranı IL grubunda %98,4 DL grubunda ise %97,7 olarak değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre her iki grupta da 3 aylık iyileşme sürecinde implant stabiliteyi arasında bir fark gözlenmemiştir. IL olarak posterior bölgede kısa köprülerde ve maksillanın full arkının ITI implantlarla rehabilitasyonunun kabul edilebilir bir tedavi olduğu gözlemlenmiştir.

ISQi değerleri IL ve DL grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. İmplantın primer stabilitesini etkileyebilecek faktörler maksillada ya da mandibulada olması, lokalizasyon, kemik tipi, implantın çapı, implant uzunluğuyla birlikte implantın derinliği (standart ya da estetik) gibi değişkenler değerlendirilmiştir. Sadece implantın yerleştirdiği çene ve kemik tipinin primer stabiliteyi etkilediği saptanmıştır.

Mandibulaya yerleştirdilen implantların maksillaya yerleştirdilenlerden ve Tip I kemiğe yerleştirdilenlerin Tip III kemiğe yerleştirdilenlerden daha stabil olduğu gösterilmiştir. Posterior bölgelere yerleştirdilen implantların kemik kalitesine ve yerleştirme sonrası stabilite değerlerinin daha zayıf olduğu ve bunun da anterior bölgeyle karşılaştırıldığında daha düşük başarı oranları elde edilmesini açıklamaktadır. ISQi değerleri her iki çenede de posterior bölgede daha düşüktür ancak fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Pek çok araştırmacı primer stabilitenin yüksek olması için geniş çaplı implantların kullanılmasının kortikal kemik ve implant yüzeyi bağlantısını artırması nedeniyle primer stabilitenin artacağını önermektedirler. Bununla birlikte RFA değeri geniş çaplı implantların daha stabil olduğunu klinik olarak doğrulamamaktadır. RFA' nın kemik seviyesinin üzerindeki implantın uzunluğuyla bağlantılı olduğu işaret edilmektedir ve teknikteki küçük varyasyonların belirlenmesinde implant-kemik temasının olduğu en üst nokta ve dönüştürücünün seviyesi değerlendirilmiştir. Estetik implantların standart implantlara göre kemik seviyesinden 1 mm daha kemik içine gömülmesinin yüksek ISQi değerleri göstermesi beklenirken yine gruplar arasında bir fark bulunmamaktadır (56).

İmplantların başarısızlık oranının yüksek olmasında düşük kemik yoğunluğu ve kemik miktarının yetersizliği sıklıkla göze çarpmaktadır. Düşük kemik yoğunluğu ve zayıf kemik kalitesi mandibulayla karşılaştırıldığında maksillada daha yüksek oranda implant kayıpları olmaktadır. İmplant tedavisinde kemik yoğunluğunun önemli bir etkisi olmakta ve çenelerin farklı bölgelerinde kemik densitesi tomografilerle preoperatif olarak belirlenmektedir.

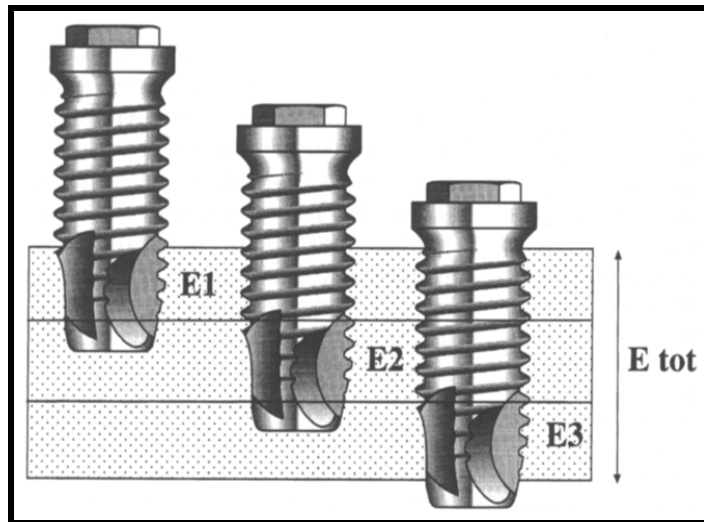
Kemik yoğunluğunun belirlenmesi implant kavimleri düşük hızlarda hazırlanırken kemiğin yoğunluğu ve sertliği Johanson & Strid (1994) tarafından tanımlanmıştır (68'den alınmıştır). Kesme direnci ölçümü daha sonra Friberg ve ark. tarafından

araştırılmış ve tekniğin güvenilir ve klinikte uygulanabilir olduğunu rapor edilmiştir (68).

Düşük kemik yoğunluğuna sahip çene kemiklerine yerleştirilen implantların yetersiz sert doku desteğine bağlı olarak implant stabilitesi azalmakta ve iyileşmenin erken dönemlerinde yetersiz integrasyon oluşmasına neden olmaktadır. İmplant çevresinde daha fazla miktarda kemik oluşumunun artırılması için Johanson & Albertsson yaptıkları hayvan çalışmalarında cerrahi işlem sonrası iyileşme sürecinin uzatılmasını önermektedirler (68).

Friberg ve ark. yaptıkları çalışmalarında maksillaya yerleştirilen implantların kesme torku ve RFA değerlerini ve bu iki teknik arasındaki korelasyonu değerlendirmişlerdir (68).

Kesme torku değerleri implant yerleştirilmesi sırasında implant üzerinde yerleştirilen tork kontrol cihazı kullanılarak ölçülmüştür. Maksilla kesiciler bölgesine 16, kanin bölgesine 16 ve premolar bölgesine 17 implant yerleştirilmiştir. Kümülatif tork değerleri alveolar kretin 1/3 üst noktası E1, 1/3 orta bölgesi E2 ve apikal 1/3 noktası E3 arasında ölçülmüştür ve tüm bölgeler E-total olarak kaydedilmiştir (Şekil 9).



Şekil 9: Friberg ve ark. çalışmasında kemik içerisine yerleştirilen implantların tork değerlerinin kemik içindeki seviyesi

RFA değerleri implantlar yerleştirildikten sonra ve altı aylık iyileşme periodu sonrasında standart 4 mm abutmentler yerleştirilerek ölçülmüştür. İmplant ve kemik arasındaki sertlik derecesine bağlı olarak kemik formasyonu ve maturasyonuna bağlı olarak farklılık göstermektedir.

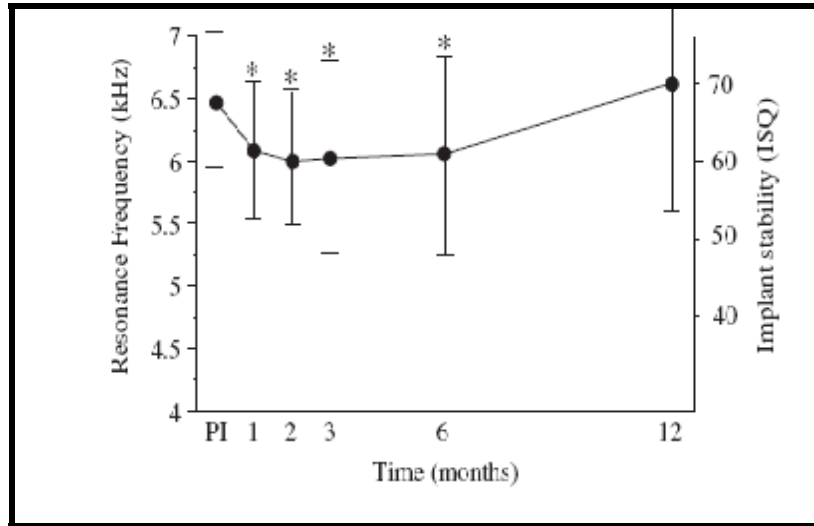
Çalışmada maksiller kemik içerisine yerleştirilen implantların RFA ile ölçülen stabilite değerleri zaman içerisinde artmaktadır. RFA implant doku arasındaki sertliğin ölçülmesinde ve implant üzerine yerleştirilen dönüştürücü ile kemik arasındaki ilk kontakt mesafesi değerlendirilmektedir. Böylece yüzeyler arasındaki bağlantı oranına abutment yüksekliğine ve marjinal kemiğin rezorpsiyonuna bağlı olarak RFA etkilenmektedir. Abutment yerleştirilmesi aşamasında RFA değerleri marjinal kemik seviyesindeki minor değişiklikleri göstermektedir. Fonksiyonel yüklemekten bir yıl sonrasında marjinal kemikte yaklaşık 1mm'lik rezorpsiyon beklenmekte ve RFA değerleri üzerinde önemli bir etkiye sahip olmaktadır. Dönüştürücü ve kemik yüzeyi arasındaki yüksekliğin 1mm' den fazla olması RFA değerlerinin azalmasına neden olurken, implant yerleştirilmesinden sonra protetik aşamada abutmentler yerleştirildiğinde ortalama değerler önemli oranda artmaktadır.

Bu çalışmada kesme torku ve RFA arasındaki ilişki belirtilmiştir. Kesme torku ve RFA arasındaki korelasyon anlamlı ölçüde E1 seviyesinde gözlemlenmiştir. İmplant stabilitesininin değerlendirilmesinde marjinal kemik densitesinin RFA değerine olan etkisinin önemli olduğu ve E1 değerinin alveoler kretin 1/3 üst seviyesinde bulunduğu vurgulanmıştır. Bu sonuç aynı zamanda uniform bir şekilde kemik yapısına sahip marjinal kemik içerisine yerleştirilen kısa ve uzun implantların aynı RFA değerlerine sahip olmasını da açıklamaktadır. Düşük yoğunluktaki kemik içerisinde yerleştirilen implantların implant yerleştirilmesi aşamasında düşük olan kesme torku ve RFA değerleri iki aşamalı prosedür izlendiğinde osteogenezis oluşmakta ve implant kemik yüzeyi arasındaki bağlantı artarak RFA değerleri daha yüksek çıkmaktadır. Zaman içerisinde implant stabilitesinde artış gözlemlenmektedir ve düşük kemik yoğunluğuna sahip bölgelere yerleştirilen implantların iyileşme periodunun uzatılması önerilmektedir.

Glauser ve ark. yaptıkları çalışmalarında erken ya da immediat yükleme yapılan 23 hastada 1 yıllık sürede implant stabilitelelerini değerlendirmek amacıyla RFA ölçümleri tekrarlamış ve implant kaybına neden olabilecek değişiklikleri incelenmişlerdir. Yirmi üç hastada 30 tanesi taze çekim soketine olmak üzere 81 adet implant yerleştirilmiştir. Klinik ve radyografik değerlendirmelerden sonra RFA ölçümleri implant yerleştirildiğinde, protetik aşamada ve protez bağlandıktan sonra 1., 3., 6. ve 12. aylarda yapılmıştır (69).

İmplantların primer stabilite ortalama ISQ değerleri 68 olarak elde edilmiştir. Ortalama ISQ değerleri ilk 2 ayda ortalama 60 olarak bulunmuş ve daha sonra protetik aşamada (12. ayda) en yüksek değerine ulaşmıştır. Kaybedilen implantların stabilite değerleri diğerlerine göre belirgin bir farklılık göstermektedir.

Kaybedilen implantların RFA değerleri birinci ayın sonunda önemli oranda azalmıştır. Bu sonuç 1. ayda implant başarısızlığının RFA ile klinik olarak teşhis edilmesinden önce belirlenebileceğini göstermektedir (Grafik 3).

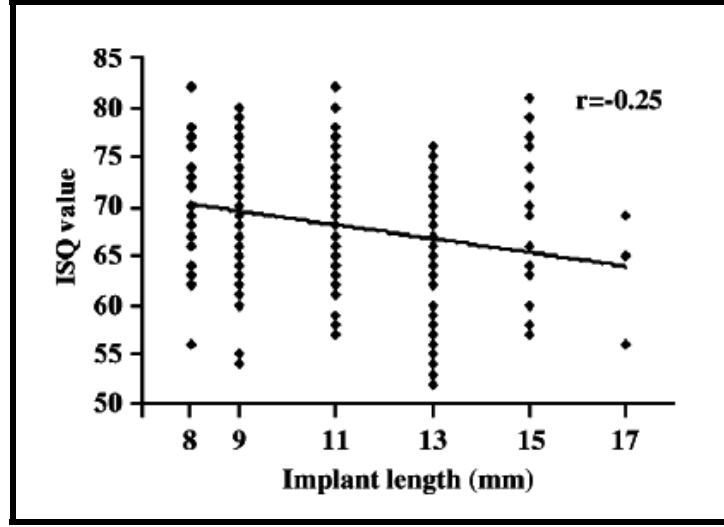


Grafik 3: Glauser ve ark. çalışmalarındaki ISQ değerlerinin zamana göre değişimi

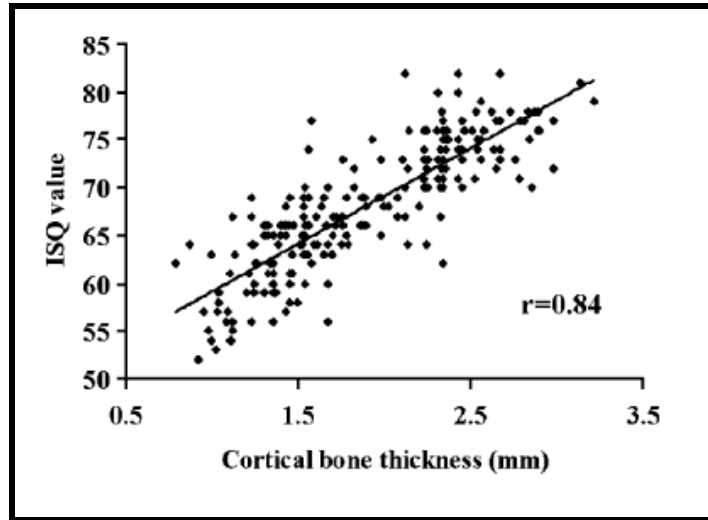
Sennerby & Meredith (2002), primer stabilite için ISQ değerleri $\geq 60-65$ olan implantların erken yüklenebileceğini ve ISQ değerleri ≤ 40 olanlar için iki aşamalı implantların başarısızlık ihtimalinin artabileceğini rapor etmişlerdir (69'dan alınmıştır).

Primer stabilite kemik yoğunluğu, implant dizaynı ve cerrahi tekniğe bağlı olarak değerlendirilmektedir. Jaffin & Berman (1991) çalışmalarında düşük kemik yoğunluğuna sahip bölgelere yerleştirilen implantlarda başarısızlık oranının daha fazla olduğunu rapor etmişler ve primer stabilitenin klinik olarak önemini belirtmişlerdir (6,82). Buna rağmen son yıllarda yapılan çalışmalarda düşük yoğunluktaki kemiğe yerleştirilen implantlarda da başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Primer stabilitenin sağlanması için cerrahi tekniğin modifiye edilmesi, frez çaplarının azaltılması, self-tapping implantların kullanılması, daha geniş çaplı implantlar ve yivli implantların kullanılması önerilmektedir.

Miyamoto ve ark. (2005), çalışmalarında kortikal kemik kalınlığı ve implant uzunluğunun implant stabilitesine olan etkilerini değerlendirmişlerdir. Maksillaya 98 mandibulaya 127 adet implant uygulamışlardır. Kortikal kemik kalınlığını CT yardımıyla değerlendirmişler ve ortalama kortikal kemik kalınlığını $1,9 \pm 0,56$ mm olarak ölçmüşlerdir. Kortikal kemik kalınlığı mandibulada $2,22 \pm 0,47$ mm, maksillada ise ortalama $1,49 \pm 0,34$ mm olarak belirlenmiştir. Yerleştirilen toplam 225 adet implantın ortalama ISQ değerleri ise $68,2 \pm 6,6$ olarak ölçülmüştür. Mandibulada elde edilen ISQ değerleri $71,7 \pm 5,23$ maksillada ise $63,5 \pm 5,23$ olarak ölçülmüştür. İmplant yerleştirilmesi sırasında implant uzunluğu ve kortikal kemik kalınlığı ile ISQ değerleri arasındaki ilişki Grafik 4 ve 5'te gösterilmiştir (82).



Grafik 4: Miyamoto ve ark. çalışmasında implant uzunluğu ve ISQ değerleri arasındaki ilişki



Grafik 5: Miyamoto ve ark. çalışmasında kortikal kemik kalınlığı ve ISQ değerleri arasındaki ilişki

Çalışmanın sonuçlarına göre implant uzunluğu ile ISQ değerleri arasında negatif bir korelasyon bulunurken kortikal kemik kalınlığı ile ISQ değerleri arasında pozitif bir korelasyon bulunmuştur. İmplant yerleştirilmesi aşamasında implantın primer stabilitesini kortikal kemik kalınlığının implant uzunluğundan daha fazla etkilediği rapor edilmiştir. Kortikal kemik ve kansellöz kemik oranının implantın primer stabilitesini etkilediği ve kemik kalitesinin implant başarısındaki önemi belirtilmiştir (82).

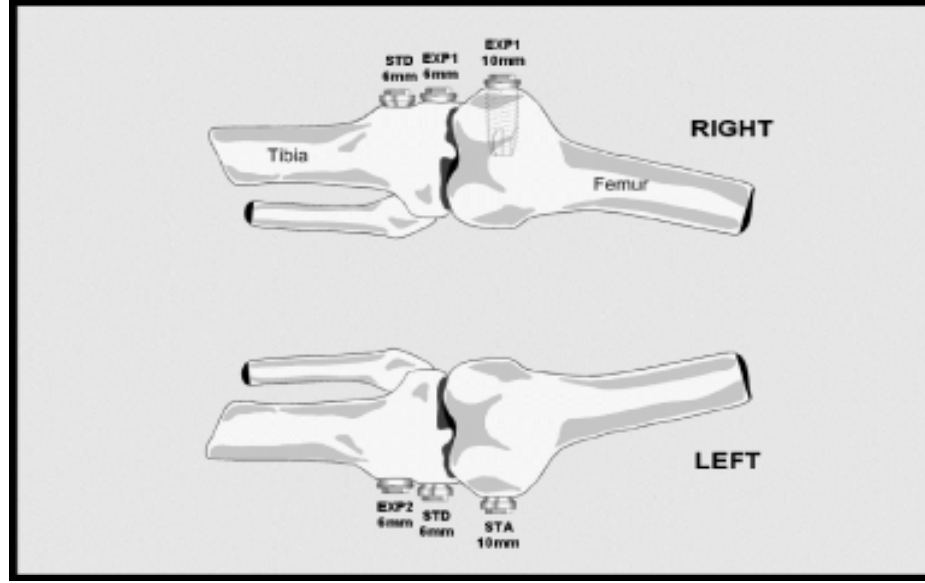
Niimi ve ark. (1997), yaptıkları kadavra çalışmalarında implantların primer stabilitelelerinin değerlendirmek için yerleştirme sonrasında yerinden çıkarma torkunu kullanmışlardır. Çalışmalarında fibula, iliak kemik ve skapulaya yerleştirilen implantlarda kortikal kemik kalınlığı ile yerinden çıkarma tork değerleri arasında anlamlı bir fark bulunduğunu, fakat kemik kalitesi ile yerinden çıkarma tork değerleri arasında bir fark bulunmadığını rapor etmişlerdir (53'ten alınmıştır).

Akkocaoğlu ve ark. (2007), kadavra çalışmalarında bilateral olarak fibulaya, iliak kemiğe ve skapulaya yerleştirilen implantların primer stabilitelelerini karşılaştırmışlardır. Çalışmada 4 adet kadavraya bilateral olarak 4,1 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki ITI implantlar yerleştirilmiştir. Primer stabilitenin değerlendirilmesinde RFA ve yerleştirme torku (ITV) ve hareket torku (removal torque) değerlerini kullanmışlardır. Çalışmada ölçümler sonucunda elde edilen sonuçlar **Tablo 1**'de gösterilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre ISQ değerleri arasında bir fark oluşmamışken yerleştirme torku ve yerinden çıkarma tork ile kortikal kemik kalınlığının fibulada diğer bölgelere göre daha yüksek bulunmuştur. Kortikal kemiğin elastisite modülü trabeküler kemikten yaklaşık olarak 13 kat daha fazladır ve implant stabilitesini önemli oranda artırmaktadır. İmplant çevresindeki kemik kalitesinin ve yoğunluğunun skapulada ve iliak kemikte daha fazla olmasına rağmen, fibulaya yerleştirilen implantların mekanik stabilitesi diğer bölgelere yerleştirilen implantlardan daha yüksek elde edilmiştir. İmplantların primer stabilitesinin değerlendirilmesinde kemik kalitesinin ve yoğunluğunun yanında kortikal kemik kalınlığı ve makro yapısıyla da ilişkisi olduğu belirtilmiştir (71).

Tablo 1: Akkocaoğlu ve ark. çalışmasındaki ISQ ve yerleştirme tork değerleri

	FİBULA	SKAPULA	İLİAK KEMİK
ISQ	59,25	58,38	60,75
ITV (yerleştirme tork değeri)	36,46	18,41	19,21
Kortikal kemik kalınlığı(mm)	1,9	0,6	0,6
Trabeküler kemik kalınlığı(mm)	8,1	9,5	9,5

O'sullivan ve ark. (2004), konik formdaki implantların primer ve sekonder stabilite üzerindeki mekanik performansını değerlendirdikleri çalışmalarında 1° ve 2°'lik konik açığa sahip implantlarla standart implantları karşılaştırmışlardır. On mm uzunluğundaki ve (EXP1) 1° açığa sahip implantları tavşanların femur kondiline, 6 mm uzunluğundaki 1° ve (EXP2) 2° açığa sahip implantları ise tibia metafizine, kontrol grubunda ise 4 mm uzunluğundaki standart silindirik formdaki implantları yerleştirmişlerdir. İmplantların dağılımı Şekil 10'daki gibidir. İmplant yerleştirilmesi sırasında RFA değerleri ve yerleştirme tork değerleri kayıt edilmiştir. Post-operatif 6. haftada hayvanlar sakrifiye edilmiştir. RFA ölçümlerinde femura yerleştirilen 10 mm uzunluğundaki EXP1 implantlarla tibiaya yerleştirilen 6 mm uzunluğundaki EXP2 implantlar ve kontrol grubu arasında bir fark görülmüştür. Tibiaya yerleştirilen 6 mm uzunluğundaki EXP1 ve 4 mm uzunluğundaki kontrol grubundaki implantlar arasında istatistiksel olarak bir fark gözlemlenmiştir. Yerleştirme tork değerleri arasında ise EXP2 implantlarla kontrol grubu arasında bir fark görülmemiştir. Femura yerleştirilen EXP1 implantlarla kontrol grubu arasında ise daha yüksek yerleştirme tork değerleri ölçülmüştür. Diğerleri arasında ise bir fark görülmemiştir (54).



Şekil 10: O'sullivan ve ark. çalışmasında tavşanların tibia ve femurlarına yerleştirilen farklı konik açısına sahip implantlar.

Konik formdaki implantların genişliğinden daha küçük çapta hazırlanan silindirik şekilde implant yuvalarına yerleştirildiklerinde implant çevresinde bir sıkma kuvveti oluşmaktadır. Tekniğin başarılı sonuçları olmasına rağmen implant yerleştirilen kemiğin kalitesine ve miktarına bağlı olarak değişmektedir. Aynı zamanda sıkma kuvveti implantın konik formunun açısına, final frez çapına ve kemiğin mekanik özelliklerine de bağlı olmaktadır.

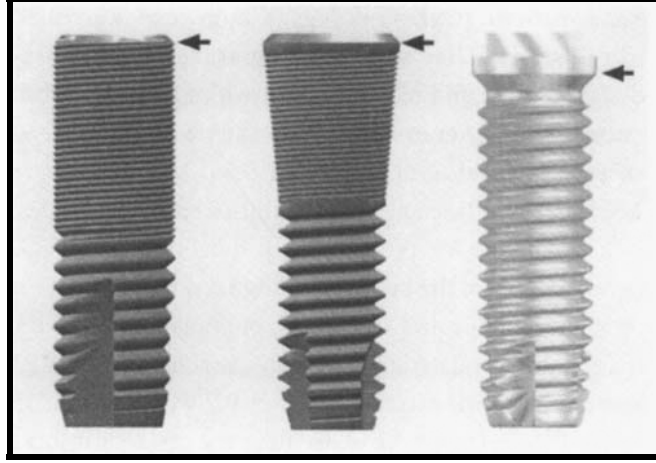
Çalışmada kullanılan EXP1 implantlar hazırlanan yuvalara tam olarak yerleştirilirken EXP2 implantlar ise tamamen yerleştirilememiştir. İmplantın konik açısı arttığında kortikal tabakadaki sıkma kuvveti artacak ve kemik implant yerleştirilmesine olanak vermeyecektir. Bu durum klinikte pek çok probleme neden olabilmektedir. İmplantın çevresindeki kemikte oluşan sıkma kuvvetinin derecesi arttığında kemikte kortikal tabakada hücresel yıkıma sebep olabilmektedir. Pek çok çalışmada implant çevresindeki stresin kemik rezorpsiyonuna neden olduğu belirtilmiştir. Alveolar kret seviyesinde kemik rezorpsiyonu meydana geldiğinde kemik seviyesi ile implant üzerine yerleştirilen dönüştürücü arasındaki uzaklık artacağından zaman içerisinde RFA değerlerinde bir azalma gözlemlenmektedir.

Çalışmada yerleştirme tork değerleri açısından EXP1 implantlarda standart implantlara göre daha yüksek değerler gözlemlenmiştir. Tibiaya yerleştirilen EXP1 implantlarda primer stabilite istatistiksel olarak daha yüksek elde edilirken femurda elde edilmemiştir. RFA değerleri EXP2 implantlarda daha düşük ölçülmüştür. EXP2 implantlarda daha düşük RFA değerleri elde edilmesinin nedeni ise implantların hazırlanan yuvalara tam olarak yerleştirilememesi olarak gösterilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda 1° ve 2° konik form açısına sahip implantlarla standart formdaki implantlar karşılaştırıldığında 1°'lik konik açısına sahip implantlarda primer stabilitenin daha iyi olduğu belirtilmiştir.

Türkyılmaz (2006), çalışmasında implantların primer stabilitesinin değerlendirilmesinde yerleştirme torku (Osseocare) ve rezonans frekans analiz (Osstell) değerleri arasındaki ilişkiyi karşılaştırmıştır. Çalışmada mandibula anterior bölgeye yerleştirilen 60 adet Branemark implantın yerleştirilmesi sırasındaki yerleştirme tork değerleri ortalama $41,8 \pm 5,6$ ve RFA değerleri ortalama $74,7 \pm 3,6$ olarak kayıt edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre yerleştirme torku ve RFA arasında lineer bir korelasyon bulunduğu ve istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirtilmiştir. İmplant yerleştirme tork değerlerinin yüksek olması ISQ değerlerinin de yüksek olmasıyla sonuçlanmaktadır. Çalışmada elde edilen değerlerin yüksek olması anterior mandibulada kemik kalitesinin çenelerin diğer bölgelerine göre daha yüksek olmasına bağlanmaktadır. İmplantların primer stabilitesinin elde edilmesinde implant geometrisi, cerrahi prosedür ve kemik kalitesi ile birlikte kantitesinin önemli olduğu, implantın yüzey özellikleri ve dizaynı cerrahi işlem süresini ve travmayı azaltmakla birlikte implant yerleştirilmesini kolaylaştırdığı, primer ve sekonder stabilitenin artmasını sağladığı belirtilmiştir (58).

Rasmusson ve ark. (2001), yaptıkları hayvan çalışmasında implant dizaynı ve yüzey özelliklerinin kemik rejenerasyonu ve implant stabilitesi üzerine etkilerini incelemiştir. Çalışmada köpeklerde bilateral olarak mandibula premolar dişlerin çekimi sonrasında kontrol grubunda standart prosedürle implant yuvaları hazırlanırken test grubunda bukkal yüzeyde 3×3 mm' lik kemik defekleri oluşturulmuştur. Titanyum oksitle pürüzlendirilmiş farklı yiv yapısındaki implantlarla (Astra Tech) standart (Branemark) implantlar yerleştirilmiştir (**Resim 7**). İmplantların primer stabilitesi RFA

ile ölçülmüştür. Dört aylık iyileşme periodu sonrasında implant stabilitesi ölçülmüş ve hayvanlar sakrifiye edildikten sonra kemik oluşumu histolojik ve histomorfometrik olarak değerlendirilmiştir (72).

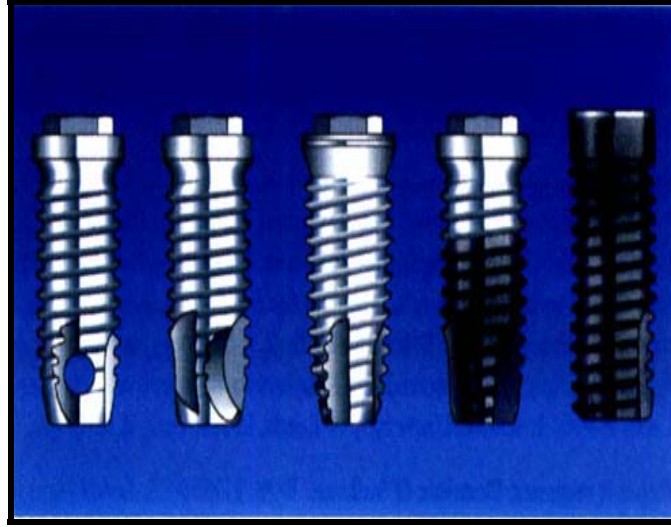


Resim 7: Rasmusson ve ark. çalışmasında kullanılan implant tipleri

Histomorfometrik analiz sonucunda implant-kemik yüzeyleri arasındaki kemik rejenerasyonu test ve kontrol gruplarında sırasıyla Branemark implantlarda $21,6 \pm 17,6$ ve $25,5 \pm 14,9$ ölçülürken Astra ST implantlarda $46,0 \pm 17,1$ ve $48,8 \pm 10,0$ Astra Microthread implantlarda ise $49,7 \pm 11,2$ ve $52,3 \pm 6,6$ olarak ölçülmüştür.

Çalışmanın sonuçlarında her iki gruptaki implantlarda osteointegrasyon gerçekleştiği, TiO ve mikroyüzey microthread özelliklerine sahip implantlarda RFA değerlerinin kontrol gruplarında iyileşme sonrasında daha yüksek sonuçlar elde edildiği ve histomorfometrik analizlerde implant-kemik yüzeyleri arasında daha yüksek oranda kemik rejenerasyonu olduğu rapor edilmiştir.

O' sullivan ve ark. (2000), yaptıkları kadavra çalışmasında farklı geometriye ve yüzey özelliklerine sahip 5 farklı implantın primer stabilitelerini RFA ve yerleştirme tork ölçümleri kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışmada kullanılan implantlar ve kemik tipine göre dağılımı **Resim 8** ve **Tablo 2'**de gösterilmiştir (53).



Resim 8: O'sullivan ve ark. çalışmasındaki implant tipleri: STA-Standard Branemark, MKII-Mark II implant, MKIV-Mark IV implant, OTI-Osseotite implant, TIOB-Tioblast implant.

Implant Type	Bone Type 2	Bone Type 3	Bone Type 4	Total
STA	4	3	3	10
MKII	3	3	3	9
MKIV	8	4	3	15
OTI	3	3	3	9
TIOB	3	3	3	9
Total	21	16	15	52

Tablo 2: O'sullivan ve ark çalışmasında kemik kalitesine göre yerleştirilen implantlar.

Çalışmanın sonuçlarında Tip II ve Tip III kemiklere yerleştirilen implantların RFA ölçümleri arasında küçük bir fark bulunurken Tip IV kemik içerisine yerleştirilen STA, MKII ve OTI implantların RFA değerleri Tip II ve Tip III kemiğe yerleştirilen implantlardan daha küçük değerler elde edilmiştir. Tip IV kemik içerisine yerleştirilen implantlar primer stabiliteleri karşılaştırıldığında ise MKIV implantlar en yüksek RFA değerleri elde edilmiştir. Yerleştirme tork değerleri karşılaştırıldığında ise en yüksek değerler MKIV implantlarda elde edilmiştir. MKIV implantın primer stabilitesinin ve implant-kemik yüzey bağlantısının diğer implantlara göre özellikle Tip IV kemikte daha yüksek bulunmuştur (53).

Akça ve ark. (2005), yaptıkları bir çalışmada, dört adet insan kadavrasında maksillaya 4 implantı lateral ve birinci premolar bölgelerine yerleştirmişler ve bar tutuculu overdenture protezler yaptıktan sonra, yerleştirme ve yerinden çıkarma tork değerleri ile RFA ve gerilim analizleri yapmışlardır. Çalışmada elde edilen RFA sonuçları, yerleştirme tork ve yerinden çıkarma tork değerleri **Tablo 3'** te gösterilmiştir. Çalışma sonucunda RFA değerleri ile yerleştirme ve yerinden çıkarma tork değerleri arasında bir ilişki gözlemlendiğini ve RFA değerlerinin, kemik içi ankraj ve implantların burulma kuvvetlerine karşı direncinin bir göstergesi olan yerleştirme tork değerlerini yansıtmadığını bildirmişlerdir. İmplantların primer stabilitelerinin cerrahi tekniğe, implantın çap ve boyuna bağlı olduğunu vurgulamışlardır. Yerinden çıkarma tork değerlerinin yerleştirme tork değerlerinden düşük çıkmasının nedeni, kadavralarda implantların osseointegrasyon meydana gelmemesi olarak açıklamışlardır. Bununla birlikte klinik uygulamada maksillaya yerleştirilen implantlarda overdenture protezler ile immedat yükleme yapmak için RFA'nın güvenilirliğinin şüpheli olduğunu belirtmişlerdir. İmplantlara immedat yükleme yapılacağına, yalnızca RFA değerleri dikkate alınarak karar verilmemesi gerektiğini vurgulamışlardır (73).

	R4	R2	L2	L4
RFA				
#1	60	54	52	52
#2	48	48	54	48
#3	48	58	58	46
#4	58	65	65	67
ITV				
#1	18.62	15.52	7.87	13
#2	10.75	4.13	10.87	6.62
#3	66.37	67.62	16.12	37.62
#4	28.75	43.5	25.5	32.87
RTV				
#1	17	9.25	7.62	10.75
#2	4.87	12.5	8.62	2.31
#3	63	64.25	15.12	22.87
#4	37.5	40.75	27.25	11.37

R4, implant at right premolar region; R2, implant at right lateral region; L2, implant at left lateral region; L4, implant at left premolar region; RFA, resonance frequency analysis; ITV, installation torque value; RTV, removal torque value.

Tablo 3: Akça ve ark. çalışmalarındaki RFA yerleştirme ve yerinden çıkarma tork değerleri

Akça ve ark. (2006), yaptıkları çalışmalarında kadvraların dişsiz maksilla ve mandibulasına yerleştirilen implantların biyomekanik özelliklerini ve primer stabilitesini ölçmek amacıyla RFA ve yerleştirme tork değerlerini ölçmüşlerdir. Kemik densitesini ve mikro yapısının değerlendirmek için implant-kemik bağlantısını ve kemiğin trabekuler yapısını micro-CT ile değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarında kemik densitesi ve yerleştirme tork değerleri arasındaki ilişkinin ISQ değerleri ile kemik densitesi arasındaki ilişkiden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Trabekuler kemik yapısı ile yerleştirme tork değerleri arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu da belirtmişlerdir. Araştırmacılar, implantın primer stabilitesinin temel olarak implantın yerleştirildiği bölgenin mikro yapısal özelliklerine bağlı olduğunu ve implant-kemik yüzeyleri arasındaki kemik kalitesinin ölçümünde yerleştirme torku ölçümünün, RFA ölçümlerine göre daha güvenilir olduğunu bildirmişlerdir (74).

Huang ve ark. (2003), implant stabilitesinin erken saptanması amacıyla yaptıkları in vivo ve in vitro çalışmada, kemik bloklarında açılan yuvalara implant yerleştirmiş,

yuva ve implant yüzeyi arasında kalan boşlukları doldurmak amacıyla alçı kullanmışlardır. Stabilitate zayıf olduğunda düşük RFA değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir. İyileşmeyi temsil eden zaman periodu sonrasında (41dakika) ise yüksek RFA değerleri elde etmişlerdir. Bu in vitro testin geçerliliği için hayvan modellerini de kullanmışlar ve 6 tavşanın tibialarına implantları yerleştirmişlerdir. Deney sırasında RFA değerlerinin iyileşme periodu sırasında belirgin olarak arttığını ve implant kemik birleşimi tamamlandığında ise en yüksek değerlere ulaştığını gözlemlemişlerdir. RFA yönteminin osseointegrasyonun erken dönemde tespit edilebilmesinde kullanılabilir, güvenilir ve doğru bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Bu yöntemin implant yerleştirilmesi sonrası dönemlerindeki durumu yansıttığı ve iyileşme zamanının öngörülebilmesi için referans bir yöntem olabileceğini bildirmişlerdir. RFA değerlerindeki değişikliklerin izlenmesiyle implant tedavisinde erken tanının mümkün olabileceğini vurgulamışlardır (52).

Gedrange ve ark. (2005), yaptıkları çalışmalarında kadavraya farklı lokalizasyonlarda ortodontik implantların stabiliteilerini RFA yöntemiyle, histolojik ve radyolojik olarak değerlendirmişlerdir. Çalışmada 4 mm ve 6 mm uzunluğundaki implantlar kullanmışlar ve 6 mm uzunluğundaki implantları ise palatinal suturalara yerleştirmişlerdir. Çalışmada 6 mm uzunluğundaki implantlarda ISQ değerleri $62,8 \pm 3,03$ elde edilirken 4 mm uzunluğundaki implantlarda ise $56,6 \pm 3,2$ olarak elde edilmiştir. Kısa implantların yeterli kemik fiksasyonuna imkân verdiği ortodontik implantlarda kemik kalitesinin implant uzunluğundan daha önemli olduğunu bulmuşlardır. RFA ile implant ve kemik teması arasında bir ilişkinin olduğunu ifade etmişlerdir. Fakat implantlar radyografik olarak değerlendirildiğinde, stabiliteyi gösteren bir işaret bulamadıklarını bildirmişlerdir. RFA değerinin, implant çevresindeki kemik kalitesinden ve implant kemik yüzeyleri arasındaki bağlantının sertliğinden etkilendiğini bildirmişlerdir (67).

Lachman ve ark. (2006), implantların primer stabiliteilerinin değerlendirilmesinde Osstell ve Periotest cihazlarının güvenilirliğini sığır kemiğine yerleştirdikleri 8 adet implantın ölçüleriyle karşılaştırmışlardır. Stabilitate ölçümlerini dönüştürücü parçaları manuel ve tork kontrol cihazıyla yerleştirerek, cihazın ölçüm yapan parçasını yerinden çıkarıp tekrar yerleştirerek, implantları farklı kemik bloklarına yerleştirerek, implant

çevresindeki marjinal kemik yüksekliğini azaltarak tekrarlamışlardır. İmplantların yerleştirildiği birinci kemik bloğu Lekholm & Zarb kemik sınıflamasına göre Tip II ya da Misch sınıflamasına göre D2-D3 yapısında; ikinci kemik bloğu Lekholm & Zarb kemik sınıflamasına göre Tip III ya da Misch sınıflamasına göre D3-D4 olarak sınıflandırılmıştır. Çalışmanın sonucunda araştırmacılar her iki yönteminde güvenilir ve kabul edilebilir olduğunu ve her iki yöntemin de klinik olarak kullanılabileceğini belirtmişlerdir (64).

Lachman ve ark. (2006), in vitro yapılan bir çalışmada, silindirik vida tipli, makine yardımıyla pürüzlendirilmiş 4 implantı, basamaklı silindirik vida tipli asit ve kumlama ile pürüzlendirilmiş yüzeye sahip 4 implantı, kendiliğinden polimerize olan akrilik rezin bloklara gömmüşlerdir. İmplantların çevresinde daire şeklinde kemik defektleri açılmıştır. Daha sonra periotest ve osstell cihazlarıyla her seviyedeki kemik kayıplarının ölçümleri yapılmıştır. Önceki çalışmaları da destekleyecek şekilde her iki yöntemin de implant çevresindeki kemik kaybının göstergesi olan implant stabilitesindeki azalmayı tespit etmek için uygun yöntemler olduğunu rapor etmişlerdir. Bu sonuçlara göre, her iki cihazın da kemik kaybının tespiti ve implant stabilitesinin öngörülebilmesi açısından kullanılabileceğini, bununla birlikte Osstell cihazının daha değerli olduğunu bildirmişlerdir (65).

Lindeboom ve ark. (2006), çalışmalarında kronik periapikal lezyonlu dişlerin çekim soketine uyguladıkları immediat implantların iyileşme periodu sonrasında stabilitelerini değerlendirmişlerdir. İmmediat ya da 3 aylık iyileşme periodu sonrasında 50 adet implant yerleştirmişlerdir. Otuz iki implantı anterior maksilla, 18 implantı premolar bölgesine yerleştirmişlerdir. Altıncı ayda immediat yerleştirilen grupta ISQ değerleri $64,5 \pm 4,4$ geç yerleştirme protokolü uygulanan grupta ise $64,5 \pm 4,4$ olarak ölçülmüştür. Çalışmanın sonucunda periapikal lezyonlu dişlerin çekim soketine yerleştirilen implantların iyileşme periodu sonrası stabilite değerlerinin yeterli olduğunu ve protetik yükleme yapılabileceğini rapor etmişlerdir (66).

Becker ve ark. (2005), çalışmalarında dişlerin çekim soketine immediat uyguladıkları implantların stabilitesindeki değişiklikleri incelemişlerdir. Maksillaya 57 ve mandibulaya 16 adet implant yerleştirmişlerdir. Yerleştirilen implantların 7 tanesi Tip I kemik içerisine, 38 tanesi Tip II kemik içerisine, 25 tanesi Tip III kemik içerisine

ve 4 tanesi ise Tip IV kemik içerisine yerleştirilmiştir. RFA ölçümlerini implant yerleştirilmesi sırasında ve abutment bağlantı aşamasında yapmışlardır. Maksillaya yerleştirilen implantların yerleştirme sırasında elde edilen ISQ değeri ortalama 61,1 ve abutment bağlantı aşamasında 63,9 mandibulada ise yerleştirme sırasında 65,1 olarak elde edilen ISQ değeri abutment bağlantı aşamasında 64,0 olarak ölçülmüştür. İmplantların tamamının yerleştirilmesi sırasında ISQ değerleri ortalama 62, abutment bağlantı aşamasında ise 64 olarak elde etmişlerdir. Primer stabilite değerleri düşük olan implantlar zaman içerisinde yüksek değerler elde edilirken ilk aşamada yüksek elde edilen değerler ise zaman içerisinde azalma göstermiştir. Maksillada yerleştirilen implantların primer stabilite değerlerinin mandibulaya göre daha düşük olduğunu, implantların zaman içerisinde aynı değerleri elde edildiği ve immedat yerleştirilen implantların yerleştirme sırasında yüksek ISQ değerlerine sahip olabileceğini rapor etmişlerdir (75).

Hall ve ark. (2007), çalışmalarında anterior maksillada implant yerleştirilmesi sonrasında geçici protetik bağlantısı yapılan implantların stabilite değerlendirmişlerdir. İmplant yerleştirildikten 4 saat sonra geçici restorasyon ve 8 hafta sonra ise sürekli restorasyonlar yapılmıştır. İmplant yerleştirilen bölgelerdeki kemik kalitesi ise Tip III olarak değerlendirilmiştir. Kontrol ve test grupları arasında kemik kalitesi, ve yerleştirilen implantların uzunlukları arasında istatistiksel olarak fark bulunmadığı çalışmalarında stabilite ölçümlerini implant yerleştirilmesi sırasında, sürekli restorasyonun simantasyonu sırasında ve 1 yıl sonra değerlendirmişlerdir. İmplantların ISQ değerleri minimum $68,67 \pm 4,85$ ve maksimum $72,92 \pm 4,76$ olarak ölçülmüştür. Çalışmanın sonucunda immedat restorasyon yapılan implantların geleneksel prosedürle karşılaştırıldığında stabilite değerlerinin 1 yıl sonrasında değişmediğini rapor etmişlerdir (76).

Balleri ve ark. (2002), çalışmalarında parsiyel dişsiz hastalarda implantların protetik yükleme sonrası stabilite değerlerini ve implantların yerleştirildiği bölgelerin, implant uzunluğunun ve marjinal kemik yüksekliğinin implant stabilitesine olan etkilerini RFA yöntemi ile incelemişlerdir. Çalışmalarında maksillaya 24, mandibulaya ise 21 implant yerleştirmişlerdir. Bir yıllık yükleme sonrası implantların ortalama ISQ değeri $69 \pm 6,5$ olarak ölçmüşlerdir. Mandibulaya yerleştirilen implantların ISQ değerleri $72,8 \pm 5,4$

olarak ölçülürken maksillada ISQ değerleri $64,7 \pm 4,8$ olarak elde edilmiştir. Posterior bölgeye yerleştirilen implantlarda ISQ değerleri $70 \pm 6,4$ olarak elde edilirken anterior bölgeye yerleştirilen implantlarda ISQ değerleri $66,5 \pm 6,2$ olarak elde edilmiştir. İmplant uzunluğu ile ISQ değerleri arasında ise direkt bir ilişki bulunmadığını, ancak marjinal kemik yüksekliği ile ISQ değerleri arasında anlamlı derecede bir ilişki bulunduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre ISQ değerleri ise implant uzunluğu arasında direkt bir ilişki bulunmadığı, kısa implantların da yeterli stabiliteye sahip olabileceği ve maksillada ve mandibuladaki kemik kalitesinin implant stabilitesini etkilediğini rapor etmişlerdir (77).

Portman ve ark. (2006), çalışmalarında full ark rehabilitasyonu yaptıkları hastanın erken dönem protetik yükleme sonrasında implantların stabiliteelerini RFA ölçümü ile değerlendirmişlerdir. Maksillaya 8 adet ve mandibulaya 4 adet implant yerleştirildikten 3 hafta sonra hastanın protez bağlantısını yapmışlar ve implantların stabiliteelerini 1., 2., 3., 4., 6., 9. ve 12. haftalarda RFA ile değerlendirmişlerdir. İmplant cerrahisi sırasında ISQ değerleri 53-74 arasında elde edilirken 1 yıllık takip süresince maksillaya yerleştirilen implantların ISQ değerleri 64-68 arasında değişirken mandibulaya yerleştirilenlerde ise 72-75 değerleri arasında elde edilmiştir. Çalışmada spongiöz yapıya ya da spongiöz yapıyla birlikte kemik defekti olan bölgelere yerleştirilen implantlarda iyileşmenin erken dönemlerinde ISQ değerlerinde belirgin bir azalma gözlemlenmiştir. İmplant yerleştirilmesi sonrasında kemik formasyonunun sekonder stabiliteyi etkilediğini belirtmişlerdir. ISQ değerlerinin zaman içerisindeki değişimleri ise implant kemik yüzeyi arasındaki bağlantının kemik formasyonuna bağlı olarak değiştiği belirtilmiştir (78).

Balshi ve ark. (2005), çalışmalarında immedat protetik yükleme yapılan hastalarda implant stabiliteelerinin RFA ölçümü ile değerlendirdikleri çalışmalarında 51 hastada toplam 344 adet implant yerleştirmişlerdir. Yerleştirilen implantlardan 276 tanesinde RFA ölçümleri implant yerleştirilmesi sırasında ve 30, 60 ve 90 gün sonra yapılmıştır. Tüm implantlarda yerleştirildikten 1 ay sonrasında ISQ değerlerinde azalma gözlemlenmiştir. İmplant yerleştirilmesi sırasında elde edilen ISQ değerleri ($70,35 \pm 0,5$) bir ay sonra azalmıştır ($66,38 \pm 0,50$). İkinci ayda elde edilen $68,01 \pm 0,50$ değeri üçüncü ayda ise $68,82 \pm 0,49$ seviyesine artış göstermiştir. İmplantların stabilitesindeki

azalma çoğunlukla düşük kemik kalitesine sahip posterior bölgelerde ve daha çok kadın hastalarda gözlemlenmiştir. Yerleştirilen implantların % 2,2' si Tip I kemiğe, % 23,2'si Tip II kemiğe, % 61,9' u Tip III kemiğe ve % 12,7' si ise Tip IV kemik içerisine yerleştirilmiştir. İmplant başarı oranını %98,5 olarak rapor etmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre RFA'nin immedat yükleme yapılan hastalarda implant stabilitesinin ve başarısının değerlendirilmesinde kullanılabileceği, immedat protetik yükleme yapıldıktan sonraki 60 günlük süre içerisinde kemik formasyonuna bağlı olarak ISQ değerlerinde azalma görülebileceğini, kemik kalitesi ve implantın yerleştirildiği bölgeye göre ISQ değerlerinin farklılık gösterebileceğini rapor etmişlerdir (79).

Lopez ve ark. (2006), çalışmalarında 133 implantın yerleştirilmesi sırasında implantların stabiliteğini RFA ölçümü ile değerlendirmiştir. Maksillada 62 ve mandibulaya 71 implant yerleştirmişler ve yerleştirilen implantlardan 85'inin çapı 4,2 mm ve 48 tanesinin ise 5,5 mm olarak tespit edilmiştir. Lekholm & Zarb kemik sınıflamasına göre 15 implantı Tip I kemiğe, 36 implant Tip II kemiğe, 69 implant Tip III kemiğe ve 13 implant ise Tip IV kemik içerisine yerleştirmişlerdir. İmplantların tümü 35,7 Ncm'lik yerleştirme torku ile yerleştirilmiş ve ölçülen ISQ değerleri ise 62,1 olarak elde edilmiştir. İmplant genişliği ile ISQ değeri arasında bir ilişki bulunurken implant uzunluğu arttığında ISQ değerlerinin azaldığını rapor etmişlerdir. Kemik kalitesi ile ISQ ve yerleştirme torku arasında bir ilişki bulunduğunu mandibulaya yerleştirilen implantlarda elde edilen ISQ değeri 68,8 iken maksillada 57,8 olarak elde etmişlerdir. İmplantların yerleştirildiği bölgeler karşılaştırıldığında maksillada posterior bölgede anterior bölgeye oranla daha yüksek değerler elde edilirken, mandibulada böyle bir fark bulunmamıştır. Çalışmanın sonucunda, mandibulada maksillaya göre daha yüksek, geniş çaplı ve kısa implantlarda ve kompakt kemik içerisine yerleştirilen implantlarda ISQ değerlerinin daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir (80).

Ersanlı ve ark. (2005) çalışmalarında osseointegrasyon sürecinde implant stabilitesinin değerlendirilmesinde RFA ölçümünün iyileşmenin erken dönemde rutin olarak değerlendirilmesini incelemiştir. Üç farklı implant sisteminin RFA ölçümlerini yerleştirme sırasında, 3. ve 6. haftalarda, mandibulada 3 ay ve maksillada 6 ay olmak üzere protetik yükleme sırasında yapmışlardır. Seksen yedi adet implant dişsiz bölgelere ve 35 adet implantı çekim soketine olmak üzere toplam 122 adet

implant yerleştirmişlerdir. ISQ değerlerinin 3. ve 6. haftalarda yerleştirme sırasındakine göre daha düşük olduğu bulunurken, protetik aşamada başlangıç ve üzerindeki değerlere ulaşılmıştır. Maksillada mandibulaya göre daha düşük değerler elde etmişler ve implant uzunluğunun ISQ değerini etkilemediğini belirtmişlerdir. Yerleştirilen implantların uzunlukları ve yerleştirilen kemik kaliteleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadığını rapor etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda farklı implant sistemleri için standart bir değer elde etmenin zor olduğunu ve implant stabilitesinin yerleştirme sonrası 3. ve 6. haftalar arasında zayıf olduğunu ve yükleme öncesi erken dönemlerde ISQ değerlerinin klinikte yardımcı olabileceğini rapor etmişlerdir (81).

Karl ve ark. (2008), implant uzunluğunun, çapının ve yerleştirildiği bölgelere göre RFA değeri üzerine olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında implant stabilitelerini yerleştirme sırasında ve iyileşme sonrasında ölçmüşlerdir. Yerleştirme sırasında en yüksek ISQ değerleri posterior mandibulada (75,98) elde edilirken en düşük değerler anterior maksillada (69,41) elde edilmiştir. İyileşme sonrasında ise en yüksek değerler posterior mandibulada elde edilirken (79,45) en düşük değerler anterior maksillada elde edilmiştir. Yerleştirme sırasında yapılan ölümlerde anterior mandibulada implant uzunluğunun ISQ değerini önemli ölçüde etkilediğini ve iyileşme sonrasında ise anterior mandibula ve posterior mandibulada etkilendiğini belirtmişlerdir. İmplant çapının ise yerleştirme sırasında anterior mandibulada etkili olduğu rapor edilmişken, iyileşme sonrasında ise anterior maksilla anterior mandibula ve posterior maksillada etkili olduğunu belirtmişlerdir. İyileşme sonrasında elde edilen ISQ değerlerinin anterior maksilla dışındaki tüm bölgelerde anlamlı ölçüde değiştiğini rapor etmişlerdir. alışmalarının sonucunda iyileşme periodu sonrasında implant uzunluğu ve çapının ISQ değerlerini anterior maksillada ve posterior mandibulada etkilediğini ve değerlendirilen parametrelere göre standart bir ISQ değeri bulunmadığını rapor etmişlerdir (83).

O'sullivan ve ark. (2004), çalışmalarında cerrahi teknik ve implant dizaynının implantların primer stabilitelerinin artırılması üzerine olan etkilerini yerleştirme tork değerleri ve RFA lm ile değerlendirmişlerdir. Çalışmada standart Branemark implantlarla Branemark Mk IV implantların yerleştirme tork değerleri karşılaştırıldığında, Tip IV kemik ile Tip II ve Tip III kemik arasında anlamlı bir fark gözlemlendiğini Tip II ve Tip III kemik arasında bir fark olmadığını rapor etmişlerdir.

İmplant sistemleri karşılaştırıldığında RFA ölçümleri sonucunda ise Tip IV kemikte en düşük değerler elde edildiğini rapor etmişlerdir. İyileşme süreci sonunda ise RFA ölçümleri sonucunda Tip II ve Tip III kemikte hafif bir azalma gözlemlenirken Tip IV kemikte ise bir miktar artış gözlemlendiğini rapor etmişlerdir (55).

Nedir ve ark. (2004), stabil ve mobil implantların ayırımında Osstell cihazının tanı kapasitesinin değerlendirilmesi amacıyla yapılan bir çalışmada, ilave olarak osseointegrasyon öngörülebilmesi amacıyla implantların yerleştirildiği günde ISQ değerleri ölçülmüş ayrıca implantlar immedat yüklenince ve geleneksel olarak yükleme protokolüne göre 3 ay sonra yüklendiğinde elde edilen veriler karşılaştırılmıştır. Erken yükleme yapılan 18 hastada 63 adet implant, geç yükleme yapılan 18 hastada ise 43 adet implant yerleştirmişlerdir. Yerleştirilen implantların %7,6'sı Tip I kemiğe, % 61,3'ü Tip II kemiğe, %31,3'ü ise Tip III kemik içerisine yerleştirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda, Osstell ölçümlerinin tekrarlanabilir olduğunu ancak RFA yönteminin mobil implantların belirlenebilmesi amacıyla kullanılabilir bir tanı yöntemi olmadığını, bununla birlikte ISQ değerleri ≥ 47 olan implantlarda implant stabilitesi için güvenilir olabileceğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar, implantlar yerleştirildiği gün ölçülen ISQ değerleri ≥ 49 olan implantlarda 3 aylık iyileşme periodu boyunca yükleme yapılmamasını önermişler, ≥ 54 olan implantlarda ise, immedat yükleme yapılabileceğini ve bu implantların osseointegre olabileceğini bildirmişlerdir. Başlangıç yerleştirme ISQ değeri düşük olan implantların takip edilmesi gerektiğini ve implant stabilitesi yeniden kazanılana kadar yükleme yapılmadan beklenmesini, aynı zamanda mekanik travma veya enfeksiyon açısından değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamışlardır (84).

Zix ve ark. (2005), çalışmalarında maksillaya yerleştirilmiş ve osseointegrasyonunu tamamlamış tek aşamalı implantların ISQ değerlerinin tespit edilmesi amacıyla 35 hastada RFA yöntemi ile implantların stabilitelelerini değerlendirmişlerdir. Yerleştirilen 120 implantın 41 tanesine yükleme yapmamışlar, 31 tanesine ≤ 12 ayda yükleme yapmışlar ve 48 tanesinde de ≥ 1 yılda yükleme yapmışlardır. İstatistiksel değerlendirme sonucunda RFA yöntemiyle stabiliteleleri ölçülen implantlarda ISQ değerleri açısından bir fark gözlememişlerdir. Ayrıca kemik kalitesi ile ISQ değerleri arasında fark bulmamışlardır. Sadece cinsiyet farkının belirgin

bir faktör olduğunu ve erkeklerde ISQ değerlerinin kadınlarda elde edilen ISQ değerlerinden fazla olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, implantlarda bir kez yapılan RFA ölçüm sonuçlarına göre implantların stabilitelelerinin saptanamayacağını ve zaman içinde tekrarlanan ölçümlerin yapılması gerektiğini belirtmişlerdir. Ayrıca ISQ değerleri ölçülen implantlar arasında, yükleme periyodu ve yerleştirildikleri bölge açısından fark gözlemlenmediğini bildirmişlerdir. Aynı yaş grubundaki menopoza sonrası kadınlarda, erkeklerden belirgin olarak düşük ISQ değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir (85).

Büchter ve ark. (2005), çalışmalarında 6 domuzda kranial ve kaudal tibia kondiline yerleştirilen 56 adet ITI implant üzerinde RFA ölçümü yapmışlar ve implantlar yerleştirildikten 7 ve 28 gün sonra kemik formasyonunu değerlendirmek için bu bölgelerden histolojik inceleme ve yerinden çıkarma tork ölçümleri yapmışlardır. Çalışmada 10 mm uzunluğunda ve 4,1 mm çapında 64 adet implant yerleştirmişlerdir. Çalışmanın sonunda kemik kalitesinde radyografik olarak belirlenebilen çok küçük bir azalma olduğu halde RFA değerlerinde bu azalmanın tespit edilemediğini ortaya koymuşlardır. Ayrıca RFA saptamalarının, yerinden çıkarma tork kuvvetlerinde direnç gösterme üzerine belirgin olarak etkili olan kemik implant ara yüzündeki mikro hasarı belirleyebilecek kadar hassas olmadığını rapor etmişlerdir (86).

Chrismani ve ark. (2006), çalışmalarında erken ortodontik kuvvet uygulanan 20 hastaya 4 mm uzunluğunda ve 3,3 mm çapında palatal implantlar yerleştirmişler ve implant stabilitesini RFA ile değerlendirmişlerdir. Ölçümler, implantların yerleştirilmesi sırasında yükleme yapıldığı ilk gün, ortodontik yüklemenin yapıldığı gün ve 12 haftalık period boyunca haftada bir gün yapılmıştır. Araştırmacılar, erken yükleme yapılan implantların başlangıç ISQ değerlerinin 2-3 haftalık sürede azaldığını ancak 6 hafta sonrasında ise ISQ değerinin arttığını belirtmişlerdir. Çalışmanın sonucunda palatinala yerleştirilen ortodontik implantların iyileşme için literatürde önerilen 12 haftalık sürecin tartışılması gerektiğini rapor etmişlerdir (87).

7. OLGU SUNUMLARI

OLGU 1

52 yaşındaki erkek hasta 26 no'lu dişin madde kaybı nedeniyle çekiminden 8 hafta sonra implant yaptırmak üzere kliniğimize başvurdu. Alınan panoramik radyografide implant uygulaması için alveoler kemik yüksekliğinin yetersiz olduğu görülerek sinus lifting ve implant planlaması yapıldı (**Resim 9,10**). Hastanın planlanan işlemlerin yapılmasına engel olacak herhangi bir sistemik problemi yoktu.

Lokal anestezi altında rutin cerrahi protokole uygun olarak mukoperiostal flep kaldırılarak maksiller sinusun lateral duvarı açığa çıkarıldı, kemik penceresi açılarak sinus membranı eleve edildi ve 400 μ -600 μ partikül kalınlığında 2 cc sığır kaynaklı ksenogreft (Unilab Surgibone) kemik grefti yerleştirildi. Hastanın postoperatif kontrollerinde herhangi bir sorunla karşılaşmadı.

Operasyondan 9 ay sonra tekrar panoramik radyografi alınarak yerleştirilen kemik greftinin organize olduğu tespit edildi (Resim 11) ve 1 adet 12 mm uzunluğunda 4,1 mm genişliğinde implant (Swiss Plus- Zimmer Dental) yerleştirildi (**Resim 12**).

İmplant yerleştirildikten sonra primer stabilitesi (RFA ölçümü) Osstell® cihazı kullanılarak Swiss Plus implanta uyumlu dönüştürücü (smartpeg Type 4) yerleştirilerek yapıldı (Resim 13,14). Ölçümler 3 kez tekrarlanarak ortalama değer saptandı.

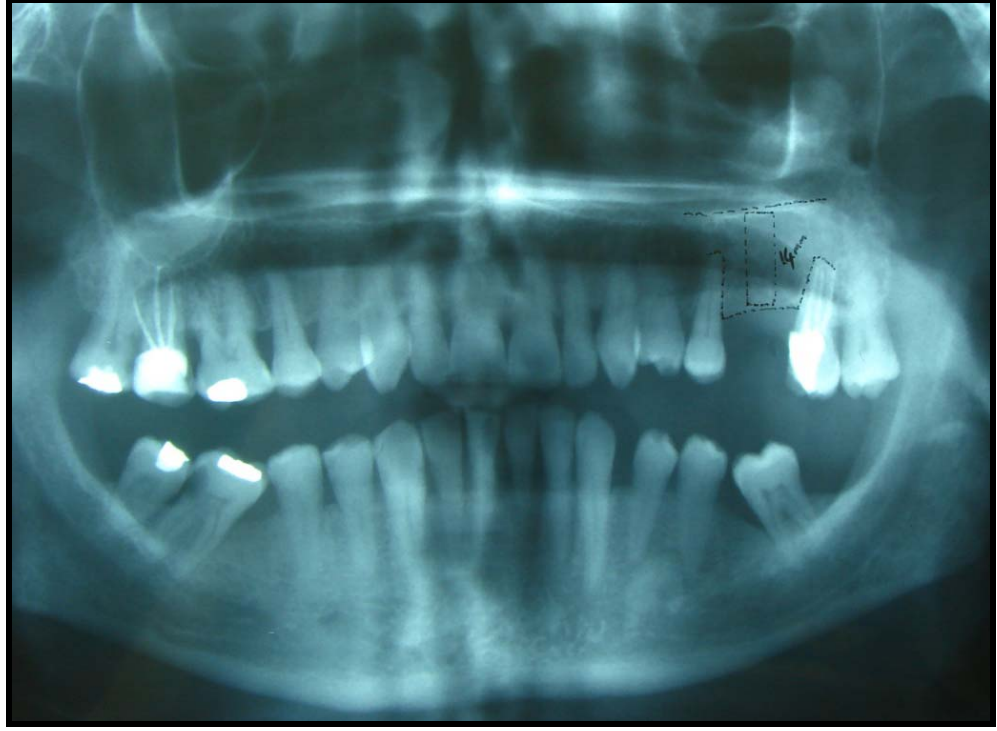
Yapılan ölçüm sonucunda 61,62,62 ISQ değerleri saptandı. Hastanın kontrol panoramik radyografisi alındı (**Resim 15**).



Resim 9: Hastanın preoperatif radyografik görüntüsü



Resim 10: Hastanın preoperatif ağız içi görüntüsü



Resim 11: Hastanın sinüs lifting sonrası alınan panoramik radyografisi



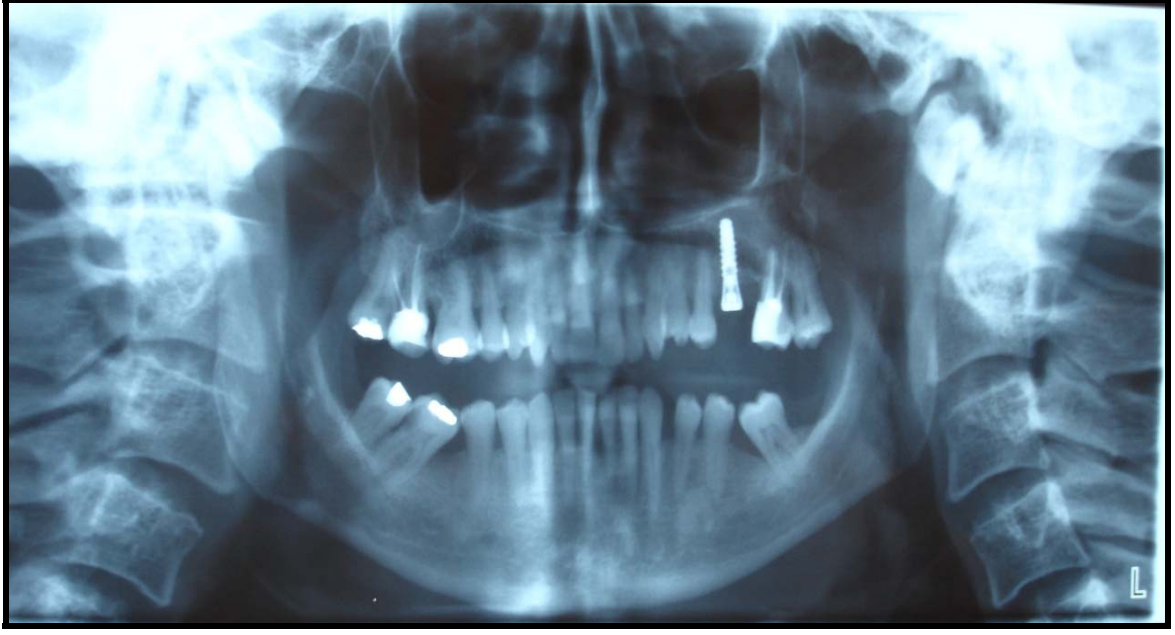
Resim 12: Hastanın implant yerleştirilirken görüntüsü



Resim 13: Hastanın dönüştürücü yerleştirildikten sonraki görüntüsü



Resim 14: Hastanın ölçüm yapılırken görüntüsü



Resim 15: Hastanın postoperatif panoramik radyografi görüntüsü

OLGU 2

46 yaşındaki kadın hasta maksilla sol posterior bölgede dişsizlik şikayetiyle implant yaptırmak üzere kliniğimize başvurdu. Alınan panoramik radyografide implant uygulaması için alveoler kemik yüksekliğinin yetersiz olduğu görüldü, sinus lifting ve implant planlaması yapıldı (**Resim 16**). Hastanın planlanan işlemlerin yapılmasına engel olacak herhangi bir sistemik problemi yoktu.

Lokal anestezi altında rutin cerrahi protokole uygun olarak mukoperiostal flep kaldırılarak maksiller sinusun lateral duvarı açığa çıkarıldı, kemik penceresi açılarak sinus membranı eleve edildi ve 400 μ -600 μ partikül kalınlığında 2 cc sığır kaynaklı ksenogreft (Unilab Surgibone) kemik grefti yerleştirildi (**Resim 17**).

Operasyondan 11 ay sonra tekrar panoramik radyografi alınarak yerleştirilen kemik greftinin organize olduğu tespit edildi ve 2 adet 12 mm uzunluğunda 4,1 mm genişliğinde implant (Swiss Plus- Zimmer Dental) yerleştirildi.

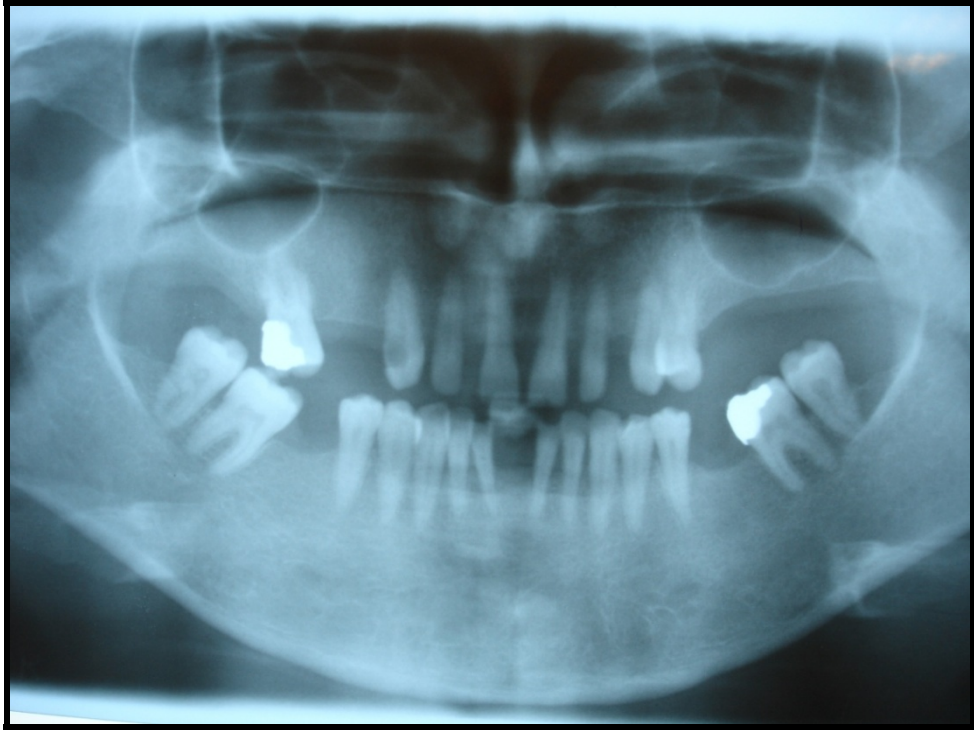
İmplant yerleştirildikten sonra primer stabilitesi (RFA ölçümü) Osstell® cihazı kullanılarak Swiss Plus implanta uyumlu dönüştürücü (smartpeg Type 4) yerleştirilerek yapıldı (**Resim 18,19**).

Ölçümler 3 kez tekrarlanarak ortalama değer saptandı

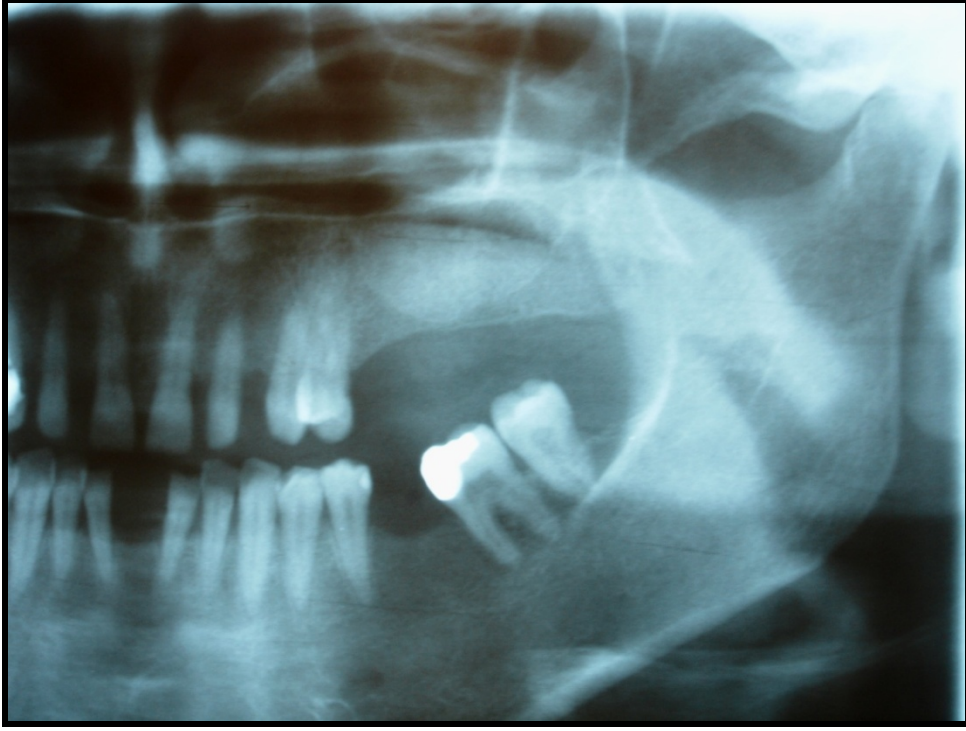
25 no'lu diş bölgesine yerleştirilen implant: 76-80-82

27 no'lu diş bölgesine yerleştirilen implant: 69-70-76

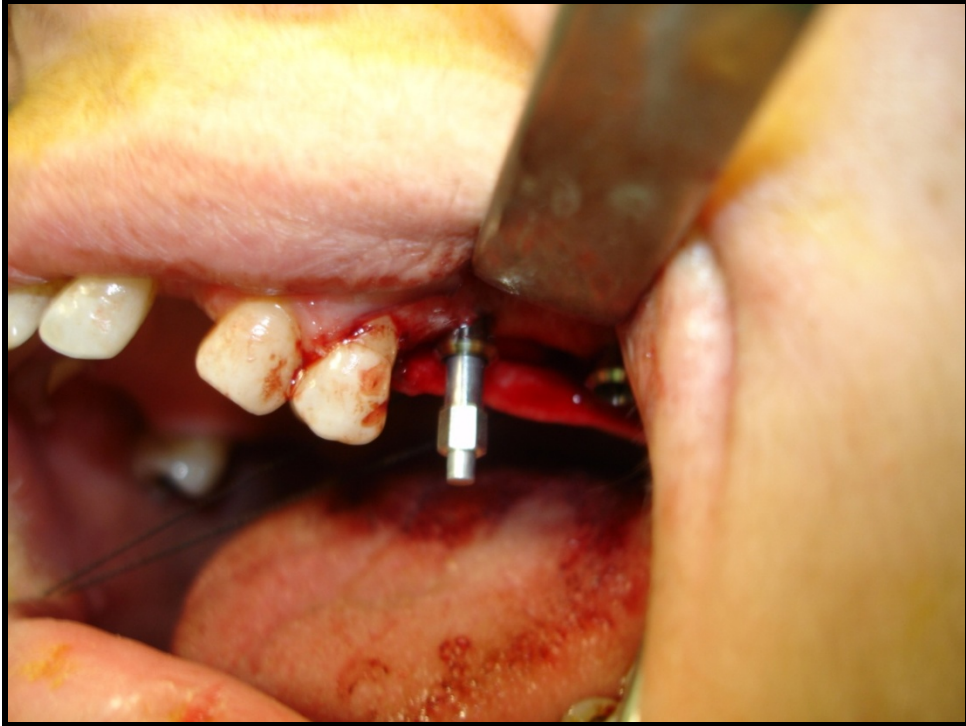
Hastanın kontrol panoramik radyografisi alındı (**Resim 20**).



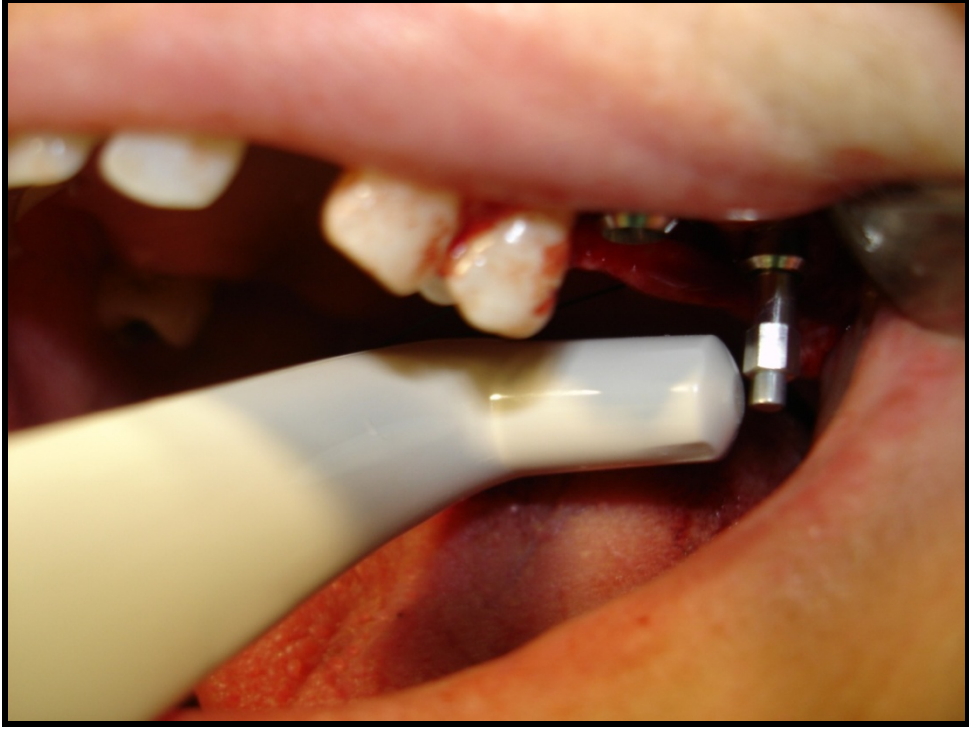
Resim 16: Hastanın preoperatif panoramik radyografi görüntüsü



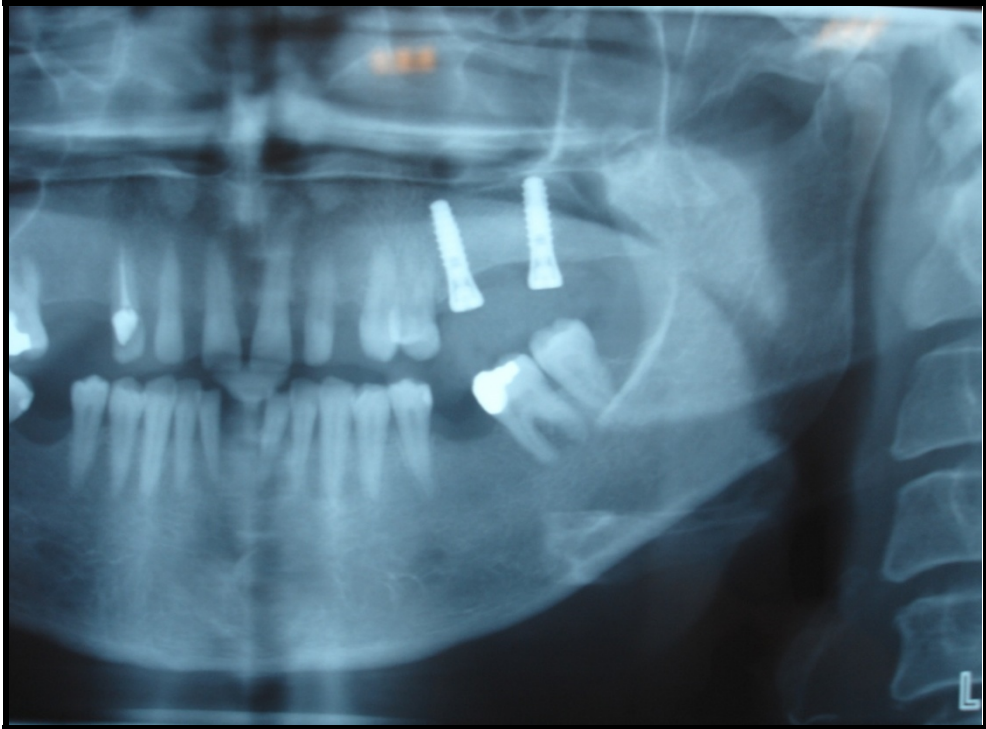
Resim 17: Hastanın postoperatif panoramik radyografi görüntüsü



Resim 18: Hastanın dönüştürücü yerleştirildikten sonraki görüntüsü



Resim 19: Hastanın ölçüm yapılırken görüntüsü



Resim 20: Hastanın post operatif panoramik radyografi görüntüsü

8. TARTIŞMA VE SONUÇ

Posterior maksillada uzun süre dişsizlik sonrası maksiller sinüsün pnömatizasyonuna ve kemik rezorpsiyonuna bağlı olarak alveoler kemik yüksekliği implant yerleştirilmesine izin vermemektedir. İlerleyen kemik rezorpsiyonu sonucunda bazı vakalarda sinüs tabanı ile alveol kret arasında çok ince bir kemik kalınlığı görülmektedir. Posterior maksillanın spongiöz yapısının implant stabilitesinde ve başarısında önemli rol oynadığı bilinmektedir. Geçmişte implant kayıplarının büyük çoğunluğu düşük kemik kalitesine sahip posterior maksillada görülürken, implantların yüzey özelliklerinin ve biyomekanik özelliklerinin geliştirilmesiyle bu kemik yapısının implant başarısı üzerindeki etkisi daha az olmaktadır. İmplant yerleştirilmesi için maksiller sinüs tabanının kemik greftleriyle augmentasyonunun uzun dönem başarılı sonuçları rapor edilmektedir. Sinüs lifting uygulaması ve implant yerleştirilmesi tek ya da iki aşamalı olarak birlikte ya da ayrı ayrı uygulanmaktadır. Tek aşamalı yaklaşım tedavi süresini kısaltmakta ve ikinci bir cerrahi işlem gerekliliğini ortadan kaldırmaktadır. Geçmişte alveoler kemik yüksekliğinin 4-5 mm'den az olduğu vakalarda implantın primer stabilitesinin zayıf olacağı düşünülmekteydi. Günümüzde ise rezidüel kemik yüksekliğinin 1 mm olduğu vakalarda dahi simultane kemik grefti ve implant uygulamasının başarılı sonuçları tartışılmaktadır. Her iki yaklaşımda da başarılı sonuçlar elde edilmişken burada en önemli olan faktör ise alveoler kretin yeterli genişlikte olmasıdır. Literatür incelendiğinde yeterli alveol kret genişliğinde, yüksekliğin az olmasında dahi implant tedavisi başarıyla uygulanmaktadır. Kliniğimizde benzer vakalardaki uygulamalar bu görüşü desteklemektedir.

Yapılan çalışmalarda sinüs augmentasyonunda pek çok greft materyali kullanılmaktadır. Otojen kemik osteojenik aktivitesinin yüksek olması nedeniyle en çok tercih edilen greft materyalidir fakat ikinci bir cerrahi işlem gerekliliği ve donör saha morbiditesi gibi dezavantajları nedeniyle alternatif olarak allogreftler ve ksenogreftler sıklıkla kullanılmaktadır. Kliniğimizde sinüs lifting işleminde daha çok ksenogreftler tercih edilmektedir ve başarılı sonuçlar alınmaktadır. Ksenogreftlerle yapılan

çalışmalarda bu greft materyalinin osteojenik aktivasyonunun yüksek olduğu ve osteogenezi hızlandırdığı gösterilmektedir.

İmplant stabilitesinin değerlendirilmesinde invaziv ve non-invaziv yöntemlerden yararlanılmaktadır. İnvaziv yöntemlerin kesin sonuçlar verdiği kabul edilmektedir, fakat klinikte bu yöntemlerin tekrarlanamaması nedeniyle non-invaziv yöntemler daha fazla kullanım alanı bulmaktadır. Non-invaziv yöntemlerden biri olan RFA implant-kemik yüzeyleri arasındaki bağlantı sertliğinin belirlenmesinde ve değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. RFA implant yerleştirilmesi aşamasında, iyileşmenin erken dönemlerinde, osteointegrasyonun gerçekteştikten sonra implant stabilitesinin değerlendirilmesinde sayısal olarak ölçüm yapılabilirmekte ve ölçümler tekrarlanabilmektedir. RFA'nın etkinliği ve geçerliliği in vivo ve in vitro olarak pek çok çalışmada belirtilmiştir. RFA'nın implantların primer stabilitesinin değerlendirilmesinde ve protetik yükleme protokollerinden sonra klinik takiplerinde kullanılabilirliği pek çok çalışmada belirtilmektedir. İmplantın primer stabilitesi kemiğin kalitesi, implantın geometrisine ve yerleştirme tekniklerine bağlıdır. Tüm bu faktörlerin RFA'ya olan etkileri yapılan çalışmalarda belirtilmektedir. Ayrıca implantların prognozunda ve yükleme öncesi yapılan ölçümlerle klinikte referans olarak kullanılabilirliktedir.

Yapılan çalışmaların tümünde implant yerleştirilmesi sonrasında iyileşmenin erken dönemlerinde ISQ değerlerinde hafif bir azalma gözlemlenmekte ve sonrasında başlangıç ve üzerindeki değerlere çıkmaktadır. Zaman içerisinde azalan ISQ değerlerinin implantların stabilitesinin azalmasına ve implantların kaybında bir gösterge olabilmektedir. Yapılan çalışmalarda farklı implant sistemleri için klinikte referans olabilecek bazı değerler belirtilmişse de kesin bir değer bulunmamaktadır. Sinüs lifting uygulamalarında yapılan çalışmalarda immedat ya da erken yükleme yapılacağı zaman ISQ değerlerinin 60-65 üzerinde olmasına dikkat edilmesi ve ölçümlerin mutlaka tekrarlanması gerektiği belirtilmektedir. Sinüs lifting uygulamalarında implant stabilitesinin değerlendirilmesinde RFA ölçümünün yeni sayılabilecek bir yöntem olarak rutin kullanıma girebileceğini düşünmekteyiz.

Kliniğimizde implant stabilitesinin ölçümünde RFA değerleri rutin olarak kullanılmamaktadır. Ancak implant stabilitesine yönelik çalışmaların artması ve tekniklerin güvenilirlikleri kanıtlandıkça, yeni bulunan cihazların günlük kullanıma gireceği görüşündeyiz.

9. KAYNAKLAR

1. Misch E Carl. Dental. Implant Prosthetics: Philadelphia, St. Louis Missouri, Elsevier Mosby, 2005 pp: 265.
2. Garg K Arun. Bone: biology, harvesting, grating for dental implants Quintessence, 2004 pp:171.
3. Cawood JI, Howell RA: A classificaiton of the edentulous jaws: Int J. of Oral and Maxillofacial Surg, 17: 323-236, 1999.
4. Boyne PJ, James RA, Linda L. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. J Oral Surgery, 38: 613-616, 1980.
5. Bağcı EC. İnce ağlı gözenekli kemik (D-4) yapısına sahip üst arka çene bölgesinde implant uygulaması: 5 yıllık bir olgu raporu. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 30: 46-52, 2006.
6. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. Clin Oral Impl Res, 12: 79-84, 2001.
7. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. Clin Oral Impl Res 17: (suppl 2): 124-135, 2006.
8. Balshi FS, Wolfinger JG. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. Periodontology 2000, Vol 33: 67-81, 2003.
9. Gapski R, Wang LH, Mascarenhas P, Lang PN. Critical review of immediate implant loading. Clin Oral Impl Res, 14: 515-527, 2003.
10. Raghoobar GM, Timmenga NM, Reintsema H, Stegenga B, Vissink A. Maxillary bone grafting for insertion of endosseous implants: results after 12-124 months. Clin Oral Impl Res, 12: 279-286, 2001.
11. Raghoobar GM, Schoen P, Meijer HJA, Stellingsma K, Vissink A. Early loading of endosseous implants in augmented maxilla: a 1-year clinical prospective study. Clin Oral Impl Res, 14: 697-702, 2003.
12. Tadjoeğin ES, De Lange GL, Bronckers ALJJ, Lyaruu DM, Burger EH. Deproteinized cancellous bovine bone (Bio-Oss) as bone substitute for sinus floor elevation. J. Clin Periodontol, 30: 261-270, 2003.

13. Mazor Z, Peleg M, Garg AK, Chauchu G. The use of hydroxyapatite bone cement ofr sinus flor augmentation in the atrophic maxilla. A report of 10 cases. *J Periodontol*, 71: 1187-1194, 2000.
14. Lee HJ, Choi BH, Jung JH, Zhu SJ, Lee SH, Huh JY, You TM, Li J. Maxillary sinus flor augmentation using autogenous bone grafts and platelet-enriched fibrin glue with simultaneous implant placement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 103: 329-333, 2007.
15. Rasmusson L, Meredith N, Kahnberg EK, Sennerby L. Effects of barrier membranes on bone rezorption and implant stability in onlay bone grafts. *Clin Oral Impl Res*, 10: 267-277, 1999.
16. Van den Berg JPA, Ten bruggenkatge CM, Disch JMF, Tuinzing DB. Anatomical aspect of sinus floor elevations. *Clin Oral Impl Res*, 11: 256-265, 2000.
17. Ardekian L, Peleg EO, Mactei EE, Peled M. The clinical significance of sinus membrane perforation during augmentation of the maxillary sinus. *J Oral Maxillofac Surg*, 64: 277-282, 2006.
18. Kaptein LAM, Hoogstraten J, Putter C, Lange GL, Blijdorp PA. Dental implants in the atrophic maxilla: measurements of patients satisfaciton and treatment experience. *Clin Oral Impl Res*, 9: 321-326, 1998.
19. Pejrone G, Lorenzetti M, Mozzati M, Valente G, Schierano GM. Sinus flor augmentation with iliac bone block grafts: a histological and histomorphometrical report on the two-step surgical technique. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 41: 383-388, 2002.
20. Hallman M, Hedin M, Sennerby L, Lungdren S. A prospective 1-year clinical and radiographic study of implants placed after maxillary sinus flor augmentation with bovine hydroxyapatite and autogenous bone. *J Oral Maxillofac Surg*, 60: 277-284, 2002.
21. Türker M, Kökden A. Oral ve maksillofasial cerrahide kullanılan kemik greftleri ve biyomateryaller. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2: 134-140, 1999.
22. Cordioli G, Mazzocco C, Schepers E, Brugnolo E, Majzoub Z. Maxillary sinus flor augmentation using bioactive glass granules and autogenous bone with simultaneous implant placement. Clinical and histological findings. *Clin Oral Impl Res*, 12: 270-278, 2001.

23. Xu H, Shimizu Y, Asai S, Ooya K. Grafting of deproteinized bone particles inhibits bone resorption after maxillary sinus floor elevation. *Clin Oral Impl Res*, 15: 126-133, 2004.
24. Mayfield LJA, Skoglund A, Hising P, Lang NP, Attström R. Evaluation following functional loading of titanium fixtures augmented by deproteinized bone mineral. A human case study. *Clin Oral Impl Res*, 12: 508-514, 2001.
25. Consolo U, Zaffe D, Bertoldi C, Ceccherelli G. Platelet-rich plasma activity on maxillary sinus floor augmentation by autologous bone. *Clin Oral Impl Res*, 18: 252-262, 2007.
26. Sandallı P. Oral İmplantoloji İstanbul. Erler Matbaacılık 2000 s:127.
27. Tuskan C, Yaltırık M. Oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan biyomateryaller. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi yayın no: 100 İstanbul 2002 s:20.
28. Çılıbr HÖ, Karaca İ, Sabuncuoğlu B, Akbay C. Demineralize kemik tozunun kemik iyileşmesi üzerine etkilerinin deneysel olarak incelenmesi. Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 2:117-121, 1999.
29. Peleg M, Garg AK, Misch CM, Mazor Z. Maxillary sinus and ridge augmentation using a surface-derived autogenous bone graft. *J Oral Maxillofac Surg*, 62: 1535-1544, 2004.
30. Fabricio Moreira Serra. Barbosa JRA, Mazzonetto R. Clinical evaluation of association of bovine organic osseous matrix and bovine bone morphogenetic protein versus autogenous bone graft in sinus floor augmentation. *J Oral Maxillofac Surg*, 64: 931-935, 2006.
31. Simion M, Fontana F, Raperini G, Maiorana C. Vertikal ridge augmentation by expanded-polytetrafluoroethylene membrane and an combination of intraoral autogenous bone graft and deproteinized anorganic bovine bone (Bio Oss). *Clin Oral Impl Res*, 18: 620-629, 2007.
32. Moy PK, Lungdren S, Holmes RE. Maxillary sinus augmentation: histomorphometric analysis of graft materials for maxillary sinus floor augmentation *J Oral Maxillofac Surg*, 51: 857-862, 1993.
33. Hürzeler MB. Kirsch A, Ackerman KL, Quinones CR. Reconstruction of the severely resorbed maxilla with dental implants in the augmented maxillary sinus: A 5-year clinical investigation *Int J Oral Maxillofac Surg*, 11: 466-475, 1996.

34. Watzek G, Weber R, Bernhart TH, Ulm CH, Hass R. Treatment of patients with extreme maxillary atrophy using sinus floor augmentation and implants: preliminary results. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 27: 428-434, 1998.
35. Yıldırım M, Spiekerman H, Biesterfeld S, Edelhoff D. Maxillary sinus augmentation using xenogenic bone substitute material Bio-Oss in combination with venous blood. *Clin Oral Impl Res*, 11: 217-219, 2000.
36. Nyström E, Ahlqvist J, Legrell PE, Kahnberg KE. Bone graft remodeling and implant success rate in the treatment of the severely resorbed maxilla: A 5-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 31: 158-164, 2002.
37. Nyström E, Ahlqvist J, Gunne J, Kahnberg KE. 10- Year follow-up of onlay bone grafts and implants in severely resorbed maxillae. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 33: 258-262, 2004.
38. Hallman M, Sennerby L, Zetterqvist L, Lundgren S. A 3-year prospective follow-up study of implant-supported fixed prostheses in patients subjected to maxillary sinus floor augmentation with a 80:20 mixture of deproteinized bovine bone and autogenous bone. Clinical, radiographic and resonance frequency analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 34: 273-280, 2005.
39. Hatano N, Shimizu Y, Ooya K. A clinical long-term radiographic evaluation of graft height changes after maxillary sinus floor augmentation with a 2:1 autogenous bone/xenograft mixture and simultaneous placement of dental implants. *Clin Oral Impl Res*, 15: 339-245, 2004.
40. Sjöström N, Lundgren S, Nilson H, Sennerby L. Monitoring of implant stability in grafted bone using resonance frequency analysis: A clinical study from implant placement to 6 months of loading. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 34: 45-51, 2005.
41. Sjöström M, Sennerby L, Nilson H, Lundgren S. Reconstruction of the atrophic edentulous maxilla with free iliac crest grafts and implants: A 3-year report of a prospective clinical study. *Clin Impl Dent and Relat Res*, 9: 46-59, 2007.
42. Steenberghe DV, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Hermann I, Higuchi K, Laney W, Linden U, Astrand P. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Surg*, Vol:5 No:3 272-281, 1990.
43. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4641 consecutively placed Branemark dental implants: A study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 6: 142-146, 1991.

44. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: A 5-year follow-up report in patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 10: 303-310, 1995.
45. Andreana S, Cornelini R, Edsberg EL, Natalie RJ. Maxillary sinus elevation for implant placement using calcium sulfate with and without DFDBA: Six Cases. *Implant Dentistry*, 13: 270-277, 2004.
46. 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.
47. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo. *Clin Oral Impl Res*, 8: 226-233, 1997.
48. 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.
49. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*, 11: 491-501, 1998.
50. Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 18: 641-651, 2003.
51. Huang Haw-Ming, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin Oral Impl Res*, 13: 65-74, 2002.
52. Huang HM, Chiu LC, Yeh YC, Lin TC, Lin HL, Lee YS. Early detection of implant healing process using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res*, 14: 437-443, 2003.
53. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: A human cadaver study. *Clin Impl Dent and Relat Res*, 2: 85-92, 2000.
54. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Impl Res*, 15: 474-480, 2004.
55. O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Impl Dent and Relat Res*, 6: 48-57, 2004.

56. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical resonance-frequency analysis study with sandblasted-and-etched ITI implants. *Clin Oral Imp Res*, 15: 529-539, 2004.
57. Veltri M, Balleri P, Ferrari M. Influence of transducer orientation on osstell stability measurements of osseointegrated implants. *Clin Impl Dent and Relat Res*, 9: 60-64, 2007.
58. Türkyılmaz İ. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Branemark system implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33: 754-759, 2006.
59. Pattijn V, Lierde VC, Van der Perre G, Naert I, Vander Sloten J. The resonance frequencies and mode shapes of dental implants: rigid body behaviour versus bending behaviour. A numerical approach. *J of Biomechanics*, 39: 939-947, 2006.
60. Oal F, Altıntaş S. Bir diş implantının sonlu elemanlar yöntemi ile analizi. *Biyomut 2005*, National Symposium on Biomedical Engineering, İstanbul – Turkey.
61. Yeler H, Köşger H, Öztürk M, Ay S. Gömülü alt üçüncü molar dişlerin cerrahi çekiminden sonra ikinci molar diş mobilitesinin Periotest ile değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*2: 122-126, 1999.
62. Ichikawa T, Miyamoto M, Horisaka Y, Matsumoto N. Clinical evaluation of periotest for two-piece apatite implants. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 9: 461-467, 1994.
63. Teerlinck J, Quirynen M, Darius P, Steenberghe D. Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 6: 55-61, 1991.
64. Lachman S, Jager B, Axman D, Roman GG, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment Part 1: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Impl Res*, 17: 75-79, 2006.
65. Lachman S, Laval YJ, Jager B, Axmann D, Roman GG, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments. *Clin Oral Impl Res*, 17: 80-84, 2006.

66. Lindeboom JM, Tjiook Y, Kroon M. Immediate placement of implants in periapical infected sites: A prospective randomized study in 50 patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 101:705-710, 2006.
67. Gedrange T, Hietschold V, Mai R, Wolf M, Nicklisch M, Harzer W. An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers. *Clin Oral Impl Res*, 16: 425-431, 2005.
68. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. *Int. J of Oral Maxillofac Surg*, 28: 297-303, 1999.
69. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Ree A, Lundgren AK, Gottlow J, Hammerlee CHF. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. *Clin Oral Impl Res*, 15: 428-434, 2004.
70. Huwiler MA, Pjetursson BE, Bosshardt DD, Salvi GE, Lang NP. Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clin Oral Impl Res*, 18: 275-280, 2007.
71. Akkocaoğlu M, Cehreli CM, Tekdemir İ, Cömert A, Güzel E, Dağdeviren A, Akça K. Primary stability of simultaneously placed dental implants in extraoral donor graft sites: A human cadaver study. *J Oral Maxillofac Surg*, 65: 400-407, 2007.
72. Rasmusson L, Kahnberg EK, Tan A. Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: An experimental study in the dog mandible. *Clin Impl Dent and Relat Res*, 3: 2-8, 2001.
73. Akça K, Akkocaoğlu M, Cömert A, Tekdemir İ, Cehreli CM. Human ex vivo bone tissue strains around immediately loaded implants supporting maxillary overdentures. *Clin Oral Impl Res*, 16: 715-722, 2005.
74. Akça K, Chang LT, Tekdemir İ, Fanuscu İM. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Impl Res*, 17: 465-472, 2006.
75. Becker W, Sennerby L, Bedrossian E, Becker EB, Lucchini PJ. Implant stability measurements for implants placed at the time of extraction: A cohort, prospective clinical trial. *J Periodontol*, 76: 391-397, 2005.
76. Hall AGJ, Panye GTA, Purton GD, Torr B, Duncan JW, De Silva KR. Immediately restored, single-tapered implants in the anterior maxilla:

- Prosthodontic and Aesthetic outcomes after 1 year. *Clin Impl Dent and Relat Res*, 9: 34-45, 2007.
77. Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momicchioli G, Varriale A. Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partial edentulous jaws after 1 year of loading: A pilot study. *Clin Impl Dent and Relat Res*, 4: 128-132, 2002.
 78. Portman M, Glauser R. Report of a case receiving full-arch rehabilitation in both jaws using immediate implant loading protocols: a 1 year resonance frequency analysis follow-up. *Clin Impl Relat Res*, 8: 25-31, 2006.
 79. Balshi FS, Allen DF, Wolfinger JG, Balshi JT. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 20: 584-594, 2005.
 80. Lopez BA, Diago PM, Cortissoz MO, Martinez MI. Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 11:E 272-276, 2006.
 81. Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioğlu B. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *J Periodontol*, 76: 1066-1071, 2005.
 82. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery-clinical, prospective, biomechanical, and imaging study *Bone* 37: 776-780, 2005.
 83. Karl M, Graef F, Heckamn S, Kraft T. Parameters of resonance frequency measurement values: a retrospective study of 385 ITI dental implants. *Clin Oral Impl Res*, 19: 214-218, 2008.
 84. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Monkler S, Bernarda JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Impl Res*, 15: 520-528, 2004.
 85. Zix J, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 20: 747-752, 2005
 86. Bütcher A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Kersken J, Nienkemper M, Weyhrother H, Joos U, Meyer U. Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after osteotome technique. *Clin Oral Impl Res*, 16: 1-8, 2005.

87. Chrismani AG, Berhart T, Schwarz K, Celar AG, Bantleon HP, Watzek G. Ninety percent succes in palatal implants loaded 1 week after placement: a clinical evaluation by resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res*, 17: 445-450, 2006.

ÖZGEÇMİŞ

24 Kasım 1981'de Kocaeli'nde doğdu. İlköğrenimini Karadeniz Ereğli Cumhuriyet İlkokulu'nda, orta ve lise öğrenimini Karadeniz Ereğli Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2000 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne girdi ve 2005 yılında mezun oldu. Aynı yıl Yeditepe Üniversitesi Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi AD' da master programına başladı. Halen aynı programda eğitimine devam etmektedir.