

**T.C.  
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**DÜŞÜK DEVİRLİ İRRİGASYONSUZ FREZLEMENİN DENTAL İMPLANT  
BAŞARISINA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Mustafa KARACA**

**Periodontoloji Anabilim Dalı  
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı  
Doç. Dr. Abubekir ELTAS**

**MALATYA  
2018**

## UZMANLIK TEZİ TUTANAĞI

Periodontoloji Anabilim Dalımız uzmanlık öğrencisi Araştırma Görevlisi Dt.Mustafa KARACA'nın "Düşük Devirli İrrigasyonsuz Frezlemenin Dental implant Başarısına Etkisinin Değerlendirilmesi" isimli tezi 08.05.2018 tarihinde aşağıda isimleri yer alan jürimiz tarafından incelenerek başarılı bulunmuş ve kendisinin sınava alınmasına karar verilmiştir.

Üye (Danışman) : Doç. Dr. Abubekir ELTAS (Çanakkale 18 Mart Üni. Diş Hek. Fak.  
Üye Dr.Öğr.Üyesi Mustafa Özay USLU (İnönü Üni. Diş Hek. Fak.)  
Üye Dr.Öğr.Üyesi Tuba TALO YILDIRIM (Fırat Üni. Diş Hek. Fak.)

Onay

Bu çalışma yukardaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Selami Çağatay ÖNAL

İnönü Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekan Vekili

Uzmanlık Tezi

MALATYA 2018

## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	vi
ABSTRACT.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	ix
TABLolar DİZİNİ.....	x
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Dental İmplantlar .....	3
2.1.1. İmplant Tanımı .....	3
2.1.2. Dental İmplant Tarihçesi .....	3
2.1.3. İmplant Sistemleri.....	4
2.1.4. Dental İmplantların Endikasyonları.....	6
2.1.5. Dental İmplantların Kontrendikasyonları .....	6
2.1.6. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri .....	7
2.1.7. Dental İmplantlarda Başarısızlık .....	10
2.2. Osseointegrasyon .....	10
2.2.1. Osseointegrasyon Tanımı .....	10
2.2.2. Osseointegrasyonun Biyolojisi .....	11
2.2.3. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler .....	12
2.2.3.1. İmplant Materyalleri .....	12
2.2.3.2. İmplant Tasarımı.....	13
2.2.3.3. İmplantların Yüzey Özellikleri .....	14
2.2.3.4. İmplant Yükleme Zamanları ve Koşulları .....	15
2.2.3.5. Kemik Kalite ve Kantitesi.....	16
2.2.3.6. Cerrahi Teknik .....	18
2.2.3.6.1. Frezleme İşleminde Uygulanan Kuvvet .....	18
2.2.3.6.2. İrrigasyon .....	19
2.2.3.6.3. Frez Tasarımı .....	20
2.2.3.6.4. Kemik Kalitesi .....	20
2.2.3.6.5. Frez Ucu Keskinliği .....	20
2.2.3.6.6. Frezleme Hızı.....	21

2.2.4. İmplant Stabilitesi .....	22
2.2.4.1. Primer İmplant Stabilitesi .....	22
2.2.4.2. Sekonder İmplant Stabilitesi .....	22
2.2.5. İmplant Stabilitesi ve Osseointegrasyonun Değerlendirilmesi .....	23
2.2.5.1. Histoloji ve Histomorfometri .....	23
2.2.5.2. Yerleştirme Torku .....	23
2.2.5.3. Çekme (Pull Through) ve İtme (Push Through) Testleri .....	23
2.2.5.4. Periotest .....	23
2.2.5.5. Perküsyon Testi .....	23
2.2.5.6. Rezonans Frekans Analizi .....	23
2.2.5.7. Radyografik Testler .....	23
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER .....	26
3.1. Hasta Seçim Kriterleri .....	26
3.2. Çalışmanın tasarımı .....	27
3.3. Örneklem Sayısının Belirlenmesi .....	27
3.4. Cerrahi Öncesi Değerlendirme .....	27
3.5. Cerrahi Teknik .....	28
3.6. Yerleştirme Torkunun Değerlendirilmesi .....	29
3.7. Kemik Kalitesinin Tespiti .....	29
3.8. İşlem Süresinin Tespiti .....	30
3.9. Ameliyat sonrası bakım .....	30
3.10. Marjinal Kemik Kaybının Değerlendirilmesi .....	30
3.11. İmplant Başarısının Değerlendirilmesi .....	31
3.12. İstatistiksel İncelemeler .....	32
4. BULGULAR .....	33
5. TARTIŞMA .....	43
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....	52
KAYNAKLAR .....	53
EKLER .....	67
Ek-1: Etik Kurul Onayı .....	67
ÖZGEÇMİŞ .....	71

## TEŐEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bütün akademik faaliyetlerimde ve bu tezin hazırlanmasından sonlandırılmasına kadar, çalışmanın her aşamasında yardım, öneri ve desteğini hep hissettiğim danışman hocam **Doç. Dr. Abubekir ELTAS**'a,

Her fırsatta benimle bilgilerini ve klinik tecrübelerini paylaşan ve desteğini her zaman hissettiğim **Yrd. Doç. Dr. / Doktor Öğretim Üyesi Mustafa Özay USLU**'ya ve **Yrd. Doç. Dr. / Doktor Öğretim Üyesi şeyda DENGİZEK ELTAS**'a

Uzmanlık tezimin yazım ve düzenleme aşamasında benden manevi desteklerini esirgemeyen **kıymetli çalışma arkadaşlarıma**,

Benim bugünlere gelmemde sonsuz emekleri olan, hiçbir karşılık beklemeden beni her zaman seven, attığım her adımda bana destek olan ve en önemlisi bana doğru bir insan olmayı öğreten sevgili annem **Seda KARACA**'ya ve sevgili babam **Süleyman KARACA**'ya ve hayat boyunca desteğim olacak kardeşim **Kazım Burak KARACA**'ya

Sonsuz teőekkürlerimi sunarım...

## ÖZET

### **Düşük Devirli İrrigasyonsuz Frezlemenin Dental İmplant Başarısına Etkisinin Değerlendirilmesi**

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı; implant yuvasının preparasyonunda düşük devirli irrigasyonsuz frezlemenin implant etrafı marjinal kemik kaybına ve implantların kaybedilme oranına etkilerinin değerlendirilmesidir.

**Materyal ve Metot:** Çalışmaya parsiyel ve total dişsizliğe sahip toplam 24 hasta katıldı. Başlangıç frezi hariç olmak üzere; çalışma grubundaki 44 implantın frezlemesi (50rpm) düşük devirli irrigasyonsuz bir şekilde yapılırken, kontrol grubundaki 30 implantın frezlemesi (600rpm) standart devirde ve irrigasyonlu bir şekilde yapıldı. Tüm implantlardan, yerleştirildikten hemen sonra ve postoperatif 3. ayda periapikal radyografiler alınıp osseointegrasyon dönemindeki marjinal kemik kayıpları belirlendi. Ayrıca, çalışmada implantların kaybedilme oranı, çapı ve boyu, yerleştirme tork değeri, implant bölgesinin kemik kalitesi, frezleme ve toplam ameliyat süresi kaydedildi. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Mann Whitney U test kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Ki-Kare testi, Fisher's Exact Ki-Kare testi, Continuity (Yates) Düzeltmesi ve Fisher Freeman Halton testi kullanıldı.

**Bulgular:** Bu çalışmada; düşük devirli irrigasyonsuz frezleme (DDİF) ile standart frezleme (SF) protokolü arasında mesial, distal ve ortalama marjinal kemik kaybı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmedi ( $p>0.05$ ). İmplantların kaybedilme oranlarına bakıldığında gruplar arası istatistiksel olarak farklılık tespit edilmedi ( $p>0.05$ ). Ayrıca, implant yerleştirme tork değerleri, frezleme ve toplam ameliyat sürelerinde gruplar arası farklılık gözlenmedi ( $p>0.05$ ).

**Sonuç:** Çalışmada elde edilen bulgularla; DDİF ile yapılan implantların marjinal kemik kaybı ve implant kaybı oranlarının SF protokolü ile benzer olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak, tekniğin güvenilirliği açısından daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

**Anahtar kelimeler:** Dental implant, düşük devirli irrigasyonsuz frezleme, otojen kemik grefti

## ABSTRACT

### **The Evaluation of the Effect of Low – Speed Drilling Without Irrigation on Dental Implant Success**

**Aim:** The aim of this study was to evaluate the effects of low-speed drilling without irrigation on marginal bone loss around the implant and implants failure rate during implant site preparation.

**Material and Method:** Total and partially edentulous 24 patients were included in the study. Except for the initial drill, 30 implants of the control group were made in a standard drilling speed (600 rpm) and irrigated whereas the 44 implants of the study group were made low – speed drilling (50 rpm) without irrigation. Periapical radiographs were taken from all implants immediately after implantation and postoperatively at 3 months. The marginal bone loss was determined at osseointegration phase. In addition, failure rates of implants, diameter and length, implant torque value, bone quality of the implant site, drilling and operation time were recorded in this study. The Kruskal Wallis test was used to compare the parameters between the groups and the Mann Whitney U test was used to determine the group that caused the difference. Chi-square test, Fisher's Exact Chi-square test, Continuity (Yates) correction and Fisher Freeman Halton test were used for comparison of qualitative data.

**Results:** In this study; there was no statistically significant difference in terms of mesial, distal and mean marginal bone loss between low-speed drilling without irrigation (LSDI) and standard drilling (SD) protocol ( $p>0.05$ ). There was no statistical difference between the groups when the failure rates of the implants were examined ( $p>0.05$ ). In addition, implant placement torque values, drilling and operation time did not differ between groups ( $p> 0.05$ ).

**Conclusion:** Findings obtained in the study; it was concluded that the marginal bone loss and failure rates of implants made with LSDI were similar to the SD protocol. However, there is a need for further work on the reliability of the technique.

**Key Words:** dental implant, autogenous bone graft, low–speed drilling without irrigation

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>cm</b>	: Santimetre
<b>DDİF</b>	: Düşük Devirli İrrigasyonsuz Frezleme
<b>dk</b>	: Dakika
<b>kg</b>	: Kilogram
<b>mg</b>	: Miligram
<b>MÖ</b>	: Milattan Önce
<b>N</b>	: Newton
<b>Ncm</b>	: Newton santimetre
<b>RFA</b>	: Rezonans Frekans Analizi
<b>RPM</b>	: Dakikadaki Devir Sayısı
<b>SF</b>	: Standart Frezleme
<b>sn</b>	: Saniye



## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil No</b>	<b>Sayfa No</b>
Şekil 3.1. Dental implant cerrahi seti .....	28
Şekil 3.2. DDİF ile toplanan otojen greftin elde edilmesi .....	29
Şekil 3.3. İmplant yerleştirildikten hemen sonraki radyografi .....	31
Şekil 3.4. İmplant yerleştirildikten 3 ay sonraki radyografi .....	31
Şekil 4.1. İmplantların yerleştirildikleri kemik kalitelerine göre dağılımı .....	33
Şekil 4.2. İmplantların yerleştirildikleri çenelere göre dağılımı .....	33

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo No</b>	<b>Sayfa No</b>
<b>Tablo 2.1.</b> 2007 yılı uluslararası oral implantoloji kongresi, implantlarda başarı kriterleri ..	9
<b>Tablo 3.1.</b> Hastaların demografik özellikleri ve gruplar arası implant dağılımları.....	26
<b>Tablo 4.1.</b> Gruplar arası marjinal kemik kaybının değerlendirilmesi .....	34
<b>Tablo 4.2.</b> Yerleştirme tork değerleri ve implant kaybının değerlendirilmesi*** .....	34
<b>Tablo 4.3.</b> Başlangıç tork değerleri ve marjinal kemik kaybı arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi .....	35
<b>Tablo 4.4.</b> Frezleme ve ameliyat sürelerinin değerlendirilmesi .....	36
<b>Tablo 4.5.</b> İmplant yerleştirilen bölgelerdeki kemik kalitesinin değerlendirilmesi .....	36
<b>Tablo 4.6.</b> İmplant çap ve boylarının gruplar arası karşılaştırılması.....	37
<b>Tablo 4.7.</b> DDİF grubunda implant kaybına ilişkin değerlendirmeler.....	38
<b>Tablo 4.8.</b> SF grubunda implant kaybına ilişkin değerlendirmeler.....	39
<b>Tablo 4.9.</b> Çap, boy ve kemik tipi ile implant kaybı ilişkisi .....	40
<b>Tablo 4.10.</b> Tork değerleri ve kemik kalitesi arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi.....	41
<b>Tablo 4.11.</b> Marjinal kemik kaybının implant çap ve boyları ile ilişkisinin değerlendirilmesi .....	41

# 1. GİRİŞ

Dental implantlar, diş kayıplarının çözümünde yaygın olarak kullanılmaktadır. Dental implantların başarısı ise, osseointegrasyona yani kemik ile implant yüzeyi arasındaki direkt adezyona bağlıdır. Osseointegrasyon sağlanmasında ise implant yerleştirilecek kemiğin niteliği, implant materyalinin doku uyumluluğu ve dizaynı, cerrahi teknik ve yük iletiminin yanı sıra yüzey özelliklerinin önemli olduğu düşünülmektedir (1).

Dental implant çevresindeki kemiğin hacmi ve kalitesi implantların başarısına büyük ölçüde etki etmektedir. Bu nedenle implant tedavisini planlarken çenelerin kemik miktarı ve kalitesinin bilinmesi önemlidir. Kısmi veya tam dişsizlik durumunda atrofinin derecesinin değerlendirilmesi için önerilen sınıflandırmalar olmakla birlikte; implant tedavisinde çene kemiğinin şekli ve kalitesine göre en popüler sınıflandırmalardan biri de Lekholm ve Zarb tarafından önerilmiştir. Lekholm ve Zarb (2); radyografik görünüme ve freze ederken ki direncine göre kemik kalitesini sınıflandırmıştır. Buna göre; Tip 1 kemik, hemen hemen tüm kemik yapısını homojen kompakt kemik oluşturur. Tip 2 kemikte, yoğun trabeküler merkezli kemiği kalın bir kompakt kemik çevreler. Tip 3'te ise, yoğun trabeküler merkezli kemiği ince bir kortikal kemik tabakası çevreler. Tip 4 kemik ise, düşük yoğunlukta trabeküler kemiğin çevresinde çok ince bir kortikal kemik oluşturur.

Dental implantların başarısına etki eden bir başka unsur da; marjinal kemik seviyesinin uzun dönem aynı seviyede idame ettirilmesidir. Albrektsson ve arkadaşlarının başarı kriterlerine göre, marjinal kemik kaybı ilk yılda 1.5mm ve daha sonraki yıllarda da 0.2mm'den daha az olmalıdır. Bu kemik kaybının da radyografiler kullanılarak tanımlanabileceği bildirilmiştir. Marjinal kemik kayıplarının tespit edilmesinde en iyi yöntemin paralel teknikle alınan periapikal radyograflar olmasıyla beraber, yapılan çalışmalarda hem periapikal radyografilerin hem de panoramik radyografilerin kullanıldığı görülmüştür (1, 3, 4).

Diş çekimini ya da kaybını takiben kemikte başlayan yeniden şekillenme süreci sonucunda alveolar kemikte çeşitli seviyelerde atrofi oluşacaktır. Şiddetli alveolar atrofi durumlarında ise dental implant başarısı olumsuz etkilenmektedir. İmplant cerrahisinde bu olumsuzluğun giderilmesi amacıyla kullanılan kemik greftleri, hem yeterli alveolar kret yüksekliği ve genişliğinin sağlanmasına hem de implantın uygun açılanmasına

olanak verir. Alveoler atrofi ve kemik defektlerinin tedavisinde, otojen kemik greftleri halen en başarılı seçenek olmaya devam etmekte ve ağız içinden kolaylıkla elde edilmektedir (5, 6). Ağız içinde partikül halindeki otojen greftler sıklıkla kullanılmakta olup, bu greftler ağız içinden kemik toplamaya yarayan özel tasarlanmış aletlerle ya da drilleme sırasında ortaya çıkan kemiği toplayan aspiratör uçlarıyla kolaylıkla elde edilebilirler. Ağız içinden elde edilen otojen greftler; morbiditesinin az oluşu, greftlenecek bölgenin hacminin küçük olduğu durumlarda daha komplike extraoral girişimlere gerek duyulmayan kolay bir yöntem oluşu, cerrahi sahaya yakın bölgelerden elde edilebilmesi, yapısında osteojenik hücreler bulundurması ve hasta tarafından kabul edilebilir olması gibi önemli avantajlar sağlar (7).

İmplant yuvası hazırlanırken frezin kemik dokuya sürtünmesi sonucunda ısınma meydana gelir. Kemik dokusundaki bu ısı artışıyla birlikte nekroz, fibrozis ve osteolitik dejenerasyon oluşabilir. Bu patolojiler de, implant tedavisinin başarısını olumsuz etkiler. Bu nedenle; preparasyonda frez serilerinin kullanılması, nispeten düşük devirde çalışılması, bol irrigasyon kullanımı, alete hafif basınç uygulanması ve keskin aletler kullanılmasıyla kemiğin aşırı ısınmasından kaçınılmalıdır (8). Yapılan literatür taramasında ise, dental implant cerrahisi esnasında DDİF'nin kemik dokudaki iyileşmeye etkilerinin incelemesindeki çalışmalar sınırlı ve elde edilen veriler yetersizdir.

Bu çalışmada; implant yuvasının preparasyonunda DDİF'nin, kemik kaybı miktarına, başarısız implant sayısına, yerleştirme tork değerine ve işlem süresine etkileri SF ile karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Bu kontrollü klinik çalışmayla birlikte; DDİF'nin kemik dokuya zararlı bir etkisinin bulunmayacağı ve otojen greft toplamada yararlı olacağı düşüncesindeyiz.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental İmplantlar

#### 2.1.1. İmplant Tanımı

İmplant sözcüğü latince, ‘in=içerisine, içerisinde’ ve ‘planto=ekme, dikme veya yerleştirme’ anlamına gelen sözcüklerin bileşiminden oluşmuştur. Anlam olarak ise bir fonksiyon elde etme amacı ile uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme verilen isimdir (9).

Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi (*American Academy of Implant Dentistry*) sözlüğüne göre dental implantlar; fonksiyonel, terapötik veya estetik amaçla mukozal ve/veya periostal tabakanın altına ve kemiğin içine yerleştirilen alloplastik materyal/protetik aygıtlardır (10).

Dental implantlar, oral ve maksillofasiyal rekonstrüksiyonda kabul görmüş tedavi seçenekleri olup tam ark rekonstrüksiyonlarında tek veya çok sayıdaki diş eksikliğini gidermek için yapılan protezlerde yaygın olarak kullanılmaktadır (11).

#### 2.1.2. Dental İmplant Tarihçesi

Modern implantlara benzememekle birlikte, dental implant olarak kabul edilebilecek ilk uygulamalara MÖ (Milattan önce) 2500 yılında Mısır’da rastlanmaktadır. MÖ 500’lerde Etrüskler ve MÖ 300’ lerde Fenikeliler, hayvanlardan çektikleri dişleri ve diş şeklinde yonttukları hayvan kemiklerini, altın bantlar ile stabilize ederek fonksiyon kaybını gidermeye çalışmışlardır (12).

Milattan sonra 600’ lü yıllarda yaşamış olan Mayalara ait bir mezar kazısından elde edilen bir mandibula parçasındaki alt kesici diş soketlerine yerleştirilmiş diş benzeri üç adet deniz kabuğu bulunmuştur. Bugün Harvard Arkeoloji ve Etnoloji Müzesi’nde saklanan bu çene kemiğinde yapılan incelemelerde bu deniz kabuğu implantlarının etrafında bir ossifikasyon olduğu tespit edilmiştir. Bu da, bu implantasyon işleminin, insan hayattayken gerçekleştirilmiş olduğunun en iyi kanıtı olarak gösterilmiştir (13) (14).

Modern implantlara benzeyen ilk implant altından yapılmış olup, 1809’da Maggiolo tarafından taze çekim soketine tek aşamalı olarak yerleştirilmiştir. Ancak ağrı ve dişeti enflamasyonu gibi postoperatif komplikasyonlar görülmüştür.1900’lerin başında Greenfield, doğal dişlerin implantasyonunun kısıtlılığı nedeniyle yapay

materyallere önem vermiş; 24 ayar altın ile lehimlenmiş iridoplatinum tellerden içi boş silindir şeklinde yapılmış implantların kullanımı üzerine çalışmıştır (15).

İlk biyouyumlu materyalden yapılmış endosseoz implant, Strock (16) tarafından 1938'de Harvard'da yerleştirilmiştir. Kobalt-krom-molibden alaşımından oluşan bu implant, hastanın yaşamını yitirdiği 1955 yılına kadar stabil olarak kalmıştır. Strock yaptığı çalışmalarla, ilk defa metalik endosteal implantların 17 yıla kadar insan vücudu tarafından tolere edilebildiğini göstermiştir.

Dental protezleri destekleyen titanyum dental implantlar ile ilgili ilk çalışmalar 1960' ların sonlarında Brånemark (15) tarafından yapılmıştır. Aynı dönemde İsviçre' de Schroeder, Almanya da ise Schulte bağımsız olarak titanyum endosseoz implantlar üstünde çalışmışlardır. 1970'lerde osseointegrasyonun öngörülebilirliğine dair verilerin artmasıyla beraber, Avrupa'daki merkezlerde rutin klinik kullanıma başlanmıştır. İlk başarılı osseointegre dental implant, dişsiz mandibulaya uygulanmış; hatta erken dönemlerde osseointegre implant kullanımı dişsiz mandibula ile sınırlı tutulmuştur (17).

1982 yılında yapılan Toronto konferansının modern implant diş hekimliğinin gelişiminde önemli bir yeri vardır. Bu konferansta, Brånemark ve arkadaşları titanyum ve kemik arasındaki ilişkiyi 'osseointegrasyon' terimi ile açıklamışlardır. Osseointegrasyon "Canlı kemikle implant yüzeyi arasındaki fonksiyonel ve yapısal birleşme" olarak tanımlanmıştır (18).

### 2.1.3. İmplant Sistemleri

Günümüze kadar geliştirilen çok sayıdaki implant sistemlerinden bazıları başarısız sonuçları nedeniyle kullanılabilirliğini kaybederken bazıları günden güne geliştirilerek piyasadaki yerini korumuştur. Kullanılan bu implant sistemlerini, yerleştirildikleri ve destek aldıkları dokulara göre sınıflandıracak olursak:

**1- Transosteal implantlar:** Bu implant sistemi, özellikle kaza ya da bir patoloji sonucu mandibula anterior bölgede ciddi kemik kaybının olduğu durumlarda endikedir. İmplantın, mandibulayı alveolden bazise kadar geçerek mandibulanın tabanına gelen kaide plağı, retansiyon pimleri, transosseoz pimleri, bağlayıcılar ve kilitleyici somunları içeren karmaşık bir yapısı vardır (19).

**2- Subperiosteal implantlar:** Ciddi kemik rezorpsiyonu varlığında endike olan subperiosteal implantlar, kafes şeklinde ince metal yapılar olup periost altına, direkt kemik üzerine yerleştirilir. Bir eğer şeklinde kemiğin üzerine oturan bu implantların

etrafı, zamanla fibröz doku ile sarılır. Diş etinden ağız içine doğru yükselen uzantıları olan bu implantlar, gelen kuvvetleri direkt kemik üzerine dağıtır (19).

**3- İntramukozal implantlar:** 1940'lı yıllarda geliştirilen bu implantlar, atrofik maksilla varlığı, protezin labial uzantılarının kısa olmasının istendiği ve protezde palatinal bölümün istenmediği durumlarda kullanılırdı (19).Ancak günümüzde bu tip implantlar tercih edilmemektedir.

**4- Endosseoz implantlar:** Direkt olarak kemiğe uygulanan bu tip implantlar, yük taşıyan implant ile canlı kemik arasında rijid, fonksiyonel ve yapısal bir bağlantı olarak tanımlanan osseointegrasyon özelliğine sahiptir (2). Özellikle kemik rejenerasyon tekniklerinin gelişmesi ile birlikte diğer tip implantların kullanımı azalırken endosseoz implantlar giderek artan başarı oranları ile birlikte en sık kullanılan implant türü haline gelmiştir. Çeşitleri:

**a- Blade implantlar:** Daha önce geliştirilmesine rağmen 1960'ların sonlarına doğru popülerlik kazanan *blade* implantlar, özellikle bukko-lingual boyutun yetersiz olduğu durumlarda endikedir. İmplant, kret üzerinde kortikal kemikte hazırlanan delikler birleştirilerek elde edilen osteotomi hattına, mümkün olduğunca derine penetre olacak şekilde yerleştirilir. Bu işlemi takiben dayanak, karşıt dişin pozisyonuna göre eğim verilerek pozisyonlandırılır (20).

**b- İntramobil silindir implantlar:** İmplant, apikalinden kemiğin dolmasını sağlayarak implantı stabilize eden perforasyonlara sahip gövde kısmı, cilalı yüzeye sahip kranial kısım, titanyumdan yapılmış yüzük şeklinde ara parça ve sisteme adını veren polioksimetilenden yapılmış bir ara parçadan oluşur. İmplant cerrahisini takiben 3-6 ay kadar osseointegrasyon için beklenir ve sonrasında ikinci bir cerrahi ile implantın içindeki mukoza uzaklaştırılarak intramobil parça takılır. Her türlü dişsizlik durumunda endike olan bu tip implantlar ile özellikle her iki çenede posterior bölgede başarılı sonuçlar elde edilmektedir (19).

**c- İçi boş silindirik implantlar:** 1976 yılında kullanıma giren içi boş silindir şeklindeki bu implantların üzerinde, kemik yüzeyi ile olan teması arttırabilmek için perforasyonlar bulunmaktadır. Her türlü dişsizlik durumunda kullanılabilen bu implantların en önemli avantajı, solid implantlardaki kadar kemik uzaklaştırılmadan yeterli primer stabilitenin sağlanabilmesidir. Ancak ilerleyen yıllarda yapılan çalışmalarda, transvers açıklıkları bulunan içi boş bu yapının, bazen hiçbir klinik bulgu vermeden hızlı kemik kaybı ve mobilite nedeniyle kaybedilebileceği,

mikroorganizmaların üremesi için uygun ortamı hazırlayabileceği ve implantta kırık gibi komplikasyonların görülebileceği rapor edilmiştir (21) (22).

**d- Vida şeklinde yivlere sahip implantlar:** Günümüzde en sık tercih edilen implant formudur. Kemik içine yerleştirilen silindirik ya da konik formda olan ve üzerinde yivler bulunan bu implantlar, mukozayı delerek ağız ortamına açılan bir dayanak ile proteze bağlanır (19).

#### **2.1.4. Dental İmplantların Endikasyonları**

- Tutuculuk sağlanamayan total dişsiz hastalar
- Hareketli protez kullanamayan parsiyel dişsiz hastalar
- Hareketli protez kullanımını psikolojik olarak reddeden hastalar
- Köprü yapılması için yeterli yapıya sahip olmayan hastalar
- Kusma refleksi olan, tam ve bölümlü protez taşıyan hastalar
- Dişsiz sonlanan çeneler
- Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri
- Endodontik ve cerrahi olarak tedavi edilemeyen dişlerde çekimi takiben implant yerleştirilmesi
- Maksillofasiyal protezlere destek olarak
- Ortodontik tedavide ankraj olarak
- Diş agenezisi (23) (24)

#### **2.1.5. Dental İmplantların Kontrendikasyonları**

Dental implant kontrendikasyonları genel ve lokal kontrendikasyonlar olmak üzere 2'ye ayrılır:

##### **1-Genel Kontrendikasyonlar**

- Kontrol altında olmayan sistemik hastalıklar
- Radyoterapi görmüş hastalar
- Psikiyatrik bozukluğu olan kişiler
- Ağız hijyeninin kötü olması
- Hamileler
- İyileşme bozukluğu olan hastalar
- Parafonksiyonlar (bruksizm, temporomandibuler eklem sorunları)
- Sigara içenler, alkol ve ilaç bağımlılığı



- Hastanın yaşı (büyüme çağındaki genç hastalar)(24) (25)

## **2-Lokal Kontrendikasyonlar**

- Lokal kemik yıkımına neden olan durumlar (osteomyelit, residüel kist, fibröz kemik displazisi, tümörler)
- Yerleştirilen implantlara yakın dişlerdeki apikal periodontitis
- Yetersiz kemik kalınlığı
- Yetersiz kemik yüksekliği
- Yetersiz kemik kalitesi
- Lökoplaki
- Hiperplaziler
- Malign tümörler
- Yüksek Kas Bağlantısı
- Yetersiz Yapışık Dişeti
- Oral hijyenin yetersiz olması (24) (25)

### **2.1.6. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri**

Oral implantolojide başarı kriterleri oldukça çeşitlidir. Bugüne kadar birçok araştırmacı implant başarısını belirleyen çeşitli kriterler öne sürmüştür (26, 27). Oral implantolojide başarısızlık, implantın çıkarılması anlamına gelmektedir (28). Son yıllarda implant üreten firmaların sayısının çok artması, üretilen bu implantların objektif olarak değerlendirilmesi ve birbirleriyle karşılaştırılabilmesi için bilimsel verilere dayanan bazı başarı kriterlerinin geliştirilmesine neden olmuştur. Kemik içi implantlarda arzulanan sonuç integrasyon olduğu için bu kriterler bir noktada osseointegrasyonu değerlendirilmeye yönelik olmuştur (25).

1990'da Buser ve arkadaşları (29) implantların *in situ* yani orijinal yerlerinde olması zorunluluğunu başarı kriteri olarak değerlendirmiş, yıllık kemik kaybı değerleri verilmeden sadece mobilite olmamasını başarı için yeterli görmüşlerdir.

1. İmplantların orijinal yerlerinde (*in situ*) olması.
2. Ağrı, yabancı cisim hissi, parestezi gibi ısrarcı subjektif şikayetlerin olmaması.
3. Tekrarlayan peri-implantitis ve süpürasyonun olmaması.
4. Mobilitenin olmaması.
5. İmplant etrafında radyografik olarak devamlı bir radyolusensinin olmaması.

Günümüzde en çok kabul gören başarı kriterleri 1998’de Zarb ve Albrektsson (1) tarafından yayımlanan bir konsensus raporudur.

Bu raporun başarı kriterlerine göre:

1. Klinik olarak implantlarda mobilite olmamalı,
2. Radyografide peri-implant bölgede radyolüsent alanlar olmamalı,
3. İmplantın yerleştirildiği ilk yıl için kemik kaybı en fazla 0,4 veya 0,5 mm, birinci yıl sonrası her yıl için yıllık kemik kaybı 0,2 mm’den az olmalı,
4. İmplanttan kaynaklanan kalıcı ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi belirtiler olmamalı,
5. İmplantın 5 yıllık başarı oranı %85’ten, 10 yıllık başarı oranı ise %80’den az olmamalıdır.

Daha sonraki yıllarda oluşturulan yeni başarı kriterleriyle beraber fonksiyonel, değerlendirilememiş ve başarısız implant kavramları ortaya atılmıştır. Buna göre, başarı kriterlerinin objektif olarak değerlendirilemediği ancak fonksiyonda olan implantlar fonksiyonel, ölüm ya da başka bir nedenle takip edilemeyenler değerlendirilememiş, çıkarılan ya da düşen implantlar ise başarısız olarak nitelendirilmiştir. Aşağıdaki kriterlerin hepsini sağlayabilen implantlar ise başarılı olarak adlandırılmıştır:

- \* Protez çıkartıldığında implantlarda hareketlilik olmamalı
- \* Radyografide implantın çevresinde radyolüsent alan bulunmamalı
- \* İmplant çevresindeki kemik stabil olmalı
- \* Ağrı olmamalıdır.

2007 yılı Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi’nde, implant başarısı, sağkalımı (survival) ve başarısızlık şartlarını içeren 4 klinik kategori belirlenmiştir. Araştırmacılara göre “implant başarısı” terimi ideal klinik şartları tanımlamak için kullanılmaktadır ve implantlar için en az 12 aylık periyodu kapsamalıdır. “Erken implant başarısı” teriminin, 1-3 yıl arası dönem, “orta dereceli implant başarısı”nın, 3-7 yıl arası dönem ve “uzun dönem implant başarısı” teriminin ise 7 yıldan fazla olan dönem için kullanılması önerilmiştir. Klinik raporlarda implant başarı oranının, protetik sağkalım oranını da içermesi önerilmiştir (Tablo 2.1) (30).

**Tablo 2.1.** 2007 yılı uluslararası oral implantoloji kongresi, implantlarda başarı kriterleri

<b>İmplant Kalite Ölçeği Grupları</b>	<b>Klinik Koşullar</b>
1.Başarı (Optimum Sağlık)	a. Fonksiyonda ağrı veya acı yok b. 0 hareketlilik (mobilité) c. İlk cerrahiden beri radyografik kemik kaybı: <2mm d.Eksuda öyküsü yok
2.Tatmin Edici Sağlık (Survival)	a. Fonksiyonda ağrı yok b. 0 hareketlilik c. 2-4 mm'lik radyografik kemik kaybı d. Eksuda öyküsü yok
3.Sağkalım (Survival) da Bozukluk	a. Fonksiyon sırasında hassasiyet olabilir b. Hareketlilik yok c. Radyografik kemik kaybı > 4mm (implant gövdesinin 1/2'sinden daha az) d. Prob derinliği >7mm e. Eksuda öyküsü olabilir
4.Başarısız (Klinik veya Kesin Başarısızlık)	a. Fonksiyon sırasında ağrı b. Hareketlilik c. Radyografik kemik kaybı: implant uzunluğunun >1/2'sinden fazla d. Kontrol edilemeyen eksuda e. Ağızda yerleşik değil

İmplant çalışmalarının başarısı ancak cerrah, protez uzmanı, periodontolog ve hasta arasındaki uyumla mümkündür. Bu yüzden yapılacak olan implantların başarılı olmasında pek çok faktör etkilidir. Bunlar;

- 1) İmplant endikasyonu ve planlamasının doğru yapılması,
- 2) Sert ve yumuşak dokuların implant tedavisi için uygunluğu,
- 3) Uygulama metodu ve ekibin yeterliliği,
- 4) İmplant materyalinin uygun özelliklere sahip olması,
- 5) Uygulanacak protetik tedavilerin planlama ve uygulamasının doğru yapılması,

- 6) Yüklemenin zamanında ve uygun şekilde yapılması,
- 7) Postoperatif dönemde hastanın göstereceği özendir (31).

### **2.1.7. Dental İmplantlarda Başarısızlık**

Başarı kriterleri kabul görmesine rağmen literatürde bir implantı başarısız olarak nitelendirmek için kesin kriterler bildirilmemiştir. Bazı yazarlar, implant yüksekliğinin yarısından fazla krestal kemik kaybı bulunuyorsa implantın önemli ölçüde riskte olduğunu ve orijinal kemik-implant kontakt miktarı dikkate alınmaksızın başarısızlık olduğunu ifade etmektedir. Bazı yazarlar ise, pek çok implantın aşırı kemik kaybına rağmen fonksiyon gördüğünü ancak implant kaybı (failure) oluyorsa başarısız olduğunu bildirmektedirler. İmplant başarısızlığının belirtisi olan kriterlerden en önemlileri implantta mobilite oluşması ve implant etrafında alveolar kemik rezorbsiyonunun görülmesidir. Klinik olarak uygulanan testler ile başarısızlık önceden tahmin edilebilir ve stabilite değerlendirilmesi ile osseointegrasyon durumu belirlenebilir. Ayrıca implant ve kemik yüzeyleri arasındaki bağlantının yetersiz olması, implant çevresinde oluşan radyolüsent görüntü ve hafif mobilite implantların fibröz dokuyla iyileştiğini göstermektedir ve bu implantlar kaybedilmektedir (32, 33).

## **2.2. Osseointegrasyon**

### **2.2.1. Osseointegrasyon Tanımı**

Osseointegrasyon ilk olarak Branemark ve ark. (34) tarafından ‘canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında fibröz bağ dokusu olmaksızın oluşan ve ışık mikroskopu düzeyinde görülen direkt bağlantı’ olarak tanımlanmıştır. İmplant ile kemik arasında progresif hareketlilik yoksa implant osseointegre olmuş sayılır (35). Pratikte, osseointegrasyon normal yükleme koşullarında vital olmayan elemanların güvenilir ve tahmin edilebilir bir şekilde canlı kemikle birleşmesiyle oluşan ankraj mekanizması olarak tanımlanır (36).

En basit şekliyle, osseointegrasyon implant gövdesinin kemiğe kaynaşmasını ifade eder. Bu birleşme okluzal kuvvetlerin doğrudan kemiğe iletilmesini sağlayacak aynı zamanda da protez için destek olacaktır (37).

İmplantasyon sonrasında implant çevresinde kanın pıhtılaşması sonrası fagositik hücreler ve osteoblastlar kemik dokusu oluşturur ve osseointegrasyon oluşur. İyileşme zamanının ise; konak faktörleri, implant yüzeyi ve geometrisi gibi sebeplere bağlı

olarak farklılık gösterdiği bildirilmiştir. Dolayısıyla, bu noktada tanımlamaya bir zaman sınırlaması koymanın mümkün olmadığına değinilmiş, ancak zamanın osseointegrasyonla ilgili olduğu belirtmiştir (38, 39).

### **2.2.2. Osseointegrasyonun Biyolojisi**

İmplant çevresindeki kemik iyileşmesinde 3 aşama olduğu öne sürülmüştür.

Bunlar:

1. Osteofilik faz
2. Osteokonduktif faz
3. Osteoadaptif faz (37)'dir.

#### **1.Osteofilik Faz**

Pürüzlü yüzeye sahip bir implant maksilla ya da mandibuladaki kansellöz kemiğe yerleştirildiğinde, implantla kemik arası kanla dolar ve pıhtı oluşur. Kemiğin çok az bir kısmı implantla temastadır, diğer kısımları extrasellüler sıvı ve hücrelere açılır. İmplantla konak arasındaki ilk etkileşim sırasında, molekül üretimini ve kollajen sentezini düzenlemek için hücrel proliferasyonu değiştirmek ve kemik metabolizmasını düzenlemek gibi farklı fonksiyonları olan çok sayıda sitokin salınır. İlk haftanın sonunda, yabancı antijenlere yanıt olarak iltihap hücreleri açığa çıkar. İltihapsal faz aktifken, 3. gün çevredeki vital dokulardan vasküler gelişim başlar, implant yerleştirildikten sonraki 3 hafta içinde daha iyi bir vasküler ağ gelişir. Aynı zamanda hücrel farklılaşma, proliferasyon ve hücrel aktivasyon başlar. İlk hafta ossifikasyon da başlar ve başlangıç yanıtı implant yüzeyine bukkal ve lingual korteksin iç yüzeyinden ve trabeküler kemiğin endosteal yüzeyinden osteoblast migrasyonu şeklinde gözlenir. Osteofilik faz 1 ay sürer (37) (40).

#### **2.Osteokonduktif Faz**

İmplantla ulaşan kemik hücreleri metal yüzeyine yayılırlar. Başlangıçta bu bir olgunlaşmamış bağ doku matriksidir ve biriken kemik çok ince bir tabaka şeklindeki 'woven' kemiktir. Fibrokartilojenöz kallusun kemiğe dönüşümü endokondral kemikleşmede olduğu gibidir. Bu dönüşüm daha fazla kemiğin implant yüzeyine biriktiği 3. ayda meydana gelir. İmplant yerleştirildikten 4 ay sonra implant yüzeyi maksimum kemikle kaplanır.

### **3. Osteoadaptif Faz**

Final ya da osteoadaptif faz implant yerleştirildikten sonraki 4. ayda başlar. Osteoadaptif fazda dengeli bir remodelling serisi başlar ve implantlar yüklenene kadar devam eder. Bu fazda implant yüklendiğinde, implantların çevresinde kemik kaybı ya da kazancı gözlenmemektedir. İmplanttan evre kemiğe iletilen yüke yanıt olarak woven kemik kalınlaşarak lameller kemiğe dönüşür (37, 40). Remodelling, osseointegrasyonunun son aşamasıdır. Remodelling hayat boyu devam eder ve implantların uzun ömürlü olması için çok önemlidir (41).

#### **2.2.3. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler**

Osseointegrasyon canlı kemik dokusuyla içerisine implante olmuş malzemelerin direkt yapısal ve işlevsel bağlantısı olarak tanımlanan klinik bir süreçtir (42). Bu süreç hüresel ve moleküler düzeyde karmaşık olaylar dizisi içerir ve sonuçta primer kemik iyileşmesini takiben yeni kemik oluşumuyla sonuçlanır (43).

Dental implantın ağız içerisinde uzun süre fonksiyon görmesini sağlamak için osseointegrasyonun elde edilmesi şarttır.

Osseointegrasyonu etkileyen faktörler de genel olarak şöyledir:

1. İmplant materyali
2. İmplant tasarımı
3. Yüzey zellikleri
4. İmplant yükleme zamanları ve koşulları
5. Kemiğin kalite ve kantitesi
6. Cerrahi teknik (44)

##### **2.2.3.1. İmplant Materyalleri**

İmplant tedavisinin başarısı için uygun materyal seçimi ve implantın yerleştirileceği dokuda mukozal enflamasyon ve enfeksiyon belirtisi olmaması gereklidir. Bu amaçla kullanılacak materyalde bulunması gereken özellikler:

- evre dokular ile uyumlu olmalı
- Korozyona dirençli olmalı
- Alerji yapmamalı
- Mekanik yüklere karşı dayanıklı olmalı
- Steril kalabilmeli

- Kolay üretilebilmeli
- Ekonomik olmalı
- Homojen olmalıdır (45).

İmplantların yapımında birçok biyolojik uyumlu materyal kullanılabilir. Daha çok metal ve metal alaşımları üzerine yoğunlaşmıştır. Ancak seramik ve karbon, polimer ve kompozitlerle ilgili çalışmalarda yapılmaktadır (46-48). En çok kullanılan implant materyali ise titanyum ve alaşımlarıdır.

Titanyum, canlı dokulara ve kemiğe yapışma özelliğine sahip reaktif bir materyaldir. Ticari olarak saf titanyum, çok iyi biyokompatibiliteye ve mekanik özelliklere sahiptir. Hava, su ya da herhangi bir elektrolitle temas ettiğinde yüzeyinde spontan olarak oksit tabakası oluşur. Bu tabaka bioinert bir tabakadır. Üzerindeki oksit tabakasının kalınlığı yaklaşık olarak 4 nanometre kadardır. Oksijen iyonları metale doğru geç eder ve titanyumla reaksiyona girer. Metal oksitlendiğinde ya da korozyona uğradığında oksijen anyonları ve metal katyonları geç eder (49). Bränemark ve arkadaşları 1960 yılında yaptıkları çalışmada ticari olarak saf titanyum implantların çene kemiğine başarılı bir şekilde tutunabileceğini bildirmişler ve kemik ile implant arasındaki ilişkinin 'osseointegrasyon' olduğunu belirtmişlerdir (14, 50).

Titanyum implantlar; biyolojik olarak uyumlu, kemiğe yakın esnekliği, hafif, antibakteriyel ve korozyona karşı yüksek direnç özellikleri nedenleriyle en uygun implant materyali olarak bildirilmiştir (50).

Ancak bazı üretici firmalar, saf titanyumdaki kuvvet sorunu nedeniyle implantların kuvvete direncini artırmak için titanyum alaşımlar kullanmışlardır (51).

### **2.2.3.2. İmplant Tasarımı**

Dental implantların başarısında; implantın gövdesinin şekli, çapı, uzunluğu ve yüzey özellikleri önemli role sahiptir. Bu sebeple implant tasarımı üzerine çok sayıda çalışma yapılmıştır (52) (53).

Yiv aralığı ve geometrisi, heliks açısı, yiv derinliği ve genişliği gibi implant tasarım özellikleri implant stabilitesini etkilemektedir (54). İmplantın "yivli" tasarımı fonksiyon sırasında mikro hareketliliği en aza indirmektedir. Ayrıca konik implant tasarımları düz silindirik implantlara kıyasla daha yüksek stabilite göstermektedir (55).

Birçok araştırmacı, kaçınılmaz olan krestal alveoler kemik rezorpsiyonunun, kemik - implant temas alanını artırma yoluyla giderek azaltılabileceğini bildirmişlerdir.

Okluzal yüklerin destek dokulara ilettiği streslerde, implantın boy ve çap özellikleri anahtar faktörler olarak kabul edilmektedir (56, 57). İmplant çapının 0,5 mm artması, yüzey alanını %10-15 arttırmaktadır. Kemiğe iletilen stres açısından değerlendirildiğinde implantın çapı uzunluğundan daha önemli konuma geçmiştir (58) (59). Ayrıca, Chun ve ark. (60) yaptıkları iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında maksimum etkin stresin implant uzunluğundaki artışla azaldığını fakat implant uzunluğunun 10 mm'yi geçtiği durumda stresteki azalmanın önemsiz derecelerde olduğunu göstermişlerdir.

Kemik kalitesi açısından D1'den D4'e geçtikçe kemik gücü ve esnekliği değiştiği için farklı kemik densitesinde farklı implant tasarımlarının kullanılması önerilmektedir. D4 tip kemikte tutuculuğun daha fazla olduğu bir implant tasarımı (agresif yivler) gerekirken, D1 tip kemikte kolay cerrahi yerleştirmeye olanak verecek bir implant tasarımı gerekmektedir. Klasik V şeklindeki (kök formundaki) implantın yüzey alanı, silindir implanttan %30 daha fazladır. Yiv sayısı ve derinliği arttıkça fonksiyonel yüzey alanı ve implantın tutuculuğu artar. Bu sebeple, D4 kemikte yeterli tutuculuğu sağlayabilmek için, daha fazla ve derin yivler içeren implant tasarımlarının tercih edilmesi gerekmektedir (61) (62).

### **2.2.3.3. İmplantların Yüzey Özellikleri**

İmplant ile kemiğin rijit bağlantısında implant tasarımı ve geometrisi makro retansiyona katkıda bulunurken, yüzey özellikleri de mikro retansiyona etki eder. Yüzey özellikleri kemik dokusunun osseointegrasyona yanıtını değiştirmektedir.

İmplant yüzeyleri genel olarak parlak (düz) ya da pürüzlü olarak üretilmektedir. Yüzey pürüzlendirmesi yüzey alanını artırarak retansiyona pozitif katkı sağlar. Ayrıca yüzeyin pürüzlü oluşu osteoblastların yüzeye tutunmasını kolaylaştırarak osseointegrasyonu hızlandırır (63).

İmplant yüzeyleri; titanyum plazma spreylü kaplı yüzeyler (TPS), kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyler, sandblasted (kumlanmış) yüzeyler, acid-etched (asitlenmiş) yüzeyler, SLA (sandblasted large grid acid etched) yüzeyler, hidroksiapatit kaplı yüzeyler, TiO<sub>2</sub> grid-blasted yüzeyler, electro-polished (okside edilmiş) yüzeyler, makinayla hazırlanmış (machined) yüzeyler olarak gruplandırılabilir. Pürüzlü yüzey elde etmek için kullanılan yöntemler arasında asitleme/kumlama ile hidroksiapatit kaplama teknikleri diğerlerine göre daha başarılı sonuçlar göstermektedir (64).



Pürüzlü implant yüzeyleri mekanik fiksasyon sağlarken, kemik-implant temas yüzeyini arttırarak primer stabiliteye destek olmaktadır (65). Ayrıca, yüzey topografyası ve pürüzlülük uygun hücrel yanıtı teşvik ederek iyileşme süreçlerini olumlu etkileyen faktörlerdir (66) (67).

Farklı implant yüzeyleri dental implantların başarısını etkilemektedir. Fakat bu etkinin büyüklüğü ve klinik önemi halen araştırılmaktadır (68).

#### **2.2.3.4. İmplant Yükleme Zamanları ve Koşulları**

Günümüzde, implantların yüklemesi temel olarak 3 şekilde sınıflandırılmaktadır:

##### **- Geç (Klasik) Yükleme Protokolü**

Dental implant uygulamalarında başarının temel koşullarından birisi de osseointegrasyonun ya da fonksiyonel ankilozun sağlanmasıdır. İmplant uygulamalarını takiben konvansiyonel çalışmalarda yaklaşık 3-6 ay kadar kemik - implant kaynaşmasının sağlanması amacıyla cerrahi alana dokunulmaz. Burada amaç iyileşme süresince fonksiyonel kuvvetlerin yaratacağı mikro hareketlerin implant-kemik temasına engel olarak ara yüzde fibröz doku oluşmasına neden olmasını yani klinik başarısızlığı engellemektir (69). Bu yöntem, yükleme öncesi implant-kemik iyileşmesine yeterince izin vermesi sebebiyle sekonder stabiliteyi arttırmanın bilinen ve denenmiş en güvenli yolu olarak kabul edilir (70).

Ancak bu 2 aşamalı cerrahi protokolü uygulandığında bazı problemler ortaya çıkmaktadır. Bunlar; osseointegrasyon süreci boyunca (3-6 ay) geçici hareketli protez kullanma zorunluluğu, çiğneme zorluk çekilmesi, ağrı, protezin gevşek olması ve implantları açığa çıkarmak için ek bir cerrahi müdahaleye gerek olmasıdır (71).

##### **- İmmediat (Derhal) Yükleme Protokolü**

İmmediat yükleme, implantların yerleştirilmesinden itibaren 2 gün içerisinde yüklenmesi esasına dayanır. İmmediat yüklemeye yönelik ilk çalışma, Ledermann (72)'in (1979) mandibuler overdenture'ları stabilize etmek amacıyla TPS yüzeyli vida şeklindeki implantları immediat olarak yüklemesiyle yapılmıştır. Çalışmanın protokolü, bikortikal ankraji sağlayacak 3-4 implantı mandibulanın anterior bölgesine yerleştirilmesi şeklindeydi. İmplantlar aynı gün splintlenerek yüklenmiş ve çalışma sonunda yüksek başarı elde edilmiştir.

İmmediat yükleme protokolünün etkinliğini inceleyen bazı araştırmacılar ise, bu protokolün çenenin kemik kalitesinin ve implantların primer stabiliteilerinin uygun olduğu durumlarda gerçekçi bir yaklaşım olabileceğini bildirmişlerdir (73).

Günümüzde, özellikle tek diş restorasyonlarında immediat yüklemenin başarılı bir prosedür olabileceği desteklenmekte olup, taze çekim soketine yerleştirilen implantların immediat yüklemesinin başarısından bile söz edilmektedir (74).

#### **- Erken Yükleme Protokolü**

Attard ve Zarb (72), 2005 yılında yayımlamış oldukları literatür taramasında, hemen yüklemeyi implantın yerleştirilmesinden sonraki ilk 2 gün içerisinde geçici bir protezle yükleme olarak tanımlarken erken yüklemeyi 2 gün-3 ay aralığındaki bir sürede geçici bir protezle yükleme olarak tanımlamıştır.

Ancak çalışmalar incelendiğinde, implant üstü overdenture tarzı protezlerde, karşımıza farklı kavramların çıktığı görülmektedir. İmplant cerrahisini takiben yapılan yüklemelerin hepsi erken dönemde olmakla beraber, değişik isimler alırlar. Bunlar:

**Erken Progresif Yükleme:** Bu protokol, implantların yerleştirmesini takiben overdenture tarzı hazırlanan protezlerin 1-2 hafta süresince hastalara kullanılmamasını veya kullanılırsalar bile, implantlar üzerine hiçbir kuvvet gelmeyecek tarzda içlerinin boşaltılmasını önerir. Erken progresif yükleme protokolünde, implant dayanaklarının ve tutucu parçaların (topuz şeklinde ya da bar tutucular) dahil olduğu kalıcı protezlerin yapımı 3-4. ayda gerçekleşir (72).

**Erken Fonksiyonel Yükleme:** Bu protokol, ilk 2 haftalık dönem için erken progresif yükleme ile benzerlik göstermektedir. Erken fonksiyonel yüklemenin farkı ise; implant dayanaklarının ve tutucu parçaların 3. haftada yerleştirilmesidir (72).

**İmmediat-Erken Yükleme:** İmmediat-Erken yükleme protokolü, dental implantlarda cerrahi ile aynı gün yapılan immediat yüklemeden ayrılmaktadır. Bu protokol, cerrahi işlemi takiben yaklaşık 5. günde, hazırlanan overdenture tarzı protezlere tutucular yerleştirilerek implantların yüklenmesini esas alır (72).

#### **2.2.3.5. Kemik Kalite ve Kantitesi**

Kaybedilen dişlerin yerine dental implantların yerleştirilmesi dişsiz alanlardaki kemiğin kalite ve kantitesine bağlıdır (75).

Dişsiz alandaki kemiğin kalitesi; implant seçiminde, tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik üst yapının yüklenmesi aşamasında

belirleyici bir faktördür. Dental implantlarda osseointegrasyonun oluşabilmesi için implantı çevreleyen kemiğin yeterli yükseklik ve genişlikte olması yeterli değil, aynı zamanda yeterli kemik kalitesi de gereklidir (76).

Günümüzde en çok kabul gören 2 kemik sınıflandırması vardır. Bunlardan biri Lekholm ve Zarb sınıflandırması diğeri ise Misch sınıflandırmasıdır.

Lekholm ve Zarb (2); radyografik görünümüne ve freze ederken ki direncine göre kemik kalitesini sınıflandırmıştır. Buna göre:

- Tip I kemik: Kalın kompakt kemik ve az miktarda spongioz kemikten oluşur. Atrofiye uğramış ve dişsiz alt çene ön bölgede görülür.
- Tip II kemik: Kalın kompakt kemikle çevrili içte yoğun spongioz kemikten oluşur. Alt çene ön ve arka dişler bölgesi ile üst çene palatinal bölgede görülür.
- Tip III kemik: İnce kompakt kemikle çevrili düşük yoğunlukta spongioz kemikten oluşur. Üst çene ön ve arka dişler bölgesinde görülür.
- Tip IV kemik: İnce kompakt kemik ve çok boşluklu spongioz kemikten oluşur. Üst çene arka dişler bölgesinde görülür.

Misch (75) sınıflandırması ise;

D 1 kemik: : Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dişsiz anterior mandibulada bulunur

D 2 kemik: Kret tepesinde kalın ve pöröz kortikal kemik ve altında kalın dokulu spongioz kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksilla ve nadiren posterior maksillada görülür

D 3 kemik: Kret tepesinde ince pöröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongioz kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D 4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemiğin tamamı ince spongioz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur

D 5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemik

Kemiğin niteliğindeki bu farklılıklar, üst ve alt çene anatomisindeki farklı bölgelerle ilişkilendirilebilir. Mandibula genellikle maxillaya göre daha kortikal bir kemik yapısına sahip olup, her iki çenede de posteriora gidildikçe kortikal kalınlık incilir, trabeküler pörözite artar. Çenelerde, ince korteks ve düşük densiteli trabekülasyon içeren zayıf kemiğe (tip 4 kemik) yerleştirilen implantların başarısızlık oranı diğer tiplerdeki kemiklere yerleştirilen implantlara göre daha fazladır. Bu düşük

densiteli kemiğe ise, genellikle posterior maxillada rastlanılmaktadır. Klinik raporlarda, maxilla ile karşılaştırıldığında mandibulada implant sağkalım oranlarının yüksek olduğu, özellikle de mandibula anterior bölgenin iyi hacim ve densiteye sahip olduğu gösterilmiştir (77).

### **2.2.3.6 Cerrahi Teknik**

Cerrahinin başarısı için önemli olan nokta alveolar kemiğin yasayan bir doku olduğunu unutmamak ve kemiğin beslenmesini ve yenilenmesini olumsuz etkilemeyecek şekilde işlem yapmaya özen göstermektir.

Cerrahi tekniğin osseointegrasyonun sağlanmasında önemli rolü vardır. Cerrahi işlem sırasında kemikte aşırı stres ve ısı oluşturulmamalı ve travmatik işlemlerden kaçınılmalıdır. İşlem sırasında oluşacak aşırı stres kemik rezorbsiyonuna neden olarak osseointegrasyon oluşumunu önler.

Kemikte yuva açılırken dikkat edilmesi gereken en önemli konu ise frez ile kemik arasında oluşan sürtünme ısısıdır (78).

Eriksson ve Albrektsson (79)'un yaptıkları bir çalışmada, kemik dokuya 1 dakika boyunca 47<sup>0</sup>C ısı uygulandığında osteojenik hücrelerin öldüğü ve başarılı bir iyileşme olmadığı rapor edilmiştir. Kemikte oluşan yüksek sıcaklıkla, hidroksiapatit minerallerinin kafes yapısında dislokasyon ve mikroskobik denatürasyon tespit edilmiştir.

İmplant bölgesinde frezleme yaparken ısı oluşumu çeşitli faktörlerden etkilenir. Bunlar; cerrahın frezleme esnasında uyguladığı kuvvete, tecrübesine, frezleme hızına, frezleme zamanına, üretici firmanın frez materyelinde kullandığı materyellere, irrigasyon ve implant sistemlerine, kullanılan frezin tasarımı ve keskinliğine, implant bölgesinin kemik kalitesine, frezleme derinliğine ve hastaya bağlı faktörlerdir (8).

#### **2.2.3.6.1 Frezleme işleminde uygulanan kuvvet**

Kemik ısısı üzerine olan oral cerrahideki çalışmalar, kemik üzerinde yapılan frezleme işlemlerinde uygulanan kuvvet ile direkt bir bağlantı olduğunu ortaya çıkarmıştır (80).

Abouzgia ve James (81) 48000 devir/dk sabit hız kullanarak sığır femuru kortikal kemiğinde 1.5 newton (N) ve 9 N arasında değişen kuvvetlerin kemik üzerinde oluşturduğu ısıyı değerlendirmişler ve 4 N a kadar ısı artarken 4 N'dan daha yüksek kuvvetlerde daha az ısı oluştuğunu bulmuşlardır.

Benzer bir çalışmada Brisman (82) 1.2 kilogram (kg) ve 2.4 kg arasındaki kuvvetleri değerlendirerek kuvvet arttıkça ısı oluşumunun azaldığını söylemiştir.

Matthews ve Hirsch (83) uygulanan kuvvetlerin 20 N'dan 118 N'a arttırıldığında kemikte oluşan kortikal ısının azaldığını belirterek bunun nedeninin ısı oluşumu süresinin 35 saniyeden 0 saniyeye yakın bir zamana düşmesi olarak göstermişlerdir (83) (80).

Hobkirk and Rusiniak, ortalama frezleme kuvvetinin 1.2 kg olması gerektiğini savunmuşlar ancak kemikte oluşan ısıyla ilgili araştırma yapmamışlardır (84).

### **2.2.3.6.2 İrrigasyon**

Preperasyon sırasında oluşan kemik ısısını düşürmek için en çok odaklanılan fikirlerden biri de irrigasyon teknikleri üzerindedir.

Bol miktarda serum fizyolojikle yapılan internal ve/veya external irrigasyonun etkili bir soğutma biçimi olduğu gösterilmiştir. External irrigasyon genellikle yüzeysel kemik dokusundaki işlemlerde tavsiye edilirken, kortikal yoğunluğun fazla olduğu kemik tiplerinde derin frezlemenin yapılacağı işlemlerde internal irrigasyonun daha iyi soğutma yaptığı görüşü hâkimdir (84).

İnternal irrigasyon yöntemiyle yapılan frezleme, Kirschner ve Meyer (84) tarafından 1975 yılında implant diş hekimliğine getirilmiştir. İrrigasyon sıvısı frez ucundan boşaltıldığından, bu frezlerin soğutma ve durulama etkisinin external irrigasyon yöntemiyle yapılan frezlemeden daha iyi olacağı hipotezi ile Kirchner ve Meyer 1300 ve 2000 rpm (dakikadaki devir sayısı) frezleme hızlarında internal irrigasyon ile hiçbir irrigasyon kullanmadan yapılan frezlemeyle karşılaştırdılar. Farklı dönme hızları arasında ısı oluşumunda bir farklılık olmasa da, internal irrigasyon grubunun kemikte ürettiği ortalama ısı değeri 25-30°C iken, hiçbir irrigasyon kullanılmayan grubun ortalama ısı değeri 103°C olduğu bildirildi.

Lavelle ve Wedgwood (85), internal, external irrigasyon yöntemlerini ve irrigasyon olmadan yapılan işlemleri karşılaştırmışlar ve irrigasyonun olmadığı tüm vakalarda yüksek ısı oluştuğu, internal irrigasyon yöntemi ile daha başarılı sonuçlar aldıklarını söylemişlerdir.

Benington ve ark. (86) ise sabit kuvvet ve hız altında yaptıkları ısı ölçüm çalışmalarında iç ve dış soğutma yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını, bu nedenle daha pahalı donanım gerektiren iç soğutmalı frez sistemlerini kullanmanın gereksiz olduğunu söylemişlerdir.

Şener ve arkadaşlarının (87) 2009 yılında yaptıkları çalışmalarında soğutulmuş serum fizyolojik kullanılmasının kemik ısısını düşürdüğünü ancak oda ısısında kullanılan serum fizyolojik ile yapılan irrigasyonun implant cerrahisi için yeterli olduğunu belirtmişlerdir.

#### **2.2.3.6.3 Frez tasarımı**

Dental implant cerrahisi ile ilgili, cerraha ve uygulanan yöntemlere bağlı olan faktörlerden başka kullanılan malzemeye yönelik özelliklerin de önemi aşikârdır. Oluşan ısı preparasyon sırasında kullanılan malzemedan de etkilenmektedir. Frez tasarımları, genellikle implantların tasarımlarıyla aynı olup iyi bir primer stabilizasyon kazanımı için firmalara göre çeşitlilik göstermektedir.

Chacon ve arkadaşlarının (88) yaptıkları bir çalışmada, 3 farklı tasarıma sahip dental frezleme sisteminin ısı oluşumu üzerine olan etkilerini inceleyerek frez geometrisinin önemli role sahip olduğunu göstermişlerdir.

Cordioli ve Majzoub (89)'un yaptıkları bir çalışmada, frez kalınlığı ve frez geometrisinin kemik cerrahisi sırasında oluşan ısı ile direkt ilişkili olduğunu söylemişlerdir.

Scarano ve arkadaşlarının (90) bir çalışmasında ise, frezlerin şeklinin preparasyon soketinin apikalindeki kemik dokusunun ısınmasına etkileri değerlendirilmiştir. Sonuçlara göre, silindir şekilli frezlerin, konik şekilli frezlere göre kemik dokuda daha çok ısınmaya neden olduğu bildirilmiştir.

#### **2.2.3.6.4 Kemik kalitesi**

İmplant kavitesinin başarıyla hazırlanması cerrahi frezleme sırasında kemikte aşırı ısı oluşumunun önlenmesine bağlıdır (21). Isı oluşumları ise, osteotominin anatomik lokalizasyonuna göre değişir (8, 20). Kortikal kemik yoğun ve az su içerdiğinden termo-iletkenlik oranı kemik iliğinden nispeten daha yüksek ve hızlı ısı iletimine sahiptir. Spongiyöz kemikse örgü yapıda olup, su ve lipid içerir, böylece spongiyöz kemiğin silindir duvarında oluşan sürtünme ısısının çevreye yayılma ihtimali daha azdır.

Araştırmacılar, tip 1 kemik kalitesindeki kemiğe uygulanan implantların daha yüksek başarısızlık oranları olduğunu bildirmiş ve bunun sorumlusu olarak frezlerin yoğun kortikal kemik ile sürtünmesinden kaynaklanan ısı oluşumunu işaret etmişlerdir.

#### **2.2.3.6.5 Frez ucu keskinliği**

Frez ucu keskinliği sürtünme ısısını düşürmek için önemli bir parametre olup, frez ucu keskinliği, frezin kullanılma sayısıyla, kullanırken ki uygulanan basıncıyla,

sterilizasyon tekniğiyle, kullanıldıkları kemiğin densitesiyle, materyal içeriği ve frezin yüzey geometrisiyle ilişkilidir (8).

Yapılan araştırmalar doğrultusunda, yaklaşık 300 implant soketinde kullanılan frezlerin deforme olmaya başladığı, 600 sokette kullanımından sonra keskinliğinin minimuma inip kemikte aşırı ısınmaya sebebiyet verdiği gözlemlenmiştir (91).

#### **2.2.3.6.6 Frezleme hızı**

Frezleme hızı, implant cerrahisi sırasında kemikteki ısı oluşumunu etkileyen önemli faktörlerden biridir.

Aşırı frezleme hızının yeterli irrigasyonu engellemesi ve sonrasında termal osteonekroza neden olabilecek ısı üretimine yol açtığı bildirilmiştir. Buna karşılık, bazı çalışmalarda da düşük devirli frezlemeyle çalışmanın yüksek devirli frezlemeye göre; cerrahin daha uzun süreli frezleme yapması ve frezleme sırasında daha fazla kuvvet uygulama eğilimi göstermesi nedeniyle kemik dokuda daha fazla ısı oluşumuna neden olabileceği görüşü hâkimdir. Ayrıca düşük devirde frezleme potansiyel olarak çalışma sahasındaki titreşimi arttırarak kemik dokuda fazladan preparasyon yapılmasına neden olabilir (92).

Frezleme hızının implant cerrahisi sırasında açığa çıkan etkilerini inceleyen çalışmaların birinde Sharawy ve ark. (93) 4 farklı implant sisteminde 3 farklı hız ( 1225, 1667 ve 2500 devir/dk) kullanarak yaptıkları bir çalışmada, tüm implant sistemlerinde yüksek hızla çalışmanın daha az sürtünme ısısı oluşturduğunu söylemişlerdir. Benzer bir çalışmada Iyer ve ark. (7) 2000, 30000 ve 400000 devir/dk parametrelerini kullanarak yine yüksek hız ile yapılan preparasyonlarda daha az sürtünme ısısı oluştuğunu belirtmişlerdir.

Dental implantoloji ve cerrahi teknikleri sürekli güncellenmektedir. Birçok implant sisteminde, kemikteki ısınmayı engellemek için genellikle 600 rpm'den 1500 rpm'e kadar standart frezleme hızı ve bol irrigasyon önerilir.

Son zamanlarda, konvansiyonel prosedürlere alternatif olarak düşük devirde(50 rpm) irrigasyonsuz frezlemeyle implant cerrahisinde yeni bir konsept önerilmiştir. Bu teknik, otojen kemik toplama da dâhil olmak üzere bazı avantajlar sağlar.

Düşük devirli frezleme sırasında toplanan kemiğin, kemik tutucu ve kemik toplayıcı gibi diğer yöntemlerle toplanan kemiklere göre manipülasyonunun daha kolay olduğu bildirilmiştir. Bu yöntemde irrigasyon kullanılmadığı için toplanan otojen kemiğin tükürükle kontaminasyonu da engellenmiş olur. Ayrıca, düşük hızda frezlemeyle daha kontrollü bir osteotomi mümkün hale gelir (94).

Kim ve arkadaşlarının (95) yaptığı bir hayvan çalışmasında; düşük devirli bir sistem (50 rpm) ve geleneksel frezleme sisteminin (1200 rpm) sıcaklık değişimleri kızılötesi termografi kullanılarak karşılaştırılmıştı. Bu çalışmaya göre, gruplar arası anlamlı fark bulunmayıp, 50 rpm devirli irrigasyonsuz çalışmanın kemik ısısında fazla artışa neden olmadığı bildirilmiştir. Giro ve arkadaşlarının (96) yaptığı bir hayvan çalışmasında ise; 50rpm devirli irrigasyonsuz osteotomiyle 900 rpm devirli irrigasyonlu osteotominin implant integrasyonuna etkisi araştırıldı. Bu çalışmada, her iki tekniğin benzer sonuçlar verdiği ve implant integrasyonunu etkilemediği sonucuna varılmıştır. Ji-Hyeon Oh ve arkadaşlarının (97) yaptığı bir laboratuvar çalışmasında, DDİF'nin yine kemik dokuda aşırı ısınmaya neden olmadığı bildirilmiştir.

#### **2.2.4. İmplant Stabilitesi**

Kemik içine yerleştirilen implantların stabilitesi, cerrahi sonrası iyileşmeyi takiben kemik formasyonunun sağlanması için ve implant - doku ara yüzünde okluzal yüklerin optimal stresle dağılımına izin vermesi için gereklidir. İmplant cerrahisi sırasında ki stabilite primer stabilite, fonksiyon sırasında ki ise sekonder stabilite olarak adlandırılır.

##### **2.2.4.1. Primer İmplant Stabilitesi**

Primer stabilite, lokal kemik kalite ve kantitesi, implantın geometrisi ve kullanılan cerrahi tekniğin bir fonksiyonudur. Yani implantın ilk yerleştirildiği andaki stabilizasyondur. Eğer implant yerleştirildiğinde yeteri kadar stabil değilse, mikro hareket oluşur. İmplantın yerleşimini takiben mikroharekete izin verildiğinde normal iyileşme süreci bozulabilir. İmplant - kemik ara yüzünde fibröz konnektif doku kapsülü oluşabilir. Bu fibröz konnektif doku, implantın mobilitesine ve sonuç olarak da kaybına neden olabilir (98).

##### **2.2.4.2 Sekonder İmplant Stabilitesi**

Sekonder stabilite, implantın iyileşme sürecinde, asıl implant-kemik bağlantısını tarif eder ve implant etrafındaki kemikte iyileşmenin tamamlanması ve remodeling sonucunda oluşan esas stabiledir. Dokunun iyileşme ve olgunlaşma döneminde kemik-implant bağlantısında meydana gelen değişiklikler, sekonder implant stabilitesinin derecesi ile belirlenebilir (99).



## **2.2.5. İmplant Stabilitesi ve Osseointegrasyonun Değerlendirilmesi**

### **2.2.5.1. Histoloji ve histomorfometri**

Histolojik ve histomorfometrik tekniklerden, implant-doku arayüzünün doğasını araştırmak için faydaniılmaktadır (100). Histomorfometri, implantları içeren kesitlerdeki kemik kontak alanı ve kemik kontağının oranını tespit etmek için kantitatif bir metod olarak yaygın olarak kullanılmaktadır. Ölçülen tipik parametreler; kemik kontak alanı ve yivler arasındaki kemik alanlarını içermektedir. Ayrıca osteositlerin sayısı da hesaplanabilir. Transmisyon elektron mikroskobu için kesilen dekalsifiye örnekler üzerinde çalışmalar yapılmış ve bu çalışmalar sonucunda implant yüzeyine yakın bölgede düzenli kollajen yapının varlığı tespit edilmiştir. Bununla beraber, bu teknikle ilgili zorluk, implant doku ara yüzeyinin tam olarak belirlenememesidir (101).

### **2.2.5.2. Yerleştirme Torku**

Dental implantların yerleştirme torkunun ölçümü, kemik kalitesi ve implant stabilitesinin belirlenmesi için potansiyel uygulamalardan biridir. Bu teknik, dental implant cerrahisi sırasında kemikte implant yerleştirilecek yuvanın hazırlanmasını takiben, implantın yerleştirilmesi sırasında ortaya çıkan torkun ölçülmesi prensibine dayanır (102).

Bu yöntem ile cerrahi esnasında bölgesel kemiğin kalitesi hakkında bilgi edinilip, ortalama iyileşme süresinin tahmini yapılabilir.

Aynı zamanda yerleştirme torku, implantların başlangıç stabilitesinin değerlendirmesinde basit ve güvenilir bir test metodu olduğu yapılan çalışmalarda görülmektedir. Bu çalışmalarda, artan tork değeri ile birlikte başlangıç stabilitesinin de artacağı bildirilmiştir (103).

### **2.2.5.3. Çekme (Pull Through) ve İtme (Push Through) Testleri**

Çekme ve itme testleri silindirik implantlar üzerinde yüzey düzensizliklerinin etkisini araştırmak için kullanılan testlerdir (104).

### **2.2.5.4. Periotest**

Periotest, implant yüzeyi ve kemik arasındaki stabiliteyi değerlendiren invaziv olmayan bir tanı yöntemidir (105) (106) (107).

### **2.2.5.5. Perküsyon Testi**

Perküsyon testi, klinisyenler tarafından osseointegrasyonu ölçmek için en çok kullanılan metottur. Bir sonda yardımıyla implantın üstüne hafif kuvvet uygulanarak yapılır. Osseointegrasyonun olması için iyi bir ses tonu alınmalıdır. Eğer düşük derecede bir ses duyulursa implantın osseointegre olmadığı anlamına gelir.

Perküsyon testi, implantın osseointegrasyonunu değerlendirmede yardımcı olabilir. Herkes tarafından farklı ton duyulması bu yöntemi subjektif hale getirdiğinden dolayı tek başına kullanılmamaktadır (108).

### **2.2.5.6. Rezonans Frekans Analizi (RFA)**

RFA, Meredith ve arkadaşlarının implantın stabilitesini ölçmek için geliştirdikleri elektronik, invaziv olmayan objektif bir yöntemdir (109) (110) (111) (112).

### **2.2.5.7. Radyografik Testler**

İmplant çevresindeki marjinal kemiğin radyografik incelemeleri ve implant mobilitesinin ölçülmesi, klinik osseointegrasyon ölçümünde kullanılan en güvenilir yöntemlerdendir. Radyografi, elverişliliği nedeniyle osseointegrasyon ölçümünde sıklıkla kullanılır (113) (114). Ancak radyografiler üç boyutlu bir yapının iki boyutlu anlamlandırılması olduğundan yanlış bir güvenlik hissi verebilir, çünkü bukkal açılma gibi kemikle ilgili birçok defekt bütünüyle görselleştirilememektedir (39).

Klinik olarak stabil implant, implant yüzeyinde sıkı kontaklı normal kemiğin radyografik görünümüyle ilişkilidir. Strid 1985'te (39), iyileşme döneminde ve sonrasında yüklenme zamanında marjinal kemikte kayıplar olduğunu rapor etmiştir. Sağlıklı bir implantı çevreleyen dokularda bu kemik kaybı, fizyolojik remodeling ve implant yoluyla uygulanan yüke kemiğin reaksiyonunun bir sonucu olarak oluşmaktadır. Marjinal kemikteki toplam kayıp; Branemark implant sisteminde implant yerleşiminden itibaren yüklenme dönemindeki 1 yıllık döneme kadar yaklaşık 1.2 mm'dir. Bu genellikle implantın 1 inci yivi seviyesine gelmektedir. Takip periyodunda da ortalama yıllık kemik kaybının 0.1 mm olduğunu rapor etmiştir (115). Yine benzeri bir çalışmada Lekholm ve ark. 1996'da (116), parsiyel dişli hastalar için yerleştirilen implantların başarı oranını % 93.3 olarak rapor etmiştir. Ortalama marjinal kemik rezorbsiyonunu ise 5 yıllık izleme periyodunda 0.6 mm olarak bulunmuştur. Strid 1985'de (39), düzensiz stres dağılımı veya aşırı yüklenme nedeniyle implantın kendisinin veya komponentlerinin mekanik başarısızlıkları olan vakalarda, yıllık yaklaşık 3 mm olan anormal ve yüksek olarak ifade edilebilecek marjinal kemik kaybını rapor etmiştir.

Bu gibi faktörler nedeniyle meydana gelen aşırı marjinal kemik kaybı, erken ve genel bir inceleme yapılması gerektiğini ifade eder. Burada da belirtildiği gibi implantların prognozu açısından önemli olan marjinal kemik kaybı ve radyolüensilerin değerlendirilmesinde radyografların kullanımı kolay ve tekrarlanabilir bir yöntemdir.

Dental implantlardaki kemik kaybını değerlendirmek için en çok kullanılan radyografi tekniği ise periapikal paralel tekniktir (117) (118) (119) (120).

Paralel teknik ya da diğer bir deyişle doğru açı veya uzun kon tekniği, dişin uzun aksına paralel yerleştirilen, dişle filmin doğru açı oluşturduğu bir tekniktir. Film, diş ve merkezi ışının oryantasyonu geometrik sapmaları önler. Geometrik sapmaları önlemek için belli bir uzaklıkta yerleştirilmelidir (121) (122) (123) (124) (125). Paralel teknikte kullanılan röntgen tüpleri uzundur. İmplantla film arasındaki mesafe, bu teknikte daha fazla olduğu için görüntünün genişlemesini önlemek amacıyla uzun tüp kullanılır. Böylece implanta merkezi ışınlar gelir ve eğik ışınlar ulaşamaz (118) (126) (106) (119) (123) (125) (124).

Bu çalışmada; implant yuvasının preparasyonunda DDİF'nin, kemik kaybı miktarına, başarısız implant sayısına, yerleştirme tork değerine ve işlem süresine etkileri SF ile karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Bu kontrollü klinik çalışmayla birlikte; DDİF'nin, kemik dokudaki implantların osseointegrasyonunu bozacak ısınmaya neden olmayacağı ve otojen greft toplamada yararlı olacağı düşüncesindeyiz.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışmaya İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Ana Bilim Dalına başvuran, herhangi bir sistemik rahatsızlığı olmayan 23 hasta dâhil edildi.

Kısmen veya tam dişsiz olan 23 hastaya toplam 74 dental implant (36 adet maksillaya, 38 adet mandibulaya) uygulandı. Tablo 3.1’ de katılımcılara ait demografik veriler gösterildi. Uygulanacak olan dental implant cerrahisi ve operasyon yöntemleri ile ilgili olarak Malatya Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan 2017/71 protokol no’ lu izin doğrultusunda hastaların onayı ile çalışmaya başlandı.

**Tablo 3.1.** Hastaların demografik özellikleri ve gruplar arası implant dağılımları

	<b>DDİF</b>	<b>SF</b>
<b>Hasta sayısı</b>	<b>15</b>	<b>14</b>
<b>İmplant sayısı (n)</b>	<b>44</b>	<b>30</b>
<b>Yaş (Yıl)</b>	<b>49,3</b>	<b>43,8</b>
<b>Cinsiyet</b>		
<b>Kadın</b>	<b>7</b>	<b>7</b>
<b>Erkek</b>	<b>8</b>	<b>7</b>

#### 3.1. Hasta Seçim Kriterleri

##### Çalışmaya dahil edilme kriterleri;

- 18 yaşından büyük olan,
- En az bir diş eksikliği olan,
- Alveoler kret kalınlığı 5 mm’den fazla olan,
- Sistemik olarak sağlıklı olan gönüllüler çalışmaya dâhil edildi.

##### Çalışma dışı bırakılma kriterleri;

- Non-steroid antiinflamatuar ilaç alerjisi bulunan,
- İmplant tedavisi döneminde periodontitis hikayesi bulunan,
- Kemoterapi ve/veya radyoterapi almış olan,
- Sigara kullanan,

- Gebelik şüphesi ve hamileliği bulunan,
- Oral mukozada etkileri olan hastalıkları bulunan,
- Cerrahi komplikasyona neden olabilecek sistemik hastalık ve ilaç kullanımı bulunan,
- Operasyon bölgesinde diş çekimi yaptıran ve diş çekiminin gerçekleştirildiği tarihten itibaren en az 4 ay geçmemiş olan,
- Ameliyat sonrası kontrollere gelmeyen hastalar çalışma dışı bırakıldı.

### **3.2. Çalışmanın tasarımı**

Bu çalışma randomize, kontrollü, klinik çalışma olarak tasarlandı. Çalışma ve kontrol grubu olmak üzere 2 grup oluşturuldu.

Çalışma grubunda: İmplant yuvası oluşturulurken; 50 rpm devirde irrigasyonsuz frezleme (DDİF) yapıldı. (n=44)

Kontrol grubunda: İmplant yuvası oluşturulurken; 600 rpm devirde serum fizyolojikle irrigasyonlu (SF) frezleme yapıldı. (n=30)

Çalışmada; her quadranta en fazla 1 implant yerleştirildi. Ancak, aynı hastanın başka quadrantlarına yerleştirmek kaydıyla farklı gruplardaki implantlar yerleştirilebildi. İmplantların hem mesialine hem de distaline başka implant yapılmadı.

### **3.3. Örneklem Sayısının Belirlenmesi**

Bu konuyla ilgili daha önce yapılmış bir çalışma bulunmadığından preliminary olarak değerlendirdiğimiz hastalardaki ölçümlerimizde gruplar arasındaki ortalama marjinal kemik seviyesi farkının 0,5 mm, standart sapmanın da 0,5 mm olduğu bulundu. Bu veriler ışığında yapılan Power analizi  $\alpha= 0.05$ ,  $1-\beta$  (güç) = 0.80 olduğunda her grup için en az 13 implant olması gerektiği hesaplandı.

### **3.4. Cerrahi Öncesi Değerlendirme**

İmplant uygulaması öncesinde dişli hastaların tümüne başlangıç periodontal tedavisi; ultrasonik aletlerle diş yüzeylerinin temizliği(DYT), gerekli görülen durumlarda Gracey küretler kullanılarak kök yüzeyi düzleştirilmesi(KYD) uygulandı. Sonrasında her hastaya ağız bakımı eğitimi/motivasyonu verildi. İmplant planlamasından önce, uygun bir tedavi belirlemek amacıyla hastalardan ortopantografik ve periapikal röntgenler alındı.

Dişsiz alanların rekonstrüksiyonunun yapılabilir tedavi planlaması İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'yla yapılan konsültasyonlar sonucunda karar verildi.

### 3.5. Cerrahi Teknik

Cerrahi işlemler İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı'nda, ameliyathane ortamında, sterilizasyon ve dezenfeksiyon kurallarına uyularak yapıldı. Hastaların implant yerleştirilecek bölgeleri lokal anesteziyle (Maxicaine Fort; Artikain hidroklorür 80 mg (miligram) + epinefrin 0.020 mg/ampul) uyuşturuldu. Anestezi sağlandıktan sonra 15 numaralı bistüri (Broche Medikal bistüri ucu; karbon çelik) yardımı ile implant yapılacak alana uygun sulkuler ve krestal insizyonlar yapıldı. Daha sonra mukoperiostal flep periost elevatörü (Schwert Periost Elevatörü; Hu-freidy) yardımıyla kaldırılarak implant yuvasının hazırlanması aşamasına geçildi.



Şekil 3.1. Dental implant cerrahi seti

İmplant yuvasının hazırlanması için, başlangıç frezlemesi 600 rpm devirde irrigasyonlu olarak yapıldı. Daha sonra, çalışma grubunda 50 rpm devirde irrigasyonsuz, kontrol grubunda 600 rpm devirde irrigasyonlu frezleme yapılmak üzere 2 grup oluşturuldu. İrrigasyon için, serum fizyolojik kullanıldı.

İmplant yuvası hazırlandıktan sonra seçilen implant, taşıyıcı parça yardımıyla yuvaya yerleştirildi. Çalışmadaki tüm implantlar kemik seviyesinde ya da kemik seviyesinin 1mm altında konumlandırıldı. İki aşamalı cerrahi tercih edildiğinden kapatma vidaları yerleştirilerek, yara kenarları implant başlığını örtecek şekilde 4.0 propilen (Doğsan, İstanbul, Türkiye) süturlar ile primer olarak kapatıldı. Ayrıca, tüm bu

cerrahi işlemler çalışmanın standardizasyon amacıyla tek bir cerrah (A.E.) tarafından gerçekleştirildi.



Şekil 3.2. DDİF ile toplanan otojen greftin elde edilmesi

### 3.6. Yerleştirme Torkunun Değerlendirilmesi

İmplantların başlangıç stabilizasyonları, yerleştirme torkuyla değerlendirildi. Üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda, manüel olarak kalibre edilmiş tork göstergeli raşet yardımıyla yerleştirme torkları kaydedildi. Daha sonra elde edilen tork değerleri;

T1: 0-19 Ncm,

T2: 20-40 Ncm,

T3: 41-60 Ncm,

T4: >60 Ncm olmak üzere gruplandırıldı.

### 3.7. Kemik Kalitesinin Tespiti

İmplant yuvalarının hazırlanması sırasında kemiğin freze karşı gösterdiği dirence göre implantları yerleştiren cerrah tarafından Lekholm ve Zarb'ın 1985'te belirlediği sınıflama doğrultusunda, 1 ile 4 değerleri arasında değişen rakamlarla subjektif olarak kemik tipi tespit edildi.

Bu sınıflamaya göre;

- Tip I: Kalın kompakt kemik ve az miktarda spongioz kemikten oluşur. Atrofiye uğramış ve dişsiz alt çene ön bölgede görülür.
- Tip II: Kalın kompakt kemikle çevrili içte yoğun spongioz kemikten oluşur. Alt çene ön ve arka dişler bölgesi ile üst çene palatinal bölgede görülür.

- Tip III: İnce kompakt kemikle çevrili düşük yoğunlukta spongioz kemikten oluşur. Üst çene ön ve arka dişler bölgesinde görülür.
- Tip IV: İnce kompakt kemik ve çok boşluklu spongioz kemikten oluşur. Üst çene arka dişler bölgesinde görülür (2).

### **3.8. İşlem Süresinin Tespiti**

Ameliyat süresi ve toplam frezleme süresi(başlangıç frezi hariç) kronometreyle yardımcı bir asistan tarafından kaydedildi. Daha sonra ameliyat süreleri;

A1: 10 dakika(dk) altı,

A2: 10dk ve üzeri olmak üzere gruplandırıldı.

Frezleme süreleri ise;

F1: 0-25 saniye(sn),

F2: 25.1-40 sn,

F3: 40.1-50 sn,

F4: 50.1 sn ve üzere olarak gruplandırıldı.

### **3.9. Ameliyat sonrası bakım**

Cerrahi sonrasında hastalara implant uygulanan bölgeye 24 saat extraoral buz kompres uygulaması tavsiye edildi. Non steroid antiinflamatuvar - analjezik (ibuprofen 600 mg 2x1), antibiyotik (500 mg amoksisilin 3x1) ve klorheksidin gargara (3x1) bir hafta süre ile kullanılmak üzere reçete edildi.

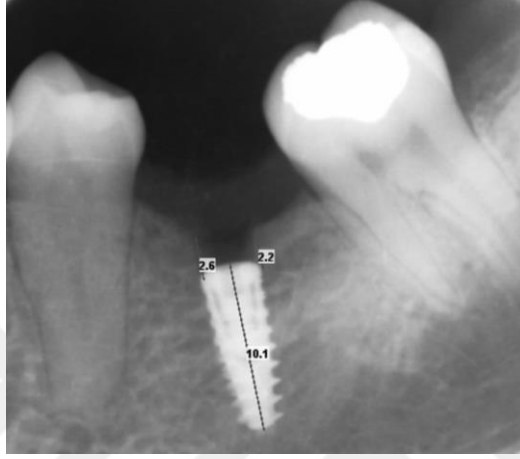
Ayrıca hastalara operasyon sonrasında dikkat edilmesi gereken hususlar sözlü ve yazılı olarak anlatıldı. Operasyondan bir hafta sonra da dikişler alındı.

### **3.10. Marjinal Kemik Kaybının Değerlendirilmesi**

Hastalardan impant yerleştirildikten hemen sonra ve postoperatif 3. ayda alınan standardize periapikal radyografiler dijital ortama aktarıldı. Röntgenler daha önce Dinato ve ark. tanımlama şekliyle değerlendirilip; tüm X-ışınları, aynı donanım kullanılarak 70 kVp, 8mA, 0.2 sn ve yaklaşık 30 cm'lik bir odak mesafesi alınarak gönderildi. Daha sonra, periapikal radyografilerin üzerinde Planmeca Romexis 3.5.1.R programı kullanılarak dental implantların boyu ölçüldü. Radyografi üzerinde tespit edilen implant boyu, implantın gerçek boyuna oranlanarak periapikal radyografi boyutlarındaki büyüme miktarı hesaplandı. Daha sonra, implantın boynu referans



alınarak mesial ve distal noktalardan ölçülen marjinal kemik seviyelerinin ortalamaları büyüme miktarına göre belirlendi. Her iki dijital periapikal radyografiden elde edilen marjinal kemik seviyeleri farkı 2 araştırmacı (A.E, M.K) tarafından 3 kez ölçölüp kaydedildi. Bir implant için ortalama kemik seviyesi yüzdesi mesial ve distal ölçümlerin ortalaması alınarak  $((M+D)/2)$  elde edildi (127-129) (şekil 3.3 ve 3.4).



şekil 3.3. İmplant yerleştirildikten hemen sonraki radyografi



şekil 3.4. İmplant yerleştirildikten 3 ay sonraki radyografi

### 3.11. İmplant Başarısının Değerlendirilmesi

Bu çalışmada, implantların başarısı Buser ve arkadaşlarının yaptıkları tanımlamaya göre değerlendirildi (130).

1. İmplantların orijinal yerlerinde (*in situ*) olması.

2. Ağrı, yabancı cisim hissi, parestezi gibi ısrarcı subjektif şikayetlerin olmaması.
3. Tekrarlayan peri-implantitis ve süpürasyonun olmaması.
4. Mobilitenin olmaması.
5. İmplant etrafında radyografik olarak devamlı bir radyolusensinin olmaması.

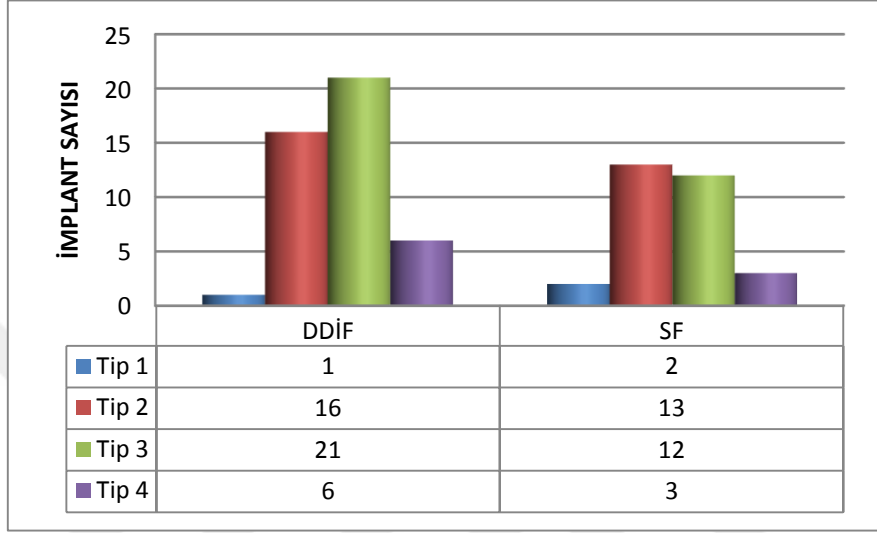
Yukarıdaki kriterlerin herhangi birisine uymayan, osseointegre olmayan ve yenilenmesi gereken implantlar başarısız olarak kabul edildi.

### **3.12. İstatistiksel İncelemeler**

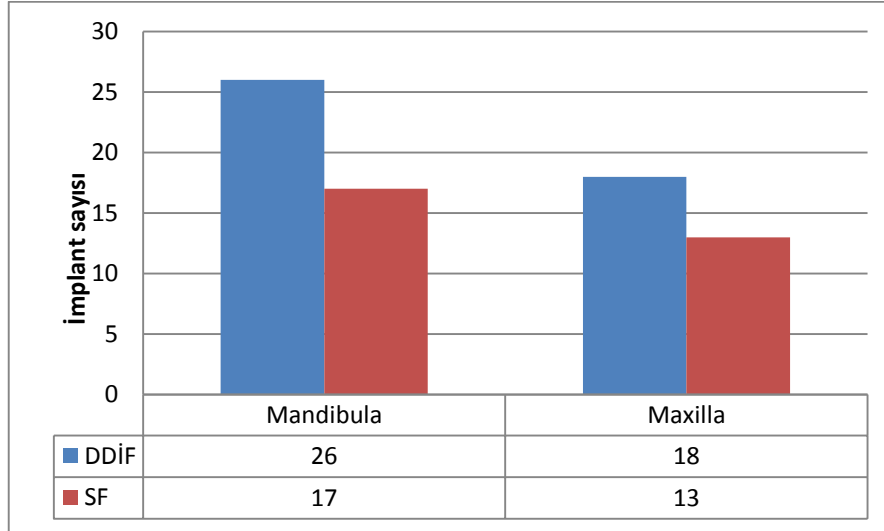
Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılım göstermediği saptanmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Mann Whitney U test kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Ki-Kare testi, Fisher's Exact Ki-Kare testi, Continuity (Yates) Düzeltmesi ve Fisher Freeman Halton testi kullanıldı. Anlamlılık  $p<0.05$  düzeyinde değerlendirildi.

## 4. BULGULAR

Çalışmamıza katılan 23 hastanın tedavisinde kullanılan toplam 74 implantın, yerleştirildikleri kemik kalitelerine ve çenelere göre dağılımları şekil 4.1 ve 4.2’de gösterildi.



Şekil 4.1. İmplantların yerleştirildikleri kemik kalitelerine göre dağılımı



Şekil 4.2. İmplantların yerleştirildikleri çenelere göre dağılımı

**Tablo 4.1.** Gruplar arası marjinal kemik kaybının değerlendirilmesi

	<b>DDİF</b> <b>(n=44)</b> <b>Ort±SS</b>	<b>SF</b> <b>(n=30)</b> <b>Ort±SS</b>	<b>P</b>
<b>Mesial Marjinal Kemik Kaybı(mm)</b>	0,45±0,40	0,43±0,35	0,700
<b>Distal Marjinal Kemik Kaybı(mm)</b>	0,53±0,47	0,45±0,39	0,431
<b>Ortalama Marjinal Kemik Kaybı(mm)</b>	0,49±0,42	0,44±0,35	0,537

*Mann Whitney U Test*

DDİF ve SF grupları arasında mesial, distal ve ortalama marjinal kemik kaybı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.1).

**Tablo 4.2.** Yerleştirme tork değerleri ve implant kaybının değerlendirilmesi\*\*\*

	<b>DDİF</b> <b>(n=44)</b> <b>n (%)</b>	<b>SF</b> <b>(n=30)</b> <b>n (%)</b>	<b>Total</b> <b>(n=74)</b> <b>n (%)</b>	<b>P</b>
<b>Tork</b>				
<b>T1</b>	9 (%20,5)	5 (%16,7)	14 (%18,9)	<sup>1</sup> 0,532
<b>T2</b>	18 (%40,9)	12 (%40)	30 (%40,5)	
<b>T3</b>	5 (%11,4)	1 (%3,3)	6 (%8,1)	
<b>T4</b>	12 (%27,3)	12 (%40)	24 (%32,4)	
<b>İmplant kaybı</b>				
<b>Evet</b>	3 (%6,8)	2 (%6,6)	5 (%6,7)	<sup>2</sup> 1,000
<b>Hayır</b>	41 (%93,1)	28 (%93,3)	69 (%93,3)	

<sup>1</sup>Fisher Freeman Halton Test

<sup>2</sup>Continuity (yates) düzeltmesi

\* $p<0.05$

T1:0-19, T2:20-40, T3:41-60, T4:>60

DDİF ve SF grupları arasında başlangıç tork değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ). DDİF grubunun %40.9'unun, SF grubunun %40'inin torku 20-40 arasındadır.

DDİF grubundaki implantların %6,8'i, SF grubundaki implantların ise %6,6'sı kaybedilmiş olup, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.2).

**Tablo 4.3.** Başlangıç tork değerleri ve marjinal kemik kaybı arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi

	Mesial Marjinal		Distal Marjinal		Ortalama Marjinal	
	Tork	Kemik Kaybı	Kemik Kaybı	Kemik Kaybı	Kemik Kaybı	Kemik Kaybı
	Tork	Ort±SS (mm)	Ort±SS (mm)	Ort±SS (mm)	Ort±SS(mm)	Ort±SS(mm)
<b>DDİF</b>	T1	0,28±0,2 <sup>a</sup>	0,36±0,27	0,32±0,23 <sup>a</sup>		
	T2	0,37±0,2 <sup>a</sup>	0,42±0,31	0,40±0,24 <sup>a</sup>		
	T3	0,43±0,48	0,69±0,84	0,56±0,66		
	T4	0,7±0,59	0,75±0,54	0,73±0,56		
	<b>p</b>	0,032*	0,088	0,033*		
<b>SF</b>	T1	0,49±0,24 (0,54)	0,6±0,42 (0,56)	0,54±0,32		
	T2	0,34±0,33 (0,27)	0,31±0,17 (0,34)	0,33±0,24		
	T4	0,44±0,38 (0,29)	0,48±0,49 (0,32)	0,46±0,41		
	<b>p</b>	0,206	0,261	0,206		

Kruskal Wallis Test

\* $p < 0.05$

NOT: SF grubunun T3 grubunda 1 diş olduğundan karşılaştırma dışı bırakılmıştır.

T1:0-19Ncm, T2:20-40Ncm, T3:41-60Ncm, T4:>60Ncm

<sup>a</sup>: T4'ten istatistiksel olarak farklı

**DDİF grubunda;** tork değerleri ve mesial marjinal kemik kaybı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p:0.032$ ;  $p<0.05$ ). Anlamlılığın hangi sınıflardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; >60Ncm grubunun mesial marjinal kemik kaybı düzeyleri, 0-19 Ncm ( $p:0.016$ ) ve 20-40 Ncm ( $p:0.019$ ) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ). Diğer tork değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Tork değerleri ve distal marjinal kemik kaybı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p:0.088$ ;  $p>0.05$ ).

Tork değerleri ve ortalama marjinal kemik kaybı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p:0.033$ ;  $p<0.05$ ). Anlamlılığın hangi sınıflardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; >60 Ncm grubunun mesial marjinal kemik kaybı düzeyleri, 0-19 Ncm ( $p:0.010$ ) ve 20-40 Ncm ( $p:0.011$ ) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ). Diğer tork değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

**SF grubunda;** tork değerleri arasında mesial, distal ve ortalama marjinal kemik kaybı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.3).

**Tablo 4.4.** Frezleme ve ameliyat sürelerinin değerlendirilmesi

	<b>DDİF</b> (n=44)	<b>SF</b> (n=30)	<b>Total</b> (n=74)	<b>P</b>
<b>Frezleme Süresi</b>				
<b>F1 (%)</b>	22 (%50)	11 (%36,7)	33 (%44,6)	<sup>1</sup> 0,167
<b>F2 (%)</b>	17 (%38,6)	9 (%30)	26 (%35,1)	
<b>F3 (%)</b>	2 (%4,5)	4 (%13,3)	6 (%8,1)	
<b>F4 (%)</b>	3 (%6,8)	6 (%20)	9 (%12,2)	
<b>Ameliyat Süresi</b>				
<b>A1 (%)</b>	22 (%50)	11 (%36,7)	33 (%44,6)	<sup>2</sup> 0,371
<b>A2 (%)</b>	22 (%50)	19 (%63,3)	41 (%55,4)	
<sup>1</sup> Fisher Freeman Halton Test <sup>2</sup> Continuity (yates) düzeltmesi      * $p<0.05$ F1:0-25sn, F2:25.1-40sn, F3: 40.1-50sn, F4:50.1sn      A1:10dk altı, A2:10dk ve üzeri				

DDİF ve SF grupları arasında frezleme ve ameliyat süreleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.4).

**Tablo 4.5.** İmplant yerleştirilen bölgelerdeki kemik kalitesinin değerlendirilmesi

	<b>DDİF</b> ( n=44)	<b>SF</b> (n=30)	<b>Total</b> (n=74)	<b>p</b>
<b>Kemik Kalitesi</b>				
<b>Tip 1</b>	1 (%2,3)	2 (%6,7)	3 (%4,1)	<sup>1</sup> 0,720
<b>Tip 2</b>	16 (%36,4)	13 (%43,3)	29 (%39,2)	
<b>Tip 3</b>	21 (%47,7)	12 (%40)	33 (%44,6)	
<b>Tip 4</b>	6 (%13,6)	3 (%10)	9 (%12,2)	
<sup>1</sup> Ki-kare Test <sup>2</sup> Fisher's Exact Test <sup>3</sup> Fisher Freeman Halton Test <sup>4</sup> Continuity (yates) düzeltmesi * $p<0.05$				

DDİF ve SF grupları arasında implantların yerleştirildikleri bölgelere göre kemik kalitesi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.5).

Elde edilen veriler doğrultusunda; gruplar arasında kemik kalitesi, implant çapı ve boyu açısından istatistiksel fark gözlenmedi.

**Tablo 4.6.** İmplant çap ve boylarının gruplar arası karşılaştırılması

	<b>DDİF</b> <b>(n=44)</b>	<b>SF</b> <b>(n=30)</b>	<b>Total</b> <b>(n=77)</b>	<b>P</b>
	<b>n (%)</b>	<b>n (%)</b>	<b>n (%)</b>	
<b>Çap</b>				
<b>3.5mm ve altı</b>	6 (%13,6)	6 (%20)	12 (%16,2)	
<b>3.5-4mm</b>	17 (%38,6)	8 (%26,7)	25 (%33,8)	<sup>1</sup> 0,518
<b>4.1-4.5mm</b>	21 (%47,7)	16 (%53,3)	37 (%50)	
<b>Boy</b>				
<b>8mm ve altı</b>	7 (%15,9)	8 (%26,7)	15 (%20,3)	
<b>8-10 mm</b>	23 (%52,3)	13 (%43,3)	36 (%48,6)	<sup>1</sup> 0,514
<b>10.1mm ve üzeri</b>	14 (%31,8)	9 (%30)	23 (%31,1)	

<sup>1</sup> Ki-kare Test    <sup>2</sup> Fisher's Exact Test    <sup>3</sup> Fisher Freeman Halton Test    <sup>4</sup>Continuity (yates) düzeltmesi \* $p<0.05$

DDİF ve SF grupları arasında, yerleştirilen implantların çap ve boyları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.6).

**Tablo 4.7.** DDİF grubunda implant kaybına ilişkin değerlendirmeler

	İmplant kaybı		p
	Hayır	Evet	
	n (%)	n (%)	
<b>Tork</b>			
T1	9 (%100)	0 (%0)	<sup>1</sup> 0,223
T2	18 (%100)	0 (%0)	
T3	4 (%80)	1 (%20)	
T4	10 (%83,3)	2 (%16,7)	
<b>Frezleme Süresi</b>			
F1	21 (%95,5)	1 (%4,5)	<sup>1</sup> 0,548
F2	16 (%94,1)	1 (%5,9)	
F3	2 (%100)	0 (%0)	
F4	2 (%66,7)	1 (%33,3)	
<b>Ameliyat Süresi</b>			
A1	21 (%95,5)	1 (%4,5)	<sup>2</sup> 0,345
A2	20 (%90,9)	2 (%9,1)	

<sup>1</sup>Fisher Freeman Halton Test<sup>2</sup>Fisher's Exact Test

T1: 0-19 Ncm, T2: 20-40 Ncm, T3: 41-60 Ncm, T4: >60 Ncm F1: 0-25 sn, F2: 25.1-40 sn, F3: 40.1-50 sn, F4: 50.1 sn A1: 10 dk altı, A2: 10 dk ve üzeri



**Tablo 4.8.** SF grubunda implant kaybına ilişkin değerlendirmeler

	İmplant Kaybı		p
	Hayır	Evet	
	n (%)	n (%)	
<b>Tork</b>			
<b>T1</b>	4 (%80)	1 (%20)	
<b>T2</b>	12 (%100)	0 (%0)	<sup>1</sup> 0,366
<b>T3</b>	12 (%92,3)	1 (%7,7)	
<b>Frezleme Süresi</b>			
<b>F1</b>	11 (%100)	0 (%0)	
<b>F2</b>	8 (%88,9)	1 (%11,1)	<sup>1</sup> 1,000
<b>F3</b>	4 (%100)	0 (%0)	
<b>F4</b>	5 (%83,3)	1 (%16,7)	
<b>Ameliyat süresi</b>			
<b>A1</b>	10 (%90,9)	1 (%9,1)	<sup>2</sup> 0,537
<b>A2</b>	18 (%94,7)	1 (%5,3)	

<sup>1</sup>Fisher Freeman Halton Test

<sup>2</sup>Fisher's Exact Test

T1: 0-19 Ncm, T2: 20-40 Ncm, T3: 41-60 Ncm, T4: >60 Ncm F1:0-25 sn, F2:25.1-40 sn, F3: 40.1-50 sn, F4: 50.1 sn A1: 10 dk altı, A2: 10 dk ve üzeri

**Hem DDİF hem de SF grubunda;** tork değerleri, frezleme ve ameliyat süreleri ile implant kaybı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır (p>0.05) (Tablo 4.7, 4.8).

**Tablo 4.9.** Çap, boy ve kemik tipi ile implant kaybı ilişkisi

	İmplant Kaybı		p
	Evet (n=5)	Hayır (n=66)	
	n (%)	n (%)	
<b>Çap</b>			
3.5mm ve altı	0 (%0)	12 (%100)	
3.5-4mm	2 (%8)	23 (%92)	0,532
4.1-4.5mm	3 (%8,1)	34 (%91,9)	
<b>Boy</b>			
8mm ve altı	1 (%6,7)	14 (%93,3)	
8-10 mm	2 (%5,5)	34 (%94,5)	1,000
10.1mm ve üzeri	2 (%8,6)	21 (%91,4)	
<b>Kemik Kalitesi</b>			
Tip 1	0 (%0)	3 (%100)	
Tip 2	3 (%10,3)	26 (%89,7)	
Tip 3	1 (%3)	32 (%97)	0,523
Tip 4	1 (%11,1)	8 (%88,9)	

*Fisher Freeman Halton Test*

İmplantların çapı, boyu ve yerleştirildikleri kemik kalitesi ile implant kaybı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.9).

**Tablo 4.10.** Tork değerleri ve kemik kalitesi arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi

	Kemik Kalitesi				p
	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4	
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
<b>Tork</b>					
<b>T1</b>	0 (%0)	4 (%28,6)	6 (%42,9)	4 (%28,6)	0,190
<b>T2</b>	0 (%0)	10 (%33,3)	16 (%53,3)	4 (%13,3)	
<b>T3</b>	0 (%0)	3 (%50)	3 (%50)	0 (%0)	
<b>T4</b>	3 (%12,5)	12 (%50)	8 (%33,3)	1 (%4,2)	

*Fisher's Exact Test*

*T1:0-19, T2:20-40, T3:41-60, T4:>60*

Tork değerleri ile kemik kalitesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.10).

**Tablo 4.11.** Marjinal kemik kaybının implant çap ve boyları ile ilişkisinin değerlendirilmesi

	Mesial Marjinal	Distal Marjinal	Ortalama Marjinal
	Kemik Kaybı	Kemik Kaybı	Kemik Kaybı
	Ort±SS (mm)	Ort±SS (mm)	Ort±SS (mm)
<b>Çap</b>			
<b>3.5mm ve altı</b>	0,26±0,18	0,27±0,19	0,26±0,18
<b>3.5-4mm</b>	0,46±0,32 <sup>a</sup>	0,46±0,28 <sup>a</sup>	0,46±0,28 <sup>a</sup>
<b>4.1-4.5mm</b>	0,49±0,45 <sup>a</sup>	0,60±0,54 <sup>a</sup>	0,55±0,48 <sup>a</sup>
<b>p</b>	0,045*	0,028*	0,018*
<b>Boy</b>			
<b>8mm ve altı</b>	0,41±0,17	0,46±0,3	0,44±0,22
<b>8-10 mm</b>	0,47±0,45	0,49±0,41	0,48±0,42
<b>10.1mm ve üzeri</b>	0,43±0,38	0,53±0,55	0,48±0,45
<b>p</b>	0,552	0,857	0,792

*Kruskal Wallis Test*

*\*p<0.05*

*<sup>a</sup>: 3,5mm ve altı grubuna göre istatistiksel olarak farklı*

İmplantların çapına göre mesial marjinal kemik kaybı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p:0.045$ ;  $p<0.05$ ). Anlamlılığın hangi çaplardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3.5 mm ve altı grubunun mesial marjinal kemik kaybı düzeyleri, 3.5-4 mm ( $p:0.019$ ) ve 4.1-4.5 mm ( $p:0.036$ ) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ). 3.5-4 mm ve 4.1-4.5 mm grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

İmplantların çapına göre distal marjinal kemik kaybı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p:0.028$ ;  $p<0.05$ ). Anlamlılığın hangi çaplardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3.5 mm ve altı grubunun distal marjinal kemik kaybı düzeyleri, 3.5-4mm ( $p:0.017$ ) ve 4.1-4.5mm ( $p:0.015$ ) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ). 3.5-4mm ve 4.1-4.5mm grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

İmplantların çapına göre ortalama marjinal kemik kaybı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p:0.018$ ;  $p<0.05$ ). Anlamlılığın hangi çaplardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3.5 mm ve altı grubunun ortalama marjinal kemik kaybı düzeyleri, 3.5-4 mm ( $p:0.010$ ) ve 4.1-4.5mm ( $p:0.009$ ) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ). 3.5-4 mm ve 4.1-4.5mm grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.11).

Farklı boylardaki implantlarla mesial, distal ve ortalama marjinal kemik kaybı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 11).

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada DDİF ile SF protokolünün etkileri implantların etrafındaki marjinal kemik kaybı ve implantların kaybedilme miktarları değerlendirilerek karşılaştırılmıştır. Elde ettiğimiz sonuçlar, DDİF ile güvenli bir şekilde implant yuvası oluşturulabileceğini desteklemektedir.

Dental implantlar alveol kemiğinin içine veya üzerine yerleştirilen ve dişin yerini tutması amaçlanan biyouyumlu yapılardır. Modern implantoloji yüz yılı aşkın bir süredir devamlı gelişme kaydetmektedir. Kemik içi implantlar, gerek tek gerekse çok sayıda diş eksikliğinde, geleneksel protezler ile tatminkâr sonuçların elde edilemeyeceği vakalarda sıklıkla kullanılır (131, 132). Ancak implant cerrahisi esnasında, konak dokudaki yetersiz kemik miktarına bağlı olarak sıklıkla kemik greft materyaline ihtiyaç duyulur. İmplant cerrahisinde kullanılan en ideal kemik greftlerinin ise otojen kaynaklı olduğu bildirilmiştir. Klinisyenler sıklıkla frezleme sırasında ağız içinden kemik toplamaya yarayan özel tasarlanmış aletlerle ya da ortaya çıkan kemiği toplayan aspiratör uçlarıyla otojen kemik grefti elde ederler. Fakat bu yollarla elde edilen otojen kemik greftleri genellikle yetersiz ve tükürükle kontamine bir şekildedir (95). Anitua ve ark. (133) tarafından implant yuvasının hazırlanmasında, 800 rpm devirde irrigasyonlu ilk frezlemeyi takiben artan çaplardaki frezlerin 50 rpm devirde irrigasyonsuz kullanılması yönünde bir protokol tanıtılmıştır. Bu protokolle implant yuvası oluştururken, tükürükle kontamine olmayan otojen kemiğin diğer yöntemlere göre daha kolay ve daha fazla elde edilebileceği bildirilmiştir. Ayrıca bu tekniğin kemik dokunun canlılığını bozmadığı ve implantların osseointegrasyon süreçlerini engellemediği rapor edilmiştir. Literatürde DDİF protokolünün tanımlanmasından sonra, tekniğin kemik dokudaki ısınmaya etkilerini inceleyen çalışmalar yapılmıştır. Kim ve ark. (95) domuz kaburgasında yaptıkları çalışmada; düşük devirli frezleme sistemi (50 rpm) ile geleneksel frezleme sisteminin(1200 rpm) kemikteki ısı değişimlerine etkisi kızılötesi termografi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaya göre, ısı artışında gruplar arası anlamlı fark bulunmayıp, 50 rpm devirli irrigasyonsuz çalışmanın kemik ısısında fazla artışa neden olmadığı ve oluşan birkaç derece ısı farkının frez çapıyla ilişkili olabileceği bildirilmiştir. Giro ve ark. (96) av köpeklerinin radiusunda yaptıkları bir çalışmada ise; 50 rpm devirli irrigasyonsuz osteotomiyle 900 rpm devirli irrigasyonlu osteotominin implant integrasyonuna etkisi histolojik olarak değerlendirilmiştir. 2 ve 4

haftalık takip periyotlarındaki kemik implant teması ve kemik fraksiyon doluluk oranı ölçümlerine göre, erken dönem integrasyon periyodunda her iki tekniğin benzer sonuçlar verdiği ve implant integrasyonunu etkilemediği sonucuna varıldı. Gaspar ve ark. (94) tavşan tibiasında yaptıkları çalışmada da; 50 rpm devirli irrigasyonsuz frezleme ve 800 rpm devirli irrigasyonlu frezlemeyle oluşturulan implant yuvalarının histolojik kesitleri ışık mikroskopunda incelendi. Bu incelemelere göre, her iki cerrahi teknikte de kemik hücrelerinin canlılığını koruduğu bildirilmiştir. Ruiz ve ark. (134) yaptığı bir laboratuvar çalışmada; sığır kemiğinden oluşturulan tip 4 kemik disklerinde DDİF (50 rpm, 150 rpm, 300 rpm) ile 1200 rpm devirli irrigasyonlu frezlemenin kemikteki ısınmaya etkileri ısı çift kullanılarak karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada, DDİF ile implant yuvasının koronal ve apikalinde ısı artışı olduğu ancak oluşan ısının kritik değer olan 47°C' nin altında kaldığı bildirilmiştir. Ji-Hyeon Oh ve ark. (97) deneysel D1 kemikte yaptıkları bir çalışmada ise, DDİF (50 rpm) ve yüksek devirli irrigasyonlu frezleme (1500 rpm) karşılaştırılmıştır. Isıl çift ile yapılan ısı ölçümlerine göre, DDİF'nin kemik dokuda aşırı ısınmaya neden olmadığı bildirilmiştir. Yukarıdaki çalışmaların sonuçlarında, DDİF'nin kemik dokudaki etkilerinin tam olarak anlaşılması için ileri klinik çalışmalara ihtiyaç olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda da, klinik uygulamaları gün geçtikçe artan ancak literatürde bilimsel kanıtları sınırlı olan DDİF ile implant yuvasının hazırlanması protokolünün implant etrafı marjinal kemik kaybı ve implant kaybına olan etkilerini değerlendirmeyi amaçladık.

İmplant çevresi marjinal kemiğin değerlendirilmesinde çeşitli yöntemler kullanılmakla beraber en yaygın olanı radyografilerdir. Dental implantların radyolojik olarak değerlendirilmesinde geçmişten günümüze farklı görüntüleme yöntemlerinden yararlanılmıştır. Araştırmacılardan bir kısmı, klinik çalışmalarında implant çevresindeki kemiği değerlendirmek için periapikal radyografileri kullanırken, bir kısmı da panoramik radyografileri kullanmıştır (135-137). Akesson ve ark. (138) marjinal kemiğin değerlendirmesinde panoramik ve periapikal radyografileri karşılaştırmışlar ve periapikal radyografilerin görüntü kalitesinin daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Panoramik radyografilerin, implant etrafındaki kemik seviyesini ayrıntılı olarak görüntüleyememesi ve özellikle anterior bölgeye yerleştirilen implantların radyografik görüntüsünde deformasyona ve süperpozisyona uğraması gibi dezavantajları vardır. Bu nedenle, implant cerrahisinin periyodik kontrollerinde sıklıkla periapikal radyografiler kullanılmaktadır (3, 138, 139). Çalışmamızda da, destek kemik ve marjinal kemik kaybı

miktarlarının hesaplanmasında bireylerin rutin takip periyotları boyunca alınan periapikal radyografiler kullanılmıştır.

Radyografik değerlendirmelerin bilgisayar destekli ölçümlerle yapılabilmesi, peri-implant bölgenin günümüzde daha hassas değerlendirmesine imkân tanımaktadır. Moberg ve ark. (140) yaptıkları klinik bir çalışmada, implantların etrafındaki kemik seviyesinin tespiti için bilgisayar destekli ölçüm yöntemini kullanmışlardır. Ölçüm sırasında, büyütme farklılıklarından kaynaklanan hataları ortadan kaldırmak için her radyografiyi kendi içinde implantların radyografik ve gerçek boyutlarını oranlayarak değerlendirmişlerdir. Wyatt ve ark. (141) implant çevresindeki kemik seviyesinin ölçümünde bilgisayar destekli yöntemin daha avantajlı olduğunu bildirmiş ve büyüteçler kullanarak yapılan ölçümlerde bireyler arasındaki farklı bakış açısının sonucu değiştirebileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda da, implant çevresindeki kemik rezorbsiyon miktarının değerlendirilmesi amacıyla alınan periapikal radyografilerde elde edilen sonuçların hassasiyetini arttırmak için bilgisayar destekli ölçümler yapılmıştır.

Yapılan birçok çalışmada marjinal kemik kaybı, her implantın mesial ve distalinden ölçülerek kaydedilmiştir (128, 129, 142). Bu nedenle çalışmamızda da, marjinal kemik kaybı radyografilerin mesial ve distal yüzlerindeki kemik kaybı ve bunların ortalaması alınarak hesaplanmıştır.

Günümüzde, implant tedavisinin yaygınlaşmasıyla birlikte tedavinin güvenilirliği ve implantların uzun süreli sağlıklı olarak ağızda idame ettirilebilmesi, implant araştırmalarının en önemli konularından biri haline gelmiştir. Bu amaçla implantların ağız içerisindeki durumlarını değerlendirmek için bazı başarı kriterleri tanımlanmıştır. Bu kriterler temel olarak ağrı, yabancı cisim hissi, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi subjektif şikayetleri, implantların sağkalımını, mobilitesini ve radyografik olarak marjinal kemik kaybının değerlendirilmesini kapsarlar (31). Alberktsson ve arkadaşlarına (1) göre; implant fonksiyona girdikten sonraki ilk yıl içerisinde  $\leq 1$  mm ve takip eden yıllarda ise her yıl  $\leq 0.2$  mm marjinal kemik kaybı başarılı kabul edilmiştir. Branemark implant sistemlerinde ise; marjinal kemikteki toplam kayıp implant yerleşiminden itibaren yükleme dönemindeki 1 yıllık dönemde yaklaşık 1.2 mm olmalıdır. Ayrıca takip periyodunda da ortalama yıllık kemik kaybının 0.1 mm' yi geçmemesi gerektiği rapor edilmiştir (3). Oh ve arkadaşları (143) da; implantın osseointegrasyon sürecinde meydana gelen başlangıç marjinal kemik kaybının cerrahi travma, aşırı okluzal yükleme, peri-implantitis, implantın tepe modülü ve cerrahi

işlemin yapılış şekline göre etkilendiğinden bahsetmişlerdir. Misch ve ark. (144) yaptıkları bir çalışmada, implantların osseointegrasyon sürecinde marjinal kemik kaybının gömülü implantlarda 0.21 mm, expoze implantların ise 0.36 mm olduğunu bildirmişlerdir. Pham ve ark. (145) ise, implantlarda osseointegrasyon sürecinin uzamasıyla beraber kemik kaybının arttığını ve yüklemmeden önceki 3-6 aylık dönemdeki ortalama kemik kaybının 0.48-0.96 mm olduğunu rapor etmişlerdir. Literatürde, DDİF ve implant çevresi marjinal kemik kaybının ilişkisinin tespiti için çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda, marjinal kemik kaybının değerlendirilmesi implant yerleştirilmesini takiben ilk 3 aylık osseointegrasyon süreci boyunca yapılmıştır. Elde ettiğimiz verilere göre; DDİF grubundaki marjinal kemik kaybı 0.49 mm iken SF grubunda 0.44 mm olup gruplar arası fark bulunamamıştır. Yani DDİF protokolünün, implant etrafı marjinal kemik kaybına etkisinin SF' den farklı olmadığını düşünüyoruz.

Osseointegrasyonun oluşturulamaması erken başarısızlıkken, osseointegrasyonun olup fonksiyonel kuvvetler altında muhafazasının yapılamaması geç başarısızlık sebeplerindedir (146). İmplantın erken dönem kaybına neden olan faktörler kemik nekrozu, bakteriyel kontaminasyon, yetersiz kemik kalitesi, implantın mikro hareketi, erken yükleme ve yetersiz primer stabilizasyon olarak ifade edilmektedir (147). Dental implantların yüklenme öncesi başarısı oldukça yüksektir (143). Bu konuyla ilgili yapılan çalışmalarda, genellikle % 2-3 lük başlangıç implant kayıpları bildirilmiştir. Chrcanovic ve ark. (148) yaptıkları retrospektif bir çalışmada, 10,096 implantın 642'sinin (%6,36) erken dönemde kaybını bildirmişlerdir. Lin ve ark. (149) yaptıkları retrospektif bir çalışmada ise, 30959 implantın 194'ünün (%0,6) erken dönemde kaybedildiği bildirilmiştir. Friberg ve ark. (150) yaptıkları bir çalışmada ise, çalışmaya dahil edilen 4,641 Brånemark implantın 69'unun (%1,5) osseointegrasyon döneminde başarısız olduğunu bildirmişlerdir. Yukarıdaki çalışmalarda da görüldüğü üzere; implant kaybı oranları çalışmalarda farklılık göstermektedir. Bunun sebebi ise, implant kayıpları cerrahi teknik, implant yüzey özellikleri, cerrahın başarısı ve hastaya bağlı etkenler gibi birçok parametreden etkilenmektedir. Literatürde, DDİF ve implant kaybı ilişkisinin tespiti için bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda; DDİF grubunun %6,8'inde, SF grubunun %6,6'sında implant kaybı görülüp, her iki grubun implant kaybı oranları benzer bulunmuştur. Yukarıda derleme ve meta-analizlerde rapor edilen implant kaybı oranları yüksek sayıdaki implantların değerlendirilmesi sonucu elde edilmiştir. Oysaki bizim çalışmamızdaki toplam implant sayısı 74'tür. Bu nedenle, DDİF'nin implant



kaybı oranlarındaki güvenilirliği için daha uzun takipli ve daha fazla sayıda implant değerlendirilmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Başlangıç implant stabilizasyonunun değerlendirilmesi için genellikle yerleştirme torku ölçümleri, periotest ve RFA uygulamalarından yararlanır. Yerleştirme torku, implant yerleştirilen bölgenin kemik kalitesinin değerlendirilmesi için önemlidir. Bu çalışmada implantların başlangıç stabilizasyonu, tekniğin kolay uygulanması, ucuz olması ve kısa zamanda değerlendirme yapılabilmesi gibi avantajları sebebiyle yerleştirme tork tekniğiyle yapılmıştır. Ancak, tekniğin dezavantajı olarak sekonder stabilizasyonu değerlendirememesi ve RFA kadar hassas ölçüm yapamaması gösterilebilir (151).

Alsaadi ve arkadaşlarının (152) yaptıkları klinik bir çalışmada, implantların orta ve apikal üçlüdeki yerleştirme tork ölçümleriyle kemik tipleri arasında anlamlı bir korelasyon bulunduğu ve tork değerlerinin yükselmesiyle birlikte kemikteki kortikal yoğunluğun arttığı bildirilmiştir. Homolka ve arkadaşlarının(153) yaptıkları bir çalışmada, benzer bir şekilde kemik mineral yoğunluğu ile yerleştirme tork değerleri arasında anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir. Homma ve ark. (154) ise, implantların orta ve apikal bölgelerinde yerleştirme tork değerleri ile kemik kalitesi arasında anlamlı ilişki bulamamıştır. Degidi ve ark. histolojik değerlendirmelerinde ise, yerleştirme tork değeri ile kemik implant kontak oranları arasında ilişki tespit edememişlerdir. Vercaigne ve ark. (155) da, aynı şekilde tork değerleri ile kemik implant kontak oranlarını karşılaştırmış ve erken dönemde aldığı histolojik kesitlerden kemik kalitesiyle tork değerlerinin ilişkisi bulunmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda da, yerleştirme tork değerleri ile kemik tipleri arasında ilişki bulunmamıştır. Bunun sebebinin implant pozisyonlamasında değişikliğe gidildiğinde, implant yuvasının apikal, orta ve boyun bölgelerindeki farklı frezlemelere bağlı olarak yerleştirme torklarındaki değişkenlikten kaynaklandığını düşünüyoruz.

Marconcini ve ark. (156) yaptıkları bir çalışmada, yerleştirme torkunun marjinal kemik kaybına olan etkisini araştırdı. Çalışmanın sonuçlarına göre, >50 Ncm tork değerinde yerleştirilen implantların daha düşük tork değerindeki implantlara göre daha fazla marjinal kemik kaybının olduğunu gözlemledi. Duyck ve ark. (157) çalışmasında da, benzer bir şekilde >50 Ncm tork değerinde yerleştirilen implantların etrafındaki kemik kaybına öncülük edeceğini vurgulamıştır. Norton ve ark. (158) yaptıkları bir çalışmada ise, 25Ncm ve 10-20Ncm tork değerlerini karşılaştırmışlardır. Buna göre, her iki grupta da optimal marjinal kemik kaybı sonuçları elde edildiği ve düşük tork

değerleriyle güvenle implantların yerleştirilebileceği vurgulanmıştır. Ancak Khayat ve ark. (159) ise, yüksek torkun implant etrafı marjinal kemik kaybını etkilemediğini rapor etmişlerdir. Berardini ve ark. (160) yaptığı bir çalışmada da, değişen yerleştirme tork değerlerinin marjinal kemik kaybını etkilemediğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise, >60 Ncm yerleştirme tork değerine sahip implantlarda  $\leq 40$  Ncm değerinde olan implantlara göre daha fazla marjinal kemik kaybı görüldü. Bu sonuçların sebebi olarak, >60 Ncm tork değerinde yerleştirilen implantlarda kemiğin elastik limitini aştığı ve kemik içinde mikroçatlaklar oluşturarak kemik kaybını ilerletmiş olabileceğini düşünüyoruz.

Campos ve ark. (161) yüksek yerleştirme tork değerlerinin kemikteki nekrozu tetikleyebileceğini ve implant kaybına sebep olabileceğini rapor etmişlerdir. Ottoni ve ark. (162) da, tork değerlerindeki her 9.8 Ncm'lik artışın implant kaybı riskini %20 azalttığını ancak yerleştirme torku ile implant kaybı arasında anlamlı ilişki bulunmadığını bildirmişlerdir. Berardini ve ark. (160) sistematik derlemesinde ise, yüksek ve düşük yerleştirme tork değerlerinin implant kaybına etkisi karşılaştırılmıştır. Bu derlemeye göre, implant kaybında yerleştirme tork değerinin düşük ya da yüksek olmasının etkisinin bulunamadığı bildirilmiştir. Çalışmamızda da, yerleştirme tork değerleri ile implant kaybı oranları arasında ilişki tespit edilmemiştir.

Frezeleme süresi ile kemikteki ısı artışı doğru orantılı olup, frezeleme süresini uzatan temel sebeplerden biri de frezeleme hızıdır. Stelzle ve arkadaşlarının (163) 3 sistemi kullandıkları (piezo cerrahi, spiral frez, trefin frez) bir çalışmada; spiral frez ile preparasyonun 5.9 saniye sürdüğü, bunu takiben trefin frezle 7.3 saniye ve piezoelektrik cerrahisiyle 19.5 saniye sürdüğünü bildirmişlerdir. Ayrıca maksimum yükte ölçülen en düşük sıcaklık spiral frezle (40.3°C) ve ardından trefine frezle (43.9°C) ve piezoelektrik cerrahi (48.6°C) olduğunu bildirmişlerdir. Rashad ve ark. (164) tarafından yapılan bir hayvan çalışmasında da, implant yuvası preparasyonunda ultrasonik cihazla frezlemeyi ve konvansiyonel frezleme metoduyla karşılaştırmışlardır. Buna göre, ultrasonik cihazlarla yapılan preparasyonun daha fazla ısı ürettiği ve daha uzun sürede frezleme yapıldığı sonucuna varılmıştır. Ancak, irrigasyon miktarını arttırarak ultrasonik cihazlarında güvenle kullanılabilmesi vurgulanmıştır. Kim ve arkadaşlarının (95) çalışmasında ise düşük devirlerde frezlemenin daha uzun sürdüğü, ancak üretilen ısı miktarını arttırmadığı gösterilmiştir. Delgado Ruiz ve ark. (134) da, düşük devirlerde frezlemenin daha uzun sürdüğünü ve üretilen ısı miktarının arttığını ancak kritik değer olan 47°C'ye ulaşmadığını bildirmiştir. Reingewirtz ve ark. (165) ise, frezeleme devrinin

düşmesiyle zamanın artacağı ve bununla birlikte ısının da artacağı görüşündedirler. Thompson ve ark. (166) da, aynı şekilde devrin düşmesiyle zamanın ve ısının artacağını bildirmiş. Ayrıca, ısının artmasıyla birlikte implant yuvasında nekrotik kemik dokularının oluşacağını ve implant kaybı ve başarısızlığıyla sonuçlanacağını bildirmiştir. Yukarıdaki bilgilerden yola çıkılarak çalışmamızda DDİF ve SF gruplarının frezleme ve ameliyat süreleri karşılaştırılmıştır. Ayrıca, implant kaybıyla frezleme ve ameliyat sürelerinin ilişkisi değerlendirilmiştir. Çalışmamızdaki sonuçlara göre, DDİF ve SF gruplarının hem frezleme hem de ameliyat süreleri birbirlerine benzer bulunmuştur. Frezleme ve ameliyat sürelerine göre implant kaybı görülme oranları açısından da anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Buna göre, düşük devirde frezlemenin ameliyat ve frezleme süresine etkisi olmadığı tespit edilmiştir. Ameliyat ve frezleme sürelerinin gruplar arasında farklılık yaratmamasının sebebi olarak, başlangıç frezlemesinin standart devirde ve irrigasyonlu olarak yapılmasının ve buna bağlı olarak da implant kaybı oranlarını etkilemediğini düşünüyoruz.

Bu çalışmada, implantların yerleştirildikleri kemik kaliteleri, implant çap ve boyları her iki grupta da benzerdi. Bu verilerin benzer olması, çalışmada değerlendirilen frezleme hızı ve irrigasyonun diğer parametrelere olan etkisinin daha doğru anlaşılması için önem taşımaktadır.

İmplant yuvasının kemiğe en az zarar verecek şekilde hazırlanması için cerrahi drilleme sırasında aşırı ısı oluşumu önlenmelidir. Kemikte oluşabilecek bu ısı artışları ise kemik tiplerine göre farklılık gösterir. Kemik tipleri, kortikal ve spongiyoz yapıların oranlarına göre sınıflandırılır. Kortikal kemik yoğun ve az su içerdiğinden, termoletkenlik oranı kemik iliğinden daha yüksektir ve nispeten hızlı ısı iletimine sahiptir. Spongiyoz kemik ise bir kafes yapısına sahip olup su ve lipid içerir, bu nedenle spongiyoz kemiğin silindir duvarında oluşan sürtünme ısısının çevreye yayılma ihtimali azdır. Brisman ve arkadaşlarının (167) yaptığı bir çalışmada, tip 1 kemiğe yapılan implantların daha yüksek kaybedilme oranı olduğunu, bunun sebebi olarak da yoğun kortikal kemik yapısını işaret etmişlerdir. Steltze ve arkadaşları (163) da tüm kemik tiplerinde yapılan osteotomilerin etkisini değerlendirmiş ve en yüksek ısınmanın yine kortikal içeriği en yüksek olan kemikte olduğunu bildirmişlerdir. Freiberg ve ark. (150) yaptığı retrospektif bir çalışmada ise, kortikal içeriği yüksek kemikte eğer uygun bir irrigasyon sağlanamazsa implantların osseointegrasyon sürecinde kaybedilme oranlarının artacağını bildirmişlerdir. Ayrıca kortikal içeriği yeterli olmayan kemikte, yeterli başlangıç stabilizasyonunun elde edilememesi ile implantların erken dönem

kaybedilme riskinin arttığını bildirmişlerdir. Bahad ve ark. (168) çalışmasında ise, kemik kalite ve miktarının implant kaybında bariz bir etkisinin olmadığı, esas implant kaybına sebep olan parametrenin cerrahi teknik olduğu vurgulanmıştır. Çalışmamızda da, kemik tiplerine göre implantların kaybedilme oranlarına bakıldığında birbirleri arasında istatistiksel olarak fark tespit edilmemiştir. Bunun sebebinin preparasyon esnasında oluşan ısının, kemik dokunun yapısını etkilememesinden kaynaklandığını düşünüyoruz.

Literatürde, implant çapı ve boyunun osseointegrasyon ve implant başarısına etkisini değerlendirmek amacıyla birçok çalışma yapılmıştır. Chun ve ark. (60) yaptıkları iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında maksimum etkin stresin implant uzunluğundaki artışla azaldığını fakat implant uzunluğunun 10 mm'yi geçtiği durumda streste azalmanın önemsiz derecelerde olduğunu göstermişlerdir. Malmstrom ve ark. (169) ise, alt ve üst cenede boyları 6, 8, 11 mm olan implantlar ile marjinal kemik kayıpları arasında anlamlı bir ilişki olmadığını bildirmişlerdir. Buser ve ark. (139) çok merkezli bir çalışmada, farklı boylardaki implantların 8 yıllık dönemdeki kümülatif başarı oranlarında farklılık bulamamışlardır. Lee ve ark. (170)' da 539 implantın 5 yıllık takip edildiği bir meta-analizinde, 8 mm'den uzun ve kısa implantların implant kaybı oranlarının benzer olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada da; farklı boylardaki implantların marjinal kemik kayıpları ve implant kaybının benzer olduğu görüldü.

Georgiopoulos ve arkadaşlarının (171) yaptıkları bir çalışmada, kemik doku üzerinde implant çapı ve gerilme dağılımı arasında özel bir ilişki tespit edilmemiştir. Kılıç ve arkadaşlarının (128) yaptıkları bir çalışmada ise, farklı implant çapları arasında marjinal kemik kaybı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir. Ibanez ve ark. (172) 554 implantı içeren retrospektif bir çalışmada ise, implant çapındaki azalmayla birlikte marjinal kemik kaybının azaldığını rapor etmişlerdir. Ayrıca implant çapının azalmasıyla, preparasyon esnasında ısıdan kaynaklanan ilk travmanın azalacağı ve implantı çevreleyen kemiğin daha fazla olmasına bağlı olarak da yeniden yapılanma sürecinin daha hızlı olacağı görüşündedir. Çalışmamızda da, 3,5 mm ve daha küçük çaptaki implantların daha büyük çaptakilere göre marjinal kemik kaybı düzeylerinin daha az olduğu tespit edilmiştir. Bu sonucun, kemik kalınlığının 5 mm'e yakın bölgelerde yerleştirilen implantlardan kaynaklanmış olabileceğini düşünüyoruz. Çünkü bu bölgelerde, çapın büyümesiyle implant etrafı kemik kalınlığının azalmış olabileceği ve bu sebeple kemiğin daha çabuk rezorbe olduğunu düşünüyoruz. Olmedo

ve ark. (173) yaptıkları bir derlemede, erken implant kayıplarının risk faktörleri incelenmiştir. Bu çalışmaya göre, implant çapı ile implant kaybı oranları arasında ilişki tespit edilmemiştir. Olate ve ark. (174) bir derlemesinde ise, benzer bir şekilde implant kaybı ve çap arasında anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir. Çalışmamızda da, implant çapındaki değişikliklerin implant kaybı oranlarında farklılık yaratmadığı tespit edilmiştir.

Genel olarak; bu çalışmada DDİF'nin klinik olarak implant başarısını olumsuz etkilemediği görüldü. Ayrıca, düşük devirlerde hareket eden frezin kemikte önemli ısı ve travmaya neden olmadığından dolayı klinik uygulamaların başarılı olduğu düşünülebilir.

Bu çalışmanın limitasyonları;

- Bu çalışmadaki implantların kısa dönem başarısı değerlendirilmiştir. Bu yüzden daha uzun takipli çalışmalara ihtiyaç vardır.
- Çalışmaya dahil edilen implant sayısının daha sonraki çalışmalarda artırılmasına ihtiyaç vardır.
- Çalışmamızda DDİF ile elde edilen otojen greft miktarı değerlendirilmemiştir.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. İmplant yuvası preparasyonunda DDİF'nin marjinal kemik kaybına etkisi değerlendirildiğinde, erken dönem sonuçların SF protokolü ile benzerlik taşıdığı gösterilmiştir.
2. Her iki grubun erken dönem implant kaybedilme oranları incelendiğinde, benzer sonuçların alındığı görüldü.
3. İmplantların yerleştirme tork değerlerinin gruplar arasında farklılık yaratmadığı gözlenmiştir.
4. DDİF ve SF grupları arasında frezleme ve ameliyat süreleri açısından farklılık bulunmamaktadır.
5. Hem DDİF hem de SF grubunda; tork değerlerinin, frezleme ve ameliyat sürelerinin implant kaybına etkisi olmadığı görülmüştür.

## KAYNAKLAR

1. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. The International journal of oral & maxillofacial implants. 1986;1(1):11-25.
2. Lekholm U BP, Zarb GA, Albrektsson T, Strid K. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.
3. Åstrand P, Feldmann H, Engquist B, Dahlgren S, Engquist E, Gröndahl K. Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of Astra Tech and Brånemark System implants. Clinical oral implants research. 2002;13(1):30-7.
4. Yun H-J, Park J-C, Yun J-H, Jung U-W, Kim C-S, Choi S-H, Cho K-S. A short-term clinical study of marginal bone level change around microthreaded and platform-switched implants. Journal of periodontal & implant science. 2011;41(5):211-7.
5. Hammack BL, Enneking W. Comparative vascularization of autogenous and homogenous-bone transplants. JBJS. 1960;42(5):811-7.
6. Kökden A, Türker M. Oral ve Maxillofasiyal Cerrahide Kullanılan Kemik Greftleri ve Biyomateryaller. Cumhuriyet Dental Journal. 1999;2:134-40.
7. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part I: Relationship between drill speed and heat production. The International journal of prosthodontics. 1997;10(5):411-4.
8. Mohlhenrich SC, Modabber A, Steiner T, Mitchell DA, Holzle F. Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: systematic review. The British journal of oral & maxillofacial surgery. 2015;53(8):679-89.
9. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 3rd, editor: Mosby; 2007.
10. Dentistry AAol. Glossary of implant terms: The Journal of oral implantology; 1986.
11. Worthington P BRL, William E.Lavelle. Osseointegration in Dentistry. 2nd, editor: Quintessence NY; 1994.
12. Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. The open dentistry journal. 2014;8:50-5.
13. Berman C. Osseointegration: Dent.Clin.North Am 1989. 537-905 p.
14. Carranza F.A. THH, Newman M.G. . Carranza's Clinical Periodontology: Elsevier
15. Rudy RJ, Levi PA, Bonacci FJ, Weisgold AS, Engler-Hamm D. Intraosseous anchorage of dental prostheses: an early 20th century contribution. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995). 2008;29(4):220-2, 4, 6-8 passim.

16. Block SM AR. Osseointegration. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery. India: BC Decker Incorporation; 2004. 189-203 p.
17. Schou S, Pallesen L, Hjorting-Hansen E, Pedersen CS, Fibaek B. A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. Clinical oral implants research. 2000;11(2):171-8.
18. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. Journal (Canadian Dental Association). 2005;71(5):327.
19. Türker M YŞ. Oral implantoloji: Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi. . Ankara: Atlas kitapçılık; 1997.
20. Carlo LD PM, Carinci F, Corradini M, Vannini F, Nardone M ve diğerleri. . A brief history and guidelines of blade implant technique: a retrospective study on 522 implants. Annals of Oral and Maxillofacial Surgery. 2013;1(1):1-15.
21. Versteegh PA, van Beek GJ, Slagter AP, Ottervanger JP. Clinical evaluation of mandibular overdentures supported by multiple-bar fabrication: a follow-up study of two implant systems. The International journal of oral & maxillofacial implants. 1995;10(5):595-603.
22. Takeshita F, Suetsugu T, Higuchi Y, Oishi M. Histologic study of failed hollow implants. The International journal of oral & maxillofacial implants. 1996;11(2):245-50.
23. Hobo S, Garcia L. Osseointegration and occlusal rehabilitation: Quintessence Publishing Company; 1990.
24. Davarpanah M. Oral implantoloji klinik el kitabı: Oral implantoloji klinik el kitabı, Quintessence yayıncılık, 2004.
25. Tunalı B. Oral İmplantoloji. İstanbul: Nobel tıp Kitabevi; 2000.
26. Kürkçüoğlu I KA, Özkır S.E. Dental implantlarda başarı kriterleri ve başarı değerlendirme yöntemleri 2010;20:221-9.
27. Morris HF, Ochi S. Clinical studies of endosseous dental implants: the good, the bad and the ugly. Annals of periodontology. 2000;5(1):6-11.
28. Bergendal B. The relative importance of tooth loss and denture wearing in Swedish adults. Community dental health. 1989;6(2):103-11.
29. Buser D, Weber HP, Lang NP. Tissue integration of non-submerged implants. I-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. Clinical oral implants research. 1990;1(1):33-40.
30. Misch CE, Perel ML, Wang H-L, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. Implant dentistry. 2008;17(1):5-15.



31. Çetiner S. ZF. Dental İmplantolojide Başarıyı Etkileyen Faktörler: GÜ Diş Hek. Fak. Derg; 2007. 51-6 p.
32. Öncü E, Büyükerkmen EB. Dental İmplantlarda Stabilite Ölçüm Yöntemleri. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.36(3):115-20.
33. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. Clinical oral implants research. 2003;14(5):515-27.
34. Branemark PI, Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O. ve diğerleri. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. 1977(16):1-132.
35. Brånemark P-I. Osseointegration and its experimental studies. J Prosthetic Dentistry. 1983(50):399-410.
36. Worthington P. History, development, and current status of osseointegration as revealed by experience in craniomaxillofacial surgery. Osseointegration in skeletal reconstruction and joint replacement: Quintessence Publishing 1997. 25-44 p.
37. Garg AK. Bone physiology for dental implantology in: Bone Biology, Bone Harvesting, Grafting For Dental Implants: Quintessence Publishing Co, Inc; 2004. 3-20 p.
38. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. Clinical oral implants research. 1997;8(1):1-9.
39. Brånemark PI ZG, Albrektsson T, Strid K. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.
40. Peterson Larry J. EE, Hupp James R, Tucker Myron R. Contemporary Oral and Maxillofacial surgery. Inc.fourth edition ed: Mosby; 2003. 310-3 p.
41. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. Periodontology 2000. 1998;17:22-35.
42. Albrektsson TO, Johansson CB, Sennerby L. Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. Periodontology 2000. 1994;4:58-73.
43. Bilhan H, Arat S, Geckili O. How precise is dental volumetric tomography in the prediction of bone density? International journal of dentistry. 2012;2012:348908.
44. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta orthopaedica Scandinavica. 1981;52(2):155-70.
45. Hobkrik JA RM, Searson LJJ. Introducing Dental Implants: Churchill Livingstone Publishing; 2003. 3-19 p.
46. 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. International journal of oral and maxillofacial surgery. 1999;28(4):297-303.

47. Fredrickson E.J. SPJ, Gres M. Implant Prosthodontics, Clinical and Laboratory Procedures,; Mosby; 1994.
48. Gürsoy N. Ortodontinin biyolojik temelleri: Kafa, yüz, çene büyüme ve gelişimi. İstanbul: Doyuran Matbaası; 1978.
49. Steinemann SG. Titanium--the material of choice? Periodontology 2000. 1998;17:7-21.
50. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. International dental journal. 1993;43(3):245-53.
51. Peterson Larry J. EE, Hupp James R, Tucker Myron R. Contemporary Oral and Maxillofacial surgery. fourth edition ed: Mosby; 2003
52. Jung UW, Hong JY, Lee JS, Kim CS, Cho KS, Choi SH. A hybrid technique for sinus floor elevation in the severely resorbed posterior maxilla. Journal of periodontal & implant science. 2010;40(2):76-85.
53. Li T, Hu K, Cheng L, Ding Y, Ding Y, Shao J, Kong L. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3D finite element analysis. Applied Mathematical Modelling. 2011;35(1):446-56.
54. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. Clinical oral implants research. 2010;21(2):129-36.
55. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. The International journal of oral & maxillofacial implants. 1987;2(2):69-75.
56. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. Journal of dentistry. 2002;30(1):41-6.
57. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. The Journal of oral implantology. 1992;18(4):343-8.
58. Tepret F, Sertgoz A, Basa S. Immediately loaded anterior single-tooth implants: two cases. Implant dentistry. 2005;14(3):242-7.
59. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. Clinical oral implants research. 2003;14(5):515-27.
60. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil. 2002;29(6):565-74.
61. Misch CE. Dental İmplant Protezler. İstanbul: Nobel; 2009. 1-18 p.

62. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1988;3(2):129-34.
63. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J, Jr., Dean DD, Cochran DL, Boyan BD. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *Journal of biomedical materials research.* 1995;29(3):389-401.
64. UZUN G, Keyf F. İmplant yüzey özellikleri ve osseointegrasyon: Atatürk Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg. ; 2007. 51-6 p.
65. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clinical oral implants research.* 1999;10(5):394-405.
66. Borsari V, Giavaresi G, Fini M, Torricelli P, Salito A, Chiesa R, Chiusoli L, Volpert A, Rimondini L, Giardino R. Physical characterization of different-roughness titanium surfaces, with and without hydroxyapatite coating, and their effect on human osteoblast-like cells. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials.* 2005;75(2):359-68.
67. Mustafa K, Wroblewski J, Hultenby K, Lopez BS, Arvidson K. Effects of titanium surfaces blasted with TiO<sub>2</sub> particles on the initial attachment of cells derived from human mandibular bone. A scanning electron microscopic and histomorphometric analysis. *Clinical oral implants research.* 2000;11(2):116-28.
68. Galante JO, Jacobs J. Clinical performances of ingrowth surfaces. *Clinical orthopaedics and related research.* 1992(276):41-9.
69. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery.* 1981;10(6):387-416.
70. SENNERBY L. Implant integration and stability. P. Palacci I, editor: Quintessence Publishing; 2001.
71. Romanos G, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D, Ong AH, Donath K, Yaacob H, Nentwig GH. Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants. An experimental study in monkeys. *Journal of periodontology.* 2001;72(4):506-11.
72. Attard NJ, Zarb GA. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2005;94(3):242-58.
73. Esposito M, Grusovin MG, Maghaireh H, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *The Cochrane database of systematic reviews.* 2013(3):Cd003878.

74. Chaushu G, Chaushu S, Tzohar A, Dayan D. Immediate loading of single-tooth implants: immediate versus non-immediate implantation. A clinical report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2001;16(2):267-72.
75. Misch CE. Divisions of available bone in implant dentistry. *The International journal of oral implantology : implantologist*. 1990;7(1):9-17.
76. Misch C. *Dental Implant Prosthetics* St. Louis: Elsevier Mosby; 2005.
77. Gulsahi A. Bone Quality Assessment for Dental Implants, *Implant Dentistry - The Most Promising Discipline of Dentistry* 2011. 438-52 p.
78. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 1986;44(1):4-7.
79. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1999;14(1):127-36.
80. Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Medical engineering & physics*. 2000;22(10):685-91.
81. Abouzgia MB, James DF. Temperature rise during drilling through bone. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1997;12(3):342-53.
82. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1996;11(1):35-7.
83. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1972;54(2):297-308.
84. Mishra SK, Chowdhary R. Heat generated by dental implant drills during osteotomy-a review: heat generated by dental implant drills. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2014;14(2):131-43.
85. Lavelle C, Wedgwood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *Journal of oral surgery (American Dental Association : 1965)*. 1980;38(7):499-503.
86. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clinical oral implants research*. 2002;13(3):293-7.

87. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clinical oral implants research*. 2009;20(3):294-8.
88. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2006;64(2):265-9.
89. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1997;12(2):186-93.
90. Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Carinci F, Di Donato L, Romani GL, Merla A. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clinical implant dentistry and related research*. 2011;13(4):319-23.
91. Allan W, Williams ED, Kerawala CJ. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*. 2005;43(4):314-9.
92. Gil LF, Sarendranath A, Neiva R, Marao HF, Tovar N, Bonfante EA, Janal MN, Castellano A, Coelho PG. Bone Healing Around Dental Implants: Simplified vs Conventional Drilling Protocols at Speed of 400 rpm. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2017;32(2):329-36.
93. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2002;60(10):1160-9.
94. Gaspar J, Borrecho G, Oliveira P, Salvado F, Martins dos Santos J. Osteotomy at low-speed drilling without irrigation versus high-speed drilling with irrigation: an experimental study. *Acta medica portuguesa*. 2013;26(3):231-6.
95. Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2010;18(5):522-7.
96. Giro G, Marin C, Granato R, Bonfante EA, Suzuki M, Janal MN, Coelho PG. Effect of drilling technique on the early integration of plateau root form endosteal implants: an experimental study in dogs. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2011;69(8):2158-63.
97. Oh JH, Fang Y. The effect of low-speed drilling without irrigation on heat generation: an experimental study. 2016;42(1):9-12.

98. Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clinical orthopaedics and related research*. 1986(208):108-13.
99. Öncü E, Büyükerkmen EB. Methods of Evaluating The Dental Implant Stability. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2015;36(3):115-20.
100. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American journal of orthodontics*. 1984;86(2):95-111.
101. Sennerby L TP, Ericsson L E Early tissue response to titanium implants inserted in rabbit cortical bone. Part I .Light microskobic observations. . *J Mater Sci*. 1993;4:240-50.
102. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Branemark system implants. *J Oral Rehabil*. 2006;33(10):754-9.
103. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *The International journal of prosthodontics*. 1998;11(5):491-501.
104. Hearn TC, Schatzker J, Wolfson N. Extraction strength of cannulated cancellous bone screws. *Journal of orthopaedic trauma*. 1993;7(2):138-41.
105. Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioglu B. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *Journal of periodontology*. 2005;76(7):1066-71.
106. Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO<sub>2</sub>-blasted surface. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2001;10(1):2-7.
107. Mesa F, Munoz R, Noguerol B, de Dios Luna J, Galindo P, O'Valle F. Multivariate study of factors influencing primary dental implant stability. *Clinical oral implants research*. 2008;19(2):196-200.
108. Dario LJ, Cucchiaro PJ, Deluzio AJ. Electronic monitoring of dental implant osseointegration. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2002;133(4):483-90.
109. Eğilmez F EG. Dental implantların değerlendirilmesinde rezonans frekans analizi yönteminin klinik önemi ve geçerliliği. : *Klinik bilimler dergisi*; 2007.
110. 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. *Clinical oral implants research*. 1997;8(3):234-43.
111. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of

resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clinical oral implants research*. 1997;8(3):226-33.

112. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clinical oral implants research*. 2004;15(5):529-39.

113. Sunden S, Grondahl K, Grondahl HG. Accuracy and precision in the radiographic diagnosis of clinical instability in Branemark dental implants. *Clinical oral implants research*. 1995;6(4):220-6.

114. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1986;15(1):39-52.

115. Rasmusson L, Meredith N, Sennerby L. Measurements of stability changes of titanium implants with exposed threads subjected to barrier membrane induced bone augmentation. An experimental study in the rabbit tibia. *Clinical oral implants research*. 1997;8(4):316-22.

116. Lekholm U, Sennerby L, Roos J, Becker W. Soft tissue and marginal bone conditions at osseointegrated implants that have exposed threads: a 5-year retrospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1996;11(5):599-604.

117. Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Grondahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra Tech and Branemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. *Clinical oral implants research*. 2004;15(4):413-20.

118. Bragger U. Use of radiographs in evaluating success, stability and failure in implant dentistry. *Periodontology 2000*. 1998;17:77-88.

119. Leonhardt A, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U. Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clinical oral implants research*. 2002;13(2):127-32.

120. Romeo E, Lops D, Amorfini L, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1-7 years: a longitudinal study. *Clinical oral implants research*. 2006;17(2):139-48.

121. Boronat A, Penarrocha M, Carrillo C, Marti E. Marginal bone loss in dental implants subjected to early loading (6 to 8 weeks postplacement) with a retrospective short-term follow-up. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2008;66(2):246-50.

122. Morner-Svalling AC, Tronje G, Andersson LG, Welander U. Comparison of the diagnostic potential of direct digital and conventional intraoral radiography in the evaluation of peri-implant conditions. *Clinical oral implants research*. 2003;14(6):714-9.

123. Turkyilmaz I. Clinical and radiological results of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures on Branemark implants. *Journal of clinical periodontology*. 2006;33(3):233-8.
124. White S.C. PMJ. Intraoral radiographic examinations in: *Oral Radiology: Principles And Interpretations*. Fifth Edition ed2004.
125. Weber HP, Crohin CC, Fiorellini JP. A 5-year prospective clinical and radiographic study of non-submerged dental implants. *Clinical oral implants research*. 2000;11(2):144-53.
126. Bragger U, Hafeli U, Huber B, Hammerle CH, Lang NP. Evaluation of postsurgical crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. *Clinical oral implants research*. 1998;9(4):218-24.
127. Sesma N, Garaicoa-Pazmino C, Zanardi PR, Chun EP, Lagana DC. Assessment of Marginal Bone Loss around Platform-Matched and Platform-Switched Implants - A Prospective Study. *Brazilian dental journal*. 2016;27(6):712-6.
128. Kılıc K, Kandemir B, Kılınc Hİ, Kesim B. İmplant üstü kron restorasyonlarda marjinal kemik kaybının incelenmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2013;16(3):188-96.
129. Dinato TR, Grossi ML, Teixeira ER, Dinato JC, Sczapanik FS, Gehrke SA. Marginal bone loss in implants placed in the maxillary sinus grafted with anorganic bovine bone: a prospective clinical and radiographic study. *Journal of periodontology*. 2016;87(8):880-7.
130. KÜRKCÜOĞLU DI, KÖROĞLU DA, ÖZKIR DSE. DENTAL İMPLANTLARDA BAŞARI KRİTERLERİ VE BAŞARI DEĞERLENDİRME YÖNTEMLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010;2010(3).
131. Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clinical oral implants research*. 2006;17(3):244-50.
132. Fiorellini JP, Martuscelli G, Weber HP. Longitudinal studies of implant systems. *Periodontology 2000*. 1998;17(1):125-31.
133. Anitua E, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2007;22(1):138.
134. Delgado-Ruiz R, Ortega EV, Romanos G, Gerhke S, Newen I, Calvo-Guirado J. Slow drilling speeds for single-drill implant bed preparation. *Experimental in vitro study*. *Clinical oral investigations*. 2018;22(1):349-59.
135. Leimola-Virtanen R, Peltola J, Oksala E, Helenius H, Happonen R-P. ITI titanium plasma-sprayed screw implants in the treatment of edentulous mandibles: a follow-up study of 39 patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1995;10(3).



136. Romeo E, Chiapasco M, Lazza A, Casentini P, Ghisolfi M, Iorio M, Vogel G. Implant-retained mandibular overdentures with ITI implants. *Clinical oral implants research*. 2002;13(5):495-501.
137. Spiekermann H, Jansen VK, Richter E-J. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1995;10(2).
138. Åkesson L, Håkansson J, Rohlin M. Comparison of panoramic and intraoral radiography and pocket probing for the measurement of the marginal bone level. *Journal of clinical periodontology*. 1992;19(5):326-32.
139. Buser D, Mericske-stern R, Bernard P, Pierre J, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research*. 1997;8(3):161-72.
140. Moberg Le, Köndell På, Kullman L, Heimdahl A, Gynther GW. Evaluation of single-tooth restorations on ITI dental implants. A prospective study of 29 patients. *Clinical oral implants research*. 1999;10(1):45-53.
141. Wyatt CC, Bryant SR, Avivi-Arber L, Chaytor DV, Zarb GA. A computer-assisted measurement technique to assess bone proximal to oral implants on intraoral radiographs. *Clinical oral implants research*. 2001;12(3):225-9.
142. Sesma N, Garaicoa-Pazmino C, Zanardi PR, Chun EP, Laganá DC. Assessment of Marginal Bone Loss around Platform-Matched and Platform-Switched Implants-A Prospective Study. *Brazilian dental journal*. 2016;27(6):712-6.
143. Oh T-J, Yoon J, Misch CE, Wang H-L. The causes of early implant bone loss: myth or science? *Journal of periodontology*. 2002;73(3):322-33.
144. Misch CE, Dietsh-Misch F, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading. *Journal of Oral Implantology*. 1999;25(3):185-97.
145. Pham A, Fiorellini J, Paquette D, Williams R, Weber H. Longitudinal radiographic study of crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. *The Journal of oral implantology*. 1994;20(1):26-34.
146. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical materials*. 1992;10(3):153-201.
147. Lee J-Y, Park H-J, Kim J-E, Choi Y-G, Kim Y-S, Huh J-B, Shin S-W. A 5-year retrospective clinical study of the Dentium implants. *The journal of advanced prosthodontics*. 2011;3(4):229-35.

148. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Survival of dental implants placed in sites of previously failed implants. *Clinical oral implants research*. 2017;28(11):1348-53.
149. Lin G, Ye S, Liu F, He F. A retrospective study of 30959 implants: risk factors associated with early and late implant loss. *Journal of clinical periodontology*. 2018.
150. 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1991;6(2).
151. Lages FS, Douglas-de Oliveira DW, Costa FO. Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clinical implant dentistry and related research*. 2018;20(1):26-33.
152. 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. *Journal of clinical periodontology*. 2007;34(4):359-66.
153. Homolka P, Beer A, Birkfellner W, Nowotny R, Gahleitner A, Tschabitscher M, Bergmann H. Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study. *Radiology*. 2002;224(1):247-52.
154. Homma S, Makabe Y, Sakai T, Morinaga K, Yokoue S, Kido H, Yajima Y. Prospective multicenter non-randomized controlled study on intraosseous stability and healing period for dental implants in the posterior region. *International journal of implant dentistry*. 2018;4(1):10.
155. Vercaigne S, Wolke JG, Naert I, Jansen JA. Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. *Clinical oral implants research*. 1998;9(4):261-71.
156. 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. *Clinical implant dentistry and related research*. 2018.
157. Duyck J, Corpas L, Vermeiren S, Ogawa T, Quirynen M, Vandamme K, Jacobs R, Naert I. Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clinical oral implants research*. 2010;21(8):877-84.
158. Norton MR. The influence of insertion torque on the survival of immediately placed and restored single-tooth implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2011;26(6).

159. Khayat PG, Arnal HM, Tourbah BI, Sennerby L. Clinical outcome of dental implants placed with high insertion torques (up to 176 Ncm). *Clinical implant dentistry and related research*. 2013;15(2):227-33.
160. Berardini M, Trisi P, Sinjari B, Rutjes AW, Caputi S. The effects of high insertion torque versus low insertion torque on marginal bone resorption and implant failure rates: a systematic review with meta-analyses. *Implant dentistry*. 2016;25(4):532-40.
161. Campos FE, Gomes JB, Marin C, Teixeira HS, Suzuki M, Witek L, Zanetta-Barbosa D, Coelho PG. Effect of drilling dimension on implant placement torque and early osseointegration stages: an experimental study in dogs. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2012;70(1):e43-e50.
162. Ottoni JMP, Oliveira ZFL, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2005;20(5).
163. Stelzle F, Frenkel C, Riemann M, Knipfer C, Stockmann P, Nkenke E. The effect of load on heat production, thermal effects and expenditure of time during implant site preparation— an experimental ex vivo comparison between piezosurgery and conventional drilling. *Clinical oral implants research*. 2014;25(2).
164. Rashad A, Kaiser A, Prochnow N, Schmitz I, Hoffmann E, Maurer P. Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clinical oral implants research*. 2011;22(12):1361-5.
165. Reingewirtz Y, Szmukler-moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clinical oral implants research*. 1997;8(3):189-97.
166. Thompson HC. Effect of drilling into bone. *Journal of oral surgery*. 1958;16(1):22-30.
167. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(1).
168. Bahat O. Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(5).
169. Malmstrom H, Gupta B, Ghanem A, Cacciato R, Ren Y, Romanos GE. Success rate of short dental implants supporting single crowns and fixed bridges. *Clinical oral implants research*. 2016;27(9):1093-8.
170. Lee S-A, Lee C-T, Fu MM, Elmisalati W, Chuang S-K. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials for the management of limited vertical height in the

posterior region: short implants (5 to 8 mm) vs longer implants (> 8 mm) in vertically augmented sites. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014;29(5).

171. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*. 2007;33(5):243-56.

172. Ibañez C, Catena A, Galindo-Moreno P, Noguerol B, Magán-Fernández A, Mesa F. Relationship Between Long-Term Marginal Bone Loss and Bone Quality, Implant Width, and Surface. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2016;31(2).

173. Olmedo-Gaya MV, Manzano-Moreno FJ, Cañaverol-Cavero E, de Dios Luna-del Castillo J, Vallecillo-Capilla M. Risk factors associated with early implant failure: A 5-year retrospective clinical study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115(2):150-5.

174. Olate S, Lyrio MCN, de Moraes M, Mazzone R, Moreira RWF. Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2010;68(2):414-9.

## EKLER

### Ek-1: Etik Kurul Onayı

#### KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Dental implant cerrahisi esnasındaki düşük devirli irrigasyonsuz frezlemenin marjinal kemik seviyesi ve implant başarısına etkilerinin incelenmesi.
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2017/71

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	MALATYA KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
	AÇIK ADRESİ:	İnönü Üniversitesi Merkez Kampüsü, 44280, Malatya, Türkiye
	TELEFON	+90 422 341 06 60 / 1219
	FAKS	+90 422 341 00 36
	E-POSTA	inu.dhek@inonu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Abubekir ELTAS			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji AD			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	MALATYA			
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
FAZ 4		<input type="checkbox"/>			
Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>			
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input type="checkbox"/>			
İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>			
Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanı  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Saim YOLOĞLU  
İmza:

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Dental implant cerrahisi esnasındaki düşük devirli irrigasyonsuz frezlemenin marjinal kemik seviyesi ve implant başarısına etkilerinin incelenmesi.
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2017/71

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama				
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>				
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>				
	İLAN	<input type="checkbox"/>				
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>				
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>				
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>				
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2017/71	Tarih:31.05.2017				
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.					

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Saim YOLOĞLU

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Saim YOLOĞLU	Biyoistatistik	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Metin GENÇ	Halk Sağlığı	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. İbrahim ŞAHİN	İç Hastalıkları	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Sedat YILDIZ	Fizyoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Barış OTLU	Mikrobiyoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mehmet GÜL	Histoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Cemalettin AYDIN	Genel Cerrahi	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanı  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Saim YOLOĞLU  
İmza:

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Dental implant cerrahisi esnasındaki düşük devirli irrigasyonsuz frezlemenin marjinal kemik seviyesi ve implant başarısına etkilerinin incelenmesi.								
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2017/71								
Prof. Dr. Hakan HARPUTLUOĞLU	Onkoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Seda TAŞDEMİR	Tıbbi Farmakoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Mehmet KARATAŞ	Tıp Tarihi ve Etik	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Sedat AKBAŞ	Anesteziyoloji ve Rea.	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Necla DENİZ	Eczacı	Serbest Eczacı	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Abdullah DEMİREL	Hukuk	Serbest Avukat	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Hasan KONAN	Sivil Üye	MSD Ltd. Şti.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanı  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Saim YOLOĞLU  
İmza:

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

## ÖZGEÇMİŞ

1990 yılında Antalya’da doğdum. İlk ve ortaokul öğrenimimi Fatmagül Özpınar İlköğretim Okulu’nda, lise öğrenimimi ise Antalya Anadolu Lise’sinde tamamladım. 2008 yılında Ankara Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi’ni kazandım. 2014 yılında İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimime başladım ve halen aynı Anabilim Dalı’nda araştırma görevlisi olarak devam etmekteyim.

