

**T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**DENTAL İMPLANTLARIN OSSEOİNTEGRASYON SÜRECİNİN İMPLANT  
STABİLİTE ÖLÇÜMLERİ ÜZERİNDEN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Sarper TAN**

**UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA**

**2020**

## ÖZET

**Tan S. Dental İmplantların Osseointegrasyon Sürecinin İmplant Stabilite Ölçümleri Üzerinden Değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2020** Dental implantların protetik rehabilitasyonu desteklemek için uygulanabilir, öngörülebilir bir seçenek olduğu kanıtlanmıştır. İmplant osseointegrasyonun incelendiği çalışmalarda başarılı bir osseointegrasyonun sağlanabilmesi için primer stabilitenin önem kazandığı görülmektedir. Osseointegrasyonun sağlanması ile birlikte ise implantın sekonder stabilitesi oluşmaktadır. Stabilite değişimini incelemek için günümüzde en sık kullanılan invaziv olmayan yöntem rezonans frekans analizidir(RFA). Bu çalışmanın amacı kemik içi implantların erken iyileşme döneminde stabilite değerlerinin nasıl değiştiği ve buna etki edebilecek faktörlerin neler olduğunun anlaşılmasıdır. Bu sayede başarılı bir iyileşme için hangi koşulların gerekli olduğunun belirlenmesi ve normal iyileşme sürecinin daha iyi anlaşılması sağlanacaktır. Çalışmada 36 hastaya yerleştirilen 82 implantın stabilite değerleri iki farklı doğrultuda olacak şekilde, ameliyat sırasında, ameliyattan sonraki 1., 4. ve 12. haftalarda kaydedilmiş olup stabiliteyi etkileyebilecek diğer faktörlerle ilişkisi değerlendirilmiştir. Yerleştirilen implantın mandibulada olması, çapının 4mm'den büyük olması ve yerleştirme torkunun 35Ncm'den büyük olmasının implant stabilite katsayısını istatistiksel olarak anlamlı oranda arttırdığı görülmüştür. İmmediat olarak yerleştirilen implantlarda ise iyileşme sürecindeki stabilite değişiminin iyileşmiş bölgelerdekinden farklı bir patern izlediği görülmüştür. Ayrıca farklı doğrultularda yapılan stabilite ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Sonuç olarak implantın yerleştirildiği çenenin, implant çapının, implantın yerleştirme torkunun implant stabilite katsayısını etkileyen faktörler olduğu gözlemlenmiş olup stabilite değişimi değerlendirilirken sürecin daha iyi anlaşılması için farklı doğrultularda ölçüm yapılması önerilmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Dental implant, osseointegrasyon, primer stabilite, RFA

## ABSTRACT

**Tan S. Evaluation of the Osseointegration Process of Dental Implants Using Implant Stability Measurements. Hacettepe University, Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Specialty Thesis, Ankara, 2020** Dental implants have proven to be a viable, predictable option to support prosthetic rehabilitation. In studies that examine implant osseointegration, primary stability is seen to be important factor for successful osseointegration. Secondary stability of the implant occurs with the provision of osseointegration. Resonance frequency analysis (RFA) is the most common non-invasive method used to examine stability changes nowadays. The aim of this study is to understand how the stability values of the dental implants changed during the early recovery period and what factors may affect it. Thus, it will be determined what conditions are required for a successful recovery and a better understanding of the normal recovery process. In the study, the stability values of 82 implants placed in 36 patients were recorded in two different directions, during the surgery, at the 1., 4. and 12. weeks after surgery, and their relationship with other factors that may affect stability was evaluated. It was found that implant stability quotient significantly increased when implants placed in the mandible, diameter larger than 4mm, and the insertion torque was greater than 35Ncm. When implants placed immediatly, the change in stability in the healing process was observed to follow a different pattern unlike that it seen in the healed areas. In addition, a statistically significant difference was found when stability measurements done in different directions. In conclusion the jaw where the implant is placed, the implant diameter and the insertion torque are the factors affecting the implant stability quotient and it is recommended to measure in different directions for a better understanding of the process while evaluating the stability change.

**Key Words:** Dental implant, osseointegration, primary stability, RFA

**İÇİNDEKİLER**

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiii
RESİMLER	xiv
<b>1. GİRİŞ</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	<b>3</b>
2.1. Dental İmplantların Tarihçesi	3
2.2. Dental İmplant Tipleri	5
2.2.1. Kemik İçi (Endosseoz) İmplantlar	5
2.2.2. Subperiosteal İmplantlar	8
2.2.3. Transosteal İmplantlar	9
2.2.4. Ekstraoral İmplantlar	9
2.3. Dental İmplant Yapımında Kullanılan Materyaller	10
2.4. Dental İmplant Yüzeyleri	12
2.5. Osseointegrasyon Kavramı	18
2.5.1. Osseointegrasyonun Aşamaları	20
2.6. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri	22
2.7. Dental İmplantlarda Başarısızlık Kriterleri	23
2.8. Kemik Tipleri ve Sınıflandırılması	25
2.9. İmplantasyon Zamanlaması	27
2.9.1. Tek ve İki Aşamalı Cerrahi Prosedürler	29
2.10. Dental İmplantlarda Stabilite Kavramı	31

2.10.1. Primer Stabilite	33
2.10.2. Primer Stabiliteyi Etkileyen Faktörler	33
2.10.3. Sekonder Stabilite	38
2.10.4. Stabilitenin İdamesi	39
2.11. Dental İmplantlarda Stabilite Ölçüm Yöntemleri	40
2.11.1. İnvaziv Yöntemler	41
2.11.2. Non-İnvaziv Yöntemler	43
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEMLER</b>	<b>52</b>
3.1. Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri	52
3.2. Çalışmadan Dışlanma Kriterleri	52
3.3. Cerrahi Prosedürler	53
3.4. Rezonans Frekans Analizi Ölçümleri	54
3.5. İstatistiksel Analiz	55
<b>4. BULGULAR</b>	<b>56</b>
4.1. ISQ Değerlerine Etki Eden Faktörler	57
4.2. Yerleştirme Torkuna Etki Eden Faktörler	71
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>76</b>
<b>6. SONUÇLAR</b>	<b>95</b>
<b>7. KAYNAKLAR</b>	<b>98</b>

**SİMGELER VE KISALTMALAR**

<b>ASA</b>	American Society of Anesthesiologist
<b>BL</b>	Bukkolingual
<b>HA</b>	Hidroksiapatit
<b>ITI</b>	International Team for Implantology
<b>ISQ</b>	Implant Stability Quotient
<b>KHz</b>	Kilohertz
<b>mm</b>	Milimetre
<b>M.Ö</b>	Milattan önce
<b>MD</b>	Meziodistal
<b>Ncm</b>	Newton santimetre
<b>RFA</b>	Rezonans Frekans Analizi
<b>SLA</b>	Sandblasted Large Grid Acid Etched
<b>TiO<sub>2</sub></b>	Titanyum dioksit
<b>Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V</b>	Titanyum-Aluminyum-Vanadyum
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	Zirkonyum dioksit
<b>°C</b>	Santigrat Derece
<b>µm</b>	Mikrometre

## ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. İmplant stabilitesinin değişimi.	51
4.1. ISQ BL değerlerinin zamana göre değişimi.	59
4.2. ISQ MD değerlerinin zamana göre değişimi.	59
4.3. ISQ BL ortalama değerlerinin cinsiyete göre zaman içerisinde değişimi.	60
4.4. ISQ MD ortalama değerlerinin cinsiyete göre zaman içerisinde değişimi.	60
4.5. ISQ BL ortalama değerlerinin implantasyon zamanlamasına göre zaman içerisinde değişimi.	61
4.6. ISQ MD ortalama değerlerinin implantasyon zamanlamasına göre zaman içerisinde değişimi.	62
4.7. ISQ BL ortalama değerlerinin implantın silindirik ya da konik olmasına göre zaman içerisinde değişimi.	62
4.8. ISQ MD ortalama değerlerinin implantın silindirik ya da konik olmasına göre zaman içerisinde değişimi.	63
4.9. ISQ BL ortalama değerlerinin implant çapına göre zaman içerisinde değişimi.	64
4.10. ISQ MD ortalama değerlerinin implant çapına göre zaman içerisinde değişimi.	64
4.11. ISQ BL ortalama değerlerinin implant boyuna göre zaman içerisinde değişimi.	65
4.12. ISQ MD ortalama değerlerinin implant boyuna göre zaman içerisinde değişimi.	66
4.13. ISQ BL ortalama değerlerinin çeneye göre zaman içerisinde değişimi.	66
4.14. ISQ MD ortalama değerlerinin çeneye göre zaman içerisinde değişimi.	67
4.15. ISQ BL ortalama değerlerinin implant yüzeyine göre zaman içerisinde değişimi.	68
4.16. ISQ MD ortalama değerlerinin implant yüzeyine göre zaman içerisinde değişimi.	68
4.17. ISQ BL ortalama değerlerinin yerleştirme torkuna göre zaman içerisinde değişimi.	69
4.18. ISQ BL ortalama değerlerinin yerleştirme torkuna göre zaman içerisinde değişimi.	70
4.19. İntraop ISQ değerlerinin yerleştirme torku ile ilişkisi.	70
4.20. İntraop ISQ değerlerinin implant çapı ile ilişkisi.	71

**TABLolar**

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>4.1.</b> Kullanılan implantlarla ilgili bilgiler.	57
<b>4.2.</b> Ölçümü yapılan implantların isq ortalamaları.	58
<b>4.3.</b> Cinsiyet-yerleştirme torku değerleri.	72
<b>4.4.</b> İmplantasyon zamanlaması-yerleştirme torku değerleri.	72
<b>4.5.</b> İmplant tipi-yerleştirme torku değerleri.	73
<b>4.6.</b> İmplant çapı-yerleştirme torku değerleri.	73
<b>4.7.</b> İmplant boyu-yerleştirme torku değerleri.	73
<b>4.8.</b> İmplant yüzeyi-yerleştirme torku değerleri.	74
<b>4.9.</b> İmplant yerleştirilen çene-yerleştirme torku değerleri.	74
<b>4.10.</b> İmplant yerleştirilen çene bölgeleri-yerleştirme torku değerleri.	75



## RESİMLER

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
2.1. 1938 yılında yivli dizayna sahip insanda uygulanan ilk implant.	4
2.2. Kemik içi (endoosseoz) implantlar.	6
2.3. Düz/silindirik ve yivli implantlar.	6
2.4. Paralel duvarlı ve konik duvarlı implantlar.	7
2.5. Tek parçalı ve iki parçalı implantlar.	7
2.6. Kemik ve doku seviyeli implantlar.	8
2.7. Subperiosteal İmplant.	8
2.8. Transosteal implant .	9
2.9. Zigomatik implantlar.	9
2.10. Pürüzlendirilmemiş implant yüzeyinin tarayıcı elektron mikroskop görüntüsü.	12
2.11. Kuşlama yapılmış bir implant yüzeyinin tarayıcı elektron mikroskop görüntüsü.	14
2.12. Asitle pürüzlendirme yapılmış bir implant yüzeyinin tarayıcı elektron mikroskop görüntüsü .	15
2.13. Farklı renkte anodize yüzeye sahip bir implant .	15
2.14. Oksidasyonla pürüzlendirilmiş bir implant yüzeyinin tarayıcı elektron mikroskop görüntüsü.	16
2.15. Hidroksiapatit kaplama yapılmış bir implant yüzeyinin tarayıcı elektron mikroskop görüntüsü.	18
2.16. Lekholm ve Zarb sınıflaması.	26
2.17. Misch'in kemik yoğunluk sınıflaması.	27
2.18. İki aşamalı ve tek aşamalı cerrahi prosedürler.	30
2.19. İmplantın lateral kuvvet altında hareketi.	32
2.20. İmplantta binen kuvvetlerin doğrultuları .	33
2.21. Stabilite ölçüm yöntemleri.	41
2.22. Osstell™ Mentor.	47
2.23. Smart peg ve implant stabilitesinin ölçülmesi.	48

## 1. GİRİŞ

Dental implantlar, diş eksikliğinin tedavi edilmesinde gün geçtikçe popüler hale gelmektedir. Başarılı bir tedavi sağlamak için implant cerrahisinin ve protetik restorasyonun ağız dokularına ve biyomekanik prensiplere uygun bir şekilde gerçekleştirilmesi gerekmektedir. İmplantoloji alanındaki gelişmelerle birlikte başarı oranları %95-98'e kadar yükselmiştir(1-3).

İmplant tedavisinde temel amaç, kemiğin içine yerleştirilen materyalin kemiğe osseointegre olup dişin kök kısmının taklit edilmesi, devamında bu kök üstüne porselen/metal destekli porselen gibi yapay bir materyalle dişin kron kısmının oluşturulmasıdır. Bu şekilde diş eksikliği yaşayan hastaya uygun bir estetik, çiğneme fonksiyonu ve uygun fonasyon kazandırılabilir. İmplantın yerleştirilmesiyle sıkı bir kemik-implant bağlantısı oluşturmak ve bunun devam etmesini sağlamak hedeflenmektedir. Bu konsept osseointegrasyon olarak ifade edilmektedir. Osseointegrasyon terimi, kemik ve implant yüzeyi arasında doğrudan yapısal ve fonksiyonel bir bağlantıyı tanımlamak için kullanılmıştır. Osseointegrasyon olgusu sayesinde, eksik dişlerin rehabilitasyonu mümkün olmaktadır(4).

Rezonans frekans analizi (RFA), kemik içerisine yerleştirilen implantların stabilitesini ölçmeye yarayan bir analizdir. Bu sayede implantın başlangıç stabilitesi, stabilitenin iyileşme sürecindeki gidişatı ve implant üzerine restorasyon yapıldıktan sonra yine implantın kemik içerisindeki durumu stabilite değeri üzerinden değerlendirilebilmektedir. Stabilite değeri düşen bir implant kemikle olan bağlantısını tamamen yitirmeden duruma müdahale edebilmek mümkün olmakta böylece implant kaybı olmadan iyileşmeyen implantlar da tedavi edilebilmektedir.

Bu çalışmada kemik içi implantların osseointegrasyon sürecinde stabilite değerlerinin nasıl değiştiğini ve buna etki edebilecek faktörlerin neler olabileceğini araştırmak amaçlanmıştır. Bu sayede başarılı bir iyileşme için hangi koşulların gerekli

olduğunun belirlenmesi ve normal iyileşme sürecinin daha iyi anlaşılması sağlanacaktır.

## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental İmplantların Tarihçesi

Eksik dişleri diş köküne benzer bir materyalle değiştirmek tarih boyunca arzulanan bir şey olmuştur. Diş çekiminden (oral cerrahi) sonra implantoloji, diş hekimliğinin en eski ikinci disiplini olmuştur. Antik Mısırda MÖ 5500'ü yıllarda ve Sümerlilerde MÖ 2500'ü yıllarda diş ağrısı tanımlaması yapılmaya çalışılmıştır(5). Kök formunda diş implantları MÖ 4000 yıllarında Çin'de bambu çubukların çivi şekli verilerek kemik içine uygulanmasıyla başladığı düşünülmektedir(6). İbranilerde gümüş ve altın oymalar, Fenikelilerde kölelerin dişleri çekilip sahiplerinin eksik dişlerinin yerine kullanılmaya çalışılmıştır. Yine antik Maya uygarlığında deniz kabukları kemik içi implant olarak uygulanmaya çalışılmış ve bu kabuklar yontularak diş formu taklit edilmiştir(5).

Avrupa'da 19. Yüzyılda implant materyali olarak kullanılmak için farklı elementler denenmeye başlanmıştır. 1809 yılında Maggiolo diş kökü şeklinde altın implant geliştirmiştir. 1900'lerin başlarında Lambotte alüminyum, gümüş, pirinç, bakır, magnezyum, altın, altın ya da nikel ile kaplanmış çeliği implant materyali olarak üretmiştir. Ancak elektrolitik etki sonucu bu materyallerde korozyon oluştuğunu gözlemlemiştir(6).

1913 yılında Greenfield iridyum-platinyum kullanarak kök şeklinde olmayan silindirik bir implant dizayn etmiştir. Bu implant sağlam kemik dokusu içerisine bir yuva hazırlanarak sıkı bir temas halinde kemik içerisine yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant üstüne yapılan protez diş, implanttan bağımsız olarak hazırlandığı için aynı zamanda ilk iki parçalı implant olarak da kabul edilmektedir(6,7).

Greenfield'dan sonra Alvin ve Moses Strock krom-kobalt-molibden alaşımından oluşan vitalyum ile çalışmaya başlamıştır. Köpek ve insanlarda bu materyalle eksik dişleri tedavi etmeye çalışmışlar ve insan dokusuna en uygun olan materyal problemine bir çözüm bulmaya çalışmışlardır. Ürettikleri implant yivli bir

tasarıma sahip olup taze çekim soketine yerleştirilmiş ve etrafının otojen kemik ile iyileştiği izlenmiştir. Böyle bir dizayna sahip ilk implant 1938 yılında insan üzerinde kullanılmış ve 1955 yılında hasta ölene kadar bu implantla yapılan restorasyonu aynı hasta kullanmaya devam etmiştir (5,7).



**Resim 2.1.** 1938 yılında yivli dizayna sahip insanda uygulanan ilk implant(8).

1960'lı yıllara kadar kemik üzerine(*subperiosteal*) ya da kemik içine yerleştirilen levha(*bıçak*) şeklinde farklı tipte implantlar da uygulanmaya başlanmıştır. Ancak günümüzde kabul edilen modern implantlar İsveçli ortopedi cerrahı Branemark'ın çalışmalarına dayanmaktadır. Branemark kemik içerisine oluşturduğu bir odaya yerleştirdiği titanyum üzerinde kan akımının nasıl oluştuğu üzerine çalışmış ve daha sonra yerleştirilen titanyumun zamanla kemik ile sıkı bir temas halinde kaldığını, kemikten sökülemediğini gözlemlemiştir. Bu fenomeni daha sonraları osseointegrasyon olarak adlandırmış olup günümüzde de bu osseointegrasyon terimi implantolojide kabul edilmiştir(5,9,10).

Modern implantoloji alanında bir başka öncü de Andre Schroeder kabul edilebilir. 1970 ve 1980'lerde İsviçre Bern Üniversitesinde yaptığı deneylerde ortopedik cerrahide kullanılan metallerin dental implant sistemleri üzerinde geliştirilmesine çalışmıştır. Schroeder, Dr. Straumann ile birlikte osseointegrasyonu

ilk kez histolojik olarak göstermiştir. Daha sonra İsviçre’de bir çalışma grubu oluşmuş ve implant üzerine olan çalışmalarına Uluslararası İmplantoloji Takımı – *International Team for Implantology* (ITI) olarak devam etmişlerdir. İsveç’te çalışan Branemark da kendi çalışma grubunu oluşturmuştur. Daha sonra bu iki grup ayrı implant firmaları (*Nobel Biocare, Straumann*) altında implant geliştirmeye ve tedarik etmeye başlamışlardır(5,9,11).

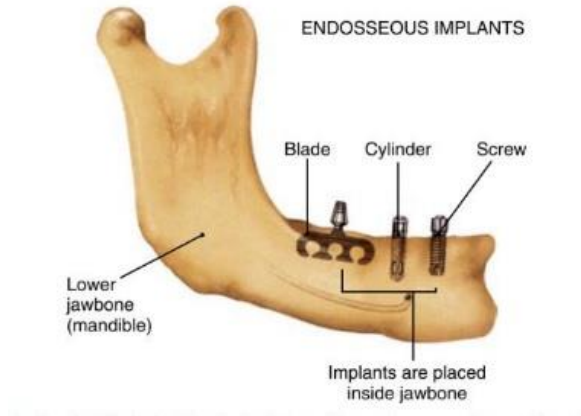
Günümüzde yüzlerce ülkeden yüzlerce farklı implant firması kendi tasarımlarıyla implant üretimi yapmaktadır. Piyasada bu kadar farklı firma ve implant tasarımının olması hangi implant firmasının tercih edilmesi gerektiği, hangi implant dizaynının hastalar için en doğru tercih olduğu sorularını gündeme getirmektedir. Osseointegrasyonu bulan ve bu alanda çalışmalara en erken başlayan firmalar olarak Nobel ve Straumann firmaları 2003’e kadar yayınlanan implant üzerine yapılan araştırmaların yarısından fazlasını oluşturmaktadır(12).

## **2.2. Dental İmplant Tipleri**

İmplantasyonun yapıldığı yere göre 4 tip implant vardır. Kemik içi(*endoosseoz*), *subperiosteal*, *transosseoz* ve *ekstraoral* implantlar(13).

### **2.2.1. Kemik İçi (Endosseoz) İmplantlar**

Kemik içi implantlar, implant gövdesinin bir bütün olarak maksilla veya mandibular alveol kemiğinin içine yerleştirildiği implantlardır. Kendi içerisinde blade implantlar ve kök formu implantlar olarak basitçe ikiye ayrılabilir(13).



**Resim 2.2.** Kemik içi (endoosseoz) implantlar(13).

Kök formlu implantlar yivli ya da düz/silindirik tasarıma sahip olabilir. Günümüzde en sık kullanılan implantlar kök formlu yivli tasarıma sahip olan kemik içi implantlardır(13).



**Resim 2.3.** Düz/silindirik ve yivli implantlar(13).

İmplant gövdesini oluşturan implant duvarları birbirine paralel, apekse doğru daralan, konik formda ya da ikisinin kombinasyonu şeklinde olabilir(13).



**Resim 2.4.** Paralel duvarlı ve konik duvarlı implantlar(13).

Kemik içi implantlar, implant gövdesi ve buna bağlı üst yapısıyla tek parçalı ya da implant gövdesi ve gövdeye ayrı olarak bağlanan dayanağıyla iki parçalı olabilir. Günümüzde en sık kullanılan implantlar iki parçalı olan implantlardır. Tek parçalı implantlar genellikle geçici implant olarak kullanılmaktadır(13).



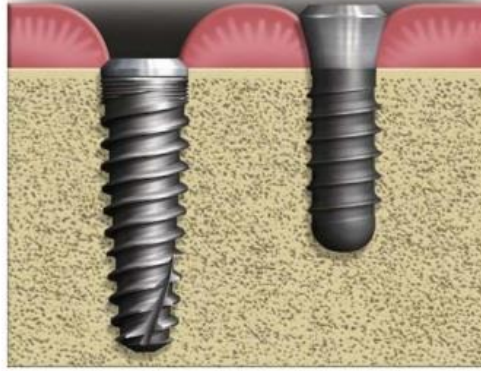
**Resim 2.5.** Tek parçalı ve iki parçalı implantlar(13).



Kemik içi implantlar implant boynunun sonladığı yere göre de 2 çeşittir:

a) Kemik kreti seviyesinde sonlanan (*bone level*) implantlar

b) Diş eti seviyesinde sonlanan (*tissue level*) implantlar



**Resim 2.6.** Kemik ve doku seviyeli implantlar(13).

### 2.2.2. Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal implantlar desteğini kemiği bir çerçeve gibi sararak alan implantlardır. Dişsiz maksilla ya mandibulada alveol kretin üzerine periostun altına yerleştirilip bu metal çerçeve üzerine dental restorasyonlar yapılır. Subperiosteal implantların çene kemiğine osseointegre olduğu düşünülmez. Bu yüzden okluzal yükleri taşıma kapasiteleri sınırlıdır(13).



**Resim 2.7.** Subperiosteal İmplant(5).

### 2.2.3. Transosteal İmplantlar

Kemiği boylu boyunca geçen, transmandibular implant olarak da adlandırılan implantlardır. Aşırı atrofiye uğramış mandibulalarda kullanılmak üzere dizayn edilmiştir. Mandibula bazisine yerleştirilen bir metal plak bu plaktan çıkıp mandibula içinden oral mukozaya çıkan barlardan oluşur(13).



**Resim 2.8.** Transosteal implant (5).

### 2.2.4. Ekstraoral İmplantlar

Maksillanın şiddetli rezorpsiyonun görüldüğü ve dental restorasyon için yeterli kemik desteğinin alınamadığı durumlarda kullanılan implantlardır. Zigomatik ya da pterigoid kemikten destek alınarak uygulanabilirler. Bu yüzden zigomatik implantlar ya da pterigoid implantlar olarak adlandırılırlar. Geleneksel kemik içi implantlardan daha uzun olup cerrahi görüşün kısıtlı olduğu alanlara uygulandığından teknik hassasiyet gerektiren implantlardır(13).



**Resim 2.9.** Zigomatik implantlar(13).

### 2.3. Dental İmplant Yapımında Kullanılan Materyaller

Biyomateryaller, biyolojik sistemlerle etkileşimde olan biyomedikal cihazlarda kullanılan materyaller olarak tanımlanabilir. İner metal ve alaşım biyomateryallerinin keşfi, ortopedi ve diş hekimliği gibi biyomedikal uygulamalar arasında kullanılmasına yol açmıştır. Fiziksel, kimyasal özellikleri ve etrafındaki biyolojik dokularla uyumlulukları sebebiyle kullanımları gittikçe artmaktadır. Osseointegrasyon mekanizması da kullanılan biyomateryallerle yakından ilişkilidir. Kullanılan biyomateryaller beş ana başlık altında sınıflandırılabilir(10):

I. Polimerler

II. Metaller

III. Seramikler

IV. Doğal biyomateryaller

V. Kompozit biyomateryaller

Cerrahi paslanmaz çelik, altın alaşımları, kobalt-krom alaşımları, alüminyum oksit, karbon, titanyum ve zirkonyum gibi bazı biyomateryaller dental implant malzemesi olarak araştırılan bazı biyomateryallerdir. Ticari olarak saf titanyum, titanyum alaşımları ve zirkonyum günümüzde tercih edilen implant materyalleridir(14,15).

#### I. Titanyum

Titanyum, biyolojik olarak inert ve korozyona yüksek direnç gösteren bir materyaldir. Havayla temas ettiğinde titanyum 3-10 nanometre kalınlığında oksit tabakası oluşturur. Titanyum dioksit ( $TiO_2$ ) kimyasal olarak stabil ve korozyona dirençli bir tabakadır ve metali içinde bulunduğu çevreden ayırır. Bu sayede titanyum, içinde bulunduğu dokuların yıpratıcı etkisinden korunur(14).

Ticari olarak saf titanyumun dört derecesi vardır. Dereceler arasındaki farklılık titanyumun saflığına dayanır ve derece arttıkça titanyumun dayanıklılığı artar. Bu yüzden çoğu dental implant 4. derece ticari saflıkta titanyum kullanılmaktadır.

5. derece olarak bilinen bir titanyum alaşımı da kullanılmaktadır. Bu alaşım  $Ti_6Al_4V$  olarak bilinen, en sık kullanılan titanyum alaşımıdır. Kimyasal kompozisyonu %6 alüminyum, %4 vanadyum, %0,25 demir, %0,2 oksijen, %90 titanyumdan oluşur. Bu alaşım saf titanyumla aynı biyoyumluluğu göstermekle birlikte daha iyi gerilme direncine ve kırılma dayanıklılığına sahiptir. Titanyum alaşımının kazandırdığı bu özellikler dental implantların özellikle daha iyi mekanik özelliklere sahip olması gereken, çenenin posteriorunda, çiğneme kuvvetlerinin daha fazla olduğu bölgelerde tercih edilme sebebidir(14,15).

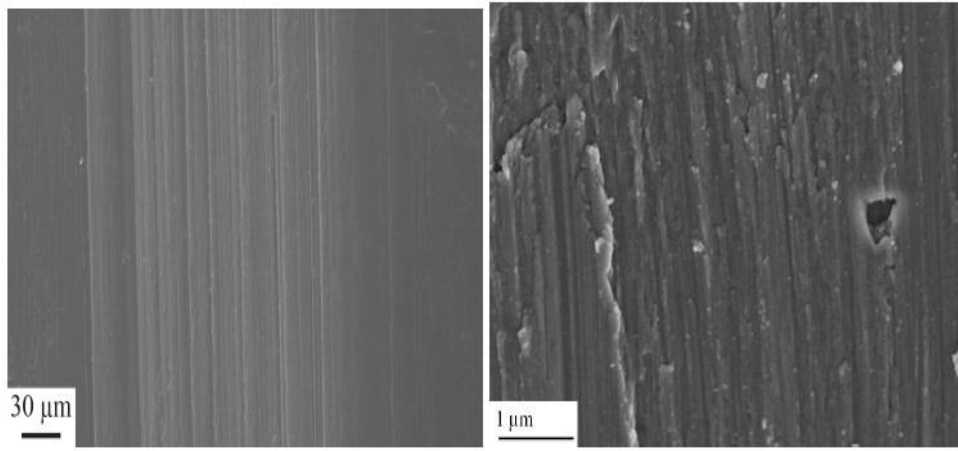
## II. Zirkonyum

Zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ ) dental implantlarda kullanılan, biyoyumluluğu titanyumunki kadar iyi olan bir seramiktir. Seramiğin dental implant materyali olarak en büyük avantajı, beyaz renkte olmasıdır. Böylece estetik bölgelerde metallerde olabildiği gibi dişeti altından koyu renk yansımalarının önüne geçilmiş olur. Kemiğe titanyum kadar iyi osseointegre olup olmadığı tartışmalı olup titanyuma yakın biyoyumluluğa ve osseointegrasyona sahip olduğu düşünülmektedir. Materyal sertliği ve korozyon direnci yüksektir. Zirkonyum implantlar tek parçalı olarak üretilmektedir. Bu yüzden implant açılmasındaki hataları tolere etmek zordur ve implant oral mukozaya açık bir şekilde iyileşmek zorundadır. Zirkonyum implantların rutin kullanımları için uzun dönemli klinik verilere ihtiyaç duyulmaktadır(15).

Titanyum-zirkonyum alaşımı ( $TiZr1317$ ) bir başka materyal de Roxolid (Straumann) adı altında piyasaya sunulmaktadır. Bu alaşımın saf titanyumdan daha iyi mekanik özelliklere ve daha yüksek kırılma direncine ve benzer osseointegrasyon özelliklerine sahip olduğu gösterilmiştir. Bu özellikleriyle kullanılmaya başlanan bu yeni alaşım daha küçük çaplı implantlar üretilmesine imkan verebilmektedir(16).

## 2.4. Dental İmplant Yüzeyleri

Dental implantların yüzey özellikleri moleküler interaksiyonda, hücre sel yanıtta ve kemik formasyonunda önemli bir rol oynar. İmplant titanyum bir çubuktan tornalama işlemi ile elde edilir. Bunun sonucunda oluşan yüzey, dönme yönünün doğrultusunda oluşan sırt ve vadilerden ibarettir. Bu şekilde oluşan implant yüzeyi literatürde '*machined*' ya da '*turned*' yüzey olarak adlandırılmaktadır ve birinci nesil implant yüzeyi olarak kabul edilmektedir(15).



**Resim 2.10.** Pürüzlendirilmemiş implant yüzeyinin tarayıcı elektron mikroskop görüntüsü (17).

Sonraki yıllarda yapılan çalışmalar, implantların yüzeylerinin ikinci bir işlemden geçirilerek yüzey topografisinin ve kimyasal yapısının değiştirilmesinin implant-kemik temas oranını arttırdığı, daha hızlı bir iyileşme ve osseointegrasyonu sağladığını göstermiştir(18–20). Böyle bir yüzey özelliğine sahip implantlar kemik niteliğinin kötü ve miktarının az olduğu maksilla posterior gibi bölgelerde implantın daha hızlı iyileşmesini sağlamakta, implanta daha hızlı yükleme yapılabilmekte ve implant sağ kalım oranlarını arttırmaktadır(21). İmplant yüzeyi temel olarak iki şekilde modifiye edilebilmektedir. İmplant yüzeyinden materyal kaldırılarak ya da implant yüzeyi kaplanarak(22):

***Aşındırma prosedürleri***

- I. Elektro cilalama
- II. Mekanik cilalama
- III. Kumlama (*Blasting*)
- IV. Asitle pürüzlendirme (*Etching*)

***Kaplama prosedürleri***

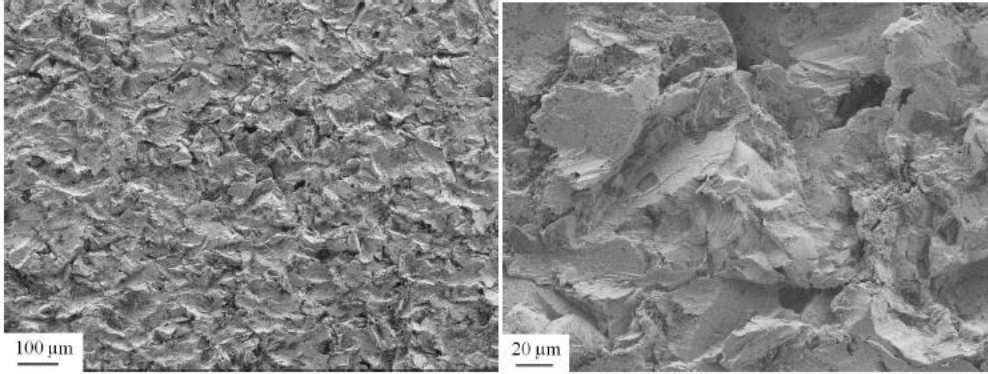
- I. Oksidasyon (Anodizasyon)
- II. Titanyum plazma püskürtme
- III. Hidroksiapatit (HA) veya kalsiyum fosfat ile kaplama
- IV. İyon depozisyon
- V. Biyoaktif veya farmakolojik moleküller ile kaplama

Kumlama, asitle pürüzlendirme, plazma püskürtme ve oksidasyon prosedürleri yüzey pürüzlülüğünü ve dolayısıyla toplam yüzey alanını arttırmaktadır.

***Kumlama (Blasting)***

Kumlama işlemi alüminyum oksit, hidroksiapatit, titanyum oksit tozlarıyla farklı büyüklükteki partiküllerle yapılabilmektedir. Alüminyum oksit asitte çözünmez bu yüzden implant yüzeyinde kalan partikülleri temizlemek zordur. Bu durumun da yeni kemik formasyonunu olumsuz etkileyeceği düşünülmektedir. Hidroksiapatit, kalsiyum fosfat gibi biyouyumlu bir materyalle ya da yine titanyum oksitle pürüzlendirme işlemi gerçekleştirilmesinin alüminyum oksitteki dezavantajları ortadan kaldırdığı görülmüştür. Yüzey pürüzlülüğü partikül boyutuna, pürüzlendirme zamanına, basınca ve partikül kaynağı ile implant yüzeyi arasındaki mesafeye

bağlıdır(15). Kumlama yapılarak pürüzlendirilmiş implantların pürüzlendirilmemiş implantlara kıyasla daha iyi bir kemik integrasyonuna sahip olduğu gösterilmiştir(23–25).

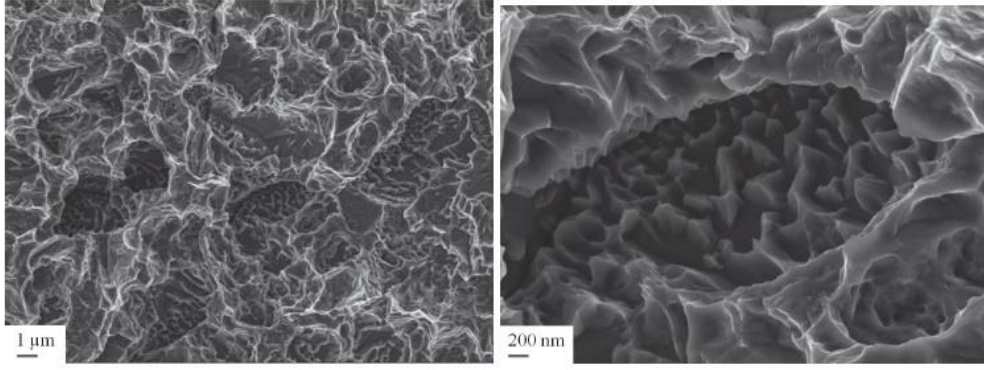


**Resim 2.11.** Kumlama yapılmış bir implant yüzeyinin tarayıcı elektron mikroskop görüntüsü(17)

#### ***Asitle Pürüzlendirme (Etching)***

Sülfürik, hidroklorik ve hidroflorik asitler yüzey pürüzlendirmede kullanılmıştır. Asidin implant yüzeyini aşındırmasıyla çeşitli boyutta ve farklı şekillerde mikro oluklar oluşur. Sonuç olarak detaylı bir yüzey dokusuna sahip temiz bir implant yüzeyi meydana gelir(15). İnsan ve hayvan çalışmaları, asitle pürüzlendirilmiş yüzeye sahip implantların pürüzlendirme yapılmamış implantlara kıyasla erken dönemde daha fazla kemik implant kontak oranına sahip olduğunu göstermiştir(22,26). Kemiği bu cevabından ötürü implant iyileşme süresinin kısaltılması önerilmiştir(27). Ayrıca kemik niteliğinin daha kötü olduğu bölgelerde ve sigara içenlerde bu yüzey özelliğine sahip implantlarda daha yüksek sağ kalım oranı bildirilmiştir(28,29).

Kumlama ve asitle pürüzlendirme işleminin kombinasyonu bir başka yüzey pürüzlendirme methodu olarak uygulanmıştır. Önce büyük partiküllü alüminyum oksitle kumlama işlemi daha sonra da yüzeyin asitle pürüzlendirilip temizlenmesiyle daha kompleks bir yüzey dokusu elde edilmiştir. Bu özgün yüzey Buser ve ark.(30) tarafından tarif edilmiş olup kısaca SLA yüzey olarak bilinmektedir.



**Resim 2.12.** Asitle pürüzlendirme yapılmış bir implant yüzeyinin tarayıcı elektron mikroskop görüntüsü (17).

### ***Oksidasyon***

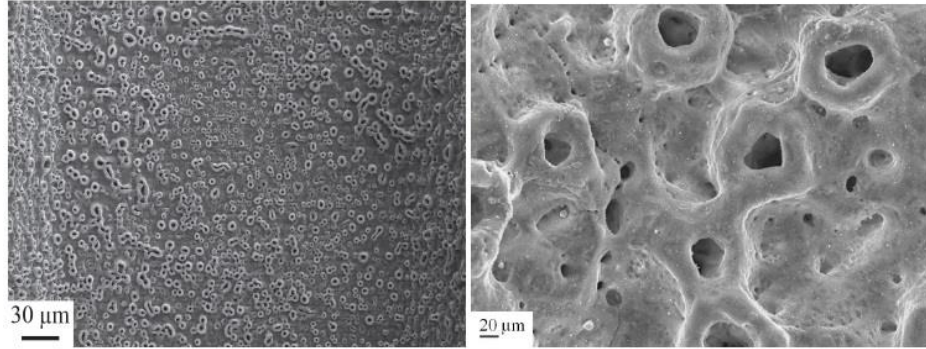
Tüm titanyum implantlar, yüzeyinde yaklaşık 5 nanometre kalınlığında oksit tabakasına sahiptir. Oksidize implantlarda daha kalın bir oksit tabakası oluşturulur. Galvanize bir hücrenin içinde uygun elektrolitle birlikte implantın anodize edilmesiyle ya da titanyum implantı ısı ile muamele ederek oksit tabakasının kalınlığı artırılmaktadır. Anodize implantlar farklı derecelerdeki voltajda muamele edilir bu da yüzey pürüzlülüğünü farklı derecelerde etkiler. Isıyla muamele edilmiş ya da anodize implantlarda bir diğer özellik de titanyumun renginin değiştirilebilmesidir. Yüzeydeki okside tabakanın kalınlığı değiştikçe buradan yansıyan ışığın dalga boyu da değişmektedir(15).



**Resim 2.13.** Farklı renkte anodize yüzeye sahip bir implant (31).



Anodize implantları pürüzlendirilmemiş implantlarla kıyaslayan insan çalışmalarında anodize implantların daha iyi bir kemik-implant temas oranına sahip olduğu ve kemikten daha iyi destek aldığı gösterilmiştir(32,33). Ancak geriye dönük 5 yıllık takibin yapıldığı bir çalışmada implant sağ kalım oranları açısından anodize yüzeye sahip implantlarla pürüzlendirilmemiş implantlar arasında bir fark bulunmamıştır(34). Anodize implant yüzeyinin hem implant gövdesine hem de üst yapı dayanağına(abutment) uygulandığında, gingival fibroblastları ve epitelyal hücreleri de stimüle ederek yumuşak doku etkileşiminde de avantaj sağlayacağı düşünülmektedir(35–37). Aksine kemik seviyesinin üzerinde kalan anodize yüzeylerin mikroorganizmaların tutunabilmesine imkan vereceği bunun da devamında periimplantitise neden olabileceği de düşünülmektedir(38,39).



**Resim 2.14.** Oksidasyonla pürüzlendirilmiş bir implant yüzeyinin tarayıcı elektron mikroskop görüntüsü(17).

### ***Titanyum Plazma Püskürtme***

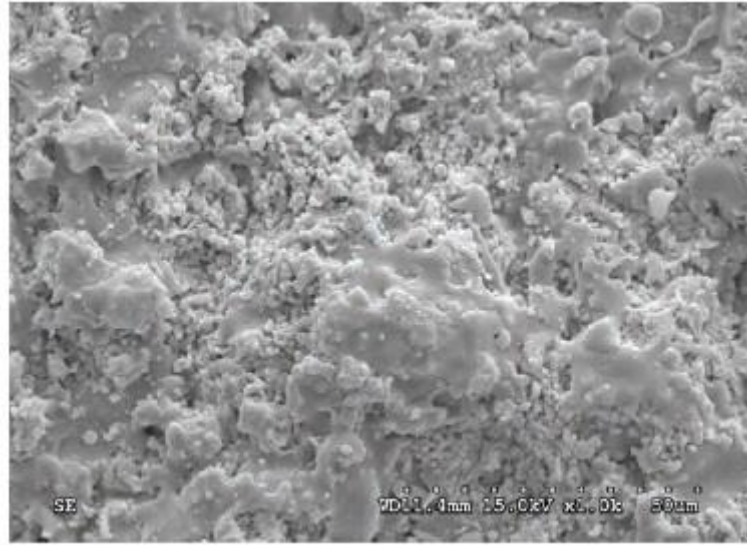
Titanyum plazma püskürtme yüzeyler, titanyum partiküllerinin yüksek hızda ve yüksek sıcaklıkta implant yüzeyine uygulanmasıyla elde edilir. Pürüzlendirilmemiş yüzeye sahip implantlarla kıyaslandığında dahi iyi bir kemik cevabı alındığı gösterilmiştir(15). Kumlama va asitle pürüzlendirilmiş (SLA) yüzeye sahip implantlarla titanyum plazma püskürtmeyle pürüzlendirilmiş implantları kıyaslayan klinik bir çalışmada iki implant arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır(40). Ancak titanyum plazma püskürtme yüzeyli implantlarda diğer pürüzlendirilmiş implantlara kıyasla

daha fazla marjinal kemik kaybı ve peri-implantitis bildirilmiştir(41–43). Bu yüzden üretimleri ve kullanımları azalmıştır.

### ***Hidroksiapatit İle Kaplama***

Metal implant yüzeyini kaplamak için farklı metotlar tarif edilmekle birlikte en sık kullanılan teknik plazma püskürtme tekniğidir. Bunun için önce implant yüzeyi kumlama ile pürüzlendirilir. Yüzey daha sonra plazma alevi altında hidroksiapatit partikülleri ile muamele edilir. Hidroksiapatit partiküllerinin kondenzasyonu ile 50-100 mikrometre kalınlığında bir yüzey oluşur(15).

İmplant yüzeyinin bu şekilde kaplanmasının kemik formasyonunu hızlandırdığı ve kemik-implant kontakını artırdığı izlenmiştir. Bu artmış iyileşme paterni, hidroksiapatit kaplama implantları kemiğin zayıf olduğu bölgelerde bir alternatif haline getirmiştir(44,45). Ancak uzun dönemde kaplama yüzeyin doku sıvıları içerisinde çözündüğü ve implant etrafında kemik kaybına yol açtığını belirten raporlar mevcuttur(46). Kemik-hidroksiapatit bağlantı kuvvetinin implant-hidroksiapatit bağlantı kuvvetinden daha fazla olduğu bu yüzden de kaplama yüzeylerin uzun dönemde dezavantajlı olabileceği düşünülmektedir(47). Bu yüzden günümüzde sadece yüzey pürüzlendirilmesi yapılmış implantların kullanımı daha popüler haldedir(15).



**Resim 2.15.** Hidroksiapatit kaplama yapılmış bir implant yüzeyinin tarayıcı elektron mikroskop görüntüsü(17)

### 2.5. Osseointegrasyon Kavramı

Osseointegrasyon, yük taşıyan bir implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında, yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanabilir. Fonksiyonel ankiloz olarak da adlandırılabilen bir süreç sonucunda implant yüzeyinde kemik dokusunun oluşumuyla meydana gelir. Osseointegrasyon direkt ya da primer iyileşme kategorisi altında değerlendirilir. Klinik olarak, implantın okluzal kuvvetler altındayken kemik içinde asemptomatik olarak rijit fiksasyonunun devam etmesi gereklidir. Tıpkı kırık iyileşmesinde, kırık hatlarının birbiri ile teması ile kemik birleşiminin sağlanmasında olduğu gibi osseointegrasyon sürecinde de osseointegre olması istenen materyalin kemik dokusu ile sıkı bir teması sağlanmalıdır. Böylece kırığın primer iyileşmesinde olduğu gibi fibrokartilajenöz iyileşmenin önüne geçilmiş olur. Ancak osseointegrasyon ve kırık iyileşmesi arasında temel bir fark vardır. Bu da kırık iyileşmesinde kemik-kemik arasında bir birleşim sağlanırken osseointegrasyonda kemik ve yabancı bir cisim arasında bir birleşim meydana gelmesidir(48). Osseointegrasyonun gerçekleşebilmesi için birkaç kritik faktör vardır(4). Bunlar:

1. Biyoyumlu bir materyal
2. İmplantın kemik ile sıkı bir temas halinde yerleştirilmesi (primer stabilite)
3. İyileşme sırasında implantın hareketsizliğinin sağlanması
4. Doku hasarını minimize etmek için atravmatik bir cerrahi yapılması

Kemiğin mekanik ve termal hasarını minimize etmek için atravmatik bir cerrahi ve aseptik bir ortam sağlamak kritik önemdedir. Bunun için yeterli keskinlikte ve uygun boyutlardaki cerrahi frezler, doğru hızlarda kullanılarak kemik osteotomisi yapılmalıdır. Osteotomi sırasında kuvvet aralıklı bir şekilde uygulanmalı ve bol irrigasyon sağlanmalıdır. İrrigasyondaki temel amaç, implant sahası hazırlanırken kemik sıcaklığını 47 °C'nin altında tutmaktır. 47 °C'yi aşan sıcaklıklar kemiğin nekroz olma ihtimalini arttıracak bu da osseointegrasyonun başarısızlıkla sonuçlanmasına sebep olacaktır(4,49,50).

Branemark osseointegrasyonu farklı bakış açılarından farklı şekillerde tanımlamıştır(51):

#### I. Hastanın bakış açısından

Fonksiyonel kuvvetler altında ağrı, inflamasyon ve gevşeme olmadan, implantın hareketsiz ve stabil bir şekilde proteze destek olmasıdır.

#### II. Makroskobik ve mikroskobik biyoloji açısından

İmplantın normal fizyolojik kuvvetler altında deformasyon göstermeden ve reddetme mekanizmalarını uyarmadan direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantısının sağlanmasıdır. Işık mikroskopu altında implant yüzeyi ve yeni oluşan ve remodele olan kemik arasında bir ahenk mevcuttur ve bu ilişkinin bağ dokusu ya da fibröz doku oluşumuyla bozulmaması gereklidir.

### III. Makroskobik biyomekanik açısından

İmplantın, farklı fonksiyonel yükler altında osseointegre olduğu bölgedeki kemik ve kemik iliğine kıyasla artan ya da değişen miktarda hareketlilik göstermemesidir ve bunun hastanın yaşamı boyunca devam etmesi istenir. Benzer kuvvetler direkt kemik üzerinde uygulandığında kemik nasıl bir deformasyon gösteriyorsa osseointegre olmuş bir implanta kuvvet uygulandığında da aynı şekilde cevap oluşması beklenir.

### IV. Mikroskobik biyofizik açısından

Işık ve elektron mikroskobu altında mineralize kemik dokusunun çoğu implant yüzeyini kaplaması ve bu sayede kemik/kemik iliği – implant bağlantısı arasına bu bağlantıyı bozabilecek başka bir materyalin girememesidir.

#### 2.5.1. Osseointegrasyonun Aşamaları

Mevcut kemik matrisinde bir defekt meydana geldiğinde, direkt kemik iyileşmesi ya da osseointegrasyon süreci aktive olur. Kemik matrisi ekstraselüler sıvılar ile temas ettiğinde büyüme faktörleri ve nonkollajenize proteinler serbest kalır ve kemik onarımını başlatırlar. Kemotaksisle bölgeye, kemik iliğinden osteoprogenitör hücrelerin migrasyonu başlar. Burada çoğalan ve osteoblast ve osteoblast öncü hücrelerine farklılaşan hücreler defekt duvarlarından implant yüzeyine doğru kemik üretimine başlarlar. Bu aşamada osteoklastlar nadir olarak görülür, aktivasyon aşamasında görev almazlar. Osseointegrasyon başladıktan sonra 3 aşamada süreç devam eder(48).

##### 1. Örgü kemik formasyonu

İlk oluşan kemik dokusu örgü kemiktir. Düşül mineral yoğunluğu, düzensiz şekilli osteositler ve rastgele dağılmış kollajen liflerin izlendiği öncü kemik yapısıdır. Etrafını saran dokular içerisinde hızla gelişerek bir damarlanmanın sağlanabilmesi için

yeni bir çatı oluşturur. Örgü kemik açık boşlukları doldurarak kemik duvarından implant yüzeyine kemik köprülerinin kurulması için ideal bir materyaldir. Örgü kemik formasyonu cerrahiden sonraki 4 – 6 haftada gerçekleşir(48).

### *2. Kemik kütlesinin yüke adaptasyonu (lamellar ve paralel lifli kemik oluşumu)*

İkinci aydan başlayarak yeni oluşan kemiğin mikroskobik yapısı değişmeye başlar. Lamellar kemik ya da paralel lifli kemik oluşumu başlar. Kollajen liflerin paralel tabakalar halinde sıralanmasıyla oluşan lamellar kemik, ona nihai dayanıklılığını verir. Daha önce oluşmuş örgü kemiğin üzerine günde 1-1,5 µm lamellar kemik üretilir. Bu aşamada implant yüzeyinde, yeni oluşan örgü kemikte ve implantın içine yerleştirildiği daha önce bulunan kemikte olmak üzere 3 bölgede yeni lamellar kemik oluşumu izlenir(48).

### *3. Kemik yapısının yüke adaptasyonu (kemik remodelasyonu)*

Kemik remodelasyonu osseointegrasyonun son aşaması olarak kabul edilir. 3. aydan sonra başlar ve izleyen birkaç hafta içerisinde yüksek kemik aktivitesi görülür. Daha sonra bu aktivite azalır ve remodelasyon hayat boyunca devam eder. Korikal ve trabeküler kemikte iki ayrı ünite olarak remodelasyon meydana gelir. Remodelasyon osteoklastik rezorpsiyonla başlar ve lamellar kemik oluşumuyla devam eder. Osteoklastlar bir osteon çapında rezorpsiyon kanalı oluşturur ve günde 50 µm kemik rezorbe ederler. Rezorbe olan bu bölge yeni bir vasküler yapı oluşur. Osteoklastların 100 µm arkasında yeni osteoblastlar sıralanır ve rezorpsiyon kanalı duvarında yeni lamellar kemik tabakaları oluştururlar. 2-4 ay sonra yeni osteon oluşumu tamamlanır. Sağlıklı bir iskelette rezospsiyon ve yeni kemik oluşumu bir denge içinde ilerler böylece uzun dönemde kemik kitlesi korunmuş olur. Bu dengenin bozulduğu, yeni kemik formasyonunun azaldığı durumlarda osteoporöz durumu görülmeye başlanır. Osseointegrasyonun üçüncü aşamasındaki remodelasyon, kemiğin, üzerine binen yüklere iki şekilde adapte olmasını sağlar:

- Önceden bulunan nekrotik kemiğin ortadan kaldırılması, oluşan örgü kemiğin lamellar kemiğe dönüşmesi ile kemik kalitesi arttırılmış olur.
- Kemik yapısını destekleyen elemanların, üzerine binen yükler karşısında oryantasyonu ve boyut değiştirmesi ile kemiğin bu yüklere fonksiyonel adaptasyonu sağlanır.

Bu şekilde eski kemiğin yeni kemikle devam eden replasmanı, implant kemik arayüzünde oluşan mikro hasarın onarılmasına, implantın kemik içerisinde mevcut konumunu devam ettirmesini sağlar(48).

## **2.6. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri**

Dental implantların başarısına farklı yaklaşımlar bulunmaktadır. İlk olarak Amerikan Sağlık Enstitüsünün 1979'da Harvard Üniversitesindeki konsensusuna göre implant başarı kriterleri şu şekilde belirlenmiştir(52):

1. Herhangi bir doğrultuda 1mm'den az mobilite
2. Radyolojik değerlendirmede radyolusensiler derecelendirilir ancak bir başarı kriteri belirlenmemiştir.
3. İmplantın boyunun üçte birinden fazla kemik kaybı olmaması gereklidir.
4. Enfeksiyon, parestezi, anestezi olmamalı, yandaki dişe zarar verilmemeli, mandibular kanal, maksiller sinüs ve nasal kavite korunmalıdır.
5. Yerleştirilen implantlar, vakaların %75'inde 5 yıl boyunca fonksiyonel olarak işlev görmelidir.

Günümüzde implant başarısı değerlendirilirken Albrektsson ve ark.'nın belirlediği kriterler daha sık göz önünde bulundurulmaktadır. Bu kriterler şunlardır(53):

1. Her bir implant ayrı ayrı değerlendirildiğinde klinik olarak mobilite izlenmemelidir.
2. Radyografik olarak peri-implant bölgelerde radyolusensi izlenmemelidir.
3. İmplantın yerleştirildiği ilk yıldan sonraki vertikal kemik kaybı 0.2 mm'yi geçmemelidir.
4. Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi bulgular olmamalıdır. Mandibular kanalın bütünlüğü korunmalıdır.
5. Yerleştirilen implantlar vakaların %85'inde 5 yıl boyunca, %80'inde 10 yıl boyunca fonksiyonel olarak işlev görmelidir.

### **2.7. Dental İmplantlarda Başarısızlık Kriterleri**

Esposito ve ark. osseointegrasyon konseptine göre implantın başarısız olma durumlarını şu şekilde sınıflandırmışlardır(54).

#### **1. Biyolojik başarısızlık**

##### **a. Erken/primer**

İmplantın osseointegre olma aşamasında başarısız olmasıdır.

##### **b. Geç/sekonder**

İmplantın sağlamış osseointegrasyonu koruyamaması durumudur.

#### **2. Mekanik başarısızlık**

İmplantın veya implantı proteze bağlayan üstyapıların ve ara parçaların kırılmasıdır.



### 3. İatrojenik başarısızlık

İmplantın yanlış konumlandırılması, sinir hasarı oluşması gibi durumlara bağlı olarak başarısız olmasıdır.

### 4. Yetersiz hasta adaptasyonu

Fonetik, estetik ve psikolojik problemlere bağlı başarısızlıklardır.

2014 yılında Chrcanovic ve ark. tarafından yapılan implant başarısızlığına sebep olabilecek faktörleri ayrı ayrı ele alan bir araştırmada, implant başarısızlığıyla korelasyonu olduğu düşünülen, implant başarısızlığını arttırabileceği düşünülen durumlar şunlardır(55):

1. Hemen ya da erken yükleme yapılması düşünülen implantlarda düşük yerleştirme torku

2. Cerrahın implant cerrahisinde yeterli tecrübeye sahip olmaması

3. Maksillaya yerleştirilen implantlar

4. Çenenin posterior bölgelerine yerleştirilen implantlar

5. Tip 3 ve 4 kalitesindeki kemiğe yerleştirilen implantlar

6. İmplant yerleştirilen bölgede yetersiz miktarda kemik olması

7. Kısa implantların kullanılması

8. Düşük primer stabilite

9. Fazla sigara kullanımı olan hastalar

10. Yivsiz implantların kullanılması

11. Hasta başına düşen implant sayısının fazla olması

## 12. İmplant destekli hareketli protez kullanımı

### 2.8. Kemik Tipleri ve Sınıflandırılması

İmplantolojide klinik başarı için anahtar faktörlerden birisi de implant yapılacak bölgedeki kemik yoğunluğudur. Kemiğin kuvveti ve dayanıklılığı, kemik-implant temas oranı, implanttan kemiğe iletilen kuvvetler kemik yoğunluğuyla direkt olarak ilişkilidir. Diğer parametreler sabit tutulduğunda, yumuşak kemik tipinde implant sağ kalım oranlarının düştüğü gösterilmiştir(56–58). Tedavi planlaması yapılırken bu durum göz önünde bulundurularak uygun sayıda, çapta, pozisyonda ve dizaynda implantlar tercih edilmelidir(6).

Kemiğin implant başarısı üzerine etkisi uzun zamandır bilinmekte olup, 1970 yılında Linkow tarafından kemik yoğunluğu üç sınıfta incelenmiştir:

✓ Sınıf 1 Kemik Yapısı: İdeal kemik tipi. Küçük boşluklar içeren kansellöz kemik ve eşit aralıklı trabeküllerden oluşur.

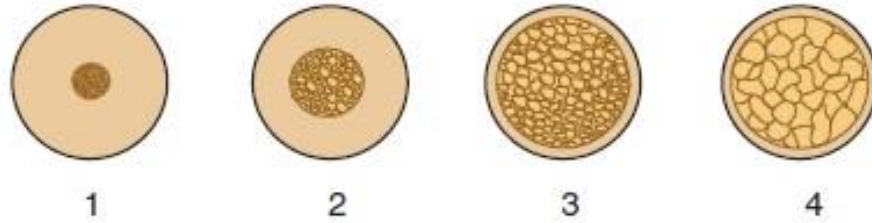
✓ Sınıf 2 Kemik Yapısı: Osseoz paternin benzer olmadığı daha geniş kansellöz kemik ve boşluklar içeren kemik yapısıdır.

✓ Sınıf 3 Kemik Yapısı: Kemik trabekülleri arasında geniş boşluklar içeren kemik yapısıdır.

Linkow, sınıf 3 kemik yapısının implantın kemik içerisinde gevşek tutumuna neden olacağını bu yüzden sınıf 2 ve sınıf 1 kemik yapısında implant başarısı açısından daha tatmin edici sonuçlara ulaşılacağını belirtmiştir(59).

1985 yılında Lekholm ve Zarb çenelerin anteriorunda bulunan kemik kalitesini dört sınıfa ayırmıştır(60):

- ✓ Q1: Homojen kompakt kemik
- ✓ Q2: Yoğun trabeküler kemik ve etrafında kalın kortikal kemik
- ✓ Q3: Yoğun trabeküler kemik ve etrafında ince kortikal kemik
- ✓ Q4: Düşük yoğunluklu trabeküler kemik ve etrafında ince kortikal kemik



**Resim 2.16.** Lekholm ve Zarb sınıflaması (6).

1988 yılında Misch, çenenin bölgelerinden bağımsız olarak, kemiğin makroskobik kortikal ve trabeküler karakteristiğine göre 4 farklı yoğunlukta kemik tarif etmiştir ve farklı yoğunluktaki kemikler için ayrı ayrı tedavi protokolleri oluşturmuştur. Böylece farklı yoğunluktaki her kemik tipi için benzer implant sağ kalım oranlarına ulaşılabileceğini savunmaktadır(61–63). Misch'in kemik sınıflaması şu şekildedir:

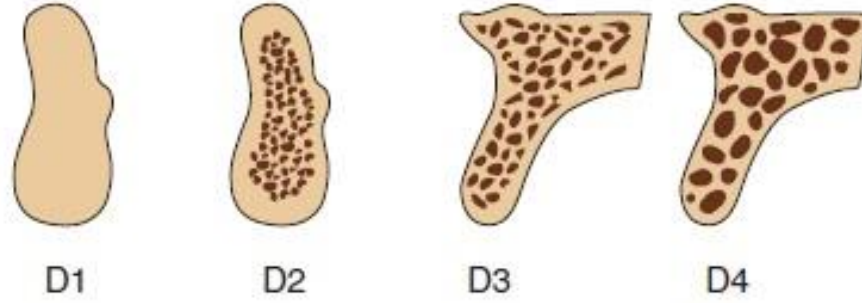
✓ D1: Neredeyse tamamen yoğun kortikal kemikten oluşur. Çoğunlukla mandibula anterior bölgede izlenir.

✓ D2: Kret tepesinde dıştan içe azalan şekilde yoğun bir kortikal kemik ve içinde trabeküler kemikten oluşur. En sık mandibula anterior bölgede izlenmekte olup maksilla anterior ve mandibula posterior bölgede de izlenebilir.

✓ D3: Kret tepesinde daha ince ve pöröz kortikal kemik ve trabeküller arasında daha fazla boşluğun olduğu kemiktir. En sık maksilla anterior bölgede izlenmekte olup çenelerin tüm bölgelerinde izlenebilmektedir.

✓ D4: Neredeyse krestal kortikal kemiğin izlenmediği geniş trabeküler boşlukların olduğu kemiktir. En sık maksilla posteriorda izlenir.

Trabeküller arası geniş boşluklar içeren, mineralizasyonunu tamamlamamış, çok yumuşak yapıdaki kemik D5 kemik olarak ifade edilebilmektedir. Bu kemik tipi genellikle greftlemiş sinüsteki immatür kemik tipidir(6).



**Resim 2.17.** Misch'in kemik yoğunluk sınıflaması(6).

### 2.9. İmplantasyon Zamanlaması

Diş çekiminden sonra, alveolar krette boyutsal değişimler genellikle ilk 3 ay içerisinde gerçekleşmektedir(64,65). Kretin hem yüksekliğinde hem de genişliğinde meydana gelen bu değişimler daha sonra bu bölgeye yerleştirilecek implantı etkileyebilmektedir. İmplant diş hekimliğinin ilk zamanlarında klinisyenler dişsiz sahaya implant yapmak için çekimin üzerinden 6 ay beklenmesi gerektiğini savunmaktaydılar. Ancak bu durum tedavi sürecini uzatmakta ve atrofiye uğrayan kretlerde ek cerrahi gereksinimi doğurmaktadır. Bu sebeplerle dişin çekildiği an implantın çekim soketine yerleştirilmesi (immediat implantasyon) prosedürü popülerlik kazanmaya başlamıştır(66). İmmediat implantasyon Branemark'ın önerdiği klasik gecikmiş implantasyon prosedürüne bir alternatif olarak ilk kez 1978 yılında Tübingen Üniversitesinde Prof. Wilfried Schulte tarafından ortaya konmuştur(67).

İmplantasyon zamanlaması ile ilgili bir sınıflandırma sistemi, 3. Uluslararası İmplantoloji Takımının (İTi) Konsensus Konferansında, 2004 yılında önerilmiştir ve bu sınıflama günümüzde de popülerliğini korumaktadır. Bu sınıflama, yara yeri iyileşme sürecinin farklı aşamalarında, istenen klinik sonuçlar esas alınarak yapılmıştır. 4 tip implantasyon zamanlaması vardır. Bunlar(68):

### 1. Tip 1 İmplantasyon (İmmediat İmplantasyon)

Dişin çekimi ve implantın yerleştirilmesi aynı anda, tek cerrahi prosedürde tamamlanır. Cerrahi prosedür sayısı ve tedavi süreci kısaldır. Mevcut kemiğin optimum kullanımı sağlanır. İmplantın yerleştirilip kalan boşlukların greftlenmesi ile çekim soketinin korunması sağlanabilir. Ancak çekim sahasının morfolojisi implantın uygun konumda yerleştirilmesine, yeterli stabilite alınmasına engel olabilir. Yetersiz keratinize diş eti olduğundan flep adaptasyonu sağlamak güçtür. İmplant çekim soketine yerleştirildikten sonra da soket morfolojisinin değişmeye devam edeceği göz önünde bulundurulmalıdır. İnce doku biyotipi estetik problemlere yol açabilir. Bu yüzden ek cerrahi prosedürler gerekebilir. İmmediat implantasyon teknik hassasiyet gerektiren bir işlem olarak kabul edilmektedir ve yeterli tecrübeye sahip cerrahların bu tip implantasyonu gerçekleştirmeleri önerilmektedir.

### 2. Tip 2 İmplantasyon (Erken İmplantasyon)

Çekim soketi yumuşak dokuyla tamamen iyileştikten sonra ancak kemik ile dolmadan önce implantın yerleştirilmesidir. İyileşme için 4-8 hafta beklenir. Bu iyileşme sürecinde bölgedeki mevcut patolojilerin çözülümü de sağlanmış olur. Yumuşak dokuların iyileşmesi tamamlandığından ötürü flep yönetimi daha kolaydır. Ancak yumuşak doku iyileşmesinin beklendiği bu süreç içerisinde çekim sahasında sert doku rezopsiyonu meydana gelebilir. Bu yüzden implantasyon sırasında sert doku greftlemesi yapmak gerekebilir. Soket morfolojisi implantın uygun konumda yerleştirilmesine ve yeterli stabilite alınmasına engel olabilir. Ek cerrahi prosedürler gerekebilir ve toplam tedavi süreci uzar. Teknik hassasiyet gerektiren bir prosedürdür.

### 3. Tip 3 İmplantasyon (Gecikmiş İmplantasyon)

Çekim soketinin klinik veya radyolojik olarak önemli miktarda kemikle iyileştiği izlendiği zaman gerçekleştirilen implantasyondur. Genellikle 12-16 hafta iyileşme için

beklenir. Yumuşak dokuların maturasyonu tamamlanmıştır. Çekim soketi kemik ile dolduğundan implantın yerleştirilmesi daha kolaydır. Ancak tedavi süresi uzar ve iyileşme süreci içerisinde soket duvarları rezorbe olur.

#### 4. Tip 4 İmplantasyon (İyileşmiş İmplantasyon)

Diş çekiminin üzerinden 16 haftadan fazla süre geçmiş, klinik ve radyolojik olarak tamamen iyileştiği izlenen çekim soketine yapılan implantasyondur. Tüm sert ve yumuşak dokular iyileşmesini tamamladığı için daha kolay bir cerrahi yapılabilir. Ancak tedavi süreci uzamıştır. Mevcut kemik hacminde varyasyonlar izlenebilir bu yüzden ek cerrahi gereksinimi oluşabilir.

#### 2.9.1. Tek ve İki Aşamalı Cerrahi Prosedürler

İmplantın iyileşmesi sırasında, ağız ortamına açılarak (tek aşamalı cerrahi prosedür) ya da ağız ortamından uzak tutularak (iki aşamalı cerrahi prosedür) osseointegrasyon sağlamak mümkündür. İki aşamalı cerrahi prosedür izleneceği zaman implantın üzerine kapama vidası yerleştirilir. Kapama vidası, implant üst yapısının implant gövdesine bağlanacağı bölgeye yumuşak dokuların ve kemiğin ilerlemesine engel olur. İmplantın osseointegrasyonu tamamlandıktan sonra ikinci aşama cerrahisi gerçekleştirilir. Bu aşamada diş eti altında kalan kapama vidasına ulaşarak iyileşme başlığıyla değiştirilir. Böylece implant ağız ortamına açılmış olur. İyileşme başlığının etrafında diş eti iyileşmesi tamamlandıktan sonra protez aşamasına geçilir(6,49).



**Resim 2.18.** İki aşamalı ve tek aşamalı cerrahi prosedürler(4).

Geleneksel olarak, implant başarısızlığını minimize etmek ve osseointegrasyonu sağlamak için Branemark tarafından iki aşamalı cerrahi protokol önerilmiştir. Yumuşak dokuların altında iyileşmeye devam eden implantların üzerinin açılması için mandibulada 3-4 ay, maksillada ise 6-8 ay beklenmesini savunmuştur. Böylece iyileşme sırasında implant üzerine gelebilecek istenmeyen yüklerden implant korunmuş olacak ve implantın osseointegrasyon sırasında hareketsizliği sağlanmış olacaktır(46).

Yeterli primer stabilitenin sağlanamadığı durumlarda, membran kullanılan yönlendirilmiş doku rejenerasyonlarında ve hastanın dişsiz bölgede hareketli geçici protez kullanacağı durumlarda iki aşamalı cerrahi prosedürün tercih edilmesi önerilmektedir(47).

Tek aşamalı cerrahi prosedürde implant kemiğe yerleştirildiği anda üzerine iyileşme başlığı takılır ve osseointegrasyon süresince implant ağız ortamına açıktır. Tek aşamalı cerrahi prosedürün en büyük avantajı ikinci cerrahi gereksinimi ortadan kaldırmasıdır. Ayrıca iyileşme sürecinde implantı klinik olarak değerlendirmek mümkündür(48).

Tek aşamalı ve iki aşamalı cerrahi prosedürleri kıyaslayan çalışmalar iki prosedür arasında implant sağ kalımı ve implant sağlığı açısından anlamlı bir fark bulamamıştır(49,54–56,69).

## 2.10. Dental İmplantlarda Stabilite Kavramı

İmplant diş hekimliğinin başlangıcında, osseointegre olan implantların protetik tedavide kullanılabilmesi için genellikle yerleştirildikleri andan itibaren 3-6 aylık bir iyileşme periyodu boyunca beklenirdi. İmplant yüklenmeden önce direkt kemik-implant kontağının oluşması bir önkoşul olarak kabul edilirdi. Günümüzde immediat(hemen)/erken yükleme prosedürleri yaygın olarak kullanılmaktadır ve implantların bu şekilde yüklenmesinin, iki aşamalı prosedür ile kıyaslandığında başarılı sonuçlar alınabileceğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır(53,70). Bu durum, stabilite konseptinin kemik iyileşmesini belirleyen birkaç önemli faktörden biri olmasına yol açmıştır(71,72).

İmplant stabilitesinin sağlanması ve devam ettirilmesi bir implantın klinik olarak başarılı sayılabilmesi için vazgeçilmez bir faktördür. İmplant stabilitesini belirleyen esas faktörler şunlardır(73):

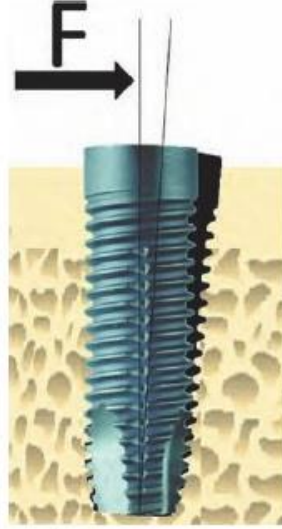
- ✓ İmplant sahasındaki kemik dokusunun mekanik özellikleri
- ✓ İmplantın kemik dokusunu mümkün olduğunca iyi kavraması

İlk faktör implant sahasındaki kemiğin kompozisyonundan ve iyileşmenin aşamasından etkilenmektedir. İyileşme aşamasına bağlı olarak, implanta komşu bölgedeki yumuşak trabeküler kemiğin yoğun kortikal kemiğe dönüşmesi beklenir. İkinci faktör ise cerrahi teknik, implant dizaynı ve osseointegrasyon sürecinden etkilenmektedir. Başarılı bir iyileşmenin sonucunda implant yüzeyi ve komşu kemik dokusu arasında yeni kemik köprüleri kurulur ve ara yüzde direkt kemik kontağı oluşur. Başarısız bir iyileşme sonucunda, enfeksiyon ya da mobilite sebebiyle implant kemik arasında fibrotik skar dokusu oluşur(74).

Klinik olarak başarılı ve stabil bir implant bile üzerine yük bindiğinde belirli bir hareketlilik derecesi gösterir. İmplantın başarılı olabilmesi için bu hareketliliğin belli bir eşik değeri geçmemesi gerekir. Bu değer 150 µm olduğu bulunmuş ve iyileşme



sırasında bu değeri geçen implantlarda kemik remodelasyonunun negatif etkilendiği ve fibrotik iyileşmenin gerçekleştiği görülmüştür(75). 50-150  $\mu\text{m}$ 'lik hareketliliğin kabul edilebilir bir değer olduğu gösterilmiştir(72,76,77). Bu yüzden implanta lateral bir kuvvet etki ettiğinde implant bir miktar yer değiştirir. Ancak kuvvet ortadan kalktığında implant eski konumuna döner.



**Resim 2.19.** İmplantın lateral kuvvet altında hareketi(73).

İmplant klinik olarak fonksiyon görürken kuvvetler aksiyal, lateral ve rotasyonel doğrultularda olabilmektedir. Aksiyal kuvvetler implantı kemik içersine doğru iten ya da kemikten çıkarıcı doğrultudadır. Lateral kuvvetler implantın 360<sup>o</sup> etrafından, herhangi bir doğrultuda gelebilecek, implantı eğilmeye yönelten kuvvetlerdir. Rotasyonel kuvvetler implantı saat yönünde ya da saat yönünün tersinde kendi etrafında döndüren kuvvetlerdir. Bu sebeplerle implant stabilitesi değerlendirilirken uygulanan testin tipi ve kuvvetin doğrultusu büyük önem taşımaktadır(74).



**Resim 2.20.** İmplantın binen kuvvetlerin doğrultuları (73).

### 2.10.1. Primer Stabilite

Primer stabilite, implantın yerleştirildiği anda, çevresindeki kemik dokusunu mekanik olarak kavraması sonucu görülen stablitedir. Literatürde implantın osseointegre olması ve uzun dönem başarısı için gerekli olduğu ifade edilmektedir(78,79). Primer stabilite ne kadar yüksek olursa implantın etrafındaki kemiğe göre hareketliliği o kadar az olur. Böylece direkt kemik iyileşmesi ve osseointegrasyon gerçekleşebilir, implant sağ kalım oranı artar (80–82). Bu mekanik stabilite iyileşme safhasının erken aşamalarında kemik remodelasyonuna bağlı olarak azalır. İmplant yüzeyinde yeni kemik oluşumuyla birlikte artar ve sekonder stabilite sağlanmış olur(83).

### 2.10.2. Primer Stabliteyi Etkileyen Faktörler

Primer stabiliteyi etkileyen başlıca faktörler; implant dizaynı (uzunluk, çap, makroskobik ve mikroskobik morfoloji), kemik durumu (miktar, nitelik) ve cerrahi tekniklerdir.

### ➤ *İmplant Dizaynı*

İmplantın üç boyutlu yapısı primer stabilitenin sağlanmasında önemli bir rol oynamaktadır. Yivli implantlar yivsiz implantlara kıyasla daha fazla yüzey alanına ve dolayısıyla daha fazla kemik implant kontağına sahiptir. Konik implantlar, kemik kompresyonu sağlayarak, özellikle düşük kalitedeki kemiklerde daha iyi bir primer stabilite elde edilmesini sağlar(84). İnsan kadavralarında yapılan bir çalışmada implant duvarlarındaki eğimin bir derecelik artışının, D4 tipteki kemikte stabiliteyi belirgin bir şekilde arttırdığı görülmüştür(85). Konik implantlarla paralel duvarlı implantlarda primer stabiliteyi karşılaştıran bir çalışmada, implant çapının konik implantların stabilitesinde anlamlı bir değişikliğe yol açmadığı ancak silindirik implantlarda, çap artışının primer stabiliteyi arttırdığı gösterilmiştir. Yine aynı çalışmada maksillada da mandibulada da konik implantlarda daha yüksek primer stabilite elde edilmiştir(86).

İmplant çapının primer stabiliteye etkisini inceleyen başka bir çalışmada çap ve stabilite arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır(87). İmplant çapının ve boyunun birlikte değerlendirildiği çalışmalarda, çap ve boyun primer stabiliteyi bir miktar etkileyebileceği görülmekle birlikte, çap ve boyun stabiliteyi anlamlı ölçüde değiştirdiği belirtilmemiştir(88–92).

İmplant yüzeyinin de primer stabiliteyi etkileyebileceği düşünülmektedir. Yüzey topografisinin ve pürüzlülüğünün, implantın toplam yüzey alanını arttıracaklarını, implantı çevreleyen dokulara daha iyi bir mekanik kenetlenme sağlayacağı ve bu şekilde primer stabiliteyi arttıracakları ifade edilmektedir(93).

### ➤ *Kemik Dansitesi ve Kalitesi*

Kemiğin primer stabiliteyi etkileyecek biyomekanik özellikleri implant sahasındaki kortikal ve trabeküler kemik oranına bağlıdır(94,95). Kortikal kemik yoğun ve mineralize lamellar kemikten oluşurken, trabeküler kemik yapısal olarak

daha pöröz ve mineralize dokulara göre daha fazla yumuşak doku elemanı içerir. Bu sebeplerle kortikal kemik trabeküler kemikten 10-20 kat daha serttir ve implanta trabeküler kemikten daha iyi destek sağlar(74).

Farklı yoğunluktaki kemiklerde primer stabiliteyi karşılaştıran bir çalışmada, pöröz kemiklerde elde edilen primer stabilite değerleri daha düşük ve implant mikro hareketliliği daha yüksek bulunmuştur(95). Yine farklı yoğunluktaki kemiklerde erken dönem sağ kalım oranlarını kıyaslayan bir çalışmada D4 kemikte D1, D2 ve D3 kemiğe kıyasla daha düşük bir implant sağ kalım oranı bulunmuştur(96). Güncel bir başka çalışmada da farklı yoğunluktaki kemiklerde primer stabilite ölçümleri ve implant sağ kalım oranları değerlendirilmiş olup D4 kemikte D1,D2 ve D3 kemiğe kıyasla daha düşük primer stabilite değerleri elde edilmiştir. Daha düşük stabilite değerlerinin elde edildiği implantlarda da daha düşük bir sağ kalım oranı elde edilmiştir(88).

Kortikal kemik kalınlığının tek başına implant stabilitesi üzerinde bir etkisinin olup olmadığı araştırılan çalışmalarda kortikal kemik kalınlığı ve stabilite arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmuştur. Kortikal kemik kalınlığının artışının primer stabiliteyi arttırdığı anlaşılmaktadır(94,97,98).

Primer stabiliteyi etkilemesi açısından implant çap ve boyunu kemik yoğunluğuyla karşılaştıran bir çalışmada kemik yoğunluğunun primer stabiliteyi implant çap ve boyuna kıyasla daha fazla etkilediği gösterilmiştir. Bu çalışmada da D4 kemikte diğer yoğunluktaki kemiklere kıyasla anlamlı olarak daha düşük primer stabilite elde edilebilmiştir(92).

Kemik yoğunluğunun tomografi üzerinde ölçülüp implant stabilitesiyle kıyaslandığı çalışmalarda da daha yüksek yoğunluğun ölçüldüğü kemik bölgelerine yerleştirilen implantlarda daha yüksek primer stabilite elde edilmiş olup kemik yoğunluğu ve primer stabilite arasında doğrusal bir korelasyon olduğu anlaşılmaktadır(82,99,100).

### ➤ Cerrahi Teknik

Primer stabiliteyi arttırabilmek için farklı cerrahi teknikler önerilmiştir. Bunlar; bikortikal fiksasyon, osteotom ile lateral kondenzasyon, osseodensifikasyon tekniği ve implant çapından daha küçük bir implant sahası hazırlamaktır(83).

#### • *Bikortikal Fiksasyon*

Bu teknikte kortikal kemiğin iki tabakasına da erişebilmek için uzun implantlar kullanılmaktadır. Servikal krestal bölgeden sinüs, nazal kavite tabanına ya da mandibular bazise kadar uzanan bir implant yerleştirilir. Posterior maksillada bikortikal fiksasyonla monokortikal fiksasyon ve indirekt sinüs liftin karşılaştırıldığı bir çalışmada primer stabilite açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır(101). Bikortikal ve monokortikal fiksasyonda primer stabiliteyi karşılaştıran bir çalışmada bikortikal fiksasyonla anlamlı olarak daha yüksek stabilite değerleri elde edilmiştir(102). Bikortikal fiksasyonla daha yüksek primer stabilite elde edilebilmekle birlikte implant sağ kalım oranları açısından net bir sonuca varılamamıştır. Bikortikal fiksasyonla daha fazla doku hasarı oluşturulacağı, bunun da komplikasyon oranını arttıracaklarını savunanlar bulunmaktadır(103). Bikortikal fiksasyonun sonuçları tartışmalı olduğundan günümüzde sık tercih edilen bir yöntem değildir bu konseptin sonuçlarının anlaşılması için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

#### • *Osteotom İle Kondenzasyon*

İmplant sahasının cerrahi frez yerine osteotom ile hazırlanması, bölgedeki kemiği apikal ve lateral yönde ilerleterek trabeküler kemiğin sıkıştırılmasına ve daha dens bir kemik alanının oluşmasına yardımcı olur(104). İmplantın dens kemikte daha iyi stabilite değerlerine sahip olduğu düşünüldüğünde bu yöntemle düşük kalitedeki pöröz kemiğin bulunduğu bölgelerde daha iyi bir stabilite elde etmek amaçlanmaktadır(105).

Geleneksel frezleme ile osteotom yardımıyla hazırlanan implant sahalarında primer stabiliteyi karşılaştıran bir çalışmada osteotom ile hazırlanan implant sahalarına yerleştirilen implantlarda istatistiksel olarak anlamlı oranda daha yüksek primer stabilite değerleri elde edilmiştir ve iyileşmenin ilk 6 haftası boyunca da daha fazla stabilite izlenmiştir(106). Yine frezleme ve osteotomi yöntemini kıyaslayan başka bir çalışmada stabilite değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamış olup osteotomi ile kondenzasyon yapılan grupta implant çevresinde daha fazla kemik hacmi izlenmiştir(107). Kemik implant kontağının histomorfometrik olarak incelendiği bir çalışmada, osteotom ile kondenzasyon yapılan grupta daha yüksek bir kemik implant temas oranı olduğu görülmüştür(108).

- ***Osseodensifikasyon Tekniği***

Geleneksel frezlemeden farklı olarak osseodensifikasyon sırasında kemik dokusu bölgeden kazılıp çıkarılmaz. Bu teknik için kullanılan özel frezler saat yönünün tersinde dönerek, frezlenen bölgedeki kemik artıklarını osteotomi sahasının dış duvarına komşu bölgedeki kemik ile sıkıştırır ve krette bir genişleme sağlar. Böylece implant sahasına komşu bölgede daha dens bir kemik dokusu elde edilmiş olur. Osseodensifikasyon ile implanta komşu kemikteki mineral yoğunluğunun ve kemik implant temas oranının arttırıldığı gösterilmiştir(109,110). Osseodensifikasyonun geleneksel frezleme ve osteotom ile kondenzasyonla karşılaştırıldığı bir çalışmada, histomorfometrik analiz sonucu en yüksek kemik implant temas oranı ve implant çevresinde en fazla kemik hacmi osseodensifikasyon yönteminde izlenmiştir(108). Benzer bir çalışmada da düşük yoğunluklu kemiklere, osseodensifikasyon ile yerleştirilen implantlarda daha yüksek primer stabilite elde edilmiştir(111).

Osseodensifikasyon yönteminin primer stabiliteyi arttırıcı yönde bir etki yaratacağı düşünülmekte olup, literatürde yeni tanımlanmış bir yöntemdir ve klinik kullanıma henüz yaygın olarak girmemiştir. Osseodensifikasyonun osseointegrasyon üzerine ve implant sağ kalım oranları üzerine etkilerini araştıran daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç vardır(110).

- ***İmplant Çapından Daha Küçük Çapta İmplant Sahası Hazırlamak***

Yumuşak trabeküler kemiğin olduğu durumlarda klinisyenler, kullandıkları implant sisteminde önerilen son frezi kullanmadan implantı yerleştirmeyi tercih edebilirler. Kemik hacminin korunması ve kemik yoğunluğunun artırılması için, küçük çaplı frezlerle hazırlanan osteotomi sahasına daha büyük çaptaki bir implantı yerleştirmenin primer stabiliteyi arttırabileceği gösterilmiştir(112–114). Bu teknik ile kemik fragmanlarının implant yüzeyi boyunca sıkışıp birikmesi sağlanmakta bunun da kemik iyileşmesini ve remodelasyonuna katkıda bulunacağı beklenmektedir(115). Benzer bir düşünceyle implant uzunluğundan daha uzun frezlemenin yapıldığı bir araştırmada, fazla frezleme yapılan grupta daha düşük primer stabilite elde edilmiştir(116). Degidi ve ark.(117) gerçekleştirdiği bir çalışmada implant sahası implant çapından %10 ve %25 oranında daha küçük çapta hazırlanmıştır. %10 daha küçük çapta hazırlanan grupta, primer stabilite istatistiksel olarak anlamlı oranda daha yüksek bulunmuştur. %25 daha küçük çapta hazırlanan grup istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

### **2.10.3. Sekonder Stabilite**

İmplantın yerleştirilmesinden sonra kemik dokusu cerrahi travmaya yanıt verir ve zamanla kortikal/trabeküler kemik oranı değişmeye, kemik implant temas oranı artmaya başlar. Kemik formasyonunun ve remodelasyonunun tamamlanması için gereken süre aralığı 12-18 aydır. Kemik implant temas oranının sekonder stabiliteye etkisi tam olarak bilinmemekle birlikte bu oranın artmasının sekonder stabiliteyi arttıracığı düşünülmektedir. Bununla birlikte implanta komşu alandaki trabeküler kemik yapısının, kortikal bir kemik yapısına dönüşmesi sekonder stabilite açısından daha büyük bir önem taşımaktadır(74).

Yeterli stabilitenin sağlanması için gerekli zaman kemik yoğunluğuna, implant yüzey özelliklerine ve primer stabiliteye bağlıdır. Düşük primer stabiliteye sahip, pöröz bir kemiğe yerleştirilmiş, yüzeyi pürüzlendirilmemiş bir implantın sekonder

stabilitesinin sağlanması için daha uzun süre beklemek gerekir. Primer stabilitenin hiç sağlanmadığı durumlarda da osseointegrasyon mümkün olup implantın ağız ortamından tamamen uzaklaştırılması ve iki aşamalı cerrahi prosedürün tercih edilmesi gereklidir(83). Bununla birlikte yüksek primer stabiliteye sahip implantların daha yüksek bir sağ kalım oranına sahip olduğu belirtilmektedir(80,88). Ayrıca hastanın iyileşme kapasitesi de bu süreci etkilemektedir. Hastanın genel sağlık durumu, ilaç ve sigara kullanımı, radyoterapi gibi durumlar iyileşmeyi etkileyeceğinden sekonder stabilitenin gelişimini de değiştirecektir(10,118).

Primer stabiliteyle implant kemik arasında sadece mekanik bir bağlantı sağlanırken, implant yüzeyinde yeni kemik oluşumuyla gelişen sekonder stabilitede hem biyolojik hem de mekanik bir bağlantı sağlanır. Primer stabiliteden sekonder stabiliteye geçerken, iyileşme aşamasının başlangıcında, stres biriken bölgelerde kemik rezorpsiyonu gerçekleşir. Kemik implant temas oranı azalır. Bu da primer stabilitenin azalmasına neden olur. Primer stabilitedeki bu düşüşün implant yerleştirildikten sonraki ilk 3-8 haftalarda izlendiği belirtilmiştir(119–121). Bazı çalışmalarda ise stabilitede bir düşüş gerçekleştiği izlenmemiştir(122,123). Bu farklılığın, primer stabiliteden, implant dizaynından ve implant yüzey özelliklerindeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Yüksek primer stabiliteye sahip implantlarda kemiğe binen stresler kemik rezorpsiyonunu tetikleyerek stabilite değerinin erken dönemde düşmesine sebep olabilmektedir. Düşük primer stabiliteye sahip implantlarda ise kemiğe binen stresler az ya da hiç olmadığı için rezorpsiyon izlenmez ve stabilite değerlerinde doğrudan bir artış izlenir(124,125). Primer ve sekonder stabilite arasındaki ilişkiyi araştıran çalışmalar halen devam etmekle birlikte, Meredith ve Sennerby farklı özelliklerdeki implantların da zamanla benzer sekonder stabilite değerlerine ulaşacağını ifade etmektedir(73).

#### **2.10.4. Stabilitenin İdamesi**

İmplantın protetik rehabilitasyonu tamamlandığında, implant üzerinden kemiğe iletilen kuvvetler kemik fizyolojisini etkilemektedir. İmplantın yüklendiği

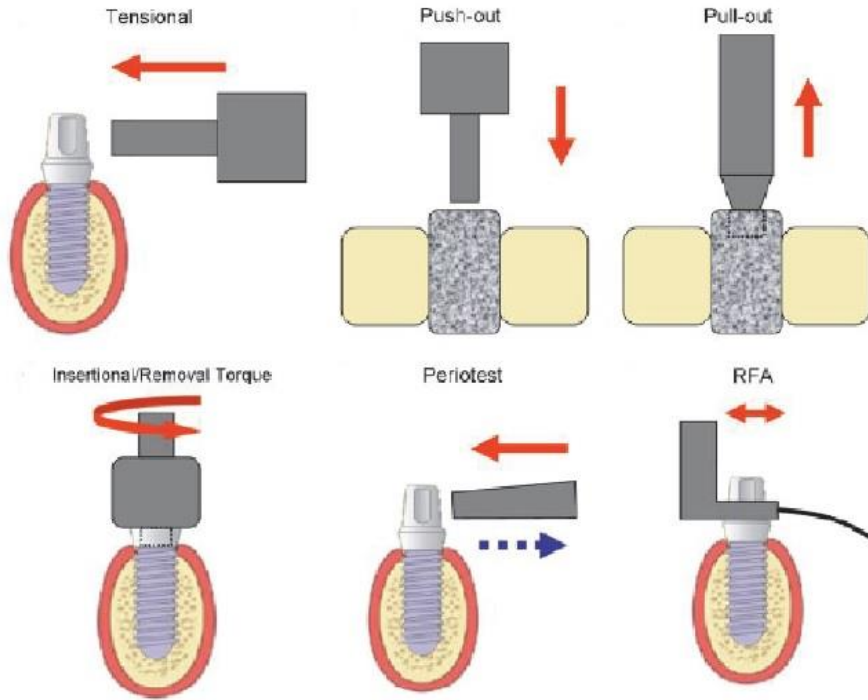


erken aşamalarda, cerrahi sonrası başlayan kemik formasyonu ve remodelasyonu devam etmektedir. İmplant kaybı implant en sık implant yüklendikten sonraki ilk yıl izlenmekte olup kemik dokusunun bu erken iyileşme döneminde daha hassas olduğu düşünülmektedir(126,127). Eğer implanta binen kuvvetler fazla olursa kemik rezorpsiyonu, stabilitede düşüş ve en sonunda implantın kaybı söz konusu olabilmektedir. Eğer kuvvetler fizyolojik sınırların içinde kalırsa bu durum implant etrafındaki kemiğin remodelasyonunu uyarır ve kuvvetlere adaptasyonunu sağlar(74,128).

Aşırı yüklenme(overload), implantın stabilitesi ve üzerine binen yükler arasındaki dengesizlikten kaynaklandığı kabul edildiğinden, göreceli bir parametre olarak kabul edilmektedir. Yani düşük stabiliteye sahip bir implantın yüklenmesinden sonra taşıyabileceği yükler de daha düşük, yüksek stabiliteye sahip bir implantın taşıyabileceği yük ise daha fazla olacaktır(74).

### **2.11. Dental İmplantlarda Stabilite Ölçüm Yöntemleri**

İmplant stabilitesi günümüzde invaziv ya da non-invaziv yöntemler ile ölçülebilmektedir. Histomorfometrik incelemeler, gerilim testi, itme/çekme testleri ve çıkarma tork testi invaziv yöntemlerdir. Radyografi, perküsyon testi, yerleştirme torku (implant yerleştirildiği andaki kesme torku), periotest(Siemens AG, Bensheim, Germany) ve rezonans frekans analizi (Osstell AB, Göteborg, Sweden) ise non-invaziv yöntemlerdir(71).



**Resim 2.21.** Stabilite ölçüm yöntemleri (17).

### 2.11.1. İnvaziv Yöntemler

#### ***GERİLİM TESTİ***

İmplant kemik arayüzündeki gerilim kuvveti, implantın çevre kemik dokusundan ayrılması için gereken kuvvet ile ifade edilmiştir(129). Bu teknik daha sonra Branemark tarafından implanta lateral kuvvet uygulanması ile modifiye edilmiştir(130). Bu yöntemde implantın bir bütün olarak kemikle ilgili mekanik özelliklerin değerlendirilmesinde zorluklar vardır(131).

#### ***İTME/ÇEKME TESTLERİ***

Kemik implant arayüzündeki iyileşme kapasitesini ölçmede en sık kullanılan yöntemlerden biridir. Tipik bir itme/çekme testinde silindirik bir implant transskortikal ya da intrameduller olarak kemik içerisine yerleştirildikten sonra kemik implant arayüzüne paralel yönde kuvvet uygulanarak kemik içerisinden çıkarılır(132). Maksimum yük kapasitesi, implantın yer değiştirmesini sağlayan maksimum kuvvet

değeridir. Fiksasyonun direnci ise implantın toplam yüzey alanının kemiğe iletilen maksimum kuvvete bölünmesi ile bulunur(133). İtme/çekme testleri sadece yivsiz silindirik implantlarda kullanılabilmekte olup günümüzde çoğunlukla yivli implantlar kullanılmaktadır. Yivli implantların kemik implant arayüzündeki başarısızlıklar ise itme/çekme testinde ölçülen gerilme ve sıkışma streslerinden ziyade kesme stresinden etkilenmektedir(131,132).

### ***HİSTOMORFOMETRİK ANALİZ***

Histomorfometrik analiz, peri implant kemik miktarı ve kemik implant temas oranının, bir implant spesimeni elde edilip, elde edilen spesimende peri implant dokuların boyanıp histolojik olarak incelenmesi ile yapılır. Bu analizin avantajı hassas ve doğru ölçüm yapmaya mümkün kılmasıdır. Ancak invaziv ve yıkıcı bir prosedür olduğundan araştırmalarda kullanımı sınırlıdır. Klinik olmayan çalışmalarda ve deneylerde kullanılabilir(17).

### ***ÇIKARMA TORK TESTİ***

İlk olarak Roberts ve ark.(134) tarafından önerilen daha sonra Johansson ve Albrektsson(135,136) tarafından geliştirilen çıkarma tork testi, kemik implant kontağının yok edildiği eşik tork değerinin ölçülmesidir. Bu ölçüm kemik implant temas oranı hakkında indirek bilgi verir. Johansson ve Albrektsson'un çalışmalarında tavşan tibialarına yerleştirilen implantlar 1, 3, 6 ve 12 ay sonra çıkarma tork testi ile sökülüştür. Tork değerleri ve histolojik incelemeler implantların iyileşme süreci uzadıkça kemik implant temas oranının arttığını göstermiştir. Yine histolojik seviyede inceleme yapılan diğer araştırmalarda da benzer sonuçlara ulaşılmıştır(137,138). Sullivan ve ark.'nın insan gönüllülerde yaptığı klinik bir çalışmada, çıkarma tork değerlerinin 45-48 Ncm aralığında olduğu belirlenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda 20 Ncm'den yüksek çıkarma tork değerine sahip olan implantların başarılı bir şekilde osseointegre olduğu kabul edilmiştir(139). Ancak 20 Ncm'lik değer in osseointegrasyon için bir eşik değer olup olmadığını destekleyen yeterli bilimsel veri

yoktur. Bu değerin farklı hastalarda değişebileceği, farklı implant materyallerinden ve farklı tipteki kemiklerden etkilenebileceği dūřünölmektedir. Tip 4 kemikte eřik değerin daha dūřük olması beklenirken, daha yoğun kemik tiplerinde daha yūksel olması beklenmektedir. ıkarma tork testi implantın osseointegre olup olmadığı hakkında bilgi verebilirken, osseointegrasyonun derecesi hakkında klinik olarak bilgi vermemektedir. Bu sebeplerle çıkarma tork testi daha çok deneysel çalışmalarda kullanılmaktadır(120).

### **2.11.2. Non-İnvaziv Yöntemler**

#### ***RADYOGRAFİK ANALİZLER***

Radyografik incelemeler, non-invaziv bir yöntem olmasından dolayı iyileřmenin herhangi bir ařamasında yapılabilir. Bite-wing ve periapikal filmler ile krestal kemik seviyesi deęerlendirilebilmektedir. Stabil bir implantın, yūklendięi ilk yıl 1,5 mm'lik devam eden yıllarda 0.1mm'lik bir krestal kemik kaybının kabul edilebilir olduęu belirlenmiřtir(140). Ancak bu 1,5 mm'lik kayıp ortalama bir deęeri ifade etmekte olup eřik deęer olarak ele alınmamalıdır. Radyografik olarak kemik seviyesindeki deęiřimler tek bařına implant stabilitesi üzerine isabetli bir tahmin yapılmasını mūmkūn kılmazlar. İlk yıldan sonraki kemik seviyesinin deęiřimini 0,1 mm'lik seviyede takip etmek radyolojik olarak zordur. Hastanın takip filmlerinde bir standardizasyon saęlamak ve filmlerde yūksel özünörlük gerektirmektedir. Konvensiyonal radyograflar iki boyutlu incelemeyi saęladıęından implantın bukkal-lingual bölgelerindeki kemik deęiřimlerini takip etmek mūmkūn deęildir(120).Ayrıca kemik mineral deęiřimleri demineralizasyon %40'ı geçtięinde radyografik olarak tespit edilebilmektedir(141). Bu durumlar radyografların diagnostik deęerini dūřürmekle birlikte, non-invaziv bir yöntem olup ucuz olması sebebiyle klinik olarak yaygın kullanıma sahiptir.

### ***PERKÜSYON TESTİ***

Osseointegrasyonun değerlendirilmesinde kullanılan en basit testlerden biridir. Metalik bir enstrüman ile yapılan perküsyon sonucu çıkan sesin klinik olarak yorumlanmasıdır(71). Net bir şekilde işitilen kristalimsi ses başarılı bir osseointegrasyonu ifade ederken, donuk, sönük bir ses osseointegrasyonun gerçekleşmediğini göstermektedir. Bu değerlendirme yöntemi subjektif bir yöntem olup klinisyenin tecrübesinden de etkilenmektedir. Bu sebeplerle araştırmalarda standardize bir test metodu olarak kullanılmamaktadır(120).

### ***YERLEŞTİRME TORKU***

İmplantın kemik içerisine yerleştirilirken, kemik içerisinde sıkıştırılması sırasında ortaya çıkan tork değeridir. İmplantın kesme tipi kuvvetlere ve uzun eksen etrafında dönmeye karşı gösterdiği dirençtir ve implant kemik mekanik bağlantısının dayanıklılığını ifade eder(116). İmplant kemiğe yerleştirildiği sırada, implantın son kez sıkıştırıldığı andaki tork değeri araştırmacılar tarafından yerleştirme torku değeri olarak kabul edilmektedir(131). Yerleştirme torku, implant stabilitesinin belirlenmesinde tek başına bağımsız bir ölçüm değeri olmakla birlikte, implant stabilitesini belirleyen değişkenlerden biri olarak da kabul edilebilmektedir. Yalnızca, implant yerleştirildiği anda ölçülebildiğinden sekonder stabilite hakkında bir bilgi vermez sadece primer stabilitenin belirlenmesinde kullanılabilir. İmplant dizaynından, cerrahi prosedürden ve kemik kalitesinden etkilenen bir parametredir(85,86,116,142,143). Yüksek yerleştirme torku değerleri iyi bir primer stabilite göstergesi olmakla birlikte çevre kemik dokuda stres birikimi ve mikrodolaşımın bozulmasına sebep olabilmektedir. Bu durum kemik nekrozuna yol açabilmekte ve özellikle implantın boyun kısmında, alveolar kemiğin kortikal olduğu bölgede izlenmektedir(144). Yine yüksek yerleştirme torkunun, dens ve ince kemik kretinin olduğu vakalarda kemikte çatlak ve kırıklara yol açabileceği bildirilmiştir(145,146). Bununla birlikte yüksek yerleştirme torku ve kemik iyileşmesinin incelendiği bazı hayvan çalışmalarında yüksek yerleştirme torkunun

osseointegrasyon ve kemik iyileşmesi üzerine negatif bir etkisi bulunmamıştır(147,148). Güncel bir sistemik derlemede de yüksek yerleştirme torkuyla (176 Ncm'ye kadar) yerleştirilen implantlarla, düşük yerleştirme torkuyla yerleştirilen (30 Ncm) implantlar, boyun rezorpsiyonu ve implant sağ kalım oranı açısından karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir(149). İnsanlar üzerinde yapılan iki klinik çalışmada yüksek yerleştirme torkunun (>50 Ncm) boyun rezorpsiyonunu arttıracığı ve implant sağ kalım oranını düşüreceği ifade edilmiştir(150,151). Yine insanlar üzerinde yapılan ileriye dönük klinik bir çalışmada 50Ncm'den yüksek yerleştirme torklarında boyun rezorpsiyonu ve implant sağ kalımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır(152).

İmplant yerleştirildiğinde, implantta hareketlilik olması dolayısıyla yerleştirme torku elde edilememesinin osseointegrasyona engel teşkil etmeyeceği düşünülmele birlikte implant sağ kalım oranını düşürdüğünü gösteren çalışmalar bulunmaktadır(80,81). Ancak pürüzlendirilmiş yüzeye sahip implantlar kullanılıp, implantın ağız ortamından uzaklaştırılarak (iki aşamalı cerrahi prosedür), iyileşme için uygun süre beklenildiği durumlarda düşük yerleştirme torkunun bir dezavantaj oluşturmayacağı düşünülmektedir(83,153,154).

İdeal yerleştirme torkunun ne olduğu konusunda literatürde bir fikir birliği olmamakla birlikte immediat yüklemenin yapılacağı durumlarda 32 Ncm'den düşük torkların implant sağ kalım oranını düşüreceği belirlenmiştir ve minimum 20 Ncm tork sağlanması önerilmektedir(89). 20-55 Ncm aralığındaki tork değerlerinde mikrohareketliliğin fizyolojik sınırlar arasında tutularak iyi bir primer stabilite elde edileceğinden ve komşu kemik dokulara fazla stres iletilmeyeceğinden, bu tork değerlerinde yerleştirilen implantların ideal değerlerde olabileceği düşünülmektedir(144,155,156).

### ***PERIOTEST***

Periotest® (Siemens AG, Bensheim, Germany) ilk defa Dr. Schulte tarafından diş mobilitesini ölçmek için geliştirilmiştir(157). Teerlinc ve ark.(158) bu yöntemi, implant stabilite ölçümünde invaziv yöntemleri ekarte edebilmek için kullanmıştır. Periotest, dişe iletilen kuvvetlere karşı periodonsiyumun sönümlenme etkisini değerlendirir. Test yüzeyine yapılan perküsyon sonucu, elektronik olarak idame ve monitorize edilen çubuğun(rod) doğal diş ya da implant yüzeyi ile temas süresi ölçülür. Periotest değeri -8(düşük mobilite) ile +50(yüksek mobilite) arasında değişebilir. -8 ile -6 arasındaki periotest değerleri iyi stabilite değerleri olarak kabul edilebilir(17).

Periotest bütün yüzeylerden ölçüm yapabilmekle birlikte, ölçüm çubuğu yüzeye uygun açıda ve uygun uzaklıktan temas etmelidir. Aksi halde anlamsız ölçüm değerleri elde edilmektedir. Meziodistal mobilitiyi ölçmemesi, ölçüm çubuğunun pozisyonunun ve açılanmasının ölçüm değerlerini etkilemesi sebebiyle kullanımı sınırlıdır. Zayıf stabiliteye sahip implantlarda ölçüm sırasındaki perküsyonun implantta hareketlilik yaratma ihtimali bu yöntemin en önemli dezavantajıdır(17).

### ***REZONANS FREKANS ANALİZİ (RFA)***

1996 yılında Meredith ve ark. implant kemik yüzeyi arasındaki ilişkinin sıklığını değerlendirmek amacıyla rezonans frekans analizi yöntemini bildirmişlerdir(159). 1998 yılında hayvanlar üzerinde yaptıkları bir çalışmada da implant stabilitesinin ölçümünde non-invaziv bir yöntem olabileceğini belirtmişlerdir(71). Rezonans frekans analizi iletilebilir frekanstaki dalgaların implanta iletilmesine ve implantın bu titreşime oluşturduğu cevabın analizine dayanır. İmplant kemik arasındaki bağlantı ne kadar kuvvetli olursa oluşan rezonansın frekansı daha yüksek olur. Rezonans frekans analizinde kullanılan ilk ticari ürün Osstell™(Osstell AB, Göteborg, Sweden) adı altında piyasa sürülmüştür. İlk jenerasyon cihazlarda implant bağlanan bir verici ve alıcı bulunmaktadır. Cihaz tarafından elektronik olarak üretilen sinüs dalgaları sonucu

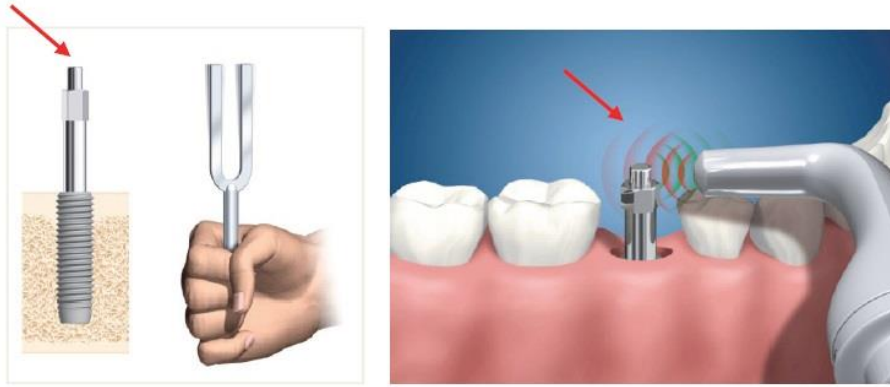
oluşan ilk rezonansın frekansı yine cihaz tarafından ölçülerek bu değer implant stabilite katsayısı '*implant stability quotient*' (ISQ) değeri olarak ifade edilir. Bu değer 1 ila 100 arasında değişmekte olup en yüksek stabilite değeri 100 en düşük stabilite değeri 1 olarak kabul edilmiştir. Genellikle ISQ 65'in üzerinde olan implantların başarılı bir şekilde osseointegre olduğu ISQ değeri 50'nin altında olan implantların ise potansiyel başarısız olduğu ya da başarısızlık için yüksek risk taşıdığı düşünülmektedir(73,160).



**Resim 2.22.** Osstell™ Mentor (17).

İlk jenerasyon cihazlarda ölçüm cihazı ve alıcı bir kabloyla implanta bağlanarak ölçüm yapılabilmekteydi. Aynı firma daha sonra Osstell™ Mentor(Resim 2.22.), adında, benzer prensiplerin kullanılmasıyla manyetik olarak ölçüm yapılabilen başka bir cihaz daha üretmiştir ve günümüzde klinik olarak yaygın kullanıma sahip olan cihaz budur. Bu yöntemle cihazı implanta bağlamak gerekliliği ortadan kaldırılmış olup implanta bağlanan manyetik bir alıcının (Smart peg™) rezonans frekansı cihaz tarafından değerlendirilmektedir(Resim 2.23.)(73).





**Resim 2.23.** Smart peg ve implant stabilitesinin ölçülmesi(17)

Ölçüm çubuğundan 1 mili saniye aralıklarla üretilen manyetik dalgalar implanta bağlanan smart peg'in titreşimine sebep olur. Smart peg'in kendisi de manyetik özellik göstermekte olup oluşan bu titreşimler sonucu manyetik alandaki değişimler ölçüm çubuğunda elektronik voltajda değişime sebep olur. Bu değişimin miktarı 3.5-8.5 KHz aralığında olup cihaz tarafından ISQ değerine dönüştürülür(17,161). Ölçüm, ölçüm çubuğunun smart peg'e 90° açıyla 1-3 mm uzaklıktan tutulmasıyla gerçekleştirilir.

Osstell™ Mentor'ün en önemli dezavantajı kullanılan smart peg'in her implant sistemine özel olarak üretilmesi gerekliliğidir. Ayrıca smart peg'in zarar görmesi ya da yumuşak dokularla temas etmesi yanlış ölçümlere sebep olabilmektedir. Osstell ile ölçüm yapabilmek için implantın üzerine alıcı parçanın yerleştirilmesi gerekmektedir. Bu durum implantın üzerinde protetik restorasyon varsa bunun implant üzerinden çıkarılmasını gerektirmektedir(17).

Elektronik ve kablolu (Osstell™) cihaz ile manyetik ve kablosuz (Osstell™ Mentor) cihazın ölçümleri arasında farklılığın olup olmadığının araştırıldığı bir çalışmada manyetik ölçüm yapılan değerlerin yaklaşık olarak 10 puan daha yüksek olduğu görülmekle birlikte stabilite değişimi açısından iki cihazın ölçümleri arasında korelasyon izlenmiştir(161). Yine Tözüm ve ark. tarafından insan kadvraları üzerinde yapılan bir çalışmada da iki cihazla yapılan ölçümlerin de stabilitenin değerlendirilmesinde uygun olduğu belirtilmiştir(162).

Atsumi ve ark. rezonans frekans analizini etkileyen faktörleri üç ana başlık altında değerlendirmektedir(120). İmplantın ait faktörler (implant çapı, boyu ve geometrisi), implantın kemik yüzeyi ile bağlantısıyla oluşan, implant ve çevreleyen dokular arasındaki bağlantının sıklığı, implantın yerleştirildiği bölgedeki kemiğin niteliği, miktarı ve korikal/kansellöz kemik oranı. Cerrahi tekniğin de RFA değerlerini etkileyeceği belirtilmektedir(107,113,117). Rezonans frekans analizi ile histomorfometrik analiz arasında korelasyon olduğunu bildiren çalışmalar(163,164) bulunmakla birlikte kemik densitesi ve ISQ arasındaki korelasyonun istatistiksel olarak anlamsız olduğunu bildiren çalışmalar da vardır(165–168). Dolayısıyla RFA'nin implantın kemiğe tutunmasında bir gösterge olduğu anlaşılmalı birlikte, kemik yapısıyla olan ilişkisi henüz tam olarak ortaya konulabilmiş değildir.

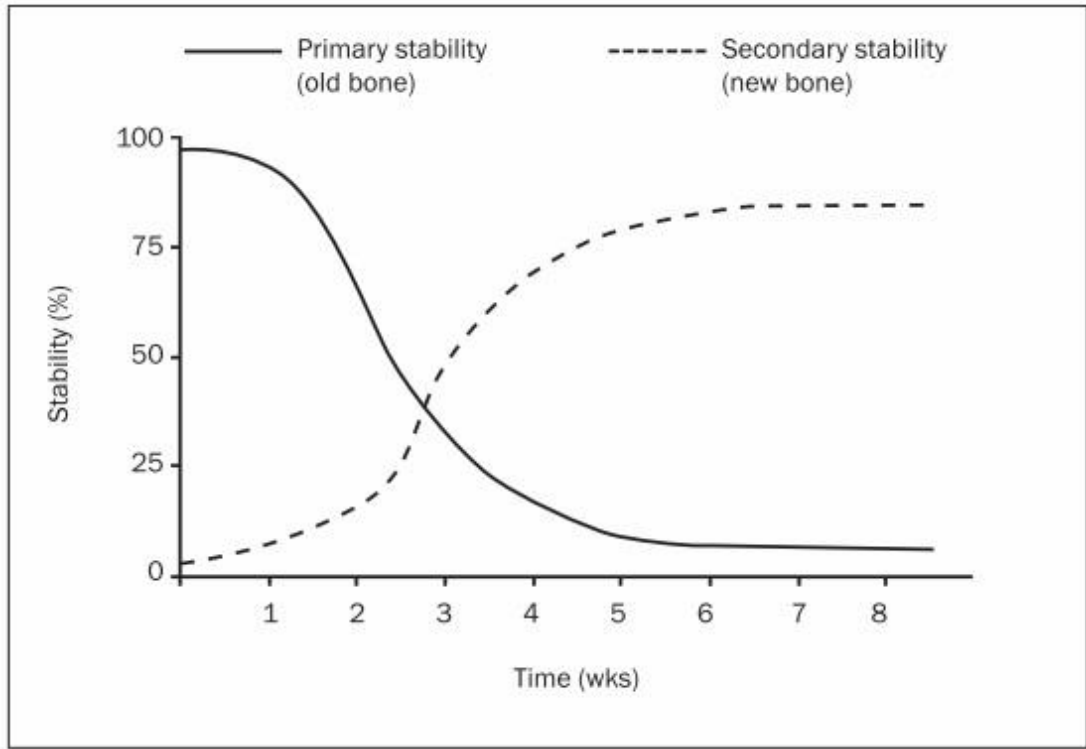
Yerleştirme tork değerlerinin de implantların rezonans frekansı ile ilişkili olduğu düşünülmektedir(112,169–171). Düşük tork ve düşük RFA değerlerinin düşük kemik kalitesinden kaynaklandığı izlenmiştir(92,99,172–174). Bununla birlikte yerleştirme torku değerlerinin RFA analizine göre kemik-implant arayüzünün biyomekanik özelliklerini daha iyi yansıttığı gözlemlenmiştir(175).

Rodrigo ve ark.(81) tarafından primer ve sekonder stabilitenin RFA ile değerlendirildiği bir çalışmada RFA ile düşük primer stabilite elde edilen implantların sağ kalımı açısından bir korelasyon izlenmekle birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Sekonder stabilite söz konusu olduğundaysa yine implant sağ kalımı ve RFA değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmuştur. Bu durum düşük primer stabiliteye sahip olan implantların iyileşme sürecinde stabilite değerlerinin değişeceğini göstermektedir. Yüksek ISQ değerlerinde primer stabiliteye sahip olan implantların da başarısız olabileceği gösterilmiştir(123). Bu durum RFA ile primer stabilite değerlendirildiğinde implant sağ kalımı açısından ikisi arasında bir ilişki olmadığını göstermektedir(176).

Farklı kemik tiplerine yerleştirilen ve iyileşme sürecinde RFA değerleri izlenen çalışmalarda yumuşak tipteki kemiğe yerleştirilen implantların primer stabilite

ölçümlerinde düşük ISQ değerleri izlenmiş olup, aynı implantlar sekonder stabilite için değerlendirildiğinde diğer kemik tipleriyle yakın ISQ değerlerine ulaştığı görülmüştür(88,90,169). Kemik tipinden bağımsız olarak yine primer stabilite ölçümünde düşük ISQ izlenen implantların, sekonder stabilite ölçümlerinde primer stabilitesi yüksek ISQ değerlerinde olan implantları yakaladıkları izlenmiştir(153). Özellikle daha düşük primer stabiliteye sahip implantlarda ISQ miktarının daha fazla artış gösterdiği, yüksek primer stabiliteye sahip implantlarda ise ISQ değerinin artmadığı ya da düşüş gösterdiği belirtilmektedir(123,152,156,169,176,177). İyileşme sürecinde ISQ değerlerinde devamlı bir düşüş izlenen implantların ise başarısız olduğu görülmüştür(169).

Primer stabiliteden sekonder stabiliteye geçiş sürecinde ISQ değişiminin incelendiği çalışmalarda implant yerleştirildikten sonraki ilk 2-3 haftalık dönemde ISQ değerlerinde devam eden bir düşüş, sonrasında devam eden bir yükseliş izlendiği görülmüştür(106,119,166,176,178). Erken dönemde ISQ değerlerindeki bu düşüş, cerrahi travmaya bağlı olarak kemiğin biyolojik reaksiyonu ile ilişkilendirilmektedir. İyileşmenin başlangıcında kemik ve nekrotik materyallerin osteoklastik aktivite artışı sonucu rezorpsiyonun gerçekleşmesine bağlı olarak kemik implant temas oranında azalış görülmektedir(123,179). Sonrasında yeni örgü kemik oluşumu ve remodelasyon ile sekonder stabilitenin oluşumuyla ISQ değerlerinde tekrar bir artış izlenmektedir(Şekil 2.1.)(124).



**Şekil 2.1.** İmplant stabilitesinin değişimi (124).

Strnad ve ark. gerçekleştirdiği bir hayvan çalışmasında yüzeyi pürüzlendirilmiş implantların erken iyileşme döneminde implant etrafında kemik formasyonunu yüzey pürüzlendirmesi yapılmamış implantlara kıyasla arttırdığı histolojik olarak gösterilmiş olup bunun RFA üzerindeki etkisi de değerlendirilmiştir. ISQ değerlerinin ilk 3 haftadaki düşüşü pürüzlendirilmiş yüzeye sahip implantlarda anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur(122). Yüzey modifikasyonlarının iyileşme sürecindeki ISQ değişimi üzerine etkilerinin incelendiği insanlar üzerinde gerçekleştirilen benzer bir çalışmada da yüzey modifikasyonu olan implantlarda ISQ değerlerindeki artışın daha fazla olduğu izlenmiştir(180).

### 3.GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışma Eylül 2019 – Ocak 2020 tarihleri arasında diş eksikliği şikayeti ile Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'na başvurmuş, implant tedavisi ile dişsizliğinin giderilmesini isteyen 19-77 yaş aralığındaki, 22 kadın, 14 erkek olmak üzere toplam 36 hastaya yapılan 81 implant ile gerçekleştirilmiştir. Hastalardan implant cerrahisi öncesi ve veri toplanması ile ilgili aydınlatılmış onam alınmıştır.

#### 3.1. Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

- Diş eksikliği bulunan ve implant endikasyonu konarak tedavisi planlanan
- Klinik ve radyolojik muayenesi tamamlanarak implant tedavisi için yeterli kemik ve yumuşak doku olduğu belirlenen
- 18 yaşından büyük
- Sistemik hastalığı olmayan ya da hafif sistemik hastalığı olan (ASA 1-2) olan hastalar
- İyileşme sürecinde takibin yapılabilmesi için yeterli implant stabilitesi alınabilen implantlar çalışmaya dahil edilmiştir.

#### 3.2. Çalışmadan Dışlanma Kriterleri

- İmplant yerleştirilmesi için yeterli sert ve yumuşak doku olmayan, doku arttırımı için ek cerrahi gerektiren hastalar
- İmplant yerleştirilecek bölgeden daha önce kist/tümör ameliyatı geçiren hastalar
- Daha önce greftleme yapılmış bölgelere yerleştirilen implantlar
- Kontrol altında olmayan sistemik hastalığa sahip olan hastalar

- Baş boyun bölgesine radyoterapi almış hastalar
- Anti-rezorptif ilaç (bifosfanat, denosumab) kullanan hastalar
- Hamile hastalar
- İki aşamalı cerrahi yapılması gereken, kapama vidası takılan implantlar çalışmaya dahil edilmemiştir.

Çalışmaya katılan hastaların cinsiyet, yaş gibi sosyodemografik bilgileri, implant özellikleri, primer stabilite gibi operasyon bilgileri ve cerrahi sonrası iyileşme ve stabilite ölçümleri gibi veriler tek bir araştırmacı tarafından kaydedilmiştir. Operasyon sırasındaki ve sonrasındaki bütün stabilite ölçümleri aynı araştırmacı tarafından yapılmıştır. İmmediat implantasyonun yapılabileceği, greftleme gerektirmeyen hastalar, yeterli stabilite alınabiliyorsa çalışmaya dahil edilmiştir. Ayrıca posterior maksillada açık sinüs lift gerektirmeyen, osteotom ile implant yuvasının hazırlandığı implantların da takibi yapılmıştır. Çalışma için gerekli etik kurul onayı 31.03.2020 tarihli, GO 20/287 sayılı karar ile Hacettepe Üniversitesi Etik Kurulundan alınmıştır.

### **3.3. Cerrahi Prosedürler**

Bütün cerrahi işlemler Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve ene Cerrahisi Anabilim Dalı ameliyathanesinde gerçekleştirilmiştir. Cerrahi işlemler lokal infiltrasyon anestezi (Ultracain fort, Sanofi-Aventis) altında gerçekleştirilmiştir. Yeterli anestezi sağlandıktan sonra, 15 numaralı bistüri yardımıyla krestal ve gerekli olursa vertikal insizyonlar atılarak uygun flep dizaynı sağlanmıştır. İmmediat implantasyonun yapılacağı durumlarda dişin çekimi mümkün olan en atravmatik şekilde gerçekleştirilmiş, çekim soketleri kürete edilip serum fizyolojik solüsyonu ile yıkandıktan sonra tekrar muayene edilip implantasyona uygun olup olmadığı tekrar kontrol edilmiştir. Kemik içinde hazırlanan implant yuvaları uygun genişlik ve uzunluklarda serum fizyolojik soğutması altında hazırlanmıştır. Çalışmada

kullanılan implantlar ilgili cerrahi sisteminin protokolüne uygun olarak yerleştirilmiştir. İmplant yerleştirilirken, yerleştirme torkunun belirlenebilmesi için ilgili implant cerrahi sisteminde bulunan tork gösteren el raşeti kullanılmıştır. Yerleştirme torku 35Ncm büyük ya da küçük olduğu belirtilecek şekilde kaydedilmiştir. Kullanılan implantın boy, çap, yüzey özellikleri, markası, makroskobik özellikleri ile implantların yerleştirildiği diş numarası ve çene bölgesi kaydedilmiştir. İmplant yerleştirildikten sonra RFA yapılabilmesi için Smartpeg implant üzerine takılmıştır. Osstel ile ISQ değeri implantın bukkal, palatinal/lingual, mezial ve distalinden olmak üzere en az 4 kez ölçülmüştür. Ölçümler tamamlandıktan sonra smartpeg çıkartılarak iyileşme başlığı takılmıştır. İyileşme başlıklarının seviyeleri, hastanın okluzyonu değerlendirilerek, okluzyonda olmayacak şekilde belirlenmiştir. Daha sonra cerrahi sahanın sutureasyonu 4.0 ipek suture ile yumuşak dokular iyileşme başlığının üzerini örtmeyecek şekilde sağlanmıştır.

Cerrahi sonrası hastalara ilk gün soğuk kompres uygulamaları ve sıcak yiyecek ve içecek tüketmemeleri önerilmiştir. Olası postoperatif durumlar (ödem, ağrı, trismus, hematoma gibi) hakkında bilgilendirilmiştir. Postoperatif olarak 1 hafta süreyle kullanılmak üzere, antibiyotik (amoksisilin 1gr 2x1), analjezik (arveles 25mg 3x1) ve antiseptik gargara (%0,12 klorheksidin glukonat 3x1) reçete edilmiştir.

### **3.4. Rezonans Frekans Analizi Ölçümleri**

Yerleştirilen implantların ISQ değerleri ameliyat sırasında, ameliyattan 1, 4 ve 12 hafta sonra toplam 4 kere olacak şekilde ölçülmüştür. Ölçümler yapılırken smartpeg, implanta plastik yerleştirme anahtarıyla dirençle karşılaşana kadar sıkılarak yerleştirilmiştir. Bukkal, palatinal/lingual, mezial ve distalden olmak üzere en az 4 kere ölçüm yapılmış olup bukkolingual ve meziodistal ölçümlerin aritmetik ortalamaları ayrı ayrı olacak şekilde kaydedilmiştir. Böylece her ölçüm seansında her implant için kemik kretine paralel ve dik olacak şekilde iki ayrı ISQ değeri belirlenmiştir. Kontrol seanslarında implant stabilitesinde fazla düşüş olan implantlar, smartpeg implanta bağlanırken ya da çıkartılırken hareketlilik izlenen implantlar,

iyileşme başlığı çıkarılıp kapama vidası takılarak takip ölçümleri sonlandırılmıştır. 12 hafta sonra yeterli stabiliteye, klinik ve radyolojik olarak uygun iyileşmeye sahip olduğu izlenen implantlar protetik restorasyonun yapılması için Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na yönlendirilmiştir.

### 3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızın istatistiksel analizleri Hacettepe Üniversitesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır. Kategorik değişkenler için sayı ve yüzde, sayısal değişkenler için ortalama, std. sapma, ortanca, min., maks. değerleri verilmiştir. Sayısal değişkenlerin hepsi normal dağılım göstermemektedir ancak  $n > 30$  olduğu için normal dağıldığı varsayılarak sonraki analizler yapılmıştır. Aynı zamanlarda, farklı doğrultularda elde edilen ISQ değerleri "İki Eş Arasındaki Farkın Anlamlılık Testi (Paired Samples t Test)" karşılaştırılmıştır. İntra operatif, 1., 4. ve 12. haftalar arasında bukkolingual ve meziodistal ISQ değerleri "Tekrarlı Ölçümlerde Tek Yönlü Varyans Analizi (Repeated Measures One-way ANOVA)" ile incelenmiştir. Bukkolingual ve meziodistal ISQ ölçümleri açısından 1., 4. ve 12. haftalar arasındaki değişimler üzerinde, bağımsız değişkenlerin etkisinin incelenebilmesi için "Tekrarlı Ölçümlerde İki Yönlü Varyans Analizi" uygulanmıştır. Bağımsız değişkenlerin kategorileri arasında intra operatif bukkolingual ve meziodistal ISQ ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına bakılmıştır. Kategori sayılarına göre yapılan test değişmektedir. İki kategorili değişkenler için, kategorilerdeki kişi sayıları düşük değilse (cinsiyet gibi) "İki Ortalama Arasındaki Farkın Anlamlılık Testi (İndependet t Test), kategorilerdeki kişi sayıları düşükse "Mann Whitney U Testi" yapılmıştır. 2'den fazla kategorili değişkenler için, en az bir kategoriye düşen kişi sayısı az (10'un altında) olduğu için ANOVA'nın parametrik olmayan karşılığı, "Kruskal Wallis Testi" yapılmıştır. Yerleştirme torku ile diğer kategorik değişkenler arasında ilişki olup olmadığı, Ki-kare analizi ile değerlendirilmiştir.  $p < 0,05$  değeri istatistiksel olarak anlamlı değer olarak kabul edilmiştir. Veri analizi için Windows SPSS (sürüm 25.0, IBM Corp.) programı kullanılmıştır.



#### 4. BULGULAR

Çalışmaya 36 hasta (22 kadın 14 erkek) dahil edilmiş olup, erkeklere toplam 37 kadınlara toplam 45 implant yerleştirilmiştir. Hastaların yaş ortalaması  $50 \pm 14,5$  'dir. Her hastaya en az 1 implant yapılmış olup aynı hastaya maksimum 8 implant yapılmıştır. Toplamda 82 implant yerleştirilmiş olup, bu implantların 16'sı immediat yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implantların 56'sı paralel duvarlı (silindirik) 26'sı konik formdadır. 52'si SLA yüzey 30'u anodize yüzeye sahiptir. 77'si kemik seviyesinde 5'i doku seviyesinde yerleştirilmiştir. İmplantların çenelere göre dağılımı Tablo 1.'de gösterilmiştir. Kullanılan 82 implantın ortalama çapı  $4,1 \pm 0,5$ mm, ortalama boyu  $11,1 \pm 1,7$ mm'dir. İmplantların yerleştirme torkları 35Ncm'den büyük ya da küçük olacak şekilde kaydedilmiş olup yerleştirme torku 35Ncm'den büyük olan implant sayısı 62, yerleştirme torku 35Ncm'den küçük olan implant sayısı 20'dir. Osseointegrasyonun sağlanamadığı implant sayısı 4 olup başarı oranı %95,1'dir. Başarısız olan implantların tümü 4.haftaya gelindiğinde başarısız olmuştur. Kullanılan implantların özellikleri ve implant sistemlerinin markaları Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.** Kullanılan implantlarla ilgili bilgiler.

		<i>sayı</i>	<i>yüzde</i>
<i>Cinsiyet</i>	Erkek	37	45,1
	Kadın	45	54,9
<i>İmplant yerleştirilen çene</i>	Mandibula	47	57,3
	Mandibula anterior	5	6,1
	Mandibula posterior	42	51,2
	Maksilla	35	42,7
	Maksilla anterior	6	7,3
	Maksilla posterior	29	35,4
	<i>İmplantasyon zamanı</i>	İmmediat	16
	İyileşmiş	66	80,5
<i>İmplant tipi</i>	Silindirik	56	68,3
	Konik	26	31,7
<i>İmplant yüzeyi</i>	SLA	52	63,4
	Anodize	30	36,6
<i>İmplant seviyesi</i>	Kemik(bone) seviyesi	77	93,9
	Doku(tissue) seviyesi	5	6,1
<i>İmplant Çap</i>	>4mm	44	53,7
	≤4mm	38	46,3
<i>İmplant Boy</i>	>10mm	54	65,9
	≤10mm	28	34,1
<i>Yerleştirme Torku</i>	>35Ncm	62	75,6
	≤35Ncm	20	24,4
<i>İmplant Marka</i>	Nobel	30	36,6
	Medentika	24	29,3
	MIS	13	15,9
	Straumann	8	9,8
	Bilimplant	6	7,3
	Adin	1	1,2

#### 4.1. ISQ Değerlerine Etki Eden Faktörler

ISQ değerleri ölçülen implantların farklı doğrultularda ve farklı zamanlardaki ortalama değerleri, min., maks. ve ortanca değeri tablo 4.2’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.2.** Ölçümü yapılan implantların isq ortalamaları.

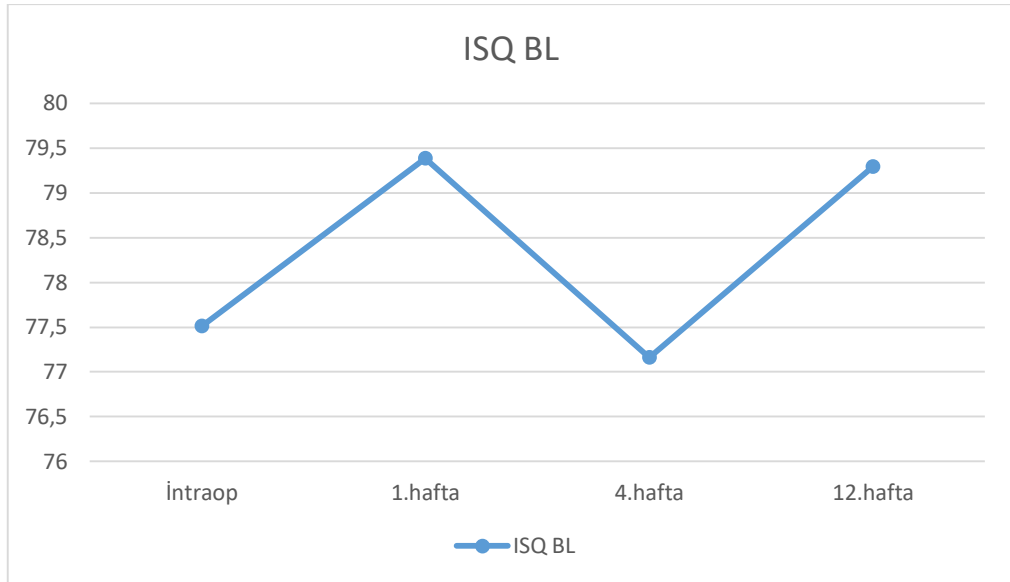
	<b>Ortalama</b>	<b>Std. Sapma</b>	<b>Min.</b>	<b>Maks.</b>	<b>Ortanca</b>
<b>İntraop-bl</b>	76,31	6,051	60,00	89,00	76,00
<b>İntraop-md</b>	77,47	5,690	60,00	89,00	78,00
<b>1.hafta-bl</b>	78,32	5,997	65,00	89,00	79,00
<b>1.hafta-md</b>	78,94	5,464	63,00	89,00	80,00
<b>4.hafta-bl</b>	74,97	9,009	35,00	90,00	76,00
<b>4.hafta-md</b>	75,62	8,618	35,00	90,00	76,50
<b>12.hafta-bl</b>	78,77	6,274	65,00	91,00	79,00
<b>12.hafta-md</b>	79,63	5,463	65,00	91,00	80,00

Bukkolingual (BL) ve meziodistal (MD) ISQ ölçümlerinde intraop ve 12.hafta zamanlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ). İntraop BL ISQ ortalaması, intraop MD ISQ ortalamasından anlamlı olarak daha düşüktür. 12. Hafta BL ISQ ortalaması, 12. Hafta MD ISQ ortalamasından anlamlı olarak daha düşüktür. 1.hafta ve 4. Hafta ölçümlerinde BL ve MD ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

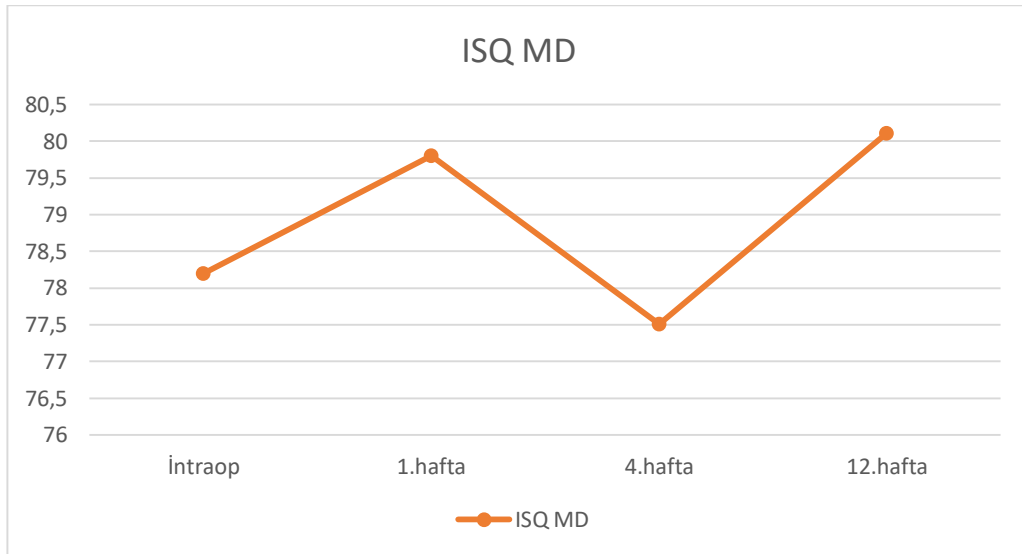
Bukkolingual ve meziodistal olarak tüm zamanlarda ölçümü tamamlanabilen implant sayısı 45'tir. Tüm zamanlarda ölçümü tamamlanabilen ve bukkolingual doğrultuda, farklı zamanlardaki ölçümlerde ISQ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p=0,001$ ). İntraop ISQ BL ortalaması ( $77,51\pm 5,9$ ) anlamlı olarak 1. haftadan ( $79,38\pm 5,8$ ) düşüktür ( $p<0,05$ ). 1. Hafta ISQ BL ortalaması ( $79,38\pm 5,8$ ) anlamlı olarak 4. haftadan ( $77,16\pm 5,9$ ) yüksektir ( $p<0,05$ ). 4. Hafta ISQ BL ortalaması ( $77,16\pm 5,9$ ) anlamlı olarak 12. haftadan ( $79,29\pm 5,9$ ) düşüktür ( $p<0,05$ ). ISQ BL ortalamalarının zamana göre değişimi şekil 4.1.'de gösterilmiştir.

Tüm zamanlarda ölçümü tamamlanabilen ve meziodistal doğrultuda, farklı zamanlardaki ölçümlerde ISQ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p=0,001$ ). İntraop ISQ MD ortalaması ( $78,20\pm 6,4$ ) ile 1. hafta ( $79,80\pm 5,7$ ) ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p=0,053$ ). 1. Hafta ISQ MD ortalaması ( $79,80\pm 5,7$ ) anlamlı olarak 4. haftadan ( $77,51\pm 5,5$ ) yüksektir ( $p<0,05$ ). 4. Hafta ISQ MD ortalaması ( $77,51\pm 5,5$ ) anlamlı olarak

12. haftadan  $(80,11 \pm 5,1)$  düşüktür ( $p < 0,05$ ). ISQ MD ortalamalarının zamana göre değişimi şekil 4.2.'de gösterilmiştir.



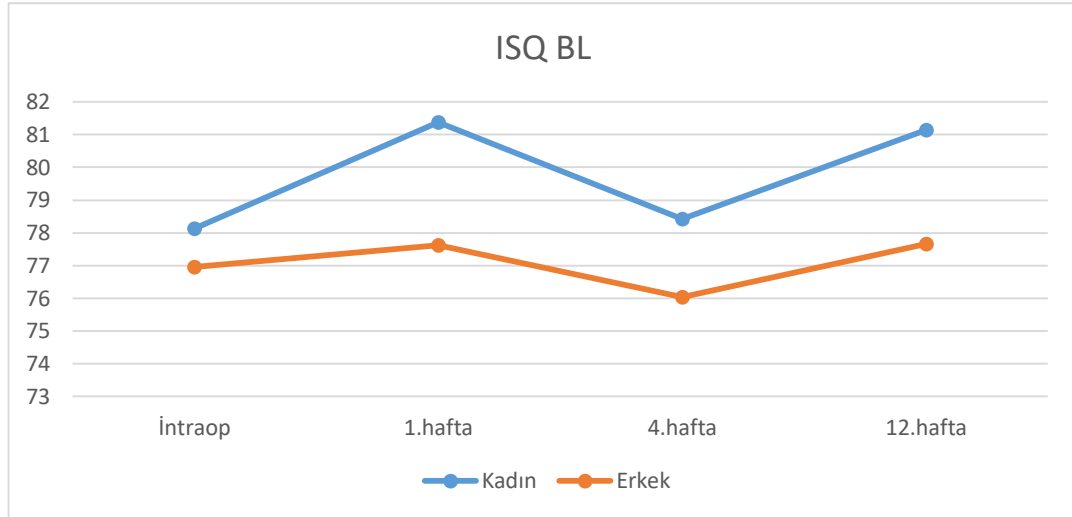
**Şekil 4.1.** ISQ BL değerlerinin zamana göre değişimi.



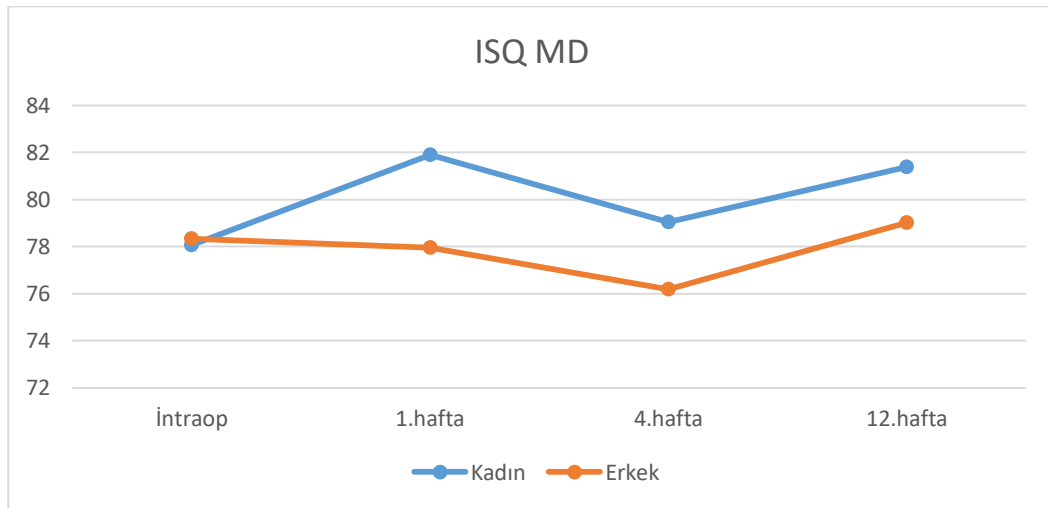
**Şekil 4.2.** ISQ MD değerlerinin zamana göre değişimi.

Cinsiyetin ISQ BL değerleri ve değerlerin zamana bağlı değişimi üzerine etkisi incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p > 0,05$ )(şekil 4.3.). ISQ MD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamakla birlikte ( $p > 0,05$ ) zamana bağlı değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Yani

zaman-cinsiyet etkileşimi anlamlı olduğu için, cinsiyetin ISQ MD ortalamaları üzerinde tek başına etkisi olmasa da zaman-cinsiyetin birlikte ortak bir etkisi olduğundan söz edilebilir. Başlangıçtan 1. haftaya kadar kadınların ortalaması artarken erkeklerinki azalmıştır, ancak 1. haftadan itibaren hem erkek hem kadınlarda ortalamalar benzer bir patern göstermiştir(şekil 4.4.).



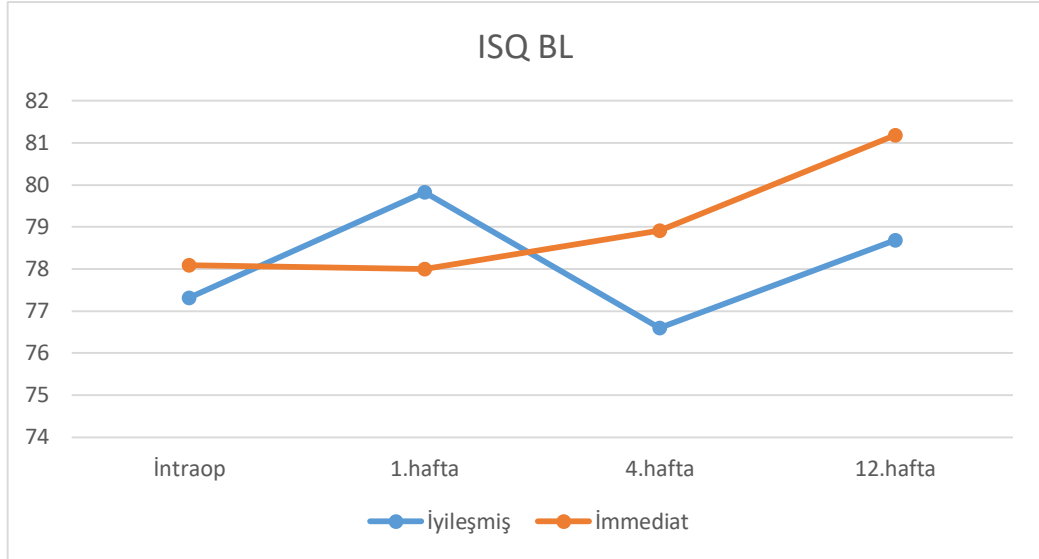
**Şekil 4.3.** ISQ BL ortalama değerlerinin cinsiyete göre zaman içerisinde değişimi.



**Şekil 4.4.** ISQ MD ortalama değerlerinin cinsiyete göre zaman içerisinde değişimi.

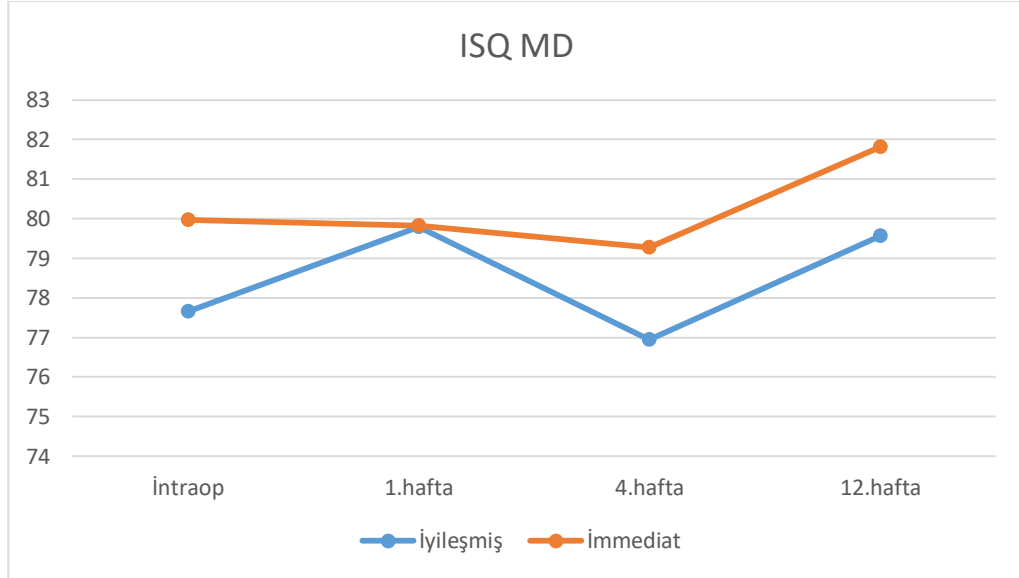
İmplantasyon zamanlamasının (immediat/iyileşmiş) ISQ BL ortalama değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamsızdır ( $p>0,05$ ). Diğer bir deyişle immediat ya da iyileşmiş olmanın ISQ BL ortalamaları üzerine etkisi yoktur. Bununla birlikte değerlerin zamana bağlı değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Yani etkileşim anlamlı olduğu için, implantasyon zamanlamasının ISQ BL ortalamaları üzerinde tek başına etkisi olmasa da zaman-implantasyon zamanlamasının birlikte ortak bir etkisi olduğundan söz edilebilir(şekil 4.5.).



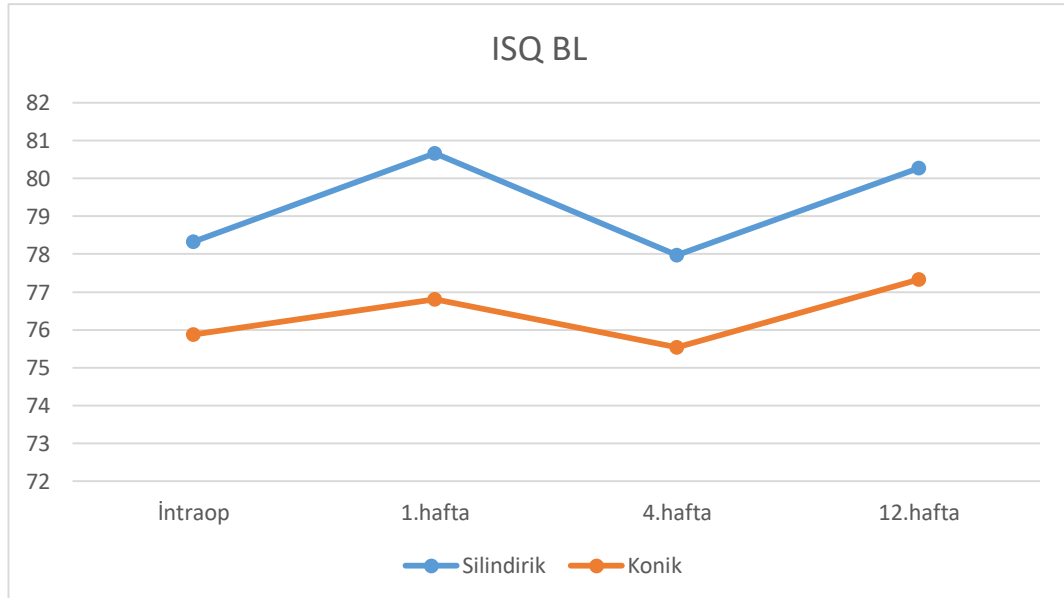
**Şekil 4.5.** ISQ BL ortalama değerlerinin implantasyon zamanlamasına göre zaman içerisinde değişimi.

İmplantasyon zamanlamasının (immediat/iyileşmiş) ISQ MD ortalama değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamsızdır ( $p>0,05$ ). Zamana bağlı değişim de istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Yani iyileşmiş ya da immediat olmanın ISQ MD değerleri ve zamana bağlı değişiminde bir etkisi yoktur(şekil 4.6.).



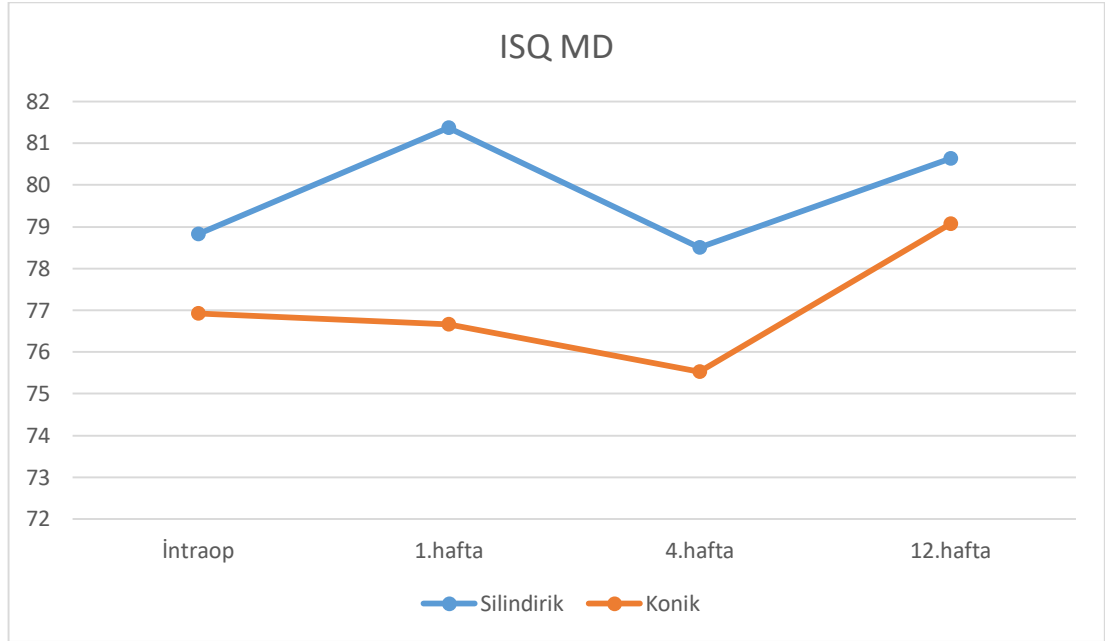
**Şekil 4.6.** ISQ MD ortalama değerlerinin implantasyon zamanlamasına göre zaman içerisinde değişimi.

İmplantın silindirik ya da konik olmasının ISQ BL ortalama değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamsızdır ( $p>0,05$ ). Zamana bağlı değişim de istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Yani silindirik ya da konik olmanın ISQ BL değerleri ve zamana bağlı değişiminde bir etkisi yoktur(şekil 4.7.).



**Şekil 4.7.** ISQ BL ortalama değerlerinin implantın silindirik ya da konik olmasına göre zaman içerisinde değişimi.

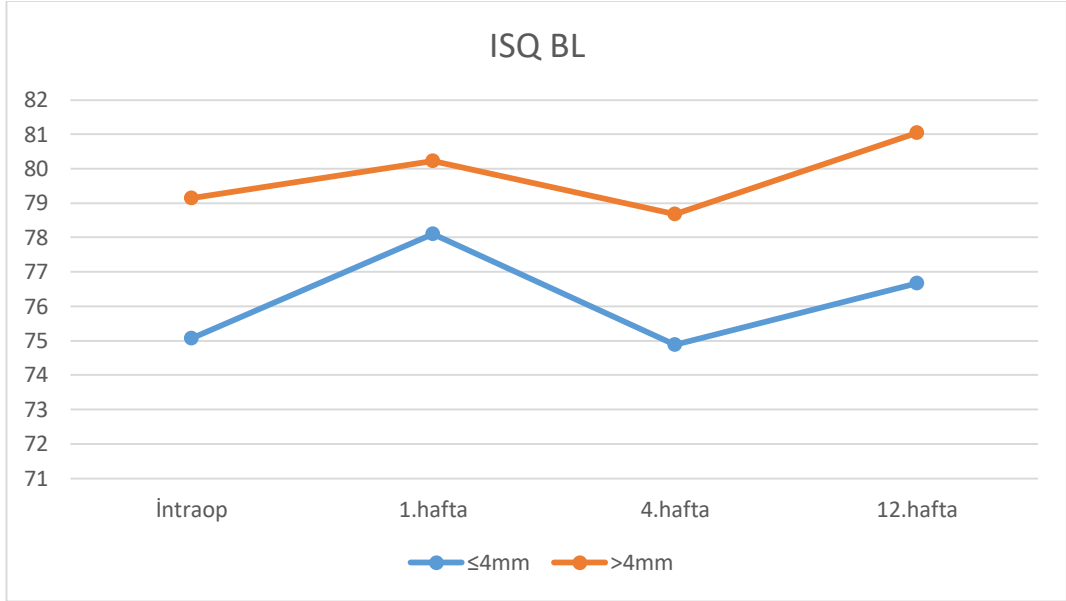
İmplantın silindirik ya da konik olmasının ISQ MD ortalama değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamsızdır ( $p>0,05$ ). Zamana bağlı değişim de istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Yani silindirik ya da konik olmanın ISQ MD değerleri ve zamana bağlı değişiminde bir etkisi yoktur(şekil 4.8.).



**Şekil 4.8.** ISQ MD ortalama değerlerinin implantın silindirik ya da konik olmasına göre zaman içerisinde değişimi.

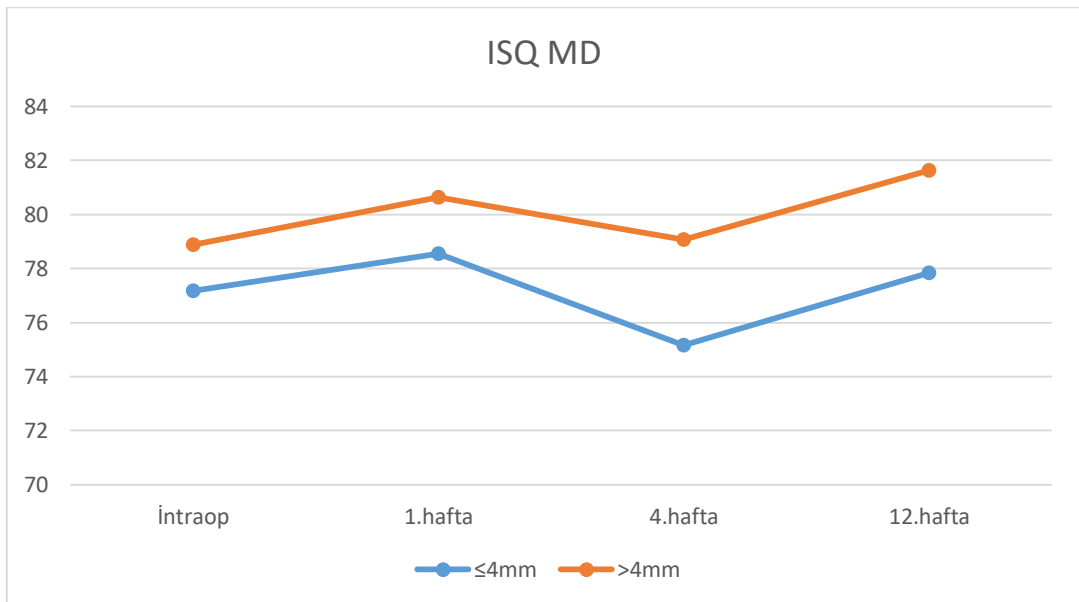
İmplant çapının 4 mm'den büyük ya da küçük olmasının ISQ BL ortalama değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Zamana bağlı değişim ise istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Yani implant çapının 4 mm'den büyük ya da küçük olması ISQ BL değerlerinin zaman içerisinde değişimini etkilememekle birlikte, implant çapı 4 mm'den daha büyük olduğunda daha yüksek ISQ BL değerleri elde edilmektedir(şekil 4.9.).





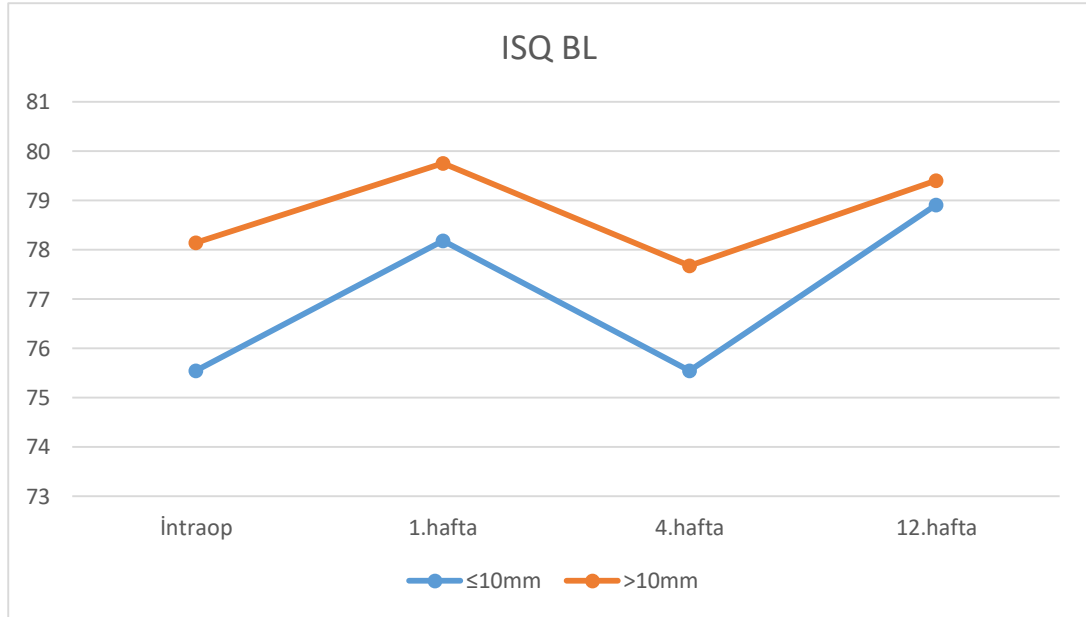
**Şekil 4.9.** ISQ BL ortalama değerlerinin implant çapına göre zaman içerisinde değişimi.

İmplant çapının 4 mm'den büyük ya da küçük olmasının ISQ MD ortalama değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Zamana bağlı değişim de istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Yani 4 mm'den büyük ya da küçük olmanın ISQ MD değerleri ve değerlerin zamana bağlı değişimi üzerinde bir etkisi yoktur(şekil 4.10.).



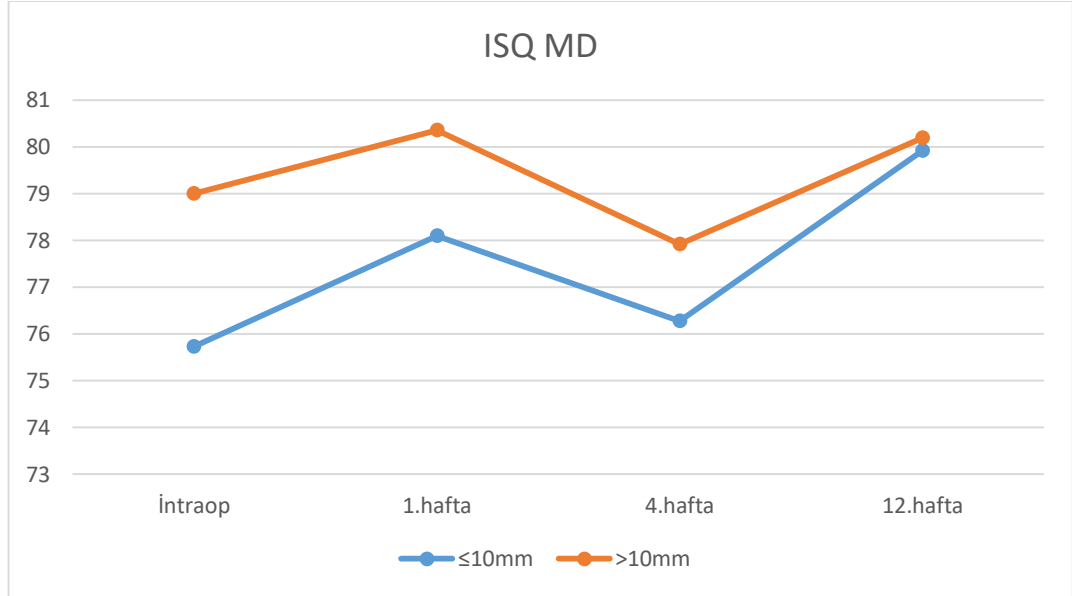
**Şekil 4.10.** ISQ MD ortalama değerlerinin implant çapına göre zaman içerisinde değişimi.

İmplant boyunun 10 mm'den uzun ya da kısa olmasının ISQ BL ortalama değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Zamana bağlı değişim de istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Yani 10 mm'den uzun ya da kısa olmanın ISQ BL değerleri ve değerlerin zamana bağlı değişimi üzerinde bir etkisi yoktur(şekil 4.11.).



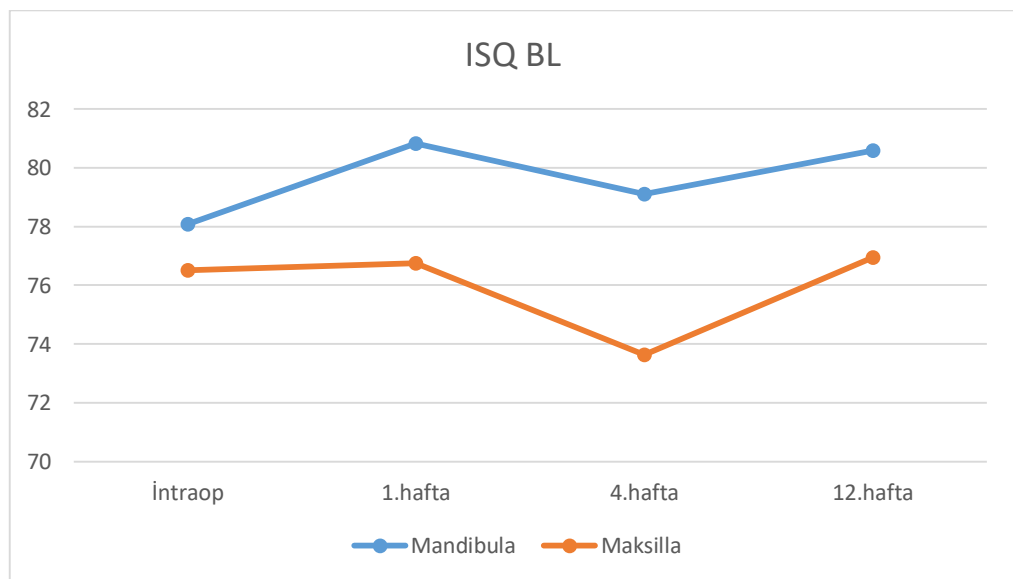
**Şekil 4.11.** ISQ BL ortalama değerlerinin implant boyuna göre zaman içerisinde değişimi.

İmplant boyunun 10 mm'den uzun ya da kısa olmasının ISQ MD ortalama değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Zamana bağlı değişim de istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Yani 10 mm'den uzun ya da kısa olmanın ISQ MD değerleri ve değerlerin zamana bağlı değişimi üzerinde bir etkisi yoktur(şekil 4.12.).



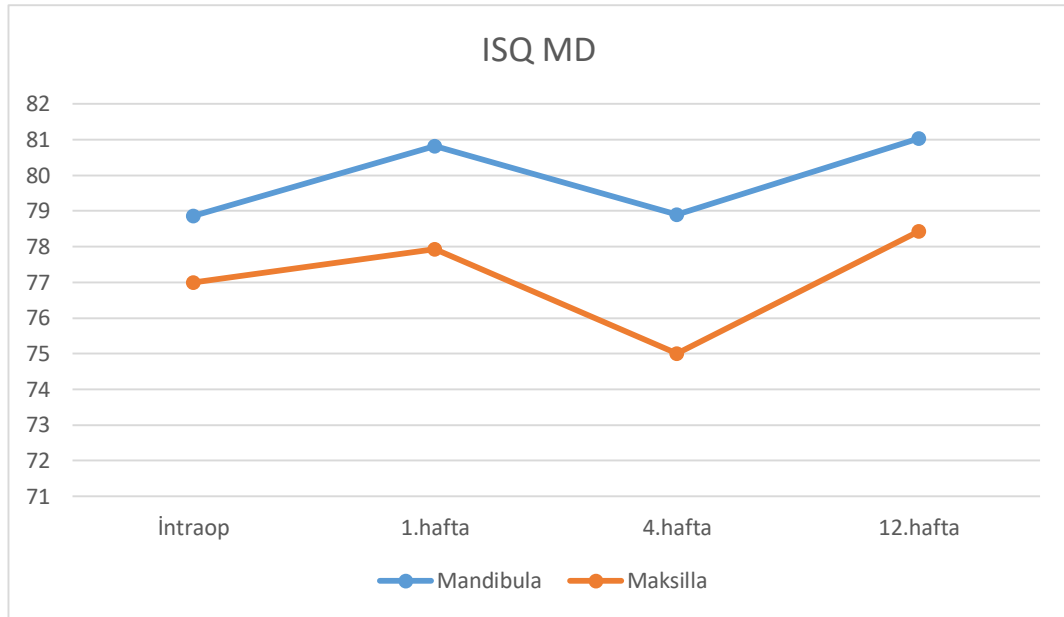
**Şekil 4.12.** ISQ MD ortalama değerlerinin implant boyuna göre zaman içerisinde değişimi.

İmplantın yerleştirildiği çenenin maksilla ya da mandibula olmasının ISQ BL ortalama değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Zamana bağlı değişim ise istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p > 0,05$ ). Yani implantın maksilla ya da mandibulaya yerleştirilmesi ISQ BL değerlerinin zaman içerisinde değişimini etkilememekle birlikte, mandibulaya yerleştirilen implantlarda daha yüksek ISQ BL değerleri elde edilmektedir(Şekil 4.13.).



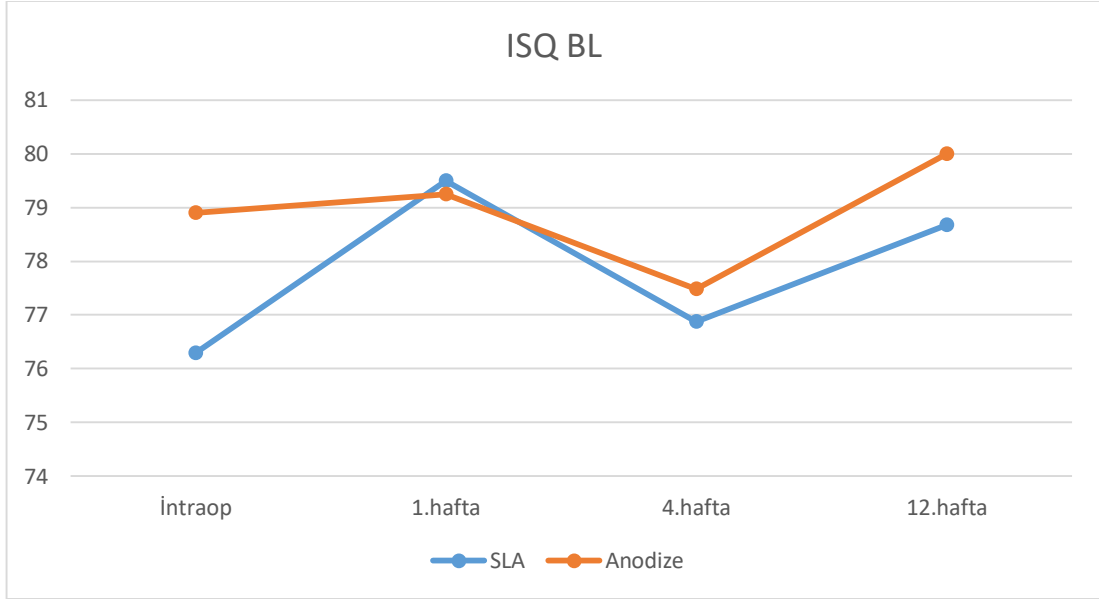
**Şekil 4.13.** ISQ BL ortalama değerlerinin çeneye göre zaman içerisinde değişimi.

İmplantın yerleştirildiği çenenin maksilla ya da mandibula olmasının ISQ MD ortalama değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Zamana bağlı değişim de istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Yani implantın maksillaya ya da mandibulaya yerleştirilmesinin ISQ MD değerleri ve değerlerin zamana bağlı değişimi üzerinde bir etkisi yoktur(şekil 4.14.).



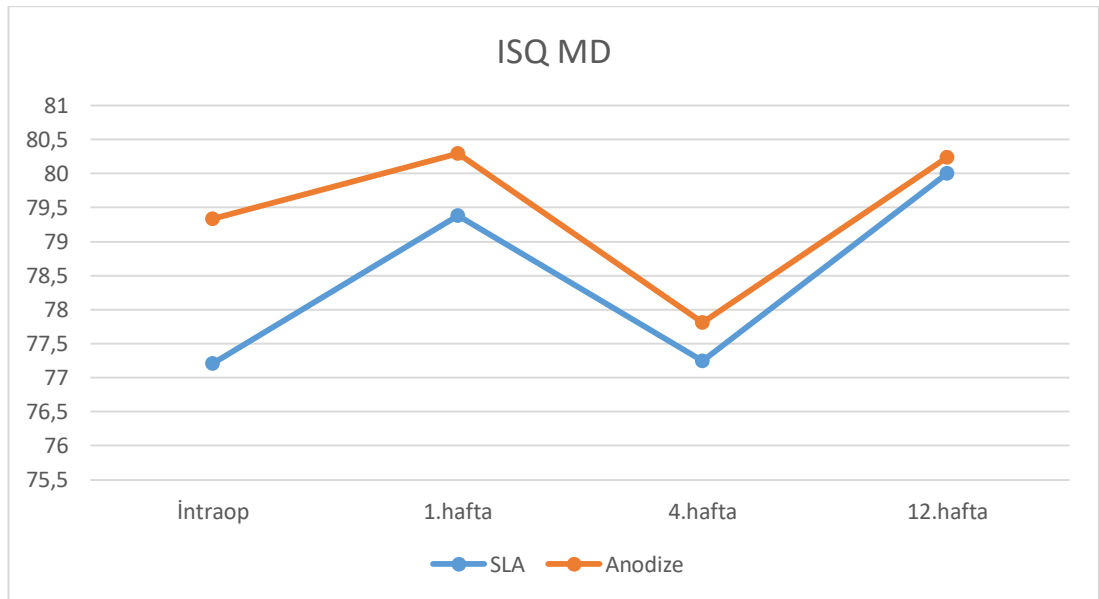
**Şekil 4.14.** ISQ MD ortalama değerlerinin çeneye göre zaman içerisinde değişimi.

İmplant yüzeyinin SLA ya da anodize yüzey olmasının ISQ BL ortalama değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Zamana bağlı değişim de istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Yani implantın SLA ya da anodize yüzeye sahip olmasının ISQ BL değerleri ve değerlerin zamana bağlı değişimi üzerinde bir etkisi yoktur (Şekil 4.15.).



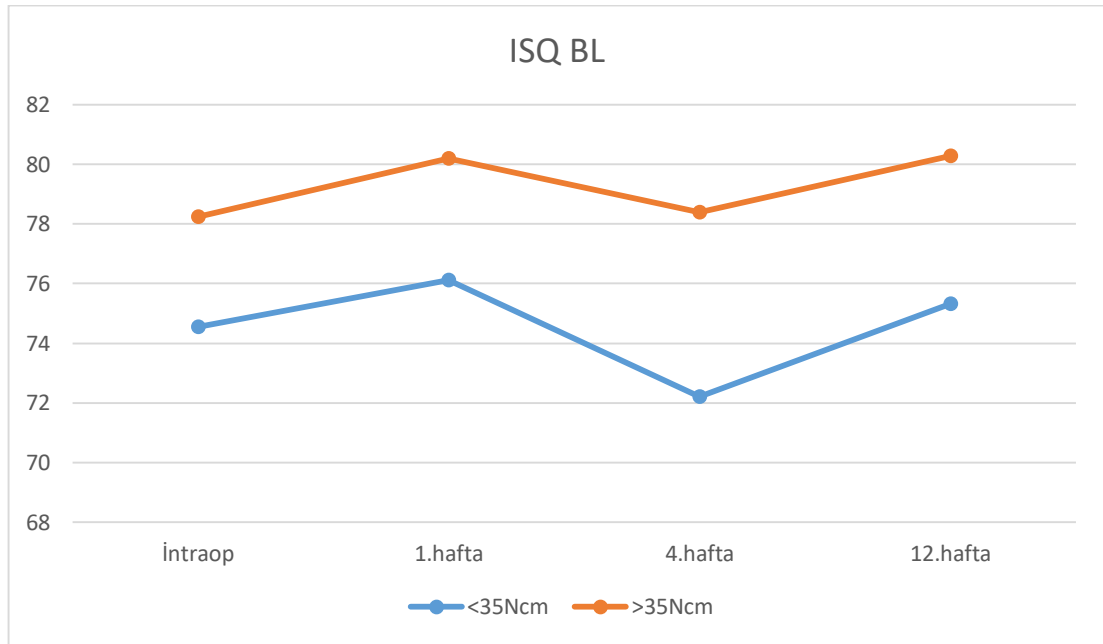
**Şekil 4.15.** ISQ BL ortalama değerlerinin implant yüzeyine göre zaman içerisinde değişimi.

İmplant yüzeyinin SLA ya da anodize yüzey olmasının ISQ MD ortalama değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Zamana bağlı değişim de istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Yani implantın SLA ya da anodize yüzeye sahip olmasının ISQ MD değerleri ve değerlerin zamana bağlı değişimi üzerinde bir etkisi yoktur(şekil 4.16.).



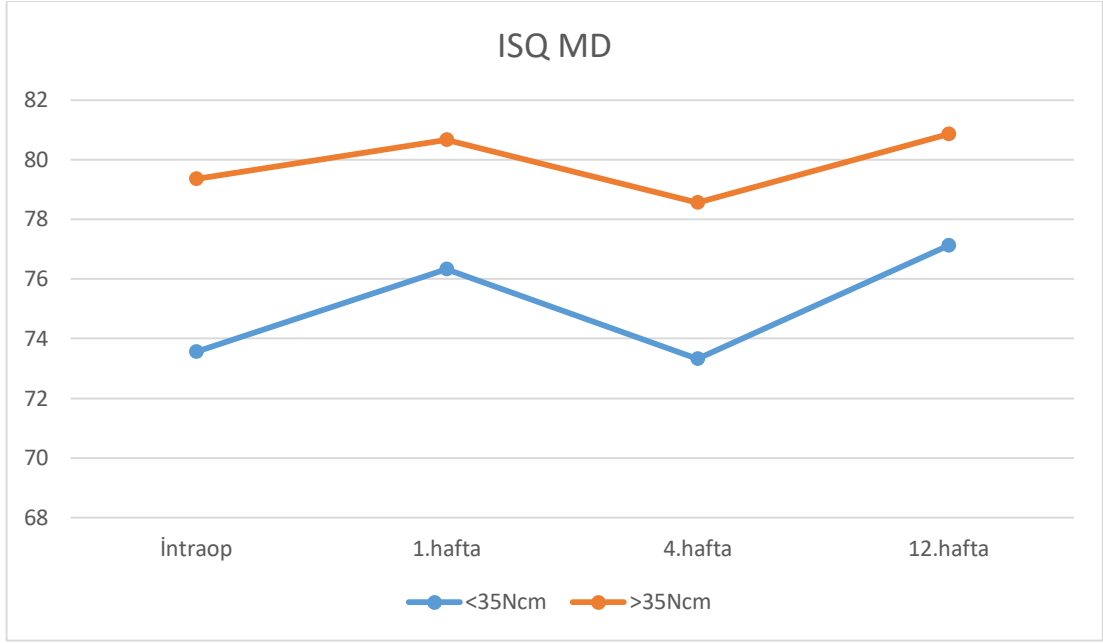
**Şekil 4.16.** ISQ MD ortalama değerlerinin implant yüzeyine göre zaman içerisinde değişimi.

İmplantın yerleştirme torkunun 35Ncm'den büyük ya da küçük olmasının ISQ BL ortalama değerleri üzerinde etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Zamana bağlı değişim ise istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Yani implantın yerleştirme torku ISQ BL değerlerinin zaman içerisinde değişimini etkilememekle birlikte, torkun 35Ncm'den büyük olduğu implantlarda daha yüksek ISQ BL değerleri elde edilmektedir(şekil 4.17.).



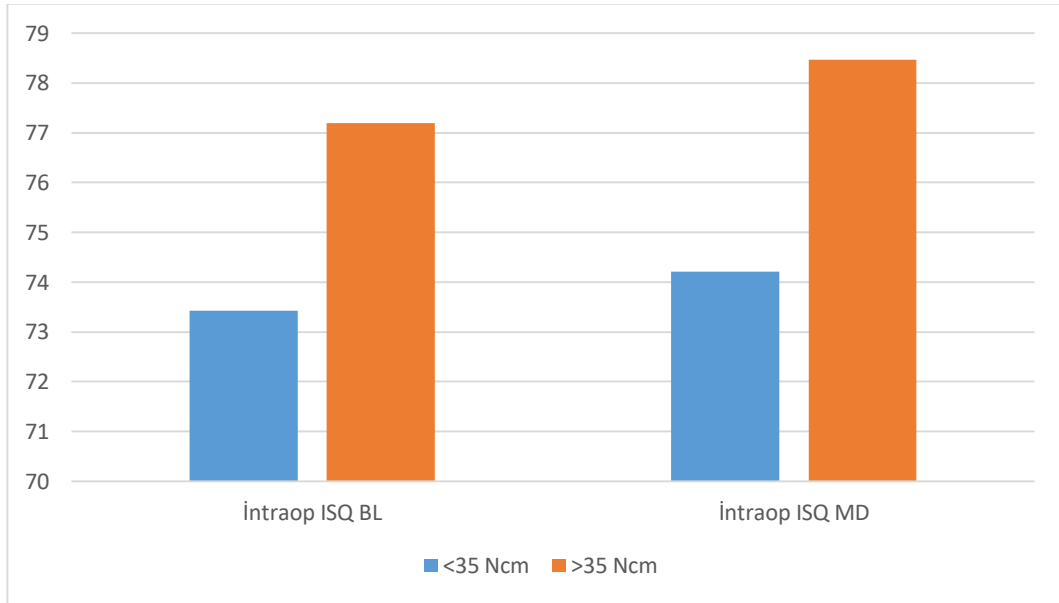
**Şekil 4.17.** ISQ BL ortalama değerlerinin yerleştirme torkuna göre zaman içerisinde değişimi.

İmplantın yerleştirme torkunun 35Ncm'den büyük ya da küçük olmasının ISQ MD ortalama değerleri üzerinde etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Zamana bağlı değişim ise istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Yani implantın yerleştirme torku ISQ MD değerlerinin zaman içerisinde değişimini etkilememekle birlikte, torkun 35Ncm'den büyük olduğu implantlarda daha yüksek ISQ BL değerleri elde edilmektedir(şekil 4.18.).



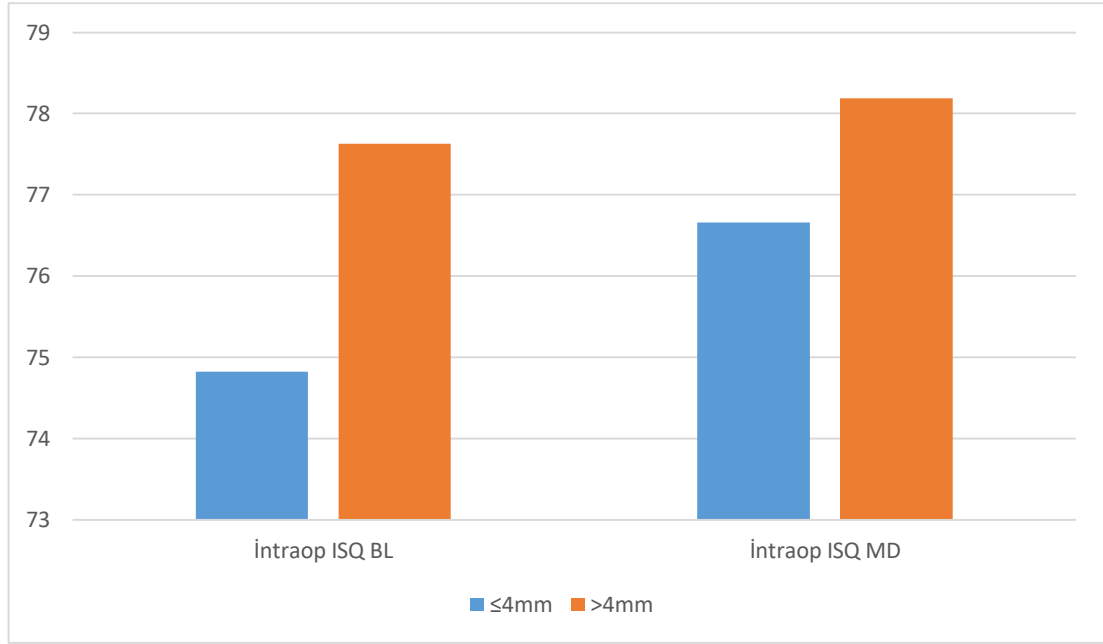
**Şekil 4.18.** ISQ BL ortalama değerlerinin yerleştirme torkuna göre zaman içerisinde değişimi.

Yerleştirilen 81 implantın sadece İntroop ISQ ölçümleri ve yerleştirme torku arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Yerleştirme torkunun 35Ncm'den büyük olması İntroop ISQ değerlerini hem bukkolingual hem meziodistal olarak yaklaşık 4 puan arttırmaktadır(Şekil 4.19.).



**Şekil 4.19.** İntroop ISQ değerlerinin yerleştirme torku ile ilişkisi.

Yerleştirilen 81 implantın sadece intraop ISQ BL ölçümleri ve implant çapı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmuştur ( $p<0,05$ ). İmplant çapının 4mm'den büyük olması intraop ISQ değerlerini yaklaşık olarak 3 puan arttırmaktadır. İntroop ISQ MD ölçümü ile implant çapı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ( $p>0,05$ )(şekil 4.20.).



**Şekil 4.20.** İntroop ISQ değerlerinin implant çapı ile ilişkisi.

#### 4.2. Yerleştirme Torkuna Etki Eden Faktörler

Yerleştirme torku ve diğer değişkenler arasında bir ilişki olup olmadığı ki-kare testi ile incelenmiştir. Yerleştirilen 82 implantın 62'sinde(%75,6) 35Ncm'den daha fazla yerleştirme torku sağlanabilmiştir. Buna göre cinsiyet ile yerleştirme torkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ( $p>0,05$ ). Cinsiyet değişkenine göre sağlanan yerleştirme torku değerleri tablo 4.3.'te görüldüğü gibidir.



**Tablo 4.3.** Cinsiyet-yerleştirme torku değerleri.

			Yerleştirme Torku		Toplam
			<35Ncm	>35Ncm	
Cinsiyet	Kadın	n	12	33	45
		%	26,7%	73,3%	100%
	Erkek	n	8	29	37
		%	21,6%	78,4%	100%
Toplam		n	20	62	82
		%	24,4%	75,6%	100%

İmplant zamanlaması (immediat/iyileşmiş) ile yerleştirme torkları arasındaki ilişkiye bakıldığında her iki grupta da yerleştirilen implantların %75'inde 35Ncm'den fazla tork sağlanmıştır. Ancak yerleştirme torku ve implant zamanlaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ( $p>0,05$ )(tablo 4.4.).

Kullanılan implantın tip (silindirik/konik) değerlendirildiğindeyse silindirik implantların %75'inde, konik implantların %76,9'unda 35Ncm'den fazla tork sağlanmış olup tork ve implant tipi arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ )(tablo 4.5.).

İmplant çapının (<4mm ya da >4mm) yerleştirme torku ile ilişkisine bakıldığında 4mm ve 4mm'den küçük implantların %78,9'unda 4mm'den büyük implantların ise %72,7'sinde 35Ncm'den fazla tork sağlamıştır. Ancak iki değişken arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ( $p>0,05$ )(tablo 4.6.).

**Tablo 4.4.** İmplantasyon zamanlaması-yerleştirme torku değerleri.

			Yerleştirme Torku		Toplam
			<35Ncm	>35Ncm	
İmplantasyon Zamanlaması	İyileşmiş	n	16	50	66
		%	24,2%	75,8%	100%
	İmmediat	n	4	12	37
		%	25%	75%	100%
Toplam		n	20	62	82
		%	24,4%	75,6%	100%

**Tablo 4.5.** İmplant tipi-yerleştirme torku değerleri.

			Yerleştirme Torku		Toplam
			<35Ncm	>35Ncm	
İmplant Tipi	Silindirik	n	14	42	56
		%	25%	75%	100%
	Konik	n	6	20	26
		%	23,1%	76,9%	100%
Toplam		n	20	62	82
		%	24,4%	75,6%	100%

**Tablo 4.6.** İmplant çapı-yerleştirme torku değerleri.

			Yerleştirme Torku		Toplam
			<35Ncm	>35Ncm	
İmplant Çapı	≤4mm	n	8	30	38
		%	21,1%	78,9%	100%
	>4mm	n	12	32	44
		%	27,3%	72,7%	100%
Toplam		n	20	62	82
		%	24,4%	75,6%	100%

İmplant boyunun yerleştirme torku ile ilişkisi değerlendirildiğindeyse 10mm ve 10mm'den kısa implantların %64,3'ünde, 10mm'den daha uzun implantların %81,5'inde 35Ncm'den fazla tork sağlanmıştır. Ancak fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ )(tablo 4.7.).

**Tablo 4.7.** İmplant boyu-yerleştirme torku değerleri.

			Yerleştirme Torku		Toplam
			<35Ncm	>35Ncm	
İmplant Boyu	≤10mm	n	10	18	28
		%	35,7%	64,3%	100%
	>10mm	n	10	44	54
		%	18,5%	81,5%	100%
Toplam		n	20	62	82
		%	24,4%	75,6%	100%

İmplant yüzeyinin SLA olduğu implantların %69,2'sinde, anodize olduğu implantların %86,7'sinde 35Ncm'den fazla tork sağlanabilmektedir. Ancak fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ )(tablo 4.8.).

**Tablo 4.8.** İmplant yüzeyi-yerleştirme torku değerleri.

			Yerleştirme Torku		Toplam
			<35Ncm	>35Ncm	
İmplant Yüzeyi	SLA	n	16	36	52
		%	30,8%	69,2%	100%
	Anodize	n	4	26	30
		%	13,3%	86,7%	100%
Toplam		n	20	62	82
		%	24,4%	75,6%	100%

İmplantın yerleştirildiği çene ve yerleştirme torku arasındaki ilişki değerlendirildiğindeyse maksillaya yerleştirilen implantların %57,1'inde, mandibulaya yerleştirilen implantların ise %89,4'ünde 35Ncm'den fazla tork sağlanmıştır. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ )(tablo 4.9.). Çeneler kendi içlerinde anterior ve posterior olarak ayrıldığındaysa 35Ncm'den daha yüksek tork en az maksilla posterior bölgede sağlanabilmektedir. Mandibula anterioruna yerleştirilen implantların %80'inde, maksilla anterioruna yerleştirilen implantların %83,3'ünde ve mandibula posterioruna yerleştirilen implantların %90,5'inde 35Ncm'den fazla tork sağlanabilmektedir. Bu fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ )(tablo 4.10.).

**Tablo 4.9.** İmplant yerleştirilen çene-yerleştirme torku değerleri.

			Yerleştirme Torku		Toplam
			<35Ncm	>35Ncm	
Çene	Mandibula	n	5	42	47
		%	10,6%	89,4%	100%
	Maksilla	n	15	20	44
		%	42,9%	57,1%	100%
Toplam		n	20	62	82
		%	24,4%	75,6%	100%

**Tablo 4.10.** İmplant yerleştirilen çene bölgeleri-yerleştirme torku değerleri.

			Yerleştirme Torku		Toplam
			<35Ncm	>35Ncm	
<b>Maksilla</b>	Anterior	n	1	5	6
		%	16,7%	83,3%	100%
	Posterior	n	14	15	29
		%	48,3%	51,7%	100%
<b>Mandibula</b>	Anterior	n	1	4	5
		%	20%	80%	100%
	Posterior	n	4	38	42
		%	9,5%	90,5%	100%
<b>Toplam</b>		n	20	62	82
		%	24,4%	75,6%	100%

## 5. TARTIŞMA

İmplant stabilitesinin ölçümü çıkarma tork analizi, itme/çekme testleri, histomorfometrik incelemeler gibi çeşitli yöntemlerle yapılabilmektedir. Ancak bu yöntemler invaziv olup istenilen isabetlilikte sonuç veremedikleri için uzun dönemli klinik değerlendirme amacıyla kullanımları tercih edilmemektedir. Bu sorunu çözmek için daha isabetli ölçümlerin yapıldığı ve non-invaziv yöntemler olan periotest ve rezonans frekans analizi kullanıma girmiştir. Periotest, ilk olarak kemikle direkt temasta bulunmayan doğal dişlerin mobilitesini değerlendirmek amacıyla geliştirilmiştir. Bu sebeple ossointegre olan implantlara kıyasla daha geniş bir hareket aralığını değerlendirmekte olup ölçüm hassasiyeti düşüktür. Buna ilaveten periotest ile yapılan ölçümler teknik hassasiyet gerektirmekte olup pek çok değişkenden etkilenebilmektedir(71,181,182). Literatürde periotest değerleriyle ISQ değerleri arasında korelasyon olduğunu gösteren pek çok çalışma bulunmaktadır(162,182–187). Nkenke ve ark.'nın(188) insan kadvralar üzerinde gerçekleştirdiği bir çalışmada periotest ve RFA değerleri histomorfometrik analizle incelenip kemik implant temas oranının stabilite üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Bu çalışmada iki yöntemin de implant stabilitesinin belirlenmesinde kullanılabileceği ancak RFA ile kemik implant temas oranı arasında daha yüksek bir korelasyon olduğu belirlenmiştir. Tüm bu çalışmalarda genel bir sonuç olarak iki ölçüm yönteminin de implant stabilitesi hakkında bilgi vermekle birlikte RFA'nın daha doğru sonuç verdiği ulaşılmıştır. Bizim çalışmamızda da bu sebeple implant stabilitesinin değerlendirilmesinde, RFA perioteste tercih edilmiştir.

Periotestin klinik kullanım olarak RFA'ya göre bir takım avantajları da bulunmaktadır. Periotest ile ölçüm yaparken eğer implant üzerinde bir restorasyon varsa bunu sökme gerekliliği yoktur. Ayrıca RFA ile ölçüm yapılırken her implant markasına özel bir smartpeg gerekliliği bulunmaktadır. Bu da RFA için ek maliyet oluşturmaktadır. Smartpeg-implant bağlantısının ne kadar sıkı olması gerektiği de ayrı bir tartışma konusudur. Genellikle smartpeg implanta yerleştirilirken tork ölçen bir cihaz olmadan, elle sıkılarak yerleştirilmektedir. Salatti ve ark.'nın(189)

gerçekleştirdiği in vitro bir çalışmada bu durumun ölçümün isabetliliği üzerine negatif etkisi olacağı gösterilmiştir. Çalışmada implanta yerleştirilen smartpegler özel bir cihaz yardımıyla, tork kontrolü yapılarak ve ayrıca elle sıkılarak yerleştirilip ISQ değerlerinin tutarlılığı incelenmiştir. 10-17Ncm aralığındaki değerlerde sıkılarak yerleştirilen smartpegler ile yapılan ölçümlerde en tutarlı sonuçlar elde edilmiştir. 10Ncm'den düşük değerlerle sıkılan smartpeglerin bulunduğu implantlarda ISQ değerleri daha düşük bulunmuş ve standart sapmaları yüksek bulunmuştur. 17Ncm'den fazla değerlerde sıkılan smartpeglerin ise zarar görebileceği belirtilmiştir. Yine aynı çalışmada, literatürde RFA ile yapılan in vivo çalışmaların birbiriyle tutarsız sonuçlara ulaşılmasında smartpegin standart bir torklama değeriyle implanta yerleştirilememesinin de etkili olduğu ifade edilmiştir. Ayrıca bu çalışmalarda kullanılan implant sistemlerinin, implant dizaynlarının ve stabiliteye etki edebilecek farklı kondisyonların standardize edilememesi bu çalışmalar arasında bir kıyaslama yapmayı güçleştirmektedir. Bizim çalışmamızda da smartpeglerin yerleştirilmesi için bir tork cihazı kullanılmamış olup bütün smartpegler ve stabilite ölçümleri tek araştırmacı tarafından gerçekleştirilerek ölçüm sırasında meydana gelebilecek hatalar minimize edilmeye çalışılmıştır.

Primer ve sekonder stabilite birlikte toplam implant stabilitesini ortaya koymaktadır. Osseointegrasyon sürecini ortaya koyabilmek için implantın iyileşme döneminde toplam implant stabilitesini değerlendiren birçok çalışma bulunmaktadır(121,168,190–193). Bu çalışmaların çoğunda implantın yerleştirildiği gündeki başlangıç stabilitesinde düşüş olduğu ve ortalama stabilite değerlerinin ilk 4 hafta içinde minimuma düştüğü görülmüştür. Devam eden süreçte ise stabilitenin yükseldiği ve görece stabil kaldığı belirlenmiştir.

Berghlund ve ark.(194) dental implantlar etrafında yara yeri iyileşmesini incelediği hayvan çalışmasında, implantın mekanik stabilitesini sağlayan yivlerin etrafında, kemik kontağının bulunduğu bölgelerde öncelikle bir kemik rezorpsiyonunun gerçekleştiği, bununla beraber implant stabilitesinin düştüğü belirtilmiştir. Yeni kemik apoziyonunun bu rezorpsiyon sürecinden sonra meydana

geldiği ifade edilmektedir. Dental implant kemik içinde prepare edilen bölgeye yerleştirildikten sonra implant yüzeyi ile kemik yüzeyi arasındaki bölgeyi kan pıhtısı doldurmaktadır. İmplant yerleştirildikten sonraki dördüncü günde erken granülasyon dokusu izlenmektedir. Pürüzlendirilmiş yüzeye sahip implantlarda bu andan itibaren biyolojik stabilitenin oluşmaya başladığı belirtilmektedir. İyileşmenin ilk haftalarında implant yüzeyine komşu bölgelerde kemik modelasyonu ve remodelasyonu beraber devam etmektedir(93). Öncü ve ark.'nın(195) gerçekleştirdikleri klinik bir çalışmada, test grubuna, prepare edilen kemik bölgesine implant yerleştirilmeden önce trombositten zengin fibrin yerleştirilmiştir. Kontrol grubunda ise alıcı bölgeye implant yerleştirilmeden önce herhangi bir materyal yerleştirilmemiştir. Trombositten zengin fibrin yerleştirilen implantların bulunduğu grupta 1. hafta ve 4. hafta ISQ değerleri kontrol grubuna göre daha fazla artış göstermiş ve elde edilen değerler kontrol grubuna göre anlamlı oranda daha yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamızda birinci hafta ortalama ISQ değerlerinde, başlangıç ISQ değerlerine göre bir miktar artış izlenmiş olup, bunun erken dönemde granülasyon dokusunun oluşup, kemikle temasta olmayan implant yüzeylerinde rezorpsiyon gerçekleşmeden örgü kemik oluşumuyla ilgili olabileceği düşünülmektedir. Daha sonra mekanik stabilitenin sağlandığı bölgelerde rezorpsiyonun gerçekleşmesi ile dördüncü haftada ortalama ISQ değerlerinde düşüş izlenmiştir.

Primer stabilitenin düşüp, sekonder stabilitenin artış gösterdiği bu dönemde bir geçiş sürecinin olduğu anlaşılmaktadır(196). Toplam implant stabilitesindeki düşüş, bu geçiş sürecinde meydana gelmektedir. Dental implantlar etrafındaki yara iyileşmesinin aşamalarını inceleyen bir hayvan çalışmasında, implant etrafındaki yeni kemik oluşumunun, kemik rezorpsiyon sürecini takiben gerçekleştiği belirtilmiştir(194). Bu sebeple başlangıçtaki mekanik implant stabilitesinin, osteoklastik aktivite sonucu meydana gelen rezorpsiyonla düştüğü, yeni kemik formasyonunun ise yeterince meydana gelememesinden dolayı stabilitenin korunamadığı bir dönem oluşmaktadır. İmplant stabilitesinin en çok düşüş gösterdiği bu dönemde en önemli problem mikrohareketlilik oluşma riskinde artışa bağlı olarak osseointegrasyonun başarısız olma riskinin artmasıdır(197). Raghavendra ve

ark.(124) bu geçiş döneminde primer ve sekonder stabilite arasında ters bir ilişki olduğunu belirtmektedir. İmplant ilk yerleştirildiğinde, toplam implant stabilitesi neredeyse tamamen mekanik olarak sağlanmaktadır. Osseointegrasyon gerçekleŐtikten sonra ise toplam implant stabilitesi tamamen biyolojik olarak sağlanmaktadır. Bu ikisi arasındaki orantılı ilişki, iyileşme sürecindeki primer ve sekonder stabilitenin deĐiŐimine etki etmektedir. Ancak RFA ile ölüm yaparken bu süreçteki primer ve sekonder stabiliteyi ayrı ayrı ölçmek mümkün değildir. Bu süreçteki değişimin toplam implant stabilitesi üzerinden değerlendirilmesi mümkündür. Bu durum geçiş sürecindeki toplam implant stabilitesi üzerinde primer stabilitenin ve sekonder stabilitenin tek başına ne kadar etkili olduğunu belirlemeyi olanaksız kılmaktadır. Primer ve sekonder stabilitenin toplam implant stabilitesi üzerindeki etkileri tartiŐılmaya devam eden bir konu olmaktadır(196).

Toplam implant stabilitesindeki dŐuŐ paterni yalnızca primer implant stabilitesinin yüksek olduğu çalışmalarda izlenmiştir. Düşük primer stabiliteye sahip olan implantlarda ise toplam implant stabilitesinin zamanla arttığı görülmüştür(90,156,176,178,195,198,199). Bu bulgular yüksek primer stabiliteye sahip olan implantların her zaman daha yüksek sekonder stabiliteye sahip olamayabileceğini göstermektedir. Simunek ve ark.(123) implant stabilitesinin değişimini inceledikleri çalışmalarında primer stabiliteden sekonder stabiliteye geçiŐte, ortalama toplam stabilite değerinin hiç deĐiŐmediĐi bir değerin optimal bir değer olabileceği hipotezini kurmuŐlar ve bu ISQ değerini 69.2 olarak bulmuşlardır. Benzer başka bir çalışmada ise primer stabilite ölümünde ISQ değeri ortalama olarak 78,6 olan implantların değerlerinde dŐuŐ, 73,8 olan implantların ISQ değerlerinde ise yükseliş izlenmiştir. ISQ değerinin ortalama olarak 76,2 olduğu implantlarda ise ISQ değerinde değişim izlenmemiştir(156). Farklı alıŐmalarda ISQ değerlerinin farklı Şekillerde değişim göstermesi, kullanılan implant dizaynlarının farklılığı, implant yerleştirilen çene kemiği ve kemiğin niteliği, implant zamanlaması gibi farklı faktörlerden etkilenebilmektedir. Bu yüzden ideal ISQ değeri için çalışmalar arasında kıyaslama yapmak güçleŐmektedir.



Bizim çalışmamızda, ölçüm yapılan tüm implantların ortalama stabilitesinin 1. haftada bir miktar yükseldiği, 4. haftada düştüğü, 12. hafta sonunda ise tekrar yükseldiği görülmüştür. Farklı zaman aralıklarındaki bu değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. İmplant etrafındaki dokuların reaksiyonu göz önünde bulundurulduğunda 4. haftadaki bu düşüş osteoklastik aktiviteye bağlı olarak beklenen oranda gerçekleşmiştir. Çalışmamıza dahil edilen immedat implantlarda ise toplam implant stabilitesinde hiçbir zaman aralığında düşüş izlenmemiştir.

İmmedat olarak uygulanan implantlarda, iyileşmiş bölgeye uygulanan implantlardan farklı olarak, implanta komşuluğu olan bukkal bölgede kemik duvarı izlenemeyebilmektedir(200). Horizontal olarak bukkal-lingual doğrultuda implantın temas ettiği bir kemik duvarının olmaması, başlangıçtaki mekanik stresin bu doğrultuda oluşmamasına, buna bağlı olarak da kemik rezorpsiyonu izlenmeden doğrudan yeni kemik oluşuma sebep olmuş olabilir. Çalışmamızdaki immedat implantların 4.haftada bukkal-lingual doğrultudaki ISQ değerlerinde düşüş olmamasının bununla ilişkili olabileceği düşünülmüştür. Aynı implantların, iyileşmiş implantlar gibi, 4.haftada meziodistal doğrultudaki ölçümlerinde ISQ değerlerinde bir miktar düşüş izlenmiş olup bu değişim istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur.

Farklı doğrultularda yapılan ISQ ölçümleri, ölçüm değerlerini etkilemektedir(73). Veltri ve ark.(201) ve Fischer ve ark.(202) ISQ değerlerinin meziodistal doğrultuda ölçüldüğünde bukkal-lingual doğrultudan 10 puan daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Tözüm ve ark.(203) da in vitro çalışmalarında, manyetik RFA yöntemiyle meziodistal doğrultuda ölçüm yapıldığında elde edilen ISQ değerlerinin bukkal-lingual doğrultudaki ISQ değerlerinden daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Pagliani ve ark.'nın(170) sığır kemikleri üzerinde gerçekleştirdikleri in vitro çalışmada kemik kretine paralel ve dik olacak şekilde ISQ değerlerini belirlemiş ve implantların kemik içerisinde farklı doğrultulardaki mikrohareketliliğini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre kemik kretine paralel yönde ölçüm yapıldığında ISQ değerleri ortalama 4 puan daha yüksek bulunmuştur. Stabilitate değerleriyle uyum gösterecek şekilde mikrohareketlilik de implanta kemik kretine paralel yönde kuvvet

uygulandığında daha düşük bulunmuştur. Sennerby ve ark.(73) ölçümler arasındaki bu farklılığı implantın temasta bulunduğu kemik yapısının farklılığından kaynaklı olabileceğini belirtmiştir. Bukkolingual doğrultuda daha düşük değerler elde edilmesi implantın etrafında bu doğrultuda daha ince bir kemik yapısının, meziodistal doğrultuda daha yüksek değerler elde edilmesi ise daha kalın bir kemik yapısının göstergesi olabilir. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da meziodistal ISQ değerleri bukkolingual ISQ değerlerinden daha yüksek değerde çıkmıştır. Veltri ve ark. ve Fischer ve ark.'nın çalışmalarında RFA eski jenerasyon, elektronik olarak ölçüm yapan osstell cihazı ile yapılmıştır. Bizim çalışmamızda ise yeni jenerasyon, manyetik olarak ölçüm yapan osstell cihazı kullanılmıştır. Valderrama ve ark.'nın(161) iki cihazın ölçümleri arasında bir fark olup olmadığını araştırdığı çalışmada, manyetik RFA ölçümünün elektronik RFA'ya göre ISQ değerlerini yaklaşık olarak 8 ila 12 puan daha yüksek ölçtüğünü göstermiştir. Ayrıca iki yöntemle de yapılan ölçümlerin implant stabilite değişimlerini tespit edebildiği belirtilmiştir. Park ve ark.(204) manyetik RFA ile bukkolingual ve meziodistal doğrultularda yapılan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır ve ölçüm değerleri de birbirine yakın değerlerde seyretmiştir. Bizim çalışmamızda ise farklı doğrultulardaki ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Ancak bu fark yaklaşık 1 puan olup bukkolingual ve meziodistal ISQ değerleri birbirine yakın değerlerde seyretmektedir. İmmediat ve iyileşmiş implantasyonda implant etrafındaki kemik dokusunun kalınlığının farklı olabileceği göz önünde bulundurulduğunda ölçülen ISQ değerlerinde farklılık olabileceği düşünülmektedir. Ancak çalışmamızda farklı implantasyon zamanlarındaki ISQ değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Çalışmaya dahil edilen implantların yüksek ISQ değerlerine sahip olması bu etkiyi geri planda bırakmış olabilir. ISQ değerlerinin zaman içerisinde değişimi göz önünde bulundurulduğundaysa farklı doğrultularda ölçüm yapmak toplam implant stabilitesinin değişim paternini farklı şekilde ortaya koymuştur. İmmediat implantasyon ile iyileşmiş implantasyon kıyaslandığında bukkolingual ve meziodistal doğrultudaki ISQ değişimi farklı olup 4. haftada bariz bir düşüş izlenmemiş, toplam implant stabilitesi doğrudan artış göstermiştir. Bu veriler ışığında,

cerrahi açıdan immedat implantasyonun iyileşmiş alanlarda yapılan implantasyonlara kıyasla stabilite açısından herhangi bir dezavantajının olmaması, tercih edilebilir bir yaklaşım olduğu ve implantoloji pratiğinde daha sık ve güvenle uygulanabileceği düşünülmelidir.

Çalışmamızda kadınlarda ölçülen ISQ değerleri tüm zaman aralıklarında erkeklerden daha yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte cinsiyetler arası ISQ değerleri ve yerleştirme torkları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Meziyodistal doğrultuda ölçüm yapıldığında ise kadınlardaki ISQ değerinin artışı erkeklerden daha fazla olup bu değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu bulgu, erken iyileşme döneminde benzer şekilde kadınlarda daha yüksek ISQ değerlerinin bulunduğu çalışmalarla uyum göstermektedir(205–208). Bu durum iyileşme sürecinde kadınlara yapılan implantların ISQ değerlerinde daha fazla artış olduğunu göstermektedir. Zix ve ark.(209) ise erkeklerde kadınlara göre daha yüksek ISQ değerlerine ulaşmıştır. Bu durumu çalışmalarına dahil olan hastaların yaşlı ve postmenapozal dönemde olmalarına bağlı olarak kemik densitesindeki düşüşe bağlamışlardır. Ostman ve ark.(208) da erkeklerde daha yüksek ISQ değerlerine ulaşmış olup bu sonucun uzun dönemde implantın klinik başarısını değiştirmedini belirtmişlerdir. Kim ve ark.(203) ise primer stabilite söz konusu olduğunda erkeklerde daha yüksek ISQ değerlerine ulaşmışlardır. Andersson ve ark.(88) ise hem primer stabilite hem de sekonder stabilite incelendiğinde erkeklerin ortalama ISQ değerini kadınların ortalama ISQ değerinden yaklaşık 1 puan daha yüksek bulmuştur. Aragonese ve ark.(87) da ortalama ISQ değerlerini erkeklerde kadınlara göre daha yüksek bulmuşlardır. Güler ve ark.(210) ise cinsiyetler arası ISQ değerleri arasında yalnızca 4. haftada anlamlı bir fark bulmuştur. Başka çalışmalarda ise cinsiyetin ISQ değerleri üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı ifade edilmektedir(211,212). Literatürdeki bu farklı sonuçlardan dolayı, cinsiyetin erken iyileşme döneminde ISQ değişiminin üzerine etkisinin anlaşılabilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Konik implant dizaynı, kemik kompresyonunun kemik densitesini arttırarak primer stabiliteyi de arttıracağı varsayımı ile kullanıma girmiştir. Özellikle zayıf kemik

kalitesinin bulunduğu bölgeler(85), çekim soketleri(213) ya da yüksek primer stabilite gerektiren durumlar, konik implant kullanımının endikasyonunu oluşturmaktadır(214). Farklı klinik koşullar altında konik bir implant kullanmanın, konik olmayan bir implanta göre primer stabiliteyi arttırıcı yönde etki sağlayabileceği düşünülmektedir. Konik ve paralel duvarlı implant tasarımlarının implant biyomekaniği üzerine etkisi araştırılmaya devam etmektedir ve araştırma sonuçları arasında tutarsızlıklar izlenmektedir(215–217). Konik implant kullanmanın primer stabilite söz konusu olduğunda hem yerleştirme torkunu hem de ISQ değerlerini arttıracaklarını gösteren çalışmalar bulunmaktadır(86,211,218,219). Dos Santos ve ark.'nın(220) in vitro çalışmasında ise farklı makroskobik dizayna sahip implant kullanmanın yerleştirme torkunu etkileyeceği ancak ISQ değerleri üzerinde anlamlı bir fark yaratmayacağı ifade edilmiştir. Güncel bir sistemik derleme ve meta analizde konik ya da paralel duvarlı implant kullanmanın primer stabilite üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı belirtilmektedir(221). Benzer şekilde bir başka sistematik derlemede de konik implantların primer stabiliteyi arttırıcı bir etkisinin olmasıyla birlikte bu etkinin, kemik niteliği ve miktarı, osteotomi preparasyonu gibi etkenlere kıyasla primer stabiliteyi daha az etkilediği belirtilmektedir. Primer stabilite üzerinde sağlanan bu farkın da sekonder stabilitenin sağlanmasıyla zamanla azalacağı ya da arada bir fark izlenmeyeceği belirtilmiştir(222). Bizim çalışmamızda da kullanılan implantın konik ya da silindirik olmasının hem RFA hem de yerleştirme torku değerleri göz önünde bulundurulduğunda primer stabilite ve takip eden iyileşme sürecinde stabilite değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunamamıştır. Atieh ve ark.'nın(221) meta analizinde, meta analize konu olan çalışmalara dahil edilen implantlar değerlendirildiğinde, implantların konik ya da silindirik olarak sınıflandırılmasında farklılıklar olduğu görülmektedir. Bazı çalışmalarda konik olarak sınıflandırılan implantlar başka bir çalışmada silindirik olarak değerlendirilmektedir(223,224). Jokstad ve Ganeles(222) piyasada kullanımda olan 500'den fazla implant üreticisi ve 2000'den fazla implant olduğunu belirtmektedir. Piyasada kullanımda olan implantların neredeyse yarısının konik formda olduğu ancak 'konik' ifadesinin uluslararası olarak kabul edilen bir tanımının

olmadığını ifade etmektedirler. Konik olduğu düşünülen implantlarda implant gövdesinin apikale doğru daraldığı genel bir görüş olarak kabul edilmektedir. Ancak bu daralma implantın servikal, orta ya da apikal bölgesinde başlayabilmektedir. Konikliğin başladığı bölgeye kadar implant duvarları birbirine paralel ya da servikal bölgede daha dar olacak şekilde farklı dizaynda implantlar üretebilmek mümkündür. Dolayısıyla 'konik' olarak ifade edilen iki implant aslında birbirinden farklı makroskobik dizayna sahip olabilmektedir. Jokstad ve Ganeles derlemelerinde bu durumu belirtmekte olup bu durumun konik ve silindirik implantlar arasındaki farklılıkları araştıran çalışmalarda kıyaslama yapmayı zorlaştırdığını belirtmektedirler. Bizim çalışmamızda da kullanılan konik formadaki implantlar kendi içlerinde farklı tasarımlar göstermekte olup bu durumun sonuçlar üzerinde etkisi olduğu düşünülmektedir.

İmplantların fonksiyonel yüzey alanı implantın çapı ve boyuyla ilişkilidir. Yüzey alanı implant çapının karesi oranında, logaritmik bir artış gösterirken, implant boyuyla doğrusal bir artış göstermektedir(1). Bu ilişkinin implantın stabilitesi ve klinik başarısı üzerindeki etkisi araştırılmaya devam eden bir konudur. Bir meta analizde 6mm'den büyük çapa sahip implantların 5 ila 6 mm arasında çapa sahip olan implantlara kıyasla daha yüksek bir sağ kalım oranına sahip olduğu belirtilmiştir(225). Başka bir meta analizde 3.3mm'den daha küçük çapa sahip implantlar daha geniş çaplı implantlarla kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı oranda daha düşük bir sağ kalım oranı göstermiştir(226). Lekholm ve ark.(227) ve van Steenberghe ve ark.(228) 4mm'den daha geniş çaplı implantların sağ kalım oranlarının kemiği D3 ve D4 olduğu bölgelerde daha yüksek oranlarda olduğunu bulmuşlardır. Olate ve ark.'nın(229) 1649 implantın takibini yaptığı bir çalışmada da implantların sağ kalım oranlarının çapın artışıyla arttığı belirlenmiştir. Bununla birlikte implant çapının implant sağ kalım oranına bir etkisi olmadığını belirten çalışmalar da bulunmaktadır(230–233). Ancak bu çalışmalarda ya sadece dar veya geniş çaplı implantlar kullanılmış ya da implant sağ kalım oranları çok yüksek bulunduğu için implant çapının sağ kalım oranı üzerine bir etkisinin sahip olup olmadığı belirlenememiş olabilir.

Geniş çaplı implantlar, daha düşük çaptaki implantlarla yeterli primer stabilite sağlanamadığında ya da implantın değiştirilmesi gerektiğinde 'kurtarıcı implant' olarak kullanılabilir(234). Bu konudaki ilk çalışmalar geniş çaplı implant kullanımında tam olarak anlaşılabilen endikasyonlar, farklı cerrahi protokoller, kötü kemik kalitesi ve öğrenme eğrisi sebebiyle daha düşük sağ kalım oranları belirtmişlerdir(235–237). Daha güncel çalışmalarda ise geniş çaplı implant kullanımında yüksek sağ kalım oranlarına ve daha iyi klinik başarıya ulaşıldığı görülmektedir(238–240).

Çalışmamızda implant çapının 4mm'den büyük olmasının bukkolingual doğrultuda ölçüm yapıldığında, tüm değerlendirme aralıklarında ISQ değerlerini istatistiksel olarak anlamlı düzeyde arttırdığı görülmüştür. ISQ değerleri meziodistal doğrultuda ölçüldüğünde, implant çapının 4mm'den büyük olmasının, ISQ değerlerini yine arttırdığı görülmüş olup bu sonuç istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p=0,054$ ). Bununla birlikte meziodistal doğrultudaki ölçümlerde de anlamlılığa yaklaşılmıştır ve çapın artışının implant stabilitesini artırıcı yönde bir trende sebep olduğu anlaşılmaktadır. 4mm'den büyük çapa sahip olan implantların primer ve sekonder stabilite açısından ISQ değerleri incelendiğinde çapın 4mm'den büyük olmasının primer stabiliteyi yaklaşık olarak 3 puan arttırdığı, 12. hafta sonunda ise bu artışın yaklaşık 5 puan olduğu görülmektedir. Bu sebeplerle implant çapının 4mm'den büyük olmasının hem primer stabilite hem sekonder stabilite üzerinde ISQ değerlerini artırıcı bir etkisi olacağı sonucuna ulaşılmıştır. İmplant boyu ele alındığında ise implant boyunun 10mm'den uzun olduğu implantlarda tüm değerlendirme aralıklarında ISQ değerleri daha yüksek bulunmuştur. Primer stabilite söz konusu olduğunda, hem bukkolingual doğrultuda hem meziodistal doğrultuda yapılan ölçümlerde, 10mm'den uzun implantlar ortalama olarak 4 puan daha yüksek ISQ değerleri elde edilmiş olup aradaki bu fark, 12. hafta sonunda 1 puandan daha az bir seviyeye gelmiştir. Ancak implant boyunun stabilite üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur.

Gomez-polo ve ark.(156) da çalışmamıza benzer şekilde implant çapının artışının, hem primer hem sekonder stabilite ele alındığında ISQ değerlerini anlamlı ölçüde arttırdığını belirtmişlerdir. İmplant boyunun ise stabilite değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip olmadığını ifade etmişlerdir. Tözüm ve ark.(203,241) in vitro çalışmalarında 4mm'den küçük çaptaki implantlarda 4mm'den büyük çaptaki implantlardan daha düşük ISQ değerleri elde etmiştir. Güler ve ark.'nın(210) intraop, 4.hafta ve 12.haftada ISQ değerlerini inceledikleri çalışmalarında implant boyunun, bizim çalışmamıza benzer şekilde ISQ değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin bulunmadığı sonucuna ulaşmışlardır. İmplant çapını incelediklerinde 4.hafta ve 12.haftada ISQ değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmuşlardır. Çalışmaya konu olan implantlar 3,3mm, 4,1mm ve 4.8mm çaplarında olup 3,3 mm çapa sahip olan implantlar 4,1mm ve 4,8mm çapında olan implantlara kıyasla yaklaşık olarak 3 puan daha düşük ISQ değerlerine ulaşabilmiştir. Kim ve ark.'nın(242) 573 implantla gerçekleştirdiği klinik çalışmada, implant çapının 5mm'den geniş olduğu implantlarda başlangıç ISQ değerlerinin implant çapının 5mm'den daha dar olduğu implantlara kıyasla anlamlı olarak daha yüksek olduğu ortaya konmuştur. Aynı çalışmada implant boyunun da ISQ değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olduğu belirlenmiştir. Buna göre 11mm'den daha uzun implantların ortalama ISQ değeri 80,35, 11mm'den kısa implantların ortalama ISQ değeri ise 78,33 bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucuna göre hem implant çapının artışının hem de implant boyunun artışının implant stabilitesini arttıracığı sonucuna ulaşılmıştır. Huang ve ark.'nın(243) 2017 yılındaki farklı implant sistemlerine ait implantlarla gerçekleştirdikleri çalışmalarında da sekonder stabilitenin sağlanması sonucu 3,5mm ve 5mm çaplarındaki implantlar arasında yaklaşık 5 ila 6 puanlık bir ISQ farkı bulunmuştur. Bu sonuca göre de daha geniş çaplı implant kullanmak sekonder stabiliteyi arttırıcı yönde etki göstermektedir. Aynı çalışmada implant boyunun stabilite üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Literatürde implant çapının artışıyla stabilite artışı arasında anlamlı bir ilişki bulunmadığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır(86–88,91,166,174,212,244,245). Ancak bizim araştırmamızın sonuçları göz önüne

alındığında implant çapındaki artışın implant stabilitesini arttırdığı, implant boyundaki artışın stabiliteyi arttırıcı yönde etkisinin ise çapa kıyasla daha düşük olduğu sonucuna varılmıştır.

İmplant yüzey özelliklerinin de erken iyileşme döneminde ve primer stabilite üzerinde etkisi olacağı düşünülmektedir(73,246). Pürüzlendirilmiş implant yüzeyi daha geniş bir yüzey alanına sahiptir ve bu durum implantın kendisini çevreleyen dokularla daha sıkı bir bağlantı oluşturmasına imkan sağlamaktadır(93). Kuşlama yapılarak pürüzlendirilmiş yüzeye sahip implantların, osteoblastların büyümesini ve metabolik aktivitelerini arttırarak peri implant osteogenezisini arttırdığı in vitro çalışmalarla gösterilmiştir(247,248). Kemik kalitesinin kötü olduğu bölgelerde asitle pürüzlendirilmiş yüzeyin, pürüzlendirilmemiş yüzeye kıyaslandığında daha yüksek bir kemik implant temas oranına sahip olduğu belirlenmiştir(249). Rompen ve ark.(250) köpekler üzerinde gerçekleştirdiği çalışmada, yüzeyi modifiye edilmiş implantların pürüzlendirilme yapılmamış implantlarla kıyaslandığında erken iyileşme döneminde stabiliteyi koruduğunu izlemiştir. Aynı çalışmada pürüzlendirilmemiş yüzeye sahip implantların ise stabiliteyi düşüş görmüştür. Glauser ve ark.(251) ise immedat yükleme sonrası anodize ve pürüzlendirilmemiş yüzeye sahip implantlarda stabilitenin değişimini inceledikleri çalışmada, ilk 3 aylık süreç içerisinde pürüzlendirilmemiş yüzeye sahip implantların stabiliteyi daha fazla düşüş izlemişlerdir. Han ve ark.'nın(245) SLA ve SLActive yüzeye sahip implantların erken iyileşme döneminde stabilite değişimlerini incelediği çalışmada iki yüzey arasında stabilite açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Aynı yüzey özelliklerinin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada ise SLActive yüzeye sahip implantların ISQ değerlerinin ilk 2 hafta boyunca düştüğü, 2. haftadan sonra ise yükseldiği, SLA yüzeye sahip implantların ISQ değerlerinin ise ilk 4 hafta boyunca düştüğü, 4. haftadan sonra yükselmeye başladığı görülmüştür. Klinik başarı açısından ise farklı yüzey özelliklerine sahip bu iki implant arasında fark bulunamamıştır(252). Dos Santos ve ark.(220) pürüzlendirilmemiş, asitle pürüzlendirilmiş ve anodize yüzeye sahip implantların primer stabilite üzerine etkisini karşılaştırdığı in vitro çalışmada, pürüzlendirilmiş yüzeye sahip implantlarla daha yüksek yerleştirme torku değerlerine



ulaşmıştır. Makroskobik olarak silindirik formda ve pürüzlendirilmiş yüzeye sahip implantlarda yine silindirik ancak pürüzlendirilmemiş yüzeye sahip implantlara kıyasla daha yüksek ISQ değerleri elde edilmiştir. Ancak konik ve farklı yüzey özelliklerine sahip implantların ISQ değerleri arasında bir fark bulunamamıştır. Asitle pürüzlendirilmiş implantlar anodize implantlarla karşılaştırıldığında ise yerleştirme torqu açısından anodize implantlarda bir miktar daha yüksek değerler elde edilmiş olup ISQ değerleri arasında ise anlamlı bir fark bulunamamıştır. İmplant yüzeyinin stabilite ve stabilite değişimi üzerine etkisi olduğunu gösteren çok sayıda çalışma bulunmakla birlikte, implant yüzeyinin pürüzlendirilmiş ya da pürüzlendirilmemiş olmasının stabilite üzerinde bir etkisi olmadığını ifade eden araştırmacılar da bulunmaktadır(253–255).

Çalışmamızda kullanılan implantlar SLA ve anodize yüzeye sahip implantlardan oluşmaktadır. Anodize yüzeye sahip implantlarda, primer stabilite açısından ISQ değerleri bir miktar yüksek izlenmiş olmakla birlikte bu fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. ISQ değerlerinin zamanla değişimi açısından da anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu durum pürüzlendirilmiş yüzeye sahip olmanın ISQ değerlerini benzer şekilde etkileyeceğini göstermektedir. Farklı yüzeyler yerleştirme torqu açısından değerlendirildiğinde ise anodize yüzeye sahip implantların %86'sında 35Ncm'den fazla tork sağlanmışken, SLA yüzeye sahip implantların %69'unda 35Ncm'den yüksek tork sağlanabilmiştir. Ancak bu fark da istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p=0,07$ ). Yerleştirme torquunu etkileyecek pek çok faktör bulunmakla birlikte, Dos santos ve ark.(218) anodize yüzeye sahip olmanın, SLA yüzeye sahip olmakla kıyaslandığında daha yüksek tork değerleri sağlamada bir etken olabileceğini öne sürmektedir. Bizim çalışmamızda da bu yönde bir trend bulunmakla beraber bu farkın istatistiksel olarak anlamsız bulunmasının kemik niteliği ve niceliği, farklı implant dizaynları gibi değişkenlerin standardize edilememesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda implant yerleştirilen çenenin implant stabilitesiyle olan ilişkisi incelendiğinde ISQ değerlerinin tüm ölçüm zamanlarında hem bukkolingual

doğrultuda hem meziodistal doğrultuda mandibulada, maksilladan daha yüksek olduğu izlenmiştir. Bu sonuç bukkolingual doğrultudaki ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı olup ( $p=0,02$ ) meziodistal doğrultudaki ölçümlerde istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p=0,06$ ). İmplantın maksilla ya da mandibulaya yerleştirilmesinin, zaman içerisinde ISQ değerlerinin değişimi üzerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunamamıştır. Yani erken iyileşme döneminde implantın yerleştirildiği çenenin stabilite değişimi üzerinde anlamlı bir etkisi yoktur. Diğer tüm değişkenler ele alındığında, yerleştirme torkuna anlamlı olarak etki eden tek değişkenin de implantın yerleştirildiği çene olduğu görülmüştür. Buna göre mandibulaya yerleştirilen implantların %89,4'ünde 35Ncm'den fazla tork sağlanabilmişken maksillaya yerleştirilen implantların %57,1'inde 35Ncm'den fazla tork sağlanabilmiştir. Çenelerin anterior ve posterior kısımlarına yerleştirilen implantların tork ile ilişkisine bakıldığında ise maksilla posteriora yerleştirilen implantların %51,7'sinde 35Ncm'den fazla tork sağlanabilmişken, mandibula anterioruna yerleştirilen implantların %80'inde, maksilla anterioruna yerleştirilen implantların %83,3'ünde ve mandibula posterioruna yerleştirilen implantların %90,5'inde 35Ncm'den fazla tork sağlanabilmiştir. Bu bulgular implant yerleştirilen kemiğin lokalizasyonu ve bu bölgedeki kemiğin niteliği göz önünde bulundurulduğunda literatürdeki pek çok çalışmayla uyum göstermektedir(82,88,90,92,119,156,172,256–258).

Sim ve ark.(90) D1 ve D2 kemiğe yerleştirilen implantlarda stabilite değerlerinin ölçüldüğü tüm zaman aralıklarında ISQ değerini 70'in üzerinde bulmuştur. Ancak D1 ve D2 nitelikteki kemiğe yerleştirilen implantların stabilitelerinin, erken iyileşme döneminin ilk 2 haftasında düştüğü izlenmiştir. Buna karşılık D3 ve D4 nitelikteki kemiğe yerleştirilen implantların başlangıç ISQ değerleri 60'ın altında olup erken iyileşme döneminde ise ISQ değerlerinin sürekli bir artış gösterdiği görülmüştür. 12 haftalık iyileşme sonundaysa farklı tiplerdeki kemiklere yerleştirilen implantların stabilite değerlerinin birbirine yakın değerlere ulaştığı görülmüştür. Benzer sonuçlar başka araştırmacılar tarafından da teyit edilmektedir(73,176,178,259,260). Başlangıç stabilite değerlerinin maksillada da

mandibulada da 70'in üzerinde olduğu bir başka çalışmada ise 4 aylık iyileşme sonucunda mandibulaya yerleştirilen implantların ISQ değerlerinde maksillaya yerleştirilen implantlara kıyasla daha fazla artış izlenmiştir(256). Bu bulgulara benzer şekilde bizim çalışmamızda da maksilla ve mandibulaya yerleştirilen tüm implantların başlangıç ISQ ortalamaları 70'in üzerinde olup yerleştirilen implantların ortalama ISQ değerlerinin 4. haftada düştüğü izlenmiştir. 12 haftalık iyileşme sonundaysa mandibulaya yerleştirilen implantların ortalama ISQ değerlerindeki artışın maksillaya yerleştirilen implantların ortalama ISQ değerindeki artıştan daha fazla olduğu görülmektedir. Bu durum benzer ISQ değerleriyle yerleştirilen implantlarda mandibulada olanların stabilite açısından maksillaya kıyasla daha fazla artış göstereceğini ortaya koymaktadır.

İmplantın başarılı bir şekilde osseointegrasyonu için iyi bir primer stabilite sağlama düşüncesi yaygın kabul görmektedir. Primer stabilitenin doğru bir şekilde ölçümü için günümüzde en çok tercih edilen yöntemler yerleştirme torkunun belirlenmesi ve RFA ölçümleridir. Yerleştirme torku ve RFA arasındaki ilişkiyi araştıran çalışmalar bulunmakla birlikte bu iki stabilite ölçüm yönteminin korelasyon gösterip göstermediği konusunda bir fikir birliğine varılamamıştır. Bu sebeple implantın yerleştirilmesi sırasında kemiğin ve implantın biyomekaniğinin anlaşılması önem kazanmaktadır. Yüksek yerleştirme torku değerlerinin peri-implant kemik bölgesinde yüksek kompresyon ve distorsiyona yol açacağı bunun da peri implant bölgedeki lokal beslenmeyi bozup, osteositlerde nekroza yol açacağı ve nihayetinde kemik rezorpsiyonuna sebep olacağı düşünülmektedir(85,261). Bu düşünce yaygın olarak kabul görmekle beraber literatürde bu hipotezi destekleyecek yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır(168). 2016 yılında gerçekleştirilen bir meta analizde ise bu hipotezin aksine, yüksek yerleştirme torkunun kemik rezorpsiyonu ve implant sağ kalımı üzerine anlamlı bir etkisinin bulunmadığı ifade edilmiştir(149). Düşük yerleştirme torklarında ise implantın boyun bölgesinden kemiğe iletilen kuvvetlerin azalacağı, bunun da marjinal kemik kaybı açısından avantaj sağlayacağı ileri sürülmekle beraber, düşük torkun mikrohareketliliğe imkan verebileceği, bunun da osseointegrasyonda başarısızlığa yol açabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Düşük torkun ve mikrohareketliliğin implant sağ kalımına etkisini araştıran çalışmalarda, bu durumun uygun koşullar sağlandığında osseointegrasyona engel olmayacağı belirtilmekle birlikte implant sağ kalım oranlarının bir miktar düştüğü görülmektedir(80,81,83,153). Akça ve ark.'nın(262) çalışmasında ortalama yerleştirme torku ve ISQ değerleri ele alındığında düşük yerleştirme torku sağlandığında daha düşük ISQ değerleri izlenirken, yüksek yerleştirme torku elde edildiğinde daha yüksek ISQ değerleri görülmüştür. Ancak implantlar tek tek ele alındığında bir implantın düşük yerleştirme torkuna sahip olması bu implantın her zaman daha düşük ISQ değerine ulaşacağı anlamına gelmemektedir. Yazarlar bu yüzden ISQ ve yerleştirme torku arasında zayıf bir korelasyon olduğunu ifade etmişlerdir. Degidi ve ark.(174) da benzer şekilde RFA ile yerleştirme torku arasında bir korelasyon varsa bile bunun zayıf bir ilişki olduğunu, yerleştirme torkunun ve RFA'nın implant stabilitesinin değerlendirilmesinde iki ayrı değişken olarak ele alınması gerektiğini ifade etmiştir. Gomez-Polo ve ark.(156) ise primer ISQ değerlerinin sekonder ISQ değerlerine ulaştıktan sonra, yerleştirme torkunun ISQ değerleri üzerindeki etkisinin dengeleneceğini belirtmektedir. Bu bulgulara ek olarak, literatürde yerleştirme torku ve RFA arasında korelasyonun izlendiğini belirten çok sayıda çalışma da bulunmaktadır(82,99,156,165,263). Korelasyon katsayısının 0,2'den(264) 0,9'a(112) değiştiği farklı çalışmalar bulunmakla birlikte, bir meta analizde ortalama korelasyon katsayısı 0,54 olarak bulunmuştur(265). Bu çalışmalardan farklı olarak bu iki stabilite ölçüm yöntemi arasında anlamlı bir korelasyonun olmadığını da ifade eden çalışmalar bulunmaktadır(79,168,266). Bu durumun farklı kemik tiplerinden, farklı implant tasarımlarından, yetersiz standardizasyondan veya çalışmaya dahil olan implantların sayısının yetersizliğinden kaynaklanabileceği de düşünülmektedir. Tüm bu bulgular ışığında, implant stabilitesi değerlendirilirken, hem yerleştirme torkunun hem de ISQ değerlerinin ayrı ayrı ele alınması gerekliliği ortaya çıkmaktadır.

Çalışmamızda ISQ değerleri ve yerleştirme torku arasındaki ilişki incelendiğinde, tüm ölçüm zamanlarında yerleştirme torku 35Ncm'den daha yüksek olan implantlarda, hem bukkolingual doğrultuda hem de meziodistal doğrultuda daha

yüksek ISQ değerleri elde edilmiş olup bu sonuç istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Ayrıca yerleştirme torkunun 35Ncm'den yüksek olması intraop ISQ değerlerinde yaklaşık 4 puanlık bir artışa sebep olmaktadır. Bu bulgular yerleştirme torku ve RFA arasında korelasyon izlendiğini ifade eden diğer çalışmalarla uyum göstermektedir. Ancak yerleştirme torkunun, ISQ değerlerinin zaman içerisinde değişimi üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Bu durum yerleştirme torkunun ISQ değerleri üzerindeki etkisinin zamanla dengelendiğini ifade eden Gomez-Polo'nun(156) bulgularını destekler niteliktedir. Her ne kadar literatürde optimal yerleştirme torkuyla ilgili kesin bir yargı bulunmamakla birlikte düşük yerleştirme torklarına bağlı erken dönem implant kayıplarının önlenmesi için kemik kalitesinin doğru değerlendirilmesi, gerekli durumlarda frezleme aşamalarının erken bitirilmesi doğru bir yaklaşım olacaktır.

RFA'nın bir başka klinik kullanımı, implant başarısı, sağ kalımı ve başarısızlığı için tanı ölçütleri oluşturmaktır. İmplantların osseointegrasyonunun bozulduğu süreç içerisinde ISQ değerlerinde düşüş izlenebilmektedir(267). Bu yüzden başarısızlığa giden implantların RFA ile saptanabileceği ve bu implantların uygun bir şekilde idame ettirilmesinin sağlanabileceği öne sürülmektedir. Huwiler ve ark.'nın(166) çalışmasında ise zaten mobil hale gelmiş, osseointegrasyonun bozulduğu implantlarda 20 puanlık bir ISQ düşüş izlenmiştir. Yazarlar bu yüzden RFA ile başarısızlığa giden implantı önceden tespit etmenin mümkün olmadığını ISQ değerlerindeki düşüşün implantın zaten osseointegrasyonunun bozulduktan sonra ölçülebildiğini ifade etmektedirler. Yüksek ISQ değerleri implantın başarılı olduğu durumlarla ilgili spesifik bilgi verirken, RFA genel olarak implantın sağ kalımı ya da başarısızlığa giden süreçle ilgili yeterli bilgi sağlamamaktadır(120). Kemik implant arayüzü rijit olduğunda ve osseointegrasyon sağlandığında güvenilir ISQ değerlerine ulaşabilmektedir(176). Rijit integrasyonun şüpheli olduğu durumlarda ise ISQ değerleri değişkenlik göstermeye başlamaktadır. ISQ değerleri değişkenlik gösteren bazı implantlar başarısız olurken, ISQ değerlerinde düşüş gösteren bazı implantlara daha sonra stabilize olup tatmin edici sonuçlara ulaşılmaktadır(268).

Çalışmamızda takip sırasında ISQ değerinin devamlı düşüş gösterdiği implantlar da olup bu implantlarda klinik olarak hareketlilik izlendiğinden çalışmadan çıkarılmışlardır. Takip edilen 81 implantın 3'ünde bu durum söz konusu olmuştur. Bu implantlardan birisi takip sürecinin 4. haftasında eksplante edilmiştir. Bu implantın ISQ değerinin çıkarılmadan önce 70'ten 52'ye düştüğü belirlenmiştir. Diğer bir implantta 4. haftadaki ISQ ölçümünde smartpeg yerleştirilirken hareketlilik farkedilmiş olup bu implantta ölçüm yapılamamıştır. Takipten çıkarılan bu implant eksplante edilmemiş, iyileşme başlığı yerine kapama vidası takılıp iyileşme için daha uzun bir süre beklenilmiştir. Bu implant, yerleştirildikten 4 ay sonra tekrar değerlendirilmiş ve implantın klinik olarak hareketsiz olduğu anlaşılmıştır. Başlangıç ISQ değeri 74 olarak ölçülen bu implantın 4 ay sonraki ISQ değeri 65 olarak ölçülmüştür. Çalışmadan çıkarılan son implantta ise yine 4. haftadaki ölçüm sırasında hareketlilik izlenmiş olup bu implantta ISQ değeri ölçülebilmştir. Başlangıç ve 1.hafta ISQ değerleri 79 olarak ölçülen bu implantın 4.haftadaki ISQ değeri 35 olarak ölçülmüştür. Bu implant da eksplante edilmemiş, iyileşme başlığı çıkarılarak kapama vidası takılmış ve osseointegrasyonun sağlanabilmesi için daha uzun bir süre beklenilmiştir. Bu üç implantta da iyileşme sürecinin dördüncü haftasında hareketlilik izlenmesi dikkat çekicidir. Bu durumun dördüncü haftadaki rezorpsiyon sonucu ISQ değerlerinin düşmesi ve mikrohareketlilik için elverişli bir dönemin oluşmasıyla ilişkili olduğu düşünülmektedir. ISQ değerlerinde düşüş izlenen tüm bu implantların başlangıç ISQ değerleri (primer stabilite) ile başarılı bir şekilde iyileşen implantların başlangıç ISQ değerleri arasında bir fark olmadığı izlenmiştir. Yine osseointegrasyonun başarısız olup eksplante edilen başka bir implantın da başlangıç ISQ değerlerinin başarılı olan implantlardan daha düşük olmadığı görülmüştür. Bizim sonuçlarımıza benzer şekilde, başarısız olan implantların yerleştirildiği andaki ISQ değerlerinin başarılı bir şekilde osseointegre olan implantlardan daha düşük olmadığını gösteren çalışmalar bulunmaktadır(123,176,269). Bu durum implantın yerleştirilmesi sırasında gerçekleştirilen RFA'nın implantın osseointegrasyonunun belirlenmesinde prognostik olmadığını göstermektedir.

Degidi ve ark.'nın(270) 802 implantın minimum bir yıl takibini gerçekleştirdiği çalışmasında başarısız olan implantların ortalama ISQ değerinin 46 olduğu, başarılı bir şekilde osseointegre olan implantların ise ISQ değerlerinin ortalama 60 olduğu ifade edilmektedir. Glauser ve ark.'nın(271) 81 implantın takibini yaptığı çalışmada birinci aydaki ISQ değerlerinin başarılı olan implantlarda başarısız olanlara kıyasla anlamlı oranda daha yüksek olduğu görülmüştür. Ayrıca RFA başarılı ve başarısız olan implantlarda farklı bir patern izlemekte, başarısız olan implantlarda ISQ değerlerinde sürekli bir düşüş izlenirken başarılı olan implantlarda ISQ değerleri belirli bir miktar düştükten sonra stabil kalmış ya da yükselmiştir. Bu durum ISQ değerlerinde düşüş izlenmesinin implantın prognozu açısından bilgi verebileceği, ancak bunun için tek ölçümün yetersiz olduğu, implantın iyileşme döneminde, belirli zaman aralıklarında RFA ile stabilite ölçümleri yapıldığında belirlenebileceğini ortaya koymaktadır. Düşük ISQ değerleriyle yerleştirilen ya da yüksek ISQ değerleriyle yerleştirilip değerlerde düşüş izlenen implantlarda bu sürecin cerrah tarafından iyi bir şekilde idame ettirilmesi önem kazanmaktadır. Bu amaçla düşüş tespit edildikten sonra tekrarlayan ölçümler yapmak yerine iyileşme başlığını çıkararak implantın olabildiğince ağız ortamından uzaklaştırılması önerilebilir. Aynı zamanda bekleme süresini arttırmak ve hastanın yakın takibinin yapılması önem taşımaktadır.

## 6. SONUÇLAR

1. Dental implantların erken iyileşme sırasındaki ISQ değerlerinde 1.haftada artış, 4.haftada azalış, 12. hafta sonunda ise artış görülmektedir.

2. ISQ ölçümleri yapılırken bukkolingual ve meziodistal doğrultulardaki ölçümler arasında az da olsa anlamlı bir fark görülmektedir.

3. İmmediat implantlarla iyileşmiş kemiğe yapılan implantların ISQ değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamış olup, bukkolingual doğrultuda ISQ değerlerinin zaman içerisindeki değişimi anlamlı olarak farklı bulunmuştur. Buna göre immediat implantların bukkolingual doğrultudaki ISQ değerlerinde zaman içerisinde bir azalma görülmeyip 12 hafta boyunca ISQ değerlerinde aşamalı bir artış izlenmiştir. Meziodistal doğrultudaki ISQ değerlerinin zaman içerisindeki değişimi, iyileşmiş implantlarla kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

4. Cinsiyetler arası ISQ değerlerinde anlamlı bir fark bulunamamış olup tüm ölçüm zamanlarında ISQ değerleri kadınlarda daha yüksek izlenmiştir. ISQ değerlerinin zaman içerisindeki değişimi incelendiğinde, meziodistal doğrultudaki ölçümlerde erkeklerin ISQ değerlerinde 1.haftada azalış izlenirken kadınlarda artış izlenmiştir. Sonraki ölçüm zamanlarında ise benzer patern izlenmektedir. Bukkolingual doğrultudaki ISQ değerlerinin zamana bağlı değişiminde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

5. İmplantın silindirik ya da konik formda olmasının ISQ değerleri ve bu değerlerin zamanla değişimi üzerinde anlamlı bir etkisi yoktur.

6. Tüm ölçüm zamanlarında, implant çapının 4mm'den büyük olduğu implantlarda çapın 4mm'den küçük olduğu implantlara kıyasla ISQ değerlerinin daha yüksek olduğu belirlenmiş olup bu fark bukkolingual doğrultudaki ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. İmplant çapının ISQ değerlerinin zaman içerisindeki değişimi üzerinde ise anlamlı bir etkisi yoktur.



7. Tüm ölçüm zamanlarında, implant boyunun 10mm'den uzun olduğu implantlarda boyun 10mm'den kısa olduğu implantlara kıyasla ISQ değerlerinin daha yüksek olduğu belirlenmiş olup bu fark istatistiksel olarak anlamsızdır. İmplant boyunun ISQ değerlerinin zaman içerisindeki değişim üzerinde de anlamlı bir etkisi yoktur.

8. Araştırmamızın sonuçları göz önüne alındığında implant çapındaki artışın implant stabilitesini arttırdığı, implant boyundaki artışın stabiliteyi arttırıcı yönde etkisinin ise çapa kıyasla daha düşük olduğu sonucuna varılmıştır.

9. İmplantasyonun yapıldığı çene göz önünde bulundurulduğunda, mandibulaya yapılan implantlarda maksillaya yapılan implantlara kıyasla anlamlı olarak daha yüksek ISQ değerleri elde edilmektedir. İmplantın yapıldığı çenenin ise ISQ değerlerinin zaman içerisindeki değişimi üzerinde anlamlı bir etkisi yoktur.

10. İmplant yüzeyinin anodize ya SLA olmasının ISQ değerleri ve bu değerlerin zaman içerisindeki değişim üzerinde anlamlı bir etkisi yoktur.

11. Çalışmamızın sonuçlarına göre, ISQ değerlerinde düşüş tespit edilen implantlarda tekrarlayan ölçümler yapmak yerine iyileşme başlığını çıkararak implantın olabildiğince ağız ortamından uzaklaştırılması önerilmektedir. Aynı zamanda iyileşme için beklenen süreyi arttırmak ve hastanın yakın takibinin yapılması önem taşımaktadır.

12. İmplantın yerleştirme torkunun 35Ncm'nin üzerinde olması ISQ değerlerini anlamlı olarak arttırmaktadır ancak değerlerin zaman içerisindeki değişimi üzerinde anlamlı bir etkisi yoktur. Literatürde optimal yerleştirme torkuyla ilgili kesin bir yargı bulunmamakla birlikte düşük yerleştirme torklarına bağlı erken dönem implant kayıplarının önlenmesi için kemik kalitesinin doğru değerlendirilmesi, gerekli durumlarda frezleme aşamalarının erken bitirilmesi doğru bir yaklaşım olacaktır.

13. İmplantasyonun yapıldığı çene göz önünde bulundurulduğunda, mandibulaya yapılan implantlarda maksillaya kıyasla daha yüksek yerleştirme torklarına ulaşılabilir.

14. Cinsiyetin, implantasyon zamanlamasının, implantın çap ve boyunun, implant yüzeyinin, implantın konik ya da silindirik formda olmasının yerleştirme torku üzerinde anlamlı bir etkisi yoktur.

## 7. KAYNAKLAR

1. Griggs JA. Dental Implants. Groot K de, editor. Dent Clin North Am [Internet]. 2017 Oct 18;61(4):857–71. Available from: <https://www.taylorfrancis.com/books/9781351078580>
2. Ducommun J, El Kholi K, Rahman L, Schimmel M, Chappuis V, Buser D. Analysis of trends in implant therapy at a surgical specialty clinic: Patient pool, indications, surgical procedures, and rate of early failures—A 15-year retrospective analysis. Clin Oral Implants Res. 2019 Nov 1;30(11):1097–106.
3. Jemt T. A retro-prospective effectiveness study on 3448 implant operations at one referral clinic: A multifactorial analysis. Part I: Clinical factors associated to early implant failures. Clin Implant Dent Relat Res [Internet]. 2017 Dec;19(6):980–8. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/cid.12539>
4. Hupp JR, III EE, Tucker MR. Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery Seventh Edition. 2019. 653 p.
5. Garg AK. The Historical Development of Dental Implants. In: Implant Dentistry. 2010. p. 1–13.
6. Carl E. Misch DDS MDS PhD. Contemporary Implant Dentistry 3rd Edition. Mosby Inc.; 2007. 1120 p.
7. Block MS. Dental Implants: The Last 100 Years. J Oral Maxillofac Surg [Internet]. 2017;11–26. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278239117312491>
8. Block MS, Kent JS. Endosseous implants for maxillofacial reconstruction. WB Saunders Co; 1995.
9. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. Periodontol 2000 [Internet]. 2017 Feb;73(1):7–21. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/prd.12185>
10. Guglielmotti MB, Olmedo DG, Cabrini RL. Research on implants and osseointegration. Periodontol 2000 [Internet]. 2019 Feb 20;79(1):178–89. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/prd.12254>
11. Buser D, Janner SFM, Wittneben JG, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE. 10-Year Survival and Success Rates of 511 Titanium Implants with a Sandblasted and Acid-Etched Surface: A Retrospective Study in 303 Partially Edentulous Patients. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14(6):839–51.
12. Jokstad A. Osseointegration and Dental Implants. 1st ed. John Wiley & Sons, Inc.; 2008. 419 p.
13. Resnik R. Misch's Contemporary Implant Dentistry E-Book. Elsevier Health Sciences; 2020.

14. Ogle OE. Implant Surface Material, Design, and Osseointegration. *Dent Clin North Am* [Internet]. 2015;59(2):505–20. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2014.12.003>
15. Michael Miloro, G.E. Ghali, Peter E. Larsen PDW. *Peterson's Principles of Oral And Maxillofacial Surgery* third edition. People's Medical Publishing House. 2012. 1689–1699 p.
16. Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L. Evaluation of a New Titanium-Zirconium Dental Implant: A Biomechanical and Histological Comparative Study in the Mini Pig. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2012 Aug;14(4):538–45. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8208.2010.00289.x>
17. Turkyilmaz I. *Implant Dentistry-A Rapidly Evolving Practice*. Ilser Turkyilmaz, editor. InTech; 2011.
18. Cooper LF. A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2000 Nov 1 [cited 2020 Mar 23];84(5):522–34. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391300920961>
19. Shalabi MM, Gortemaker A, Van't Hof MA, Jansen JA, Creugers NHJ. Implant surface roughness and bone healing: A systematic review. *J Dent Res*. 2006;85(6):496–500.
20. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* [Internet]. 2007 Jul 1 [cited 2020 Mar 23];23(7):844–54. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564106001850?via%3Dihub>
21. Wallace SS, Froum SJ. Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Ann Periodontol*. 2003;8(1):328–43.
22. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2009 Sep;20(SUPPL. 4):172–84. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2009.01775.x>
23. Gotfredson K, Wennerberg A, Johansson C, Skovgaard LT, Hjørting-Hansen E. Anchorage of TiO<sub>2</sub>-blasted, HA-coated, and machined implants: An experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res*. 1995;29(10):1223–31.
24. Piattelli A, Manzon L, Scarano A, Paolantonio M, Piattelli M. Histologic and Histomorphometric Analysis of the Bone Response to Machined and Sandblasted Titanium Implants: An Experimental Study in Rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1998;13(6):805–10.
25. Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO<sub>2</sub> blasted and turned titanium

- microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(2):128–34.
26. Trisi P, Lazzara R, Rebaudi A, Rao W, Testori T, Porter SS. Bone-Implant Contact on Machined and Dual Acid-Etched Surfaces After 2 Months of Healing in the Human Maxilla. *J Periodontol*. 2003;74(7):945–56.
  27. Lazzara RJ, Porter SS, Testori T, Galante J, Zetterqvist L. A Prospective Multicenter Study Evaluating Loading of Osseotite Implants Two Months After Placement: One-Year Results. *J Esthet Restor Dent* [Internet]. 1998 Nov;10(6):280–9. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8240.1998.tb00505.x>
  28. Khang W, Feldman S, Hawley CE, Gunsolley J. A Multi-Center Study Comparing Dual Acid-Etched and Machined-Surfaced Implants in Various Bone Qualities. *J Periodontol*. 2001;72(10):1384–90.
  29. Bain CA, Weng D, Meltzer A, Kohles SS, Stach RM. A meta-analysis evaluating the risk for implant failure in patients who smoke. *Compend Contin Educ Dent* [Internet]. 2002;23(8):695—9, 702. Available from: <http://europepmc.org/abstract/MED/12244737>
  30. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*. 1991;25(7):889–902.
  31. Susin C, Finger Stadler A, Muszkopf ML, Sousa Rabelo M, Ramos UD, Fiorini T. Safety and efficacy of a novel, gradually anodized dental implant surface: A study in Yucatan mini pigs. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2019 Mar 12;21(S1):44–54. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/cid.12754>
  32. Ivanoff C-J, Widmark G, Johansson C, Wennerberg A. Histologic evaluation of bone response to oxidized and turned titanium micro-implants in human jawbone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(3).
  33. Shibli JA, Grassi S, Cristina de Figueiredo L, Feres M, Marcantonio Jr E, Iezzi G, et al. Influence of implant surface topography on early osseointegration: a histological study in human jaws. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater Aust Soc Biomater Korean Soc Biomater*. 2007;80(2):377–85.
  34. Friberg B, Jemt T. Clinical Experience of TiUnite™ Implants: A 5-year Cross-Sectional, Retrospective Follow-Up Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12:e95–103.
  35. Milleret V, Lienemann PS, Gasser A, Bauer S, Ehrbar M, Wennerberg A. Rational design and in vitro characterization of novel dental implant and abutment surfaces for balancing clinical and biological needs. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(S1):15–24.
  36. Mussano F, Genova T, Laurenti M, Zicola E, Munaron L, Rivolo P, et al. Early

- Response of Fibroblasts and Epithelial Cells to Pink-Shaded Anodized Dental Implant Abutments: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(3).
37. Guida L, Oliva A, Basile MA, Giordano M, Nastri L, Annunziata M. Human gingival fibroblast functions are stimulated by oxidized nano-structured titanium surfaces. *J Dent*. 2013;41(10):900–7.
  38. Albouy J, Abrahamsson I, Persson LG, Berglundh T. Spontaneous progression of peri-implantitis at different types of implants. An experimental study in dogs. I: clinical and radiographic observations. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(10):997–1002.
  39. Van de Velde T, Thevissen E, Persson GR, Johansson C, De Bruyn H. Two-Year Outcome with Nobel Direct® Implants: A Retrospective Radiographic and Microbiologic Study in 10 Patients. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(3):183–93.
  40. Rocuzzo M, Bunino M, Prioglio F, Bianchi SD. Early loading of sandblasted and acid-etched (SLA) implants: a prospective split-mouth comparative study. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2001 Dec 1;12(6):572–8. Available from: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.120604.x>
  41. Røynesdal A-K, Ambjørnsen E, Støvne S, Haanæs HR. A comparative clinical study of three different endosseous implants in edentulous mandibles. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(4).
  42. Åstrand P, Anzén B, Karlsson U, Sahlholm S, Svärdström P, Hellem S. Nonsubmerged implants in the treatment of the edentulous upper jaw: a prospective clinical and radiographic study of ITI implants—results after 1 year. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2(3):166–74.
  43. Becker W, Becker BE, Ricci A, Bahat O, Rosenberg E, Rose LF, et al. A prospective multicenter clinical trial comparing one-and two-stage titanium screw-shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid-screw fixtures. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2(3):159–65.
  44. Søballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen H, Pedersen CM, Bünger C. Hydroxyapatite coating enhances fixation of porous coated implants: a comparison in dogs between press fit and noninterference fit. *Acta Orthop Scand*. 1990;61(4):299–306.
  45. Truhlar RS, Morris HF, Ochi S. Implant surface coating and bone quality-related survival outcomes through 36 months post-placement of root-form endosseous dental implants. *Ann Periodontol*. 2000;5(1):109–18.
  46. Albrektsson T. Hydroxyapatite-coated implants: a case against their use. *J Oral Maxillofac Surg*. 1998;56(11):1312–26.
  47. Lee JJ, Rouhfar L, Beirne OR. Survival of hydroxyapatite-coated implants: a meta-analytic review. *J Oral Maxillofac Surg*. 2000;58(12):1372–9.

48. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontol 2000* [Internet]. 1998 Jun;17(1):22–35. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0757.1998.tb00120.x>
49. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(5).
50. Chen Y-C, Hsiao C-K, Ciou J-S, Tsai Y-J, Tu Y-K. Effects of implant drilling parameters for pilot and twist drills on temperature rise in bone analog and alveolar bones. *Med Eng Phys* [Internet]. 2016 Nov;38(11):1314–21. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.08.009>
51. Brånemark R. A biomechanical study of osseointegration. In-vivo measurements in rat, rabbit, dog and man. Department of Orthopaedics. [Göteborg]: Göteborg University; 1996.
52. Schnitman PA, Shulman LB. Recommendations of the consensus development conference on dental implants. *J Am Dent Assoc*. 1979;98(3):373–7.
53. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 1986;1(1):11–25. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3527955>
54. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci*. 1998;106(1):527–51.
55. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Reasons for failures of oral implants. *J Oral Rehabil*. 2014;41(6):443–76.
56. Esposito M, Hirsch J-M, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants, (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* [Internet]. 1998 Jun;106(3):721–64. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1046/j.0909-8836..t01-6-.x>
57. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(2).
58. Morris HF, Ochi S, Crum P, Orenstein IH, Winkler S. AICRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):125–33.
59. Linkow LI, Cherchève R. Theories and techniques of oral implantology. Vol. 1. CV Mosby Co.; 1970.
60. Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Pub Co; 1985.
61. Misch CE, Dietsh-Misch F, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A Bone Quality–Based Implant System: First Year of Prosthetic Loading. *J Oral*

- Implantol [Internet]. 1999 Jul;25(3):185–97. Available from: <http://www.joionline.org/doi/abs/10.1563/1548-1336%281999%29025%3C0185%3AABQISF%3E2.3.CO%3B2>
62. Misch CE. Bone character: second vital implant criterion. *Dent today*. 1988;7(5):39–40.
  63. Misch CE, Poitras Y, Dietsh-Misch F. IMPLANTOLOGY-Endosteal Implants in the Edentulous Posterior Maxilla: Rationale and Clinical Report. *Oral Health*. 2000;90(8):7–18.
  64. Cardaropoli G, Araújo M, Lindhe J. Dynamics of bone tissue formation in tooth extraction sites. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* [Internet]. 2003 Sep;30(9):809–18. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12956657>
  65. Johnson K. A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following tooth extraction. *Aust Dent J*. 1969;14(4):241–4.
  66. Blanco J, Carral C, Argibay O, Liñares A. Implant placement in fresh extraction sockets. Vol. 79, *Periodontology 2000*. Blackwell Munksgaard; 2019. p. 151–67.
  67. Schulte W, Kleineikenscheidt H, Lindner K, Schareyka R. The Tübingen immediate implant in clinical studies. *Dtsch Zahnarztl Z*. 1978;33(5):348–59.
  68. Hämmerle CHF, Chen ST, Wilson TG. 3rd ITI Consensus statements and recommended clinical procedures regarding the placement of implants in extraction sockets. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19 Suppl:26–8.
  69. Cordaro L, Torsello F, Rocuzzo M. Clinical outcome of submerged vs. non-submerged implants placed in fresh extraction sockets. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2009 Dec;20(12):1307–13. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2009.01724.x>
  70. Östman P-O. Immediate/early loading of dental implants. Clinical documentation and presentation of a treatment concept. *Periodontol 2000* [Internet]. 2008 Jun;47(1):90–112. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0757.2007.00244.x>
  71. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5).
  72. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: Review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* [Internet]. 1998;43(2):192–203. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/%28SICI%291097-4636%28199822%2943%3A2%3C192%3A%3AAID-JBM14%3E3.0.CO%3B2-K>
  73. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000* [Internet]. 2008 Jun;47(1):51–66. Available



- from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0757.2008.00267.x>
74. Andersson L, Kahnberg K-E, Pogrel MA. Oral and Maxillofacial Surgery. John Wiley & Sons; 2010.
  75. Brunski JB. In Vivo Bone Response to Biomechanical Loading at the Bone/Dental-Implant Interface. *Adv Dent Res* [Internet]. 1999 Jun;13(1):99–119. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/08959374990130012301>
  76. Pilliar RM, Lee JM, Maniatopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res*. 1986;(208):108–13.
  77. Søballe K, Hansen ES, B.-Rasmussen H, Jørgensen PH, Bünger C. Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *J Orthop Res*. 1992;10(2):285–99.
  78. Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1983 Aug;50(2):255–61. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0022391383900276>
  79. Rabel A, Köhler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2007 Jul 31;11(3):257–65. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00784-007-0115-2>
  80. Orenstein IH, Tarnow DP, Morris HF, Ochi S. Factors Affecting Implant Mobility at Placement and Integration of Mobile Implants at Uncovering. *J Periodontol* [Internet]. 1998 Dec;69(12):1404–12. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.1998.69.12.1404>
  81. Rodrigo D, Aracil L, Martin C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: A prospective case series study. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(3):255–61.
  82. Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health* [Internet]. 2008 Dec 24;8(1):32. Available from: <https://bmcoralhealth.biomedcentral.com/articles/10.1186/1472-6831-8-32>
  83. Al-Sabbagh M, Eldomiaty W, Khabbaz Y. Can Osseointegration Be Achieved Without Primary Stability? *Dent Clin North Am* [Internet]. 2019 Jul 1;63(3):461–73. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0011853219300138>
  84. O’Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2004 Aug;15(4):474–80. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2004.01041.x>
  85. O’Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements Comparing the Initial

- Stability of Five Designs of Dental Implants: A Human Cadaver Study. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2000 Apr;2(2):85–92. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8208.2000.tb00110.x>
86. Lozano-Carrascal N, Salomo-Coll O, Gilabert-Cerda M, Farre-Pages N, Gargallo-Albiol J, Hernandez-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal* [Internet]. 2016 Mar 1;21(2):e214–21. Available from: [http://www.medicinaoral.com/pubmed/medoralv21\\_i2\\_p214.pdf](http://www.medicinaoral.com/pubmed/medoralv21_i2_p214.pdf)
  87. Aragonese JM, Suárez A, Brugal VA, Gómez M. Frequency Values and Their Relationship With the Diameter of Dental Implants. Prospective Study of 559 Implants. *Implant Dent*. 2019 Jun 1;28(3):279–88.
  88. Andersson P, Pagliani L, Verrocchi D, Volpe S, Sahlin H, Sennerby L. Factors Influencing Resonance Frequency Analysis (RFA) Measurements and 5-Year Survival of Neoss Dental Implants. *Int J Dent* [Internet]. 2019 Apr 1;2019:1–9. Available from: <https://www.hindawi.com/journals/ijd/2019/3209872/>
  89. Ottoni JMP, Oliveira ZFL, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(5):769–76.
  90. Sim CPC, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell™mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2010 Mar 19;21(6):598–604. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2009.01878.x>
  91. Merheb J, Van Assche N, Coucke W, Jacobs R, Naert I, Quirynen M. Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Jun;21(6):612–7.
  92. Abi-Aad HL, Daher FI, Baba NZ, Cordioli G, Majzoub ZAK. Insertion Torque of Variable-Thread Tapered Implants in the Posterior Maxilla: A Clinical Study. *J Prosthodont* [Internet]. 2019 Feb;28(2):e788–94. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/jopr.12965>
  93. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5).
  94. 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* [Internet]. 2005 Dec;37(6):776–80. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S8756328205003212>
  95. Trisi P, De Benedittis S, Perfetti G, Berardi D. Primary stability, insertion torque and bone density of cylindrical implant ad modum Branemark: Is there a relationship? An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2011

- May;22(5):567–70. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2010.02036.x>
96. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol*. 1991;62(1):2–4.
  97. Rozé J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, Layrolle P. Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2009 Oct;20(10):1140–5. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2009.01745.x>
  98. Hong J, Lim YJ, Park SO. Quantitative biomechanical analysis of the influence of the cortical bone and implant length on primary stability. *Clin Oral Implants Res*. 2012;
  99. Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek EN, Tözüm TF. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. *J Clin Periodontol* [Internet]. 2007 Aug;34(8):716–22. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-051X.2007.01112.x>
  100. Fuster-Torres MÁ, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M. Relationships between bone density values from cone beam computed tomography, maximum insertion torque, and resonance frequency analysis at implant placement: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(5).
  101. Hsu A, Seong W-J, Wolff R, Zhang L, Hodges J, Olin P, et al. Comparison of Initial Implant Stability of Implants Placed Using Bicortical Fixation, Indirect Sinus Elevation, and Unicortical Fixation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016 Mar 21;459–68.
  102. de Oliveira Nicolau Mantovani AK, de Mattias Sartori IA, Azevedo-Alanis LR, Tiozzi R, Fontão FNGK. Influence of cortical bone anchorage on the primary stability of dental implants. *Oral Maxillofac Surg*. 2018;22(3):297–301.
  103. Ivanoff C-J, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U, Brånemark P-I. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Brånemark System implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1).
  104. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium*. 1994;15(2):152–4.
  105. Radi IAW, Ibrahim W, Iskandar SMS, AbdelNabi N. Prognosis of dental implants in patients with low bone density: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018 Nov;120(5):668–77. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391318300945>
  106. Marković A, Čalasan D, Čolić S, Stojčev-Stajčić L, Janjić B, Mišić T. Implant stability in posterior maxilla: bone-condensing versus bone-drilling: a clinical study. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*

- [Internet]. 2011 Nov;112(5):557–63. Available from:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1079210410008863>
107. Fanuscu MI, Chang T-L, Akça K. Effect of Surgical Techniques on Primary Implant Stability and Peri-Implant Bone. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2007 Dec;65(12):2487–91. Available from:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278239107004843>
  108. Slete FB, Olin P, Prasad H. Histomorphometric Comparison of 3 Osteotomy Techniques. *Implant Dent* [Internet]. 2018 Aug;27(4):424–8. Available from:  
<http://insights.ovid.com/crossref?an=00008505-201808000-00007>
  109. Huwais S, Meyer E. A Novel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to Increase Biomechanical Primary Stability, Bone Mineral Density, and Bone-to-Implant Contact. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2017 Jan;32(1):27–36. Available from:  
[http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2\\_id=1422&article\\_id=16957&article=3&title=A Novel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to Increase Biomechanical Primary Stability, Bone Mineral Density, and Bone-to-Implant Cont](http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1422&article_id=16957&article=3&title=A%20Novel%20Osseous%20Densification%20Approach%20in%20Implant%20Osteotomy%20Preparation%20to%20Increase%20Biomechanical%20Primary%20Stability,%20Bone%20Mineral%20Density,%20and%20Bone-to-Implant%20Cont)
  110. Koutouzis T, Huwais S, Hasan F, Trahan W, Waldrop T, Neiva R. Alveolar Ridge Expansion by Osseodensification-Mediated Plastic Deformation and Compaction Autografting. *Implant Dent* [Internet]. 2019 Aug;28(4):349–55. Available from: <http://insights.ovid.com/crossref?an=00008505-900000000-99142>
  111. Lahens B, Neiva R, Tovar N, Alifarag AM, Jimbo R, Bonfante EA, et al. Biomechanical and histologic basis of osseodensification drilling for endosteal implant placement in low density bone. An experimental study in sheep. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2016 Oct;63:56–65. Available from:  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.06.007>
  112. Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two Alternative Surgical Techniques for Enhancing Primary Implant Stability in the Posterior Maxilla: A Clinical Study Including Bone Density, Insertion Torque, and Resonance Frequency Analysis Data. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2008 Apr;10(4):080411085817500-??? Available from:  
<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8208.2008.00084.x>
  113. Turkyilmaz I, Tozum TF. Enhancing primary implant stability by undersizing implant site preparation: A human cadaver study. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2020 Feb;121(1):58–62. Available from:  
<https://doi.org/10.1016/j.jormas.2019.04.016>
  114. Di Stefano DA, Perrotti V, Greco GB, Cappucci C, Arosio P, Piattelli A, et al. The effect of undersizing and tapping on bone to implant contact and implant primary stability: A histomorphometric study on bovine ribs. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2018;10(3):227. Available from:  
<https://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4047/jap.2018.10.3.227>

115. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2010 Feb 1;21(2):213–20. Available from: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01823.x>
116. Santamaria-Arrieta G, Brizuela-Velasco A, Fernandez-Gonzalez F, Chavarri-Prado D, Chento-Valiente Y, Solaberrieta E, et al. Biomechanical evaluation of oversized drilling technique on primary implant stability measured by insertion torque and resonance frequency analysis. *J Clin Exp Dent* [Internet]. 2016;8(3):0–0. Available from: <http://www.medicinaoral.com/medoralfree01/aop/52873.pdf>
117. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Influence of underpreparation on primary stability of implants inserted in poor quality bone sites: An in vitro study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2015 Jun 1;73(6):1084–8.
118. Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5).
119. Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioglu B. Resonance Frequency Analysis of One- Stage Dental Implant Stability During the Osseointegration Period. *J Periodontol* [Internet]. 2005 Jul;76(7):1066–71. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.2005.76.7.1066>
120. Atsumi et al. 2007. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2007;22(5):743–54. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17974108>
121. Lai H-C, Zhang Z-Y, Wang F, Zhuang L-F, Liu X. Resonance frequency analysis of stability on ITI implants with osteotome sinus floor elevation technique without grafting: a 5-month prospective study. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2008 May;19(5):469–75. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2007.01501.x>
122. Strnad J, Urban K, Povysil C, Strnad Z. Secondary stability assessment of titanium implants with an alkali-etched surface: a resonance frequency analysis study in beagle dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(3).
123. Simunek A, Strnad J, Kopecka D, Brazda T, Pilathadka S, Chauhan R, et al. Changes in stability after healing of immediately loaded dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2010;25(6):1085–92. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21197483>
124. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(3).
125. Vignoletti F, Sanz M. Immediate implants at fresh extraction sockets: from myth to reality. *Periodontol 2000* [Internet]. 2014 Oct;66(1):132–52.

Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/prd.12044>

126. Buser D, Mericske-stern R, Pierre Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 1997 Jun;8(3):161–72. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.1997.080302.x>
127. Lindh T, Gunne J, Tillberg A, Molin M. A meta-analysis of implants in partial edentulism. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 1998 Apr;9(2):80–90. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.1998.090203.x>
128. Brizuela-Velasco A, Chávarri-Prado D. The functional loading of implants increases their stability: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2018 Dec 13;21(1):cid.12702. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/cid.12702>
129. Kitsugi T, Nakamura T, Oka M, Yan W, Goto T, Shibuya T, et al. Bone bonding behavior of titanium and its alloys when coated with titanium oxide (TiO<sub>2</sub>) and titanium silicate (Ti<sub>5</sub>Si<sub>3</sub>). *J Biomed Mater Res An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater*. 1996;32(2):149–56.
130. Brånemark R, Öhrnell L, Skalak R, Carlsson L, Brånemark P. Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental in vivo investigation in the beagle dog. *J Orthop Res*. 1998;16(1):61–9.
131. Chang P-C, Lang NP, Giannobile W V. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2010 Jan;21(1):1–12. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2009.01826.x>
132. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):15–46.
133. Berzins A, Shah B, Weinans H, Sumner DR. Nondestructive measurements of implant-bone interface shear modulus and effects of implant geometry in pull-out tests. *J Biomed Mater Res An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater*. 1997;34(3):337–40.
134. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod*. 1984;86(2):95–111.
135. Johansson C, Albrektsson T. Integration of Screw Implants in the Rabbit: A 1-yr Follow-up of Removal Torque of Titanium Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987;2(2).
136. Johansson CB, Sennerby L, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(4).

137. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte L-P. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(5).
138. Tjellström A, Jacobsson M, Albrektsson T. Removal torque of osseointegrated craniofacial implants: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3(4).
139. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PHJ. The reverse-torque test: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(2).
140. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989;62(5):567–72.
141. Goodson JM, Haffajee AD, Socransky SS. The relationship between attachment level loss and alveolar bone loss. *J Clin Periodontol*. 1984;11(5):348–59.
142. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(5):616–20.
143. Karl M, Irastorza-Landa A. Does implant design affect primary stability in extraction sites? *Quintessence Int (Berl)* [Internet]. 2017;48(3):219–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28168242>
144. Aldahlawi S, Demeter A, Irinakis T. The effect of implant placement torque on crestal bone remodeling after 1 year of loading. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2018;10:203–9.
145. Ho DSW, Yeung SCH, Zee KY, Curtis B, Hell P, Tumuluri V. Clinical and radiographic evaluation of NobelActive™ dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(3):297–304.
146. Chrcanovic BR, Custódio ALN. Mandibular fractures associated with endosteal implants. *Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2009 Dec 1;13(4):231–8. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s10006-009-0171-7>
147. Consolo U, Travaglini D, Todisco M, Trisi P, Galli S. Histologic and biomechanical evaluation of the effects of implant insertion torque on peri-implant bone healing. *J Craniofac Surg*. 2013;24(3):860–5.
148. Trisi P, Todisco M, Consolo U, Travaglini D. High versus low implant insertion torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4).
149. Berardini M, Trisi P, Sinjari B, Rutjes AWS, Caputi S. The Effects of High Insertion Torque Versus Low Insertion Torque on Marginal Bone Resorption and Implant Failure Rates. *Implant Dent* [Internet]. 2016 Aug 26;25(4):532–40. Available from: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00008505-201608000-00014>

150. Barone A, Alfonsi F, Derchi G, Tonelli P, Toti P, Marchionni S, et al. The Effect of Insertion Torque on the Clinical Outcome of Single Implants: A Randomized Clinical Trial. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2016 Jun;18(3):588–600. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/cid.12337>
151. Marconcini S, Giammarinaro E, Toti P, Alfonsi F, Covani U, Barone A. Longitudinal analysis on the effect of insertion torque on delayed single implants: A 3-year randomized clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2018 Jun;20(3):322–32. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/cid.12586>
152. De Santis D, Cucchi A, Rigoni G, Longhi C, Nocini P. Relationship Between Primary Stability and Crestal Bone Loss of Implants Placed with High Insertion Torque: A 3-Year Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2016 Sep;31(5):1126–34. Available from: [http://www.quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2\\_id=1398&article\\_id=16640&article=22&title=Relationship Between Primary Stability and Crestal Bone Loss of Implants Placed with High Insertion Torque: A 3-Year Prospective Study#.V9rgy4Whxz8](http://www.quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1398&article_id=16640&article=22&title=Relationship%20Between%20Primary%20Stability%20and%20Crestal%20Bone%20Loss%20of%20Implants%20Placed%20with%20High%20Insertion%20Torque%20-%20A%203-Year%20Prospective%20Study#.V9rgy4Whxz8)
153. Norton M. The Influence of Low Insertion Torque on Primary Stability, Implant Survival, and Maintenance of Marginal Bone Levels: A Closed-Cohort Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2017 Jul;32(4):849–57. Available from: [http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2\\_id=1467&article\\_id=17551](http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1467&article_id=17551)
154. Lee K, Cha J, Sanz-Martin I, Sanz M, Jung U. A retrospective case series evaluating the outcome of implants with low primary stability. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2019 Sep 24;30(9):861–71. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/clr.13491>
155. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2009 May;20(5):467–71. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2008.01679.x>
156. Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Martín C, Celemín A, del Río J. Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary Stability in Self-Tapping Dental Implants? *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2016 Jul 1;74(7):1344–53. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278239116003451>
157. Schulte W. The new Periotest method. *Compend Suppl*. 1988;(12):S410-5.
158. Teerlinck J, Quirynen M, Darius P, van Steenberghe D. Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 1991;6(1):55–61. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1843494>
159. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability



- of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(3):261–7.
160. Bahleitner A, Monov G. Assessment of bone quality: Techniques, procedures and limitations. *Implant Qual compromised bone Chicago Quintessence*. 2004;55–66.
161. Valderrama P, Oates TW, Jones AA, Simpson J, Schoolfield JD, Cochran DL. Evaluation of Two Different Resonance Frequency Devices to Detect Implant Stability: A Clinical Trial. *J Periodontol* [Internet]. 2007 Feb;78(2):262–72. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.2007.060143>
162. Tozum TF, Bal BT, Turkyilmaz I, Gulay G, Tulunoglu I. Which device is more accurate to determine the stability/mobility of dental implants? A human cadaver study. *J Oral Rehabil* [Internet]. 2010 Mar;37(3):217–24. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2842.2009.02038.x>
163. Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 1997 Jun;8(3):234–43. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.1997.080310.x>
164. Zhou Y, Jiang T, Qian M, Zhang X, Wang J, Shi B, et al. Roles of bone scintigraphy and resonance frequency analysis in evaluating osseointegration of endosseous implant. *Biomaterials* [Internet]. 2008 Feb;29(4):461–74. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0142961207007995>
165. Ito Y, Sato D, Yoneda S, Ito D, Kondo H, Kasugai S. Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: Simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(1):9–14.
166. 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 Implants Res* [Internet]. 2007 Jun;18(3):275–80. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2007.01336.x>
167. Degidi M, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G. Mineralized bone-implant contact and implant stability quotient in 16 human implants retrieved after early healing periods: a histologic and histomorphometric evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(1).
168. Trisi P, Todisco M, Consolo U, Travaglini D. High versus low implant insertion torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2011;26(4):837–49. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21841994>
169. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting

- torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 1999 Aug;28(4):297–303. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1399-0020.1999.284280412.x>
170. TURKYILMAZ I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Brånemark system implants. *J Oral Rehabil* [Internet]. 2006 Oct;33(10):754–9. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2842.2006.01631.x>
171. Makary C, Rebaudi A, Sammartino G, Naaman N. Implant Primary Stability Determined by Resonance Frequency Analysis. *Implant Dent* [Internet]. 2012 Dec;21(6):474–80. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84870216090&doi=10.1097%2FID.0b013e31826918f1&partnerID=40&md5=f6c8b388d99ba4b1d2933e8ca316603>
172. Friberg B, Sennerby L, Gröndahl K, Bergström C, Bäck T, Lekholm U. On Cutting Torque Measurements during Implant Placement: A 3-Year Clinical Prospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 1999 Oct;1(2):75–83. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8208.1999.tb00095.x>
173. Pagliani L, Sennerby L, Petersson A, Verrocchi D, Volpe S, Andersson P. The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: An in vitro study. *J Oral Rehabil*. 2013 Mar;40(3):221–7.
174. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Primary Stability Determination by Means of Insertion Torque and RFA in a Sample of 4,135 Implants. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2012 Aug;14(4):501–7. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8208.2010.00302.x>
175. Akca K, Chang T-L, Tekdemir İ, Fanuscu MI. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2006 Aug;17(4):465–72. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2006.01265.x>
176. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard J-P, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. A resonance-frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2004 Oct;15(5):520–8. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2004.01059.x>
177. Jun SH, Park C, Hwang S, Lee YK, Zhou C, Jang H. The influence of bone graft procedures on primary stability and bone change of implants placed in fresh extraction sockets. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*. 2018;40(8):4–9.
178. Balshi S, Allen F, Wolfinger G, Balshi T. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Jul 1;20:584–94.

179. Vignoletti F, Johansson C, Albrektsson T, De Sanctis M, San Roman F, Sanz M. Early healing of implants placed into fresh extraction sockets: an experimental study in the beagle dog. De novo bone formation. *J Clin Periodontol* [Internet]. 2009 Mar;36(3):265–77. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-051X.2008.01363.x>
180. Oates TW, Valderrama P, Bischof M, Nedir R, Jones A, Simpson J, et al. Enhanced implant stability with a chemically modified SLA surface: a randomized pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2007;22(5):755.
181. van Steenberghe D, Tricio J, Naert I, Nys M. Damping characteristics of bone-to-implant interface; A clinical study with the PeriotestR device. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 1995 Mar;6(1):31–9. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.1995.060104.x>
182. Zix J, Hug S, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2008;23(3):525–30. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18700378>
183. Lachmann S, Yves Laval J, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, et al. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2006 Feb;17(1):80–4. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2005.01174.x>
184. Salvi GE, Lang NP. Diagnostic parameters for monitoring peri-implant conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2004;19 Suppl:116–27. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15635952>
185. Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2006 Oct;17(S2):2–7. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2006.01365.x>
186. Oh J-S, Kim S-G, Lim S-C, Ong JL. A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology* [Internet]. 2009 Apr;107(4):513–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.tripleo.2008.08.026>
187. Winter W, Möhrle S, Holst S, Karl M. Parameters of implant stability measurements based on resonance frequency and damping capacity: a comparative finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(3).
188. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Troger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2003 Oct;14(5):601–9. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.2003.00937.x>

189. Salatti D, Pelegrine A, Gehrke S, Teixeira M, Moshaverinia A, Karyen P. Is There a Need for Standardization of Tightening Force Used to Connect the Transducer for Resonance Frequency Analysis in Determining Implant Stability? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(4):886–90.
190. Shokri M, Daraeighadikolaei A. Measurement of Primary and Secondary Stability of Dental Implants by Resonance Frequency Analysis Method in Mandible. *Int J Dent [Internet]*. 2013;2013:1–5. Available from: <http://www.hindawi.com/journals/ijd/2013/506968/>
191. Gu Y-X, Shi J-Y, Zhuang L-F, Qian S-J, Mo J-J, Lai H-C. Transalveolar sinus floor elevation using osteotomes without grafting in severely atrophic maxilla: a 5-year prospective study. *Clin Oral Implants Res [Internet]*. 2016 Jan;27(1):120–5. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/clr.12547>
192. Tirachaimongkol C, Pothacharoen P, Reichart PA, Khongkhunthian P. Relation between the stability of dental implants and two biological markers during the healing period: a prospective clinical study. *Int J Implant Dent [Internet]*. 2016 Dec 8;2(1):27. Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s40729-016-0058-y>
193. Eshkol-Yogev I, Tandlich M, Shapira L. Effect of implant neck design on primary and secondary implant stability in the posterior maxilla: A prospective randomized controlled study. *Clin Oral Implants Res [Internet]*. 2019 Dec 27;30(12):1220–8. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/clr.13535>
194. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. A model study in the dog. *Clin Oral Implants Res [Internet]*. 2003 May;14(3):251–62. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12755774>
195. Öncü E, Erbeyoğlu A. Enhancement of Immediate Implant Stability and Recovery Using Platelet-Rich Fibrin. *Int J Periodontics Restorative Dent [Internet]*. 2019 Feb;39(2):e58–63. Available from: [http://quintpub.com/journals/prd/abstract.php?iss2\\_id=1590&article\\_id=17048](http://quintpub.com/journals/prd/abstract.php?iss2_id=1590&article_id=17048)
196. Charatchaiwanna A, Rojsiraphisa T, Aunmeungtong W, Reichart PA, Khongkhunthian P. Mathematical equations for dental implant stability patterns during the osseointegration period, based on previous resonance frequency analysis studies. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019 Oct 1;21(5):1028–40.
197. Anand N, Chandrasekaran S, Kovendhan Y, Alam M. Is primary stability the gold standard factor in implant success. *Dent Hypotheses [Internet]*. 2014;5(2):70. Available from: <http://www.dentalhypotheses.com/text.asp?2014/5/2/70/133435>
198. Andersson P, Verrocchi D, Viinamäki R, Sennerby L. A One-Year Clinical, Radiographic and RFA Study of Neoss Implants Used in Two-Stage

Procedures. *Appl Osseointegration Res.* 2008;6:23–6.

199. Olsson M, Urde G, Andersen JB, Sennerby L. Early Loading of Maxillary Fixed Cross-Arch Dental Prostheses Supported by Six or Eight Oxidized Titanium Implants: Results after 1 Year of Loading, Case Series. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2003 Mar;5(s1):81–7. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00019.x>
200. Al-Sabbagh M, Kutkut A. Immediate Implant Placement. Iyer S, editor. *Dent Clin North Am* [Internet]. 2015 Jan 21;59(1):73–95. Available from: <http://www.jaypeejournals.com/eJournals/ShowText.aspx?ID=533&Type=FREE&TYP=TOP&IN=~eJournals/images/JPLOGO.gif&IID=52&isPDF=YES>
201. Veltri M, Balleri P, Ferrari M. Influence of transducer orientation on Osstell™ stability measurements of osseointegrated implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007;9(1):60–4.
  202. Fischer K, Stenberg T, Hedin M, Sennerby L. Five-year results from a randomized, controlled trial on early and delayed loading of implants supporting full-arch prosthesis in the edentulous maxilla. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2008 May;19(5):433–41. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2007.01510.x>
  203. Tözüm TF, Turkyilmaz I, Bal BT. Initial Stability of Two Dental Implant Systems: Influence of Buccolingual Width and Probe Orientation on Resonance Frequency Measurements. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2009 May;12(3):194–201. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8208.2009.00149.x>
  204. Park JC, Kim HD, Kim SM, Kim MJ, Lee JH. A comparison of implant stability quotients measured using magnetic resonance frequency analysis from two directions: A prospective clinical study during the initial healing period. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(6):591–7.
  205. López AB, Martínez JB, Pelayo JL, García CC, Diago MP. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008;13(4):244–7.
  206. Boeriu S. Resonance Frequency Analysis of Dental Implant Stability During the Healing Period (A Clinical Study). *Acta Medica Mariesiensis.* 2011;57(1):22–4.
  207. Brochu J-F, Anderson JD, Zarb GA. The influence of early loading on bony crest height and stability: a pilot study. *Int J Prosthodont.* 2005;18(6):506–12.
  208. Ostman P-O, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont.* 2006;19(1):77–83; discussion 84.
  209. 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 Implants.* 2005;20(5).

210. Guler AU, Sumer M, Duran I, Sandikci EO, Telcioglu NT. Resonance Frequency Analysis of 208 Straumann Dental Implants During the Healing Period. *J Oral Implantol* [Internet]. 2013 Apr 1;39(2):161–7. Available from: <https://meridian.allenpress.com/joi/article/39/2/161/7562/Resonance-Frequency-Analysis-of-208-Straumann>
211. Rokn A, Ghahroudi AR, Mesgarzadeh A, Miremadi A, Yaghoobi S. Evaluation of stability changes in tapered and parallel wall implants: a human clinical trial. *J Dent (Tehran)* [Internet]. 2011;8(4):186–200. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22509458><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3320754>
212. Gonzalez-Garcia R, Monje F, Moreno-Garcia C. Predictability of the resonance frequency analysis in the survival of dental implants placed in the anterior non-atrophied edentulous mandible. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal* [Internet]. 2011;16(5):e664–9. Available from: [http://www.medicinaoral.com/pubmed/medoralv16\\_i5\\_p664.pdf](http://www.medicinaoral.com/pubmed/medoralv16_i5_p664.pdf)
213. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2001 Oct;12(5):423–32. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.2001.120501.x>
214. Pozzi A, Tallarico M, Moy PK. Immediate loading with a novel implant featured by variable-threaded geometry, internal conical connection and platform shifting: Three-year results from a prospective cohort study. *Eur J Oral Implantol*. 2015;8(1):51–63.
215. Ormianer Z, Palti A. Long-term clinical evaluation of tapered multi-threaded implants: results and influences of potential risk factors. *J Oral Implantol*. 2006;32(6):300–7.
216. Toyoshima T, Tanaka H, Ayukawa Y, Howashi M, Masuzaki T, Kiyosue T, et al. Primary Stability of a Hybrid Implant Compared with Tapered and Cylindrical Implants in an Ex Vivo Model. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2015 Oct;17(5):950–6. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/cid.12205>
217. Valente ML da C, de Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, dos Reis AC. Analysis of the influence of implant shape on primary stability using the correlation of multiple methods. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2015 Nov 14;19(8):1861–6. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00784-015-1417-4>
218. Menicucci G, Pachiè E, Lorenzetti M, Migliaretti G, Carossa S. Comparison of primary stability of straight-walled and tapered implants using an insertion torque device. *Int J Prosthodont*. 2012;25(5).
219. O’Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(4):474–80.
220. dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The effects of superficial

- roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011 Sep;13(3):215–23.
221. Atieh MA, Alsabeeha N, Duncan WJ. Stability of tapered and parallel-walled dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2018 Aug 1;20(4):634–45. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/cid.12623>
222. Jokstad A, Ganeles J. Systematic review of clinical and patient-reported outcomes following oral rehabilitation on dental implants with a tapered compared to a non-tapered implant design. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2018 Oct 17;29(S16):41–54. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/clr.13128>
223. Waechter J, Madruga M de M, Carmo Filho LC do, Leite FRM, Schinestsck AR, Faot F. Comparison between tapered and cylindrical implants in the posterior regions of the mandible: A prospective, randomized, split-mouth clinical trial focusing on implant stability changes during early healing. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017;19(4):733–41.
224. Simmons DE, Maney P, Teitelbaum AG, Billiot S, Popat LJ, Palaiologou AA. Comparative evaluation of the stability of two different dental implant designs and surgical protocols—a pilot study. *Int J Implant Dent*. 2017;3(1):16.
225. Lee C-T, Chen Y-W, Starr JR, Chuang S-K. Survival analysis of wide dental implant: systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2016 Oct;27(10):1251–64. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/clr.12730>
226. Ortega-Oller I, Suárez F, Galindo-Moreno P, Torrecillas-Martínez L, Monje A, Catena A, et al. The Influence of Implant Diameter on Its Survival: A Meta-Analysis Based on Prospective Clinical Trials. *J Periodontol* [Internet]. 2014 Apr;85(4):569–80. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.2013.130043>
227. Lekholm U. The Brånemark implant technique. A standardized procedure under continuous development. *Tissue Integr oral, Orthop Maxillofac Reconstr Chicago Quintessence*. 1992;194–9.
228. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. The Applicability of Osseointegrated Oral Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: A Prospective Multicenter Study on 558 Fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(3).
229. Olate S, Lyrio MCN, de Moraes M, Mazzone R, Moreira RWF. Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010;68(2):414–9.
230. Javed F, Romanos GE. Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review. *Clin Oral*

Investig. 2015;19(1):1–10.

231. Ormianer Z, Piek D, Livne S, Lavi D, Zafrir G, Palti A, et al. Retrospective clinical evaluation of tapered implants: 10-year follow-up of delayed and immediate placement of maxillary implants. *Implant Dent.* 2012;21(4):350–6.
232. Buddula A, Assad DA, Salinas TJ, Garces YI, Volz JE, Weaver AL. Survival of dental implants in irradiated head and neck cancer patients: a retrospective analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(5):716–22.
233. Simion M, Fontana F, Rasperini G, Maiorana C. Long-term evaluation of osseointegrated implants placed in sites augmented with sinus floor elevation associated with vertical ridge augmentation: a retrospective study of 38 consecutive implants with 1-to 7-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004;24(3).
234. Bahat O, Handelsman M. Use of wide implants and double implants in the posterior jaw: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(3).
235. Ivanoff C-J, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3-to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(2).
236. Eckert SE, Meraw SJ, Weaver AL, Lohse CM. Early experience with Wide-Platform Mk II implants. Part I: Implant survival. Part II: Evaluation of risk factors involving implant survival. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(2).
237. Shin S-W, Bryant SR, Zarb GA. A retrospective study on the treatment outcome of wide-bodied implants. *Int J Prosthodont.* 2004;17(1).
238. Hattingh A, De Bruyn H, Vandeweghe S. A retrospective study on ultra-wide diameter dental implants for immediate molar replacement. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019 Oct 1;21(5):879–87.
239. Lee C, Chen Y, Starr JR, Chuang S. Survival analysis of wide dental implant: systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(10):1251–64.
240. Ketabi M, Deporter D, Atenafu EG. A systematic review of outcomes following immediate molar implant placement based on recently published studies. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(6):1084–94.
241. TÖZÜM TF, TURKYILMAZ I, McGLUMPHY EA. Relationship between dental implant stability determined by resonance frequency analysis measurements and peri-implant vertical defects: an in vitro study. *J Oral Rehabil* [Internet]. 2008 Oct;35(10):739–44. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2842.2007.01840.x>
242. Kim Y-H, Choi N-R, Kim Y-D. The factors that influence postoperative stability of the dental implants in posterior edentulous maxilla. *Maxillofac Plast Reconstr Surg* [Internet]. 2017;39(1). Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s40902-016-0100-2>



243. Huang H, Xu Z, Shao X, Wismeijer D, Sun P, Wang J, et al. Multivariate linear regression analysis to identify general factors for quantitative predictions of implant stability quotient values. *PLoS One*. 2017;12(10).
244. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard J, 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 Implants Res* [Internet]. 2004 Oct;15(5):529–39. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2004.01042.x>
245. Han J, Lulic M, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell™ mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Jun;21(6):605–11.
246. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci* [Internet]. 2013 Dec 21;5(4):162–7. Available from: <https://akjournals.com/doi/10.1556/imas.5.2013.4.3>
247. Guizzardi S, Galli C, Martini D, Belletti S, Tinti A, Raspanti M, et al. Different titanium surface treatment influences human mandibular osteoblast response. *J Periodontol*. 2004;75(2):273–82.
248. Franchi M, Bacchelli B, Giavaresi G, De Pasquale V, Martini D, Fini M, et al. Influence of different implant surfaces on peri-implant osteogenesis: histomorphometric analysis in sheep. *J Periodontol*. 2007;78(5):879–88.
249. Veis AA, Papadimitriou S, Trisi P, Tsirlis AT, Parissis NA, Kenealy JN. Osseointegration of Osseotite® and machined-surfaced titanium implants in membrane-covered critical-sized defects: a histologic and histometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(2):153–60.
250. Rompen E, DaSilva D, Lundgren AK, Gottlow J, Sennerby L. Stability measurements of a double-threaded titanium implant design with turned or oxidized surface. *Appl Osseointegration Res*. 2000;1:18–20.
251. Glauser R, Portmann M, Ruhstaller P, Lundgren AK, Hämmerle C, Gottlow J. Stability measurements of immediately loaded machined and oxidized implants in the posterior maxilla. A comparative clinical study using resonance frequency analysis. *Appl Osseointegration Res*. 2001;(2):27–9.
252. Oates TW, Valderrama P, Bischof M, Nedir R, Jones A, Simpson J, et al. Enhanced implant stability with a chemically modified SLA surface: a randomized pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2007;22(5):755–60. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17974109>
253. Al-Nawas B, Groetz KA, Goetz H, Duschner H, Wagner W. Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model. *Clin Oral Implants Res*.

2008;19(1):1–8.

254. Al-Nawas B, Hangen U, Duschner H, Krummenauer F, Wagner W. Turned, machined versus double-etched dental implants in vivo. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007;9(2):71–8.
255. Fröberg K-K, Lindh C, Ericsson I. Immediate Loading of Brånemark System Implants®: A Comparison Between TiUnite TM and Turned Implants Placed in the Anterior Mandible. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2006 Dec;8(4):187–97. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8208.2006.00017.x>
256. Monje A, Suarez F, Garaicoa CA, Monje F, Galindo-Moreno P, García-Nogales A, et al. Effect of Location on Primary Stability and Healing of Dental Implants. *Implant Dent* [Internet]. 2014 Feb;23(1):69–73. Available from: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00008505-201402000-00014>
257. Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momicchioli G, Varriale A. Stability Measurements of Osseointegrated Implants Using Osstell in Partially Edentulous Jaws after 1 Year of Loading: A Pilot Study. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2002 Oct;4(3):128–32. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8208.2002.tb00162.x>
258. Huang H-M, Chiu C-L, Yeh C-Y, Lee S-Y. Factors influencing the resonance frequency of dental implants. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2003 Oct;61(10):1184–8. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278239103006803>
259. Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(5).
260. Becker W, Sennerby L, Bedrossian E, Becker BE, Lucchini JP. Implant Stability Measurements for Implants Placed at the Time of Extraction: A Cohort, Prospective Clinical Trial. *J Periodontol* [Internet]. 2005 Mar;76(3):391–7. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.2005.76.3.391>
261. Niimil A, Ozekil K, Uedal M, Nakayama B. A comparative study of removal torque of endosseous implants in the fibula, iliac crest and scapula of cadavers: preliminary report. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(4):286–9.
262. Akça K, Kökat AM, Cömert A, Akkocaoğlu M, Tekdemir I, Çehreli MC. Torque-fitting and resonance frequency analyses of implants in conventional sockets versus controlled bone defects in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2010 Feb;39(2):169–73. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0901502709011850>
263. Ohta K, Takechi M, Minami M, Shigeishi H, Hiraoka M, Nishimura M, et al. Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device. *J Oral Rehabil*. 2010;37(2):131–7.

264. Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K, Jacobs R, van Steenberghe D. A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment. *J Clin Periodontol* [Internet]. 2007 Apr;34(4):359–66. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-051X.2007.01047.x>
265. Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(6).
266. Akkocaoglu M, Uysal S, Tekdemir I, Akca K, Cehreli MC. Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2005 Apr;16(2):202–9. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2004.01099.x>
267. Meredith N, Books K, Fribergs B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in viva. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 1997 Jun;8(3):226–33. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.1997.080309.x>
268. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. *Int J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 1999 Aug;28(4):266–72. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0901502799801568>
269. Cornelini R, Cangini F, Covani U, Barone A, Buser D. Immediate loading of implants with 3-unit fixed partial dentures: a 12-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2006;21(6):914.
270. Degidi M, Piattelli A, Gehrke P, Carinci F. Clinical outcome of 802 immediately loaded 2-stage submerged implants with a new grit-blasted and acid-etched surface: 12-month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(5).
271. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, et al. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading: successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(4):428–34.