



T.C.

SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**DENTAL İMPLANTLARIN 2 FARKLI TEKNİK OLAN
PİEZOCERRAHİ OSTEOTOMİ VE NOVEL
OSSEODENSİFİKASYON YÖNTEMİYLE YERLEŞTİRİLDİKTEN
SONRA İMPLANTLARIN OSSEOİNTEGRASYONU ÜZERİNE
ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ: TAVŞAN TİBİASINDA
DENEYSEL ÇALIŞMA**

DT. Murat ARSLAN

UZMANLIK TEZİ

SİVAS

2019



T.C.

SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**DENTAL İMPLANTLARIN 2 FARKLI TEKNİK OLAN
PIEZOCERRAHİ OSTEOTOMİ VE NOVEL
OSSEODENSİFİKASYON YÖNTEMİYLE YERLEŞTİRİLDİKTEN
SONRA İMPLANTLARIN OSSEOİNTEGRASYONU ÜZERİNE
ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ: TAVŞAN TİBİASINDA
DENEYSEL ÇALIŞMA**

DT. Murat ARSLAN

UZMANLIK TEZİ



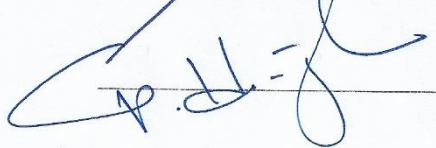
Dr. Öğretim Üyesi Turgay Peyami HOCAOĞLU

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS

2019

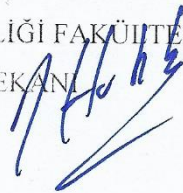
“Dental İmplantların 2 Farklı Teknik Olan Piezocerrahi ve Novel Osseodensifikasyon Yöntemiyle Yerleştirildikten Sonra İmplantların Osseointegrasyonu Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi:Tavşan Tibiasında Deneysel Çalışma” adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

	AD SOYAD	İMZA
Başkan	Prof.Dr. Hasan YELER	
Üye	Prof.Dr.M.Emre BENLİDAYI	
Üye	Dr.Öğr.Üyesi T.Peyami HOCAOĞLU	

ONAY

Bu tez çalışması 05.11.2019 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKAN



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez hazırlama sürecinde kendisinden çok şey öğrendiğim bilgisini, ilgisini, deneyimlerini ve yol göstericiliğini benden esirgemeyen akademisyen olarak hep örnek alacağım hocam ve tez danışmanım Dr. Öğretim Üyesi Turgay Peyami HOCAOĞLU'na

Değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşıp uzmanlık eğitimime katkıda bulunan bilim dalı öğretim üyeleri sevgili hocalarım Prof. Dr. Hasan YELER, Prof. Dr. İlker ÖZEÇ'e

Çalışma ortamımı arkadaşlıklarıyla daha keyifli bir yer olmasını sağlayan Dt.Murat ŞİMŞEK, Dt.Gökhan ALDIM, Dt. Osman DURSUN ve bölüm arkadaşlarıma ve üzerimde emeği olan herkese, deney aşamasına desteğinden ötürü Bilimplant Dental'e

Hayatım boyunca beni destekleyip bu günlere gelmemde çok büyük emekleri olan desteklerini her zaman arkamda hissettiğim sevgili babam Mikail ARSLAN, annem Nermin ARSLAN ve kardeşim Müjdat ARSLAN 'a

Her zaman desteğiyle, hoşgörüsüyle yanımda hissettiğim biricik eşim Fadime ARSLAN'a

Sonsuz teşekkürlerimi bir borç bilirim...

Dt. Murat ARSLAN

ÖZET

Dental İmplantların 2 Farklı Teknik Olan Piezocerrahi Osteotomi Ve Novel Osseodensifikasyon Yöntemiyle Yerleştirildikten Sonra İmplantların Osseointegrasyonu Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi: Tavşan Tibiasında Deneysel Çalışma

Dt. Murat ARSLAN, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, 2019

İmplant, genel tıp alanındaki kullanımıyla eksik bir doku ya da organın yerine yerleştirilen doğal ya da yapay materyal anlamına gelir. Dental implant ise eksik bir veya birden fazla dişin tedavisinde dental protezlere destek olarak kullanılan, cerrahi işlem ile çene kemikleri içine yerleştirilen, titanyumdan yapılmış doğal diş kökünü taklit eden materyallerdir. Dental implant tedavisinin başarılı olması için implant ve kemik arasında “osseointegrasyon” denilen sıkı bir bağlantının oluşması gerekmektedir. Bu bağlanma süreci dinamik bir süreçtir, implantın yerleştirildiği erken dönemde hızlı bir şekilde olur, sonrasında implant kemiğin içinde kaldığı sürece yavaş bir şekilde devam eder. Osseointegrasyonun oluşmasını etkileyen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Bu faktörlerin en önemlileri, implantın, alveoler kemik içine yerleştirilmesi aşamasında belirli bir stabilite ile yuvasında hareketsiz olarak konumlandırılması (primer stabilite) ve yeterli miktarda kemik ile kontakt oluşturmasıdır. Ayrıca implantın primer stabilitesinin, osseointegrasyonun sağlanması için bir ön koşul olduğu bildirilmektedir. Dental implantların osseointegrasyonunun uzun süreli olması, implant yerleştirilecek kemiğin trabeküler yoğunluğuna da bağlıdır. Eğer yeterli trabeküler kemik yoksa implantların osseointegrasyonu yeterli miktarda olamaz ve zamanla zayıf olan osseointegrasyonunu da kaybedebilir.

Dental implantların kemik içindeki yuvası, kemik trabekül yoğunluğuna; yani kemiğin kalitesi ve kantitesine bağlı olarak seçilen frezleme teknikleri ve farklı frez protokolleri ile oluşturulmalıdır. Dolayısıyla bu protokollerin kemiğin anatomik ve fizyolojik durumuna göre seçilmesi ve uygulanması, implantın yapısı (geometrisi, yiv şekli...) ile birlikte implantın primer stabilitesini ve etrafındaki kemik yoğunluğunu değiştirir. Sonuç olarak bu süreçler implant tedavisinin uzun dönem başarısında çok önemli rol oynamaktadır.

Literatürde dental implantların osseointegrasyonuna olumlu katkı sağlamak için pek çok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalar implant materyalinin tasarımı ve yüzey

özellikleri üzerine yoğunlaşmıştır. Cerrahi prosedürler ve implant cerrahisi sırasında frezleme protokolleri hakkında çok az çalışma bulunmaktadır.

Bu çalışmanın amacı implant tedavisinin başarısı açısından farklı güncel frezleme teknikleri ile implant yerleştirmek, sonuçları deneysel olarak inceleyerek hangi tekniğin primer stabilite ve osseointegrasyon açısından daha başarılı ve olumlu sonuçlar vereceğini ortaya çıkarmaktır.

Çalışmada 24 adet erkek, beyaz, Yeni Zellanda cinsi tavşan kullanılmıştır. Çalışmaya dahil olan tüm tavşanların tibialarına 3.2 mm çapında 8 mm boyunda aynı tasarımda dental implantlar yerleştirilmiştir. Deney grupları; Normal implant frezi ile implant yuvası açma (kontrol) grubu (n:16); piezocerrahi uçları ile implant yuvası açma grubu (n:16); osseodensifikasyon(densah) frezleriyle implant yuvası açma grubu (n:16) şeklinde oluşturulmuştur. Cerrahiden 8 hafta sonra tavşanlar sakrifiye edilmiştir. İmplant cerrahisi sonrasında ve 8. haftada manyetik rezonans yöntemiyle implant stabilitesi (ISQ değerleri) ölçülmüştür. Kemik-implant kontağı (KİK) ise 8. hafta sonunda histomorfometrik analiz yöntemiyle ölçülmüştür.

Başlangıç ISQ değerlerinde kontrol grubu ve diğer tekniklerle yerleştirilen gruplar (piezocerrahi, osseodensifikasyon frezleri) arasında anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir. 8 haftalık ISQ değerlerinde ise, piezocerrahi yöntemiyle ile yerleştirilen grupta kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek sonuçlar bulunmuştur. Piezocerrahi grubu ISQ değerleri 8. hafta sonunda fazla bulunmuş fakat osseodensifikasyon grubuna göre anlamlı bir farklılık göstermemiştir ($p>0,05$).

Piezocerrahi grubu KİK değerlerinde kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek sonuçlar göstermiştir ($p<0,05$). Piezocerrahi ile yerleştirilen grupta 8. hafta sonundaki KİK değerleri osseodensifikasyon yöntemine göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p<0,05$).

Bu çalışmanın limitleri dahilinde; piezocerrahi ile osseodensifikasyon yöntemi arasında 8. hafta histomorfometrik analiz sonuçlarına göre piezocerrahi yönteminin osseodensifikasyon yöntemine göre ISQ ve KİK değerlerinin daha fazla olduğu bu nedenle osseointegrasyona daha fazla katkı sağladığı düşünülmektedir. Bu sonuçların kesinliği için farklı kemik tiplerinde daha fazla sayıda çalışmaya ihtiyaç vardır.

Anahtar kelimeler: Piezocerrahi, osseodensifikasyon(densah) frezler, implant stabilitesi, osseointegrasyon, dental implant

ABSTRACT

Evaluation Of The Effects Of Dental Implants On The Osseointegration Of Implants After Placing With 2 Different Technique Of Piezosurgery Osteotomy And Novel Osseodensification Method: Experimental Study In Rabbit Tibia

Dt. Murat ARSLAN, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, 2019

Implant means a natural or artificial material that replaces a missing tissue or organ in its general use in medicine. Dental implants are materials used to support dental prostheses in the treatment of one or more missing teeth, which are implanted in the jaw bones by surgery and mimic the natural tooth root and is made of titanium. For dental implant treatment to be successful, a tight connection called “osseointegration” must be established between the implant and bone. This bonding process is a dynamic process, which occurs quickly in the early period of implant placement, and then proceeds slowly as long as the implant remains in the bone.

There are several factors affecting the formation of osseointegration. The most important of these factors is immobilization of implant in its housing (primary stability) with sufficient stability at the stage of insertion into the alveolar bone, and having contact with sufficient amount of bone. It is also reported that primary stability of the implant is a prerequisite for achieving osseointegration. The prolonged osseointegration of dental implants also depends on the trabecular density of the bone where they will be implanted. . If there is not enough trabecular bone, the osseointegration of the implants cannot be sufficient and may lose its weak osseointegration over time.

The socket of the dental implants within the bone is based on bone trabecular density; that is, it should be formed with selected drilling techniques and different drilling protocols depending on the quality and quantity of the bone. Therefore, the selection and application of these protocols according to the anatomical and physiological condition of the bone changes the implant's structure (geometry, groove shape, etc.), as well as the primary stability of the implant and the surrounding bone density. As a result, these processes play a crucial role in the long-term success of implant treatment.

Many studies have been conducted in the literature to contribute positively to the osseointegration of dental implants. These studies have focused on the design and

surface properties of the implant material. There are very few studies on surgical procedures and milling protocols during implant surgery.

The aim of this study is to determine the success of implant treatment by using different current drilling techniques, and to investigate which techniques will yield more successful and positive results in terms of primary stability and osseointegration.

In this study, 24 male, white, New Zealand rabbits were used. Dental implants of 3.2 mm in diameter and 8 mm in length were placed in the tibia of all rabbits included in the study. Experimental groups; Normal implant drill (control) group (n: 16); piezosurgical group (n: 16); osseodensification (densah) group (n: 16). Rabbits were sacrificed 8 weeks after surgery. Implant stability (ISQ values) was measured by magnetic resonance method after implant surgery and at 8 weeks. Bone-implant contact (BIC) was measured by histomorphometric analysis at 8 weeks.

There was no significant difference in the initial ISQ values between the control group and the groups undergoing implant by other techniques (piezosurgery, osseodensification drills). In the 8-week ISQ values, the results were significantly higher in piezosurgery group compared to the control group. Piezosurgery group ISQ values were higher at the end of 8th week but did not show a significant difference compared to osseodensification group ($p > 0.05$).

Piezosurgery group showed significantly higher BIC values than the control group ($p < 0.05$). BIC values at the end of the 8th week were significantly higher in the piezosurgical group than the osseodensification group. ($P < 0.05$). In addition, bone contact around the implants implanted by piezosurgery was found to be more better than osseodensification technique. Within the limits of this study; According to the histomorphometric analysis results of the 8th week between piezosurgery and osseodensification method, it is thought that as the ISQ and BIC values of the piezosurgery method are higher than the osseodensification method, it contributes more markedly to osseointegration. For the confirmation of these results, further studies with different bone types are required.

Key Words: Piezosurgery, osseodensification(densah) burs, implant stability, osseointegration, dental implant

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
TABLolar DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Dental İmplantların Tanım ve Tarihiçesi.....	3
2.2 Kemik Dokusunun Histolojisi ve Fizyolojisi.....	4
2.2.1 Kemik iyileşmesi.....	4
2.2.2 Kemik İyileşmesini Etkileyen Lokal Faktörler.....	6
2.3 Osseointegrasyon.....	6
2.3.1 Osseointegrasyonun Biyolojik Süreci.....	7
2.3.2. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler.....	9
2.3.2.1. İmplant Materyalleri.....	9
2.3.2.2. İmplant Tasarımı.....	9
2.3.2.3. İmplantların Yüzey Özellikleri.....	10
2.3.2.4. Kemik Kalite ve Kantitesi.....	10
2.3.2.5. Cerrahi Teknik.....	11
2.3.2.6. Frez Tasarımı.....	11
2.3.2.7. Frezleme Hızı.....	12
2.3.2.8. Frezleme İşlemini Esnasında Uygulanan Kuvvet.....	12
2.3.2.9. Frez Ucu Keskinliği.....	12

2.3.2.10. İrrigasyon	12
2.3.2.11. Kemik Kalitesi.....	13
2.4. Primer Stabilite.....	13
2.4.1. Primer Stabiliteyi Etkileyen Faktörler.....	13
2.5. Sekonder Stabilite	14
2.6. Osseointegrasyonu ve İmplant Stabilitesini Değerlendirmede Kullanılan Yöntemler.....	14
2.6.1. Osseointegrasyonu Değerlendirme	14
2.6.1.1. Histoloji ve Histomorfometri	14
2.6.2. İmplant Stabilite Ölçümleri	15
2.6.2.1. Perküsyon Testi	15
2.6.2.2. Periotest	15
2.6.2.3. Çıkarma Tork Testi	16
2.6.2.4. Rezonans Frekans Analizi.....	16
3. PİEZOCERRAHİ.....	19
3.1. Genel Özellikler	19
3.1.1. Piezocerrahinin İmplant Yuvası Hazırlamada Kullanımı	22
4.OSSEODENSİFİKASYON FREZLER (DENSAH BURS)	23
4.1. Genel Özellikler	23
4.2. OD Frezlerin Çok Yönlü Kullanımı	24
4.2.1. Kesme Modu; Mandibulada "Tip I" Kemikte ve Yoğun Trabekül ile Dolu "Tip II" Kemikte kullanımı	25
4.2.2. Yoğunlaştırma Modu.....	25
5. MATERYAL VE METOD	27
5.1. Çalışma Dizaynı ve Oluşturulan Çalışma Gruplarının Tanımı	27
5.2. Cerrahi İşlem ve İmplantların Yerleştirilmesi.....	28

5.3. (RFA) Değerlendirme Yöntemi	33
5.4. Histomorfometrik Değerlendirme için Kesitlerin Hazırlanması	34
5.5. Kesitlerin Histomorfometrik Değerlendirilmesi	36
5.6. İstatiksel Analiz.....	36
6. BULGULAR	37
6.1. RFA Ölçüm Sonuçları	37
6.2. Histomorfometrik Analiz	39
6.2.1. Kemik İmplant Konağı (KİK) Ölçüm Sonuçları.....	39
7. TARTIŞMA	43
8. SONUÇ VE ÖNERİLER	53
9. KAYNAKLAR.....	54
10. ÖZGEÇMİŞ.....	73

SİMGELER VE KISALTMALAR

Ark	: Arkadaşları
PS	: Piezocerrahi
OD	: Osseodensifikasyon
KİK	: Kemik implant kontağı
RFA	: Rezonans frekans analizi
ISQ	: İmplant stabilite katsayısı
Hz	: Hertz
RANKL	: Ligand reseptör aktivatör
PTH	: Paratroid hormon
IL	: İnterlökin
APA	: Amerikan periodontoloji akademisi
TNF- α	: Tümör nekroz faktör
\pm	: Hata

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Periotest cihazı.....	15
Şekil 2.2. Osstell Cihazı ve Smartpeg.....	18
Şekil 3 1. Mectron Marka Piezocerrahi Cihazı	22
Şekil 3 2. Mectron Marka Piezocerrahi Cihazı için Üretilmiş İmplant Uçları	22
Şekil 4 1. Kesme Modunda Çalıştırma	25
Şekil 4 2. Osseodensifikasyon (Yoğunlaştırma) modunda çalışma	26
Şekil 5 1. K Grubunda İmplant Yuvalarının Açılması.....	29
Şekil 5 2. Dental İmplantların Raşet Yardımıyla Yerleştirilmesi	30
Şekil 5 3. PC Yöntemi ile İmplant Yuvalarının Açılması.....	30
Şekil 5 4. OD Frezlerle İmplant Yuvalarının Açılması	31
Şekil 5 5. OD frezler	31
Şekil 5 6. Yerleştirilen İmplantların Markası.....	32
Şekil 5 7. Cerrahi Bölgenin Primer Kapatılması.....	32
Şekil 5 8. RFA Ölçümünde Kullanılan Osstell Cihazı.....	33
Şekil 5 9. Ostell Yardımı ile Smartpeg Yerleştirildikten Sonra RFA Ölçümü	34
Şekil 5 10. İmplant İçeren Kemik Blok	34
Şekil 5 11. Histomorfometrik Analiz Yöntem Basamakları, A) Örneklerin dehidrate edilmesi için kullanılan alkol solüsyonları, B) Dehidrate edilen örneklerin infiltre edilmesinde kullanılan teknovit solüsyonları, C) Örnekleri içeren metil metakrilat rezin blokların lam üzerine vakum altında yapıştırılması, D) Örneklerden kesit almak için kullanılan Exakt sert doku kesme cihazı.....	35
Şekil 6 1. Çalışmaya Alınan Grublarda RFA 1. gün Değerlerinin Dağılımı .	38
Şekil 6 2. Çalışmaya Alınan Grublarda RFA 8.Hafta Değerlerinin Dağılımı	39
Şekil 6 3. 8 haftalık Deney Gruplarının Histolojik Görüntüsü (4x).....	39
Şekil 6 4. KİK Ölçümünün Gruplara Göre Dağılım Grafiği.....	42

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Kemik İyileşme Fazları (46)	5
Tablo 2.2. Periotest Ölçüm Değerleri (100)	16
Tablo 6 1. Başlangıç ve 8. hafta RFA Değer Ortalamaları.....	38
Tablo 6 2. Grupların KİK Bakımından Karşılaştırılması	40
Tablo 6 3. K grubu ve PC Grubu Arası KİK Bakımından Karşılaştırılması .	40
Tablo 6 4. K ve OD Gruplar Arası KİK Bakımından Karşılaştırılması	41
Tablo 6 5. OD ve PC Grupları Arası KİK Bakımından Karşılaştırılması	41



1. GİRİŞ

Günümüz dişhekimliği uygulamalarında hastaların mümkün olan en kısa sürede diş eksikliklerinin tedavi edilmesi ve böylece dişsiz geçirdiği sürenin mümkün olduğunca kısaltılması hedeflenmektedir. Dental implant uygulamaları bu hedef doğrultusunda günümüzde tercih edilen en popüler tedavi yöntemidir. Tedavinin başarısı implantların cerrahi ilkelere uygun şekilde yerleştirilmesi ve sonrasında kemik ile olan bağlantısının sorunsuz bir şekilde gerçekleşmesine bağlıdır. Bu işlemlerde sorun çıkarsa tedavi süreci beklenenin tam tesine uzayacaktır (1).

Kemik ile implantın bağlanması, yani osseointegrasyon Albrektsson ve ark." tarafından canlı kemik ve yük taşıyan bir implant yüzeyi arasında direkt, fonksiyonel ve yapısal bağlantı" şeklinde tanımlanmıştır (2). Osseointegrasyonun sağlanması implantın başarısının değerlendirilmesinde en önemli kriterlerden biridir (3). İmplant çevresindeki dokuların iyileşmesi ve yeniden oluşum (remodelasyon) metabolizması karmaşık bir dizi olaylar bütünüdür (4).

Osseointegrasyonu etkileyen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Albrektsson güvenilir bir osseointegrasyonun sağlanması için gerekli olan faktörleri; biyoyumluluk, implant yüzey özelliği, implant tasarımı, kemiğin durumu, cerrahi teknik, protez yükleme koşulları olarak tanımlamıştır (2).

Bu faktörlerden implant yüzey yapısı, biyoyumluluk ve protez yükleme protokolleriyle ilişkili çok sayıda araştırma yapılmasına rağmen cerrahi teknik ve implant yuvası hazırlama teknikleri konusunda araştırmalar sınırlı kalmıştır (5,6).

İmplant yuvasının hazırlanmasında kullanılan cerrahi teknikler implant tedavisinin başarısında oldukça önemli bir yere sahiptir (7,8,9,10).

Kemik hücrelerinin dayanabileceği en yüksek sıcaklık değeri 47°C'dir (11). Bu değer aşıldığında kemik yapısı bozularak kemikte onarılamayacak kalıcı hasarlara neden olur (12,13). Kullanığımız cerrahi teknikler kemikte ısı artışı, travma gibi birtakım değişikliklere yol açar (14,15,16). Kemikteki bu sıcaklık artışı, frez şekli, çapı, keskinliği ve irrigasyon solüsyonunun akışı gibi frez dizaynına bağlı faktörler, kortikal kemik kalınlığı, kemik yoğunluğu, iyileşmesini tamamlamış veya iyileşmekte olan kemik gibi kemiğe bağlı faktörler ve freze uygulanan basınç, hız, zaman, frezleme derinliği, aşamalı veya tek basamaklı frezleme, aralıklı veya devamlı frezleme gibi uygulama tekniğine bağlı faktörlerden etkilenir (17,18).

Günümüzde implant yuvası hazırlanılırken kullanılan en yaygın teknik, her implant markası için özel tasarımı bulunan ve her markanın üretici firmasının önerdiği sayı ve sırada frezlerin kullanıldığı geleneksel (konvansiyonel) tekniktir (19,20).

İmplant yuvası hazırlamada kullanılan tekniklerden biri de piezoelektrik cerrahi tekniktir. Piezoelektrik bıçağın, frezlerin kullanılmasına oranla daha iyi bir kemik iyileşmesi ve kemik şekillenmesi sağladığı belirtilmiştir (20). Piezoelektrik cerrahi cihazların titreşim mesafesi az ve titreşimleri doğrusal olduğundan kontrollü çalışma sağlanır (21,22,23). Normal frezler ile kıyaslandığında kemikte daha az kuvvet ile daha hassas ve mikrometrik bir kesi oluşturabildiğinden daha atravmatik bir teknik olarak kabul edilir (24,25,26,27).

Bunlara ek olarak kemik remodelasyon yönünden her iki tekniği karşılaştıran çalışma çok azdır. Piezoelektrik cerrahi ve frez kullanımı ile hazırlanmış implant yuvalarının karşılaştırıldığı, Preti ve ark.'larının domuzlarda yaptıkları araştırmada, piezoelektrik cerrahinin erken dönem kemik iyileşmesine etkisi frez kullanımından daha başarılı bulunmuştur (28).

Günümüzde implant yuvası hazırlamada çok yeni olan tekniklerden biri ise osseodensifikasyon(OD) tekniğidir.Bu teknik Huwais tarafından özel tasarlanmış frezlerle implant yuvası etrafındaki kemik yoğunluğunu ve hacmini artırmak için geliştirilmiştir (29).Yapılan çalışmalar OD tekniğinde konvansiyonel teknikten farklı olarak frezlerinin kesme açısının negatif olduğu ve saat yönünün tersine daha hızlı turlarla çalıştırıldığında implant çevresinde kemik yoğunluğunu artırdığı ve osseointegrasyona katkı sağladığı gösterilmiştir (19,30).

Söz konusu bu farklı implant yuvası hazırlama tekniklerinin hangisinin daha fazla implant çevresinde kemik-implant kontağı (KİK) oluşturacağı ve osseointegrasyona katkı sağlayacağı konusunda hekimlere ışık tutan fazla çalışma bulunmamaktadır (31).

Bu çalışmanın amacı implant tedavisinin başarısı açısından farklı güncel frezleme teknikleri ile implant yerleştirmek, sonuçları deneysel olarak inceleyerek hangi tekniğin primer stabilite ve osseointegrasyon açısından daha başarılı ve olumlu sonuçlar vereceğini ortaya çıkarmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Dental İmplantların Tanım ve Tarihçesi

Tıp alanında implant terimi genel anlamıyla “tedavi amacıyla suni bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi” olarak kullanılır. Günümüz diş hekimliği pratiğinde geniş bir kullanım alanına sahip dental implantlar, üzerine yapılacak olan proteze dayanak olması amacıyla çene kemiğinin içine yerleştirilen diş kökü vazifesi görmesi beklenen materyallerdir (32).

Arkeolojik çalışmalar implant tarihinin eski Mısır ve Güney Amerika uygarlıklarına kadar uzandığını göstermektedir (33). 1965 yılında dental implantolojideki büyük atılım, İsveç’te Lund Üniversitesi’nin Vital Mikroskopi Laboratuvarında çene cerrahisi olarak çalışan Dr. Ingvar Branemark başkanlığındaki İsveçli araştırma grubu tarafından gerçekleştirilmiştir (34). 1981’de Adell ve ark. Branemark’ın implantı dental olarak uygulamasından tam 16 yıl sonra dişsiz hastalarda uyguladıkları implantların 15 yıllık sonuçlarını bildirmişlerdir. Bu yayın, modern implantolojinin doğmasına ve dünyada yaygınlaşmasına ışık tutan ilk çalışmadır (35). Günümüze kadar implantların hem tasarımlarında hem de yüzey özelliklerinde çok daha yeni gelişmeler olmuştur (36,37,38).

Bu çalışmalar sırasında ilk defa osseointegrasyon kavramı ortaya atılmıştır. Daha önce Linkow; başarılı bir implantasyon sonrası iyileşme sürecinin ardından implant yüzeyi ile canlı kemik dokularında periodontal ligamente benzer yapıda fibröz doku oluşmasının gerekli olduğunu iddia etmiştir (39). Branemark ve ark. yaptıkları deneysel çalışmalar neticesinde Linkow’un tezini çürütmüşler ve 1969’da kemik ile implant yüzeyi arasındaki ilişkiyi tarif eden osseointegrasyon kavramını; “yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında, ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas” şeklinde günümüze kadar geçerliliğini koruyan tanımını yapmışlardır. Sonrasında Schroeder ve ark. implant ile kemik arasındaki bağlantıyı “fonksiyonel ankiloz” olarak tanımlamıştır. Başarılı bir osseointegrasyon sürecinin ardından implant-kemik kontak bölgesinden alınan histolojik kesitler incelendiğinde arada yumuşak doku olmaksızın implant yüzeyi ile kemik doku arasında direkt temas olduğu görülmüştür (40).

2.2 Kemik Dokusunun Histolojisi ve Fizyolojisi

İskelet sisteminin ana komponentini oluşturan kemiklerin vücutta, iç organların korunması, kas bağlantılarının gerçekleşmesi, ağırlığının taşınması, kan yapımı ve özellikle Ca, Mg, P ve Na gibi iyonların depolanması gibi başlıca görevleri bulunmaktadır (41). Yapı ve fonksiyonları nedeniyle kemiklerde hayat boyu süren yapım ve yıkım olayları gerçekleşmektedir. Bu siklus osteoklastlarda kemik yıkımının artışı ve bununla beraber osteoblastlarda kemik yapımının aktivasyonu şeklinde gerçekleşir. Yaşlanma ile beraber bazı hormonal ve işlevsel değişikliklerin gerçekleşmesine bağlı olarak kemik yıkım hızı, kemik yapım hızını geçmektedir. Dolayısıyla ileri yaşlarda, osteopeni veya osteoporoz gibi durumlar ortaya çıkabilmektedir (42).

Kemik dokusu histolojik olarak trabeküler ve kompakt kemik olmak üzere ikiye ayrılır. Özellikle uzun kemiklerin dış yüzeyinin kapsayan kompakt kemik daha sert ve boşluklu, kansellöz kemik ise daha yumuşak ve boşluksuz yapıdadır. Diğer taraftan kortikal ve kansellöz kemiklerin yapım hızları da (turn-over) birbirinden farklıdır. Kortikal kemik, kansellöz kemiğe daha aktif bir metabolizmaya sahiptir. Ayrıca, organizmadaki toplam kemik kütesinin %80'ini kortikal, %20'sini ise kansellöz kemik oluşturmaktadır (43).

2.2.1 Kemik iyileşmesi

Kemik iyileşmesi, primer ve sekonder kemik iyileşmesi olarak iki bölümde incelenir. Primer kemik iyileşmesi, madde kaybının olmadığı bölgelerde görülür. Kırık parçalar arasında boşluk yoktur. Primer kemik iyileşmesinde granülasyon dokusu minimaldir ve iyi organize olmuş bir kemik yapımı izlenir (44). Sekonder kemik iyileşmesi ise, büyük defektlerin veya madde kayıplarının iyileşmesinde gözlenir. Primer kemik iyileşmesinin aksine tamir bölgesinde granülasyon dokusu ve enfeksiyon oluşabilir. İyileşme dönemi daha uzundur (45).

Kemikte yapılan cerrahi işlemler sonrasında, kemik iyileşmesi ve yeni kemik oluşumu belirli zaman periyotlarında gerçekleşmektedir. Kemik iyileşme fazlarına genel olarak enflamasyon, onarım ve yeniden şekillenme şeklindedir. Bu aşamalar içerisinde de ayrıca pıhtı oluşumu, hücre migrasyonu, granülasyon dokusunun

oluşması gibi iyileşme fazları yer almaktadır (46). İyileşme aşamasında gerçekleşen olaylar ve gerçekleşme süreleri Tablo 2.1’te verilmiştir.

Tablo 2.1. Kemik İyileşme Fazları (46)

	Kemik İyileşme Fazı	Gerçekleşme Süresi
Enflamasyon Fazı	Cerrahi Sonrası Kanama	İlk 10 Dakika
	Cerrahiye Bağlı Oluşan Kanama ile Beraber Pıhtı oluşma	İlk 48 saat
	Fibrinoliz ve Cerrahi Yapılan Bölgeye Hücrelerin Migrasyonu	2-4 Gün
	Granülasyon Dokusunun Oluşması	4-7 Gün
Onarım Fazı	Kemik Yapımının Başlaması	4-5 Gün ve 1-2 Aylar
	Kallus Formasyonunun Oluşması	
	Kemik Trabeküllerinin Oluşması	
Yeniden Şekillenme Fazı	Kallus Formasyonunun Olgun Kemik ile Yer Değiştirmesi	1-2 Ay ve Yıllar Boyu
	Mekanik Kuvvetlerle Birlikte Trabeküllerin Şekillenmesi	
	Kemik Yapım ve Yıkımının Devam Etmesi	

Enflamasyon Fazı; Kemik iyileşmesinin başlangıç fazı olarak kabul edilen enflamasyon fazında, vazodilatasyon, hiperemi, prostoglandin sentezi, histamin salınımı ve kemotaksis gibi olaylar gözlemlenir. Enflamasyon fazının ilerleyen zamanlarında ise fibrin ağı oluşur ve bu ağ fibroblastların ve yeni kapiller yapıların yerleşmesi için yatak görevi üstlenir. Sentezlenen kollajen ile birlikte fibrin ağı organize olur. Yara iyileşme aşamasının ilk 7-10 günlerinde enflamasyon fazından bahsedilebilir. (45)

Onarım Fazı; İyileşmekte olan kemikte onarım fazı 4. ve 5. günlerden itibaren başlamaktadır. Osteoprojenitör hücreler kemotaktik sinyaller ile iyileşme bölgesine gider ve granülasyon dokusu kollajene tutunur. Aynı zamanda kondrositlerin osteoblastlara dönüşümü gerçekleşir. Onarım fazında ekstrasellüler matriksin olgunlaşması ve hücrelerin farklılaşması ile gelişen kallus formasyonu, oluşan kırıldak dokunun olgunlaşmamış (woven) kemik ile yer değiştirmesi ile seyredir. İlk

bir ayda gerçekleşen bu fazda ayrıca, osteoblastlara dönüşen hücreler kemik trabeküllerini oluşturur. Böylelikle en dışta osteojenik hücreler, ortada kıkırdak doku, en içte ise kemik trabekülleri yerini alır. (46)

Remodelasyon Fazı; Olgunlaşmamış kemik dokusu ve kallusun lameller ve trabeküler kemiğe dönüştüğü fazdır. Bu faz ömür boyu kemik rezorpsiyonu ve kemik apozisyonu şeklinde devam eder (47).

İmplant uygulaması sonrası iyileşme primer kemik iyileşmesine benzer. İmplantın kemiğe yerleştirilmesini takiben titanyum gövdenin çevresindeki travmatize olmuş kemiğin nekrozu ve rezorpsiyonu ile birlikte implanta komşu alanda yeni kemik oluşumu ve bir dizi iyileşme olayı izlenir (44).

2.2.2 Kemik İyileşmesini Etkileyen Lokal Faktörler

İyileşmesini etkileyen pek çok lokal faktör bulunmaktadır. Bu faktörler:

- Kemiğin yapısı ve tipi,
- Kırığın özellikleri,
- Kırık bölgesindeki pH,
- Dokudaki oksijen ve karbondioksit basınç değeri,
- Bölgedeki kan dolaşımı,
- Egzersiz,
- Isı,
- Radyasyon,
- Elektrik akımı,
- Denervasyon olarak sıralanabilir (48-51).

2.3 Osseointegrasyon

İmplant çevresindeki dokuların iyileşmesi ve remodelasyon metabolizması kompleks bir dizi olaylar bütünü olup bu olaylar bütünü temelindeki kavram osseointegrasyondur (52).

Osseointegrasyonun 2000'li yıllara kadar yapılan tanımlamaları, implant stabilitesinin sadece klinik ve histolojik gözlemlerinden oluşmaktadır. 2005'te Branemark ve ark. osseointegrasyonu farklı bakış açılarına göre bir kez daha tanımlamışlardır (53).

Makroskobik ve mikroskobik biyoloji ve tıbbi açıdan osseointegrasyon; implantla uyumlu halde yani implantın girinti ve çıkıntılarını dolduracak şekilde yeni oluşan ve tekrar şekillenen kemik dokusunun, implant yüzeyiyle temas etmesidir. Işık mikroskopuyla yapılan incelemelerde kemikle implant arasında bağ dokunun bulunmaması ile karakterizedir. Direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantıyla normal fizyolojik yükleri taşıırken aşırı deformasyon göstermeyen ve konakta rejeksiyon mekanizması başlatmayan implantlar osseointegredir (53).

Osseointegrasyon süreci iki kısımda incelenirse; ilk kısım kemik ve implant yüzeyi arasında oluşan kilitlemeyi (primer stabilite), ikinci kısım ise daha sonra kemikte meydana gelen apozisyon ve remodeling mekanizması aracılığıyla oluşan biyolojik fiksasyonu (sekonder stabilite) içerir (54).

Osteointegrasyonun üç aşaması bulunur (55);

1. Örgü kemik oluşması
2. Lameller ve paralel fiberlerden oluşan kemik depozisyonu
3. Kemik remodelasyonu

İkinci aşamada oluşan kemik, protetik yükleme aşaması için kemik kütlelerinin adaptasyonunu sağlarken; üçüncü aşamada oluşan remodelasyon kemik yapısının yüklemeye adapte olmasını sağlar (55).

Örgü kemiğin yerine geçen lameller kemik, kollajen liflerin farklı yönlere doğru paralel halde yığılmasından oluşur ve kemik dokunun en güçlü formudur (54).

İmplant yuvası cerrahi olarak hazırlanıp, implant bu yuvaya yerleştirildikten sonra bir dizi immünolojik ve vasküler olay gerçekleşir. İmplantın fiksasyonunu sağlayan kemik implant arayüzünde gerçekleşen reperatif osteogenezdır ve zamanla yeni kemik oluşmasını sağlar (55).

Osseointegrasyonun elde edilmesinde cerrahi aşama, implant materyali ve implant tasarımının ve yüzey özelliklerinin önemli olduğu bilinmektedir. (56,57)

2.3.1 Osseointegrasyonun Biyolojik Süreci

Osseointegrasyon sadece uygun bir cerrahi teknik ve implantın protetik olarak yüklenmesi sonrası uygun bir stres dağılımı ile sağlanabilir ve korunabilir (36).

Osseointegrasyonun bir biyolojik süreç olduğu ve bu sürecin; implant yüzeyi, implant dizaynı, hasta faktörleri (sistemik hastalıklar, oral hijyen, biyomekanik kuvvetler vb.) gibi parametrelerden etkilendiği bilinmektedir. Osseointegrasyonun

sağlanması bir biyolojik süreç olduğu için zamana ihtiyaç vardır. İmplant cerrahisinden sonra implanta komşu kemiğin iyileşme süreci 3 dönemde gerçekleşmektedir. Bu dönemler; (58)

İmplant kemiğe yerleştikten sonra çevre kemikte gerçekleşen olaylar 3 aşamada gerçekleşir;

- a) Enflamatuvar faz
- b) Proliferatif faz
- c) Maturasyon fazı

a) Enflamatuvar faz

İmplant yuvasını frezleme protokolü sonrası oluşan doku yaralanması erken dönemde trombositlerin implant yüzeyi ile temasıyla birlikte hücre içi granüller serbest kalır ve devamında pıhtı oluşur. Yara iyileşmesinin bu aşamasında hakim hücre grubu nötrofiller olup bu hücrelerin asıl görevleri debridman ve yaralanmış dokuları fagosite etmektir. Dokuların sindirimi nötrofillerin yapısında bulunan elastaz, kollajenaz gibi enzimler aracılığıyla gerçekleşir. Beşinci gün sonrası tabloya hakim olan hücre grupları makrofajlar olup bu süreç reperatif süreç sonuna kadar devam eder (59).

b) Proliferatif faz

Bu safhada yara bölgesinde revaskülarizasyon ve immatür bağ doku matriksi oluşumu görülür. Lokal enflamatuvar hücreler, yara içinde kollajen üretimini başlatır, kollajen ve zengin kapiller ağ kombinasyonu granülasyon dokusu oluşumu ile sonuçlanır. Daha sonra sitokinlere ve hipoksiye cevaben mezenşimal hücreler fibroblastlara, kondroblastlara, osteoblastlara farklılaşır. Başlangıçtaki fibröz doku ve matriks yapı sonunda "*woven bone*" yani örgü kemik isimli yapıya dönüşür. Bu kemik iyileşme sonrası 4-6 haftalık süre zarfında olaya enflamatuvar

c) Maturasyon faz

Bu fazda osteogenez süreci, osteoblastik hücrelerin toplanması, çoğalması ve farklılaşması şeklinde devam eder. Farklılaşmış osteoblastlar matriks mineralizasyonuna katkıda bulunur (59).

Dental implantın yüklenmesi örgü kemiğin daha organize bir yapı olan lameller kemiğe dönüşümünü stimüle eder. Daha sonra ise fonksiyon altındaki kemik dokuda gelen kuvvetler ile kemiğin yeniden oluşum fazı başlar ki bu bir ömür sürer (52).

2.3.2. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Osseointegrasyon bir biyolojik süreç olup bu süreç hücresel ve moleküler düzeyde karmaşık bir dizi periyotlar içerir. Sonuç olarak kemik iyileşmesini takiben implant kemik arasında doğrudan bağlantı ile tamamlanır (60).

Osseointegrasyonu etkileyen faktörler;

- İmplant Materyali
- İmplant Dizaynı
- İmplant Yüzey Özellikleri
- İmplant Yükleme Zamanları ve Koşulları
- Kemiğin Kalite ve Kantitesi
- Cerrahi Aşama

Olarak sıralanabilmektedir (56,57,61).

2.3.2.1. İmplant Materyalleri

İmplant materyali olarak günümüze kadar birçok metal ve metal alaşımları, seramikler, polimerler ve kompozitler kullanılmıştır. Canlı dokulara uyumluluğu ve kemiğe adapte olabilme özelliğine sahip reaktif bir materyal olan titanyum ve alaşımları günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Saf titanyum, biyokompatibilitesi çok iyi bir materyal olup, çok iyi mekanik özelliklere sahiptir. Titanyum implantlar; kemiğe yakın esneklik katsayısı bulundurmaları, antibakteriyel özelliğe sahip olmaları, korozyona karşı direnç gösterebilmeleri ve biyoyumlu olmaları nedeniyle günümüzde en yaygın olarak tercih edilen implant materyalleridir (62).

2.3.2.2. İmplant Tasarımı

Dental implant tedavilerinin başarılı bir şekilde sonuçlandırılmasında ve tedavinin uzun süre sağlıklı bir şekilde devam ettirilmesinde implant gövdesinin tasarımı, genişliği, uzunluğu ve implant yüzey özellikleri önemli bir yere sahiptir. Bu nedenle implant dizaynı üzerine yapılmış birçok çalışma mevcuttur (63, 64) .

İmplantların yiv aralığı, yiv genişliği ve derinliği, heliks açısı implant dizaynını oluşturan en önemli unsurlar olup bu özellikler implant mikro hareketliliğini en aza indirmek için gerekli temel parametrelerdir (65). İmplant üzerine gelen yükleri kemiğe eşit olarak dağıtabilme özelliğine bakıldığında implant genişliği ve uzunluğu bu

noktada en önemli unsurlar olarak karşımıza çıkmaktadır. Kemiğe iletilen stres değerlendirildiğinde ise implant uzunluğundan daha önemli olarak implant genişliğini artırmak yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (66). İmplant genişliğinin 0,5 mm artması, %10-15 daha fazla implant yüzey alanı elde edilmesini sağlayacaktır (67, 68).

Kemik kalitesi açısından bakıldığında; D1 tipi bir kemikten D4 tipi kemiğe gidildikçe kemikte esneklik ve spongioz kemik oranı arttığı için primer stabiliteyi elde edebilmek için daha agresif yivlere sahip implant tercih edilmelidir. Klasik kök formundaki bir implant tasarımında yüzey alanı, silindirik bir dizayna sahip implanta göre %30 daha fazladır. Bu nedenle D4 tipi kemiklerde kök formu implant kullanımı yaygın olarak tercih edilmektedir (68).

2.3.2.3. İmplantların Yüzey Özellikleri

Kemik ile implantın doğrudan temasında; implant tasarımı ve geometrisi primer stabiliteye katkıda bulunurken, implant yüzey özellikleri implant kemik arasındaki mikro retansiyonun sağlanmasında önemli rol oynar. İmplant yüzeyinin pürüzlü yapıda olması implant yüzey alanını artmasına ve osteoblastların implant yüzeyine retansiyonunu artırarak istenilen osseointegrasyonun elde edilmesinde önemli katkısı vardır (69).

Dental implant yüzeylerinin pürüzlendirme yöntemlerinde, asitleme/kumlama ve hidroksiapatit kaplama işlemleri ile edinilen sonuçlar diğer yöntemlere göre daha başarılı sonuçlar göstermektedir (70).

Bununla birlikte implant yüzey özelliklerinin birbirine olan üstünlükleri ve klinik önemi halen araştırılmaktadır (71).

2.3.2.4. Kemik Kalite ve Kantitesi

Başarılı bir implant tedavisinin tamamlanması osseointegrasyonun sağlıklı bir şekilde elde edilmesine bağlıdır. Osseointegrasyonun sağlanmasında ise; kemiğin genişlik ve yüksekliğinin yanı sıra kemiğin kalitesi ve kantitesi oldukça önemli yer tutmaktadır. Cerrahi planlanan bölgedeki kemiğin durumu uygulanması planlanan cerrahi tekniğin ve implant tasarımının seçiminde ayrıca protetik yükleme zamanını belirlemede önemli bir parametredir (72).

Günümüzde kullanılan ve en çok kabul edilen sınıflama Misch tarafından yapılan sınıflamadır.

Misch (72) tarafından yapılan sınıflandırma ise;

- D 1 kemik: Atrofiye uğramış mandibula anterior bölgede görülen yüksek oranda mineralize olmuş kortikal kemikten oluşur.

- D 2 kemik: Mandibula ön ve arka bölge ile maxilla anterior bölgede görülen, kalın ve poröz kortikal kemik ile çevrili yoğun spongios tabakadan oluşur.

- D 3 kemik: Daha çok maxilla anterior ve posterior bölge ile mandibula posteriorunda görülen ince ve poröz kortikal tabaka ile çevrili ince düşük yoğunlukta spongios tabakadan oluşan kemiktir.

- D 4 kemik: Sıklıkla maxilla posterior bölgede görülen hemen hemen hiç kortikal tabakanın bulunmadığı düşük yoğunlukta spongios tabakadan oluşan kemiktir.

- D 5 kemik: Henüz mineralizasyon sürecini tamamlayamayan kemiktir.

Kemiğin iyi hacim ve densiteye sahip olduğu mandibula anterior bölgede implant başarısının daha fazla olduğu, maxiller posterior bölgeye gidildikçe artan kemik porözitesi ve kortikal kemik hacminin azalması sonucu implant başarısızlık oranının arttığı yapılan çalışmalarda rapor edilmiştir (72).

2.3.2.5. Cerrahi Teknik

Dental implant cerrahisi sırasında çalışılan bölgenin canlı bir doku olduğu bilinciyle; kemik preparasyonu sırasında aşırı stresten kaçınmak, kemik iyileşmesini olumsuz yönde etkileyecek ısı değerlerinden uzak durmak, kemiği travmatize etmeden beslenmesini ve yenilenmesine izin verecek şekilde çalışmak ana cerrahi prensipler olarak karşımıza çıkmaktadır (73).

İmplant cerrahisi sırasında oluşan ısı bazı faktörlere bağlıdır. Bu faktörler başlıca; frezin keskinliği, frez tasarımı, frezlerin kullanım sayısı, frezlerin üzerine gelen kuvvet miktarı, frezin kullanım hızı, kemiğin dansitesi, irrigasyon gibi parametrelerdir. Bu parametreler ısı oluşumunun derecesini belirleyen başlıca faktörlerdir (74).

2.3.2.6. Frez Tasarımı

Dental implant cerrahisi sırasında oluşan ısının uygulanan cerrahi teknik kadar kullanılan materyalden de etkilendiği bilinmektedir. Yapılan çeşitli çalışmalarda farklı implant tasarımlarının ısı oluşumu üzerine olan etkileri incelenmiş ve frezin sahip

olduğu geometrinin hem oluşan ısı bakımından hem de cerrahi sırasında elde edilmek istenilen primer stabilite üzerine önemli etkisi olduğu rapor edilmiştir (75,76).

2.3.2.7. Frezleme Hızı

İmplant cerrahisi sırasında oluşan ısının en büyük nedenlerinden biri de frezleme hızıdır (77).Cerrahisi sırasında kullanılan frezleme hızının fazla olması, ısı artışına bağlı olarak kemikte protein denatürasyonu ile sonuçlanıp osteonekroza yol açabileceği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (77). Diğer taraftan daha düşük devirlerde kullanılan frezlerin frez üzerinde fazla kuvvet uygulanmasına neden olabileceği bunun sonucu olarak da yine ısı artışının olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (77).

2.3.2.8. Frezleme İşlemini Esnasında Uygulanan Kuvvet

Kemik preparasyonu esnasında oluşan ısı üzerine uygulanan kuvvetin etkisi yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (78).

Yapılan bir çalışmada 48000 devir/dk sabit hız tutularak yapılan irrigasyonlu kemik preparasyonunda 1.5 newton (N) ve 9 N arasında değişen kuvvetler uygulanmış ve 4N kuvvete kadar ısının arttığını, 4N'dan daha büyük kuvvetlerde ise ısının daha düşük olduğu rapor edilmiştir (79).

2.3.2.9. Frez Ucu Keskinliği

Cerrahi esnasında kullanılan frezin keskinliğini; frez tasarımı, kullanım sayısı, freze uygulanan sterilizasyon işlemlerinin sayısı, preparasyon yapılan kemiğin denstitesi frezin geometrisi gibi unsurlar etkilemektedir (80). Yapılan bir çalışmada frez keskinliğinin 300 defa kullanıma kadar izin verdiği bu kullanım sayısından sonraki kullanımlarda kemikte nekroz oluşturabilecek boyutta ısı artışına neden olabileceği rapor edilmiştir (81).

2.3.2.10. İrrigasyon

Kemik preparasyonu esnasında kemik yüzeyinde oluşan ısıyı azaltmak için çalışılan en önemli konulardan biri de irrigasyon yöntemleri üzerinedir. Bu konu ile ilgili Lavelle ve Wedgwood yaptıkları çalışmalarında, dıştan soğutmalı ile içten soğutmalı veya irrigasyon olmadan yapılan uygulamaları karşılaştırmışlar ve içten soğutmalı sistem ile daha kabul edilebilir sonuçlar aldıklarını bildirmişlerdir (82).

Benzer şekilde Şener ve ark. 2009 yılında soğutulmuş serum fizyolojik irrigasyonu ile yapılan kemik preparasyonunun kemik yüzeyinde ısıyı düşürdüğü ancak oda sıcaklığındaki serum fizyolojik irrigasyonun implant uygulaması için yeterli olduğunu göstermişlerdir (83)

2.3.2.11. Kemik Kalitesi

İmplant cerrahisi yapılan bölgedeki kemiğin densitesi preparasyon esnasında oluşan ısıyı etkileyen diğer bir parametredir. Yapılan bir çalışmada yoğun kortikal kemik içeren kemikte yapılan preparasyonlarda kortikal kemiğin ısı iletkenliğinin spongios kemiğe göre daha fazla olması nedeniyle ısı artışının daha fazla olduğu buna bağlı olarak da osseointegrasyon sürecinin etkilendiği ve implant başarısızlık oranının bu bölgelerde arttığı gösterilmiştir (80).

2.4. Primer Stabilite

Osseointegre implantların uzun dönem başarısı için aranan en önemli kriter, implantın kemik içinde stabil olmasıdır. İmplant-kemik bağlantısı oluşurken primer ve sekonder olmak üzere iki tip stabilizasyon oluşmaktadır. Başarılı bir osseointegrasyon için primer ve sekonder stabilite ön koşul olarak görülmektedir (84, 85). Primer ve sekonder stabilitenin sağlanması osseointegrasyonun başarılı olduğunu göstermektedir (86).

Başlangıçtaki primer implant stabilitesi; implant yatağının kemik duvarında mekanik olarak oluşturulan makro retansiyon yolu ile sağlanmaktadır. İmplant uygulaması esnasında implant ve kemiğin temas etmesi ile elde edilmektedir (84,86).

Primer stabilite, mekanik bir parametredir. İmplant yerleştirilmesinin hemen ardından elde edilmekte ve temas alanının miktarına bağlı olarak değişebilmektedir (87).

2.4.1. Primer Stabiliteyi Etkileyen Faktörler

Primer stabiliteye etki eden pek çok faktör sayılabilir (85, 88-91);

- a. Kemiğin kalite ve kantitesi
- b. İmplantın uzunluğu
- c. İmplantın genişliği
- d. İmplantın tasarımı
- e. İmplantın üzerindeki yivlerin konfigürasyonu

f. İmplantın yüzey özellikleri

g. İmplant yuvası hazırlanırken kullanılan cerrahi teknik.

İmplantın açılan yuvaya yerleştirilirken yeterli stabilitenin sağlanamaması, implantta mikro hareketler görülmesine neden olur. Primer stabilitenin yüksek olması, sorunsuz iyileşme ve başarılı osseointegrasyon anlamına gelen implant yüzeyi ile çevreleyen kemik arasında oluşan mikro hareketlerin en az seviyede olmasını sağlamaktadır (11).

2.5. Sekonder Stabilite

Primer stabilite, iyileşme ve olgunlaşma süreciyle KİK miktarında artma ve kemiğin yeniden şekillenmesi sonucu yerini sekonder stabiliteye bırakır (11, 92). Sekonder stabilite, osseointegrasyon sonrasında gerek duyulan, primer stabilite azaldıkça artan stabiledir (93).

İyileşme sırasında yeni oluşan kemik dokusu ile implant yüzeyinde biyolojik bağlantı oluşur, böylece primer stabilitesi sekonder stabilite ile yer değiştirir. Dokunun iyileşme ve olgunlaşma döneminde kemik-implant bağlantısında meydana gelen değişiklikler, sekonder implant stabilitesinin derecesi ile belirlenebilir. (94)

Sekonder stabilite oluşurken örgü kemik lameller kemiğe dönüşür (11). Sekonder stabilitenin ölçülmesiyle, kemik dokusunda meydana gelen iyileşmenin, olgunlaşmanın ve alveolar kemik implant arayüzündeki değişimlerin izlenmesi mümkündür (95).

2.6. Osseointegrasyonu ve İmplant Stabilitesini Değerlendirmede Kullanılan Yöntemler

2.6.1. Osseointegrasyonu Değerlendirme

2.6.1.1. Histoloji ve Histomorfometri

Osteointegrasyonun değerlendirilmesinde kullanılan histolojik ve histomorfometrik teknikler, en objektif ve invaziv metodlardandır (96). Histolojik teknikler, implant kemik arayüzünü içeren kesitlerdeki kemik kontak yüzeyini ve oranını değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Donath ve arkadaşları, ışık mikroskobu düzeyinde kabul edilebilir kemik/implant arayüzünün 10µm kalınlığında mineralize kısmının üretilmesine olanak sağlayan bir aşındırma tekniği göstermişlerdir (97). Bu teknik, kemik implant kontak yüzeyini incelemek için

genellikle tercih edilmektedir. Donath ve arkadaşları implant uygulamasından 5 gün sonra kemik implant ara yüzeyinde fazla sayıda çok çekirdekli dev hücreler görüldüğünü izlemişlerdir. Kemik implant kontağı arttıkça var olan dev hücrelerin azaldığını göstermişlerdir (97). Sennerby ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada dekalsifiye örnekler üzerinde transmisyon elektron mikroskobu ile inceleme yapılmış ve implant yüzeyine yakın alanlarda düzenli kollajen yapının oluştuğunu gösterilmiştir (98).

2.6.2. İmplant Stabilite Ölçümleri

2.6.2.1. Perküsyon Testi

Dişhekimliği rutinindeki perküsyon testinin implant üzerinde uygulanan halidir. Sistem ayna ya da sond gibi bir aletin sapı ile implantın üzerine vurma ve çıkan sesin yorumlanması üzerine kurulmuştur. Çıkan ses iyi ve yüksek frekansta ise osseointegrasyonun oluştuğu anlamına gelir. Düşük frekansta ve kötü bir ses ise osseointegrasyonun oluşmadığını gösterir (92).

2.6.2.2. Periotest

Periotest 1980'li yıllarda periodonsiyumdaki destek azalmasını sayılabilir verilerle ölçmek ve mobilite açısından değerlendirmek amacıyla geliştirilmiştir (100).(Şekil2.1)



Şekil 1. Periotest cihazı (99)

Osseointegrasyon seviyesinin implantların yüklenmesi için yeterli olup olmadığının belirlenmesinde kullanılan periotest ölçüm değerleri Tablo 2.2'de gösterilmiştir.

Tablo 2.2. Periotest Ölçüm Değerleri (100)

Periotest ölçüm değer aralığı	Anlamı
-8 ile 0 arası	Yeterli osseointegrasyon, implant yüklenebilir.
+1 ile +9 arası	Klinik muayene gerekli, bir çok vakada implantlar yüklenmeye henüz hazır değildir.
+10 ile +50 arası	Osseointegrasyon yetersiz, implant yüklenmemelidir.

-8 ile 0 değerleri yeterli osseointegrasyonu tanımlarken; +1 ile +9 arası değerleri klinik olarak muayene gereksinimini; +10 ile +50 arası değerler ise osseointegrasyonun yetersiz olduğunu tanımlamaktadır (100).

2.6.2.3. Çıkarma Tork Testi

Bu yöntemde implantlara 10 Ncm'den 20 Ncm'ye kadar tork uygulanarak implantların osseointegrasyonun yeterli olup olmadığı değerlendirilmektedir. Böylece hem implant-kemik arasındaki bağlantının makaslama kuvvetine olan direnci hem de implantın çevre dokulara bağlanma kalitesi ölçülmektedir. Ancak iyileşme prosedürlerinin mekanizmaları anlaşıldıktan sonra bu yöntemin kullanımı sınırlanmış ve yerini daha modern test yöntemlerine bırakmıştır (11).

2.6.2.4. Rezonans Frekans Analizi

Rezonans frekans analizi (RFA) yöntemi ilk kez 1996 yılında Meredith tarafından denenmiştir. Bu yöntem ile implantların primer stabilitesinin ölçülebileceği, implant stabilitesinin uzun dönem zarfında takibi ve osseointegrasyonun sayısal ölçüm ile değerlendirilebilme imkânı olabileceği bildirilmiştir. RFA yönteminde sabit durumda ilerleyen frekans dalgası ve uyarılabilen bir transdüktör kullanılır. Bu transdüktör implant veya dayanak üzerine vidalanır ve transdüktöre gönderilen rezonans frekansına alınan cevap ile çevre doku içindeki implantın stabilitesi ölçülür (101). RFA yapan ilk ticari cihaz Osstell (Integration Diagnostic AB, Göteborg, İsveç) adı altında piyasaya sürülmüştür. (Şekil 2.2)

Daha sonraki dönemlerde aynı firmaya ait olan, implant veya dayanağa bir alüminyum peg ile vidalanan ve ölçümlerin kablolu yapılmaya olanak sağlayan

Osstell Mentor (Integration Diagnostic, Göteborg, İsveç) cihazı piyasaya çıkmıştır. Osstell Mentor cihazındaki “SmartPeg”, implanta ya da dayanağa vidalanabilen dönüştürücü pime verilen isimdir. Osstell Mentor cihazı bu pimin oluşturduğu manyetik sahayı algıladığında SmartPeg’i süresi yaklaşık 1 ms olan manyetik bir etki ile uyarır. Uyarıyla beraber küçük vibrasyonlara başlayan pimin ucundaki mıknatıs, Osstell Mentor cihazının uç kısmındaki elektrik akımını oluşturur. Bu akım rezonans frekans analizatörü tarafından çözülür ve değerlendirme sonucu, rezonans frekansının algoritması RFA olarak verilir (102).

Normalde frekans Hertz (Hz) ile ölçülür ve 3500-8500 Hz aralığındadır ama bu ölçek değerlendirilebilir olmadığından RFA’ya çevrilmiştir. RFA değeri 0-100 arasında değişmekte ve ne kadar yüksek olursa implantın stabilitesi o kadar fazla olmaktadır (103,104).

Cihazın kullanım kolaylığı, boyutunun daha da küçültülmüş olması, setinde bulunan kendine ait SmartPeg’i ya da her implant firması kendi implant dizaynlarına göre ürettiği SmartPeg’lerin varlığı gibi avantajları bulunmaktadır.

Data Manager yazılımı ile bilgisayarda hastaya dair bilgiler ve ölçüm sonuçları saklanabilir ve ölçümler bilgisayar ortamına da aktarılabilir (105).

Cihazın avantajları şöyle sıralanmaktadır;

1. Yükleme zamanını bildirir: Osstell, hekim tarafından yerleştirilen implantın stabilitesini ve kemik kalitesinin ölçülmesini sağlar. İmplantın yükleme zamanı hakkında bilgi verir.

2. Komplikasyonların önceden tespitini sağlar: Osstell, diş hekiminin implant çevresindeki iyileşmeyi ve değişiklikleri ölçmesini sağlar. Bu şekilde güvenli bir restorasyon için uygun zaman belirlenebilir. Ayrıca olası hatalar önceden belirlenip gerekli önlemler alınabilir. Bu özellik direkt olarak klinik başarısızlıkların sayısını da azaltır.

3. İmplant performansını değerlendirir: Osstell, implantın klinik performansının ölçülmesini sağlar. Böylece implant sistemleri arasında seçim yapılabilir.

4. Hasta takibini kolaylaştırır: Osstell, diş hekiminin hasta kayıtları ile beraber tutabileceği ölçümler elde etmesini sağlar. Bu da hasta takibinde ve yasal uygulamalarda yarar sağlar (105).



Şekil 2.2. Osstell Cihazı ve Smartpeg (105)

3. PİEZOCERRAHI

3.1. Genel Özellikler

Piezoelektrik etki, üzerine mekanik bir basınç uygulanan quartz gibi bazı kristaller ve seramik malzemelerde bir elektriksel gerilimin oluşmasıdır. Malzeme genişleyip daralarak titreşir ve ultrasonik vibrasyon oluşturur. Basınç elektrikleşmesi olarak da adlandırılan bu etki, Yunanca basınç anlamına gelen “piezein” sözcüğünden türetilen “piezo” sözcüğü ile tanımlanmıştır. 1953 yılında piezoelektrik etki ile oluşturulan ultrasonik vibrasyonun sert dokulardaki kesici etkisi ilk olarak Catuna tarafından tanımlanmıştır. (106)

1974'te Volkov ve Shepeleva'dan sonra 1981'de Aro ve ark. , ortopedik cerrahide, Horton ve ark. tarafından da çene cerrahisinde kullanımı tarif edilmiştir. 1975 yılında Horton ve ark.'ları (107) piezoelektrik etkiyi osteotomide kullanarak sert doku cerrahisinde piezoelektrik sistemlerin kullanımının temellerini oluşturmuş olsa da “piezoelektrik cerrahi”nin yaygınlık kazanması, 1988 yılında Tomasso Vercellotti'nin osteotomideki kullanımını geliştirmesiyle olmuştur. Güncel piezoelektrik aygıtların ilk modeli Vercellotti ve ark. tarafından 2000 yılında geliştirilerek halen yoğun olarak araştırmalara konu edilmektedir (108).

Piezoelektrik cerrahi(piezocerrahi), tıpta, fizik tedavi ve cerrahi alanlarında kullanılır. Ultrasonik uyarıların fraktür iyileşmesini %40 oranında hızlandırdığı, hücre proliferasyonu, migrasyonu ve matris sentezini tetikleyerek tendon, ligament gibi dokularda, iyileşmeyi arttırdığı bildirilmiştir (109, 110). Sert doku cerrahisinde, cerrahi sahadaki görüş kalitesini arttırarak, yumuşak dokuları koruyan, hassas kesiler gerçekleştirdiğinden, kranial (111,112), nazal, el (113) ve göz cerrahisi gibi alanlarda kullanılır (114).

Piezocerrahi aygıtlar, dişhekimliği pratiğinde rutin olarak kullanılan piezoelektrik diştaşı temizleme cihazlarına benzer prensiplerle çalışır, ancak sonik diştaşı temizleme cihazlarının sert dokuları kesici özellikleri yoktur. Piezocerrahi aygıtların klinik uygulamalara getirdiği en büyük yenilik, seçici kesme özelliğidir. Piezocerrahi kemik gibi mineralize dokuları keserken, damar, sinir gibi yumuşak dokuları kesmemektedir (115).

Piezocerrahi aygıtı ayak pedalı ile kontrol edilen elektrik ünitesi, ünite üzerinde ayar düğmeleri, piyasemen benzeri el parçası (handpiece) ve bu parçaya vidalanan değişik şekillerdeki uçlardan (insert) oluşur. Elektrik akımı, uç kısma yakın konumlanmış piezoelektrik özellikteki seramik halkalarda deformasyon ve elektriklenme oluşturur. Halkalar genişleyip daralarak titreşirler. Transdüktör boyunca iletilen titreşimin şiddeti uçta bulunan amplifikatör tarafından artırılır. Böylece aktif Ultrasonik aygıtların etki mekanizmaları arasında kabarcık oluşumu ve kavitasyon etkisi başta olmak ısı etkisi, ultramasaj etkisi, elektriksel etki ve ivme etkisi temel ayırt edici özellikler olarak sayılabilir. Ultrasonik cihazla çalışma esnasında, soğutucu sıvı uç kısma doğru devamlı akarak irrigasyon sağlar. Ultrasonik vibrasyona maruz kalan sıvı üzerinde devamlı tekrarlayan baskı ve çekme kuvvetleri etkilidir. Bu kuvvetler sıvı üzerindeki atmosferik basıncı düşürerek sıvıyı uç longitudinal eksende ve daha az miktarda vertikal eksende titreşir (115).

Ultrasonik aygıtların etki mekanizmaları arasında kabarcık oluşumu ve kavitasyon etkisi başta olmak ısı etkisi, ultramasaj etkisi, elektriksel etki ve ivme etkisi temel ayırt edici özellikler olarak sayılabilir. Ultrasonik cihazla çalışma esnasında, soğutucu sıvı uç kısma doğru devamlı akarak irrigasyon sağlar. Ultrasonik vibrasyona maruz kalan sıvı üzerinde devamlı tekrarlayan baskı ve çekme kuvvetleri etkilidir. Bu kuvvetler sıvı üzerindeki atmosferik basıncı düşürerek sıvıyı buharlaşma seviyesine çeker. Vibrasyonun en hızlı olduğu aletin uç kısmında halka benzeri kabarcıklar oluşur. Gittikçe büyüyen kabarcıklar bir aşamada patlayarak çok sayıda küçük kabarcığa dönüşür. Bu mikropatlamalar bir şok dalgası oluşturur ve buna kavitasyon adı verilir. Kemik cerrahisinde kavitasyon etkisi önemlidir. Kavitasyon esnasında enerji açığa çıkarak lokal ısı artışı ve basınç değişimine sebep olur. Walmsly ve ark., kavitasyonun bakteri hücre duvarını parçaladığını ve antibakteriyel etkinliğe sahip olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca kavitasyon etkisi ile hemostaz sağlanarak kansız bir operasyon sahası elde edilir (116).

Piezocerrahi, oral ve maksillofasiyal cerrahide, sinüs tabanı yükseltme (117,118), otojen blok greft elde etme (119), partiküllü greft toplama (120), distraksiyon osteogenezisi (121), kret genişletme (122, 123, 124), ortognatik cerrahi (125), sinir dekompresyonu (126), kist operasyonu (127), gömük (128) veya ağız ortamına sürmüş dişlerin atravmatik çekimi (129), endodonti (130, 131), periodontal

cerrahi (132, 133) ve implant yuvası hazırlama (134, 135, 136) gibi uygulamalar için kullanılmaktadır. Ticari firmalar farklı klinik uygulamalar için farklı uç tasarımları geliştirmiştir. (şekil4.1)

Piezocerrahi, yumuşak dokuya zarar vermeden osteotomi gerçekleştirebilir (137).

Piezocerrahi ile yapılan kemik osteotomisinde, kemikte 47 °C'nin üzerinde sıcaklık artışı gözlenmeyeceği ve kalıcı termal hasar oluşmayacağı bildirilmiştir (138). Piezoelektrik cerrahi ile osteotomi yapıldıktan sonra kemik yüzeyi histolojik olarak incelendiğinde, kemik yüzeyinin herhangi bir bölümünde koagülasyon nekrozu saptanmamıştır (139).

Piezocerrahide uygulama bölgesindeki kanamanın, frez kullanımındaki kanamadan daha az olması, irrigasyon solüsyonunun cihaz titreşimleriyle daha etkili bir hale gelerek kanamayı bölgeden uzaklaştırmasından kaynaklanır. Bu sayede, cerrahi sahada daha iyi bir görüş elde edilir (140, 141). İrrigasyon solüsyonu ve cihaz titreşimlerinin etkisi birleştiği için operasyon bölgesinde antibakteriyel bir etki olduğu iddia edilir (142,143,144). Her titreşimde cihaz ucu, horizontal doğrultuda 60- 200 µm, vertikal doğrultuda 20- 60 µm salınım yaparak çalışır. Ultrasonik olarak indüklenen basınç değişiklikleriyle irrigasyon solüsyonunda gaz kabarcıkları oluşmasıyla kavitasyon etkisi meydana gelir. Oluşan gaz kabarcıkları, devam eden ultrasonik etkiyle "mikrodalgalanma" olarak adlandırılan hareketler ile hacimce büyüyüp küçülerek salınım yapar ve operasyon bölgesinin temizlenmesini sağlar (145).

Piezocerrahinin frez kullanımına göre dezavantajı ise kullanılma süresinin daha uzun olmasıdır (141). Kortikal kemikte piezocerrahi uygulamasının frez kullanımından iki kat daha fazla süre gerektirdiği, fakat kansellöz kemikteki uygulamalarda, yöntemler arasında süre açısından fark olmadığı bildirilmiştir (146). Yapılan bir araştırmada, kranial osteotomide piezocerrahi 1 saat 10 dakika sürede gerçekleşirken, konvansiyonel cerrahi 43 dakikada tamamlanmıştır. Fakat operasyonun bütününde piezocerrahi ile daha hassas kesiler yapıldığı için yumuşak doku hasarı gibi komplikasyonlar ile vakit kaybedilmediğinden, süreler arasındaki fark önemsenmemiştir (147). Piezocerrahi cihazın çalışma prensiplerine alışabilmek için de belli bir süre geçmesi gerekmektedir (108,148,149). Piezocerrahi sistemin 2 yıl

kullanılmasından sonra uygulamalarda harcanan sürenin %20 oranında azaldığı bildirilmiştir (147).



Şekil 3 1. Mectron Marka Piezocerrahi Cihazı (150)

3.1.1. Piezocerrahinin İmplant Yuvası Hazırlamada Kullanımı

Günümüzde piezocerrahi cihazı üreten birkaç ticari firmanın implant yuvası hazırlama için geliştirdikleri uçlar bulunmaktadır. (Şekil3.2) Bu uç tasarımları markalara göre farklılık göstermektedir. Piezocerrahi ile implant yuvası hazırlamanın klinik etkinliği ile ilgili araştırmaların sayısı son yıllarda giderek artmaktadır (151).



Şekil 3 2. Mectron Marka Piezocerrahi Cihazı için Üretilmiş İmplant Uçları (152)

4.OSSEODENSİFİKASYON FREZLER (DENSAH BURS)

4.1. Genel Özellikler

Dental implantolojide kullanılan standart frez tasarımları, implantın yerleştirileceği alanı açmak için kemiği oymak üzere üretilmiştir. Helezon veya yivli şekle sahip standart driller, kemiği etkili bir şekilde keser, ancak genellikle kesin bir çevresel osteotomi üretmez. Osteotomiler frez titreşimi nedeniyle uzamış ve eliptik olabilir. Bu koşullarda, implant yerleştirme torku azalır ve bu da zayıf primer stabiliteye ve osseointegrasyonun azalmasına yol açar. Dar kemiklerde açılan osteotomiler, bukkal veya lingual yönde kemik duvarı kaybına neden olabilir, bu durum primer stabiliteyi ayrıca azaltır ve tedavinin maliyetini ve iyileşme süresini artıran ilave kemik greftleme prosedürü gerektirir. Standart drillemelerdeki bu olumsuz nedenlerden dolayı Osseodensifikasyon OD geliştirilmiştir. (29)

OD dental implant yerleştirmek için gerçekleştirilen yeni bir biyomekanik kemik hazırlama yöntemidir. Bu işlemde, kemikte minimum ısı artışı oluşturacak şekilde, yoğunlaştırıcı yivli frez kullanarak, dönme ve kayma hareketiyle kemikte düşük plastik deformasyon oluşturması ile karakterize edilir. Kemik toplama tekniği de olan OD, 2013 yılında Huwais tarafından geliştirilmiş ve kemiğin preperasyon sırasında yoğunlaşmasına yardımcı olan özel olarak tasarlanmış frezler (Densah™ frezleri) kullanılarak yapılmıştır (29,153).

Geleneksel dental drilleme tekniklerinden farklı olarak, osseodensifikasyon kemik dokusunu oymaz. Aksine, kemik dokusu aynı anda sıkıştırılır ve osteotomi sırasında açığa çıkan kemik partiküllerini dışarı doğru genişleyen yönlerde iter ve otomatik olarak implant yuvasının etrafını otogreftlemiş olur. Bir Densah® frez, sürekli olarak bol irigasyon ile geriye, kesme olmayan yönde yüksek hızda döndürüldüğünde, osteotominin duvarları ve tabanı boyunca güçlü ve yoğun bir kemik doku tabakası oluşturur. Sıkıştırılmış yoğun kemik dokusu, dental implant için daha güçlü bir kavrama sağlar ve böylece iyileşmeyi kolaylaştırır (154).

OD frezlerle domuz tibiası ve koyun iliyaklarında yapılan biyomekanik ve histolojik çalışmalarda, kemik genişlemesini kolaylaştırabildiğini, implant stabilitesini artırabildiğini ve osteotominin tüm derinliği boyunca kemik partiküllerini sıkıştırarak ve otogreft ederek, implant yuvasında bir yoğunlaşma tabakası oluşturabildiğini göstermiştir (19, 154,155,156).

Standart implant frezleri kemiği kazır ve preparasyon bölgesinden dışarı yönlendirir, osteotomlar ise kemiği bölgedeki kemiği korurken çevre trabeküllerin sekonder implant stabilitesini geciktirmeye neden olan kırılmalara yol açar. Fakat OD frezler osteotomi sırasında kompaksiyon otogreftleme yoluyla kemiğin bölgede korunmasına ve yoğunlaşmasına izin verir, böylece implant etrafındaki kemik yoğunluğunu arttırarak implantın mekanik(primer) stabilitesini arttırmaya yardımcı olur (19).

Geleneksel osteotomilerden farklı olarak OD frezler kemiği kazmaz aksine preparasyon sahasındaki partikül halindeki kemiği dışa doğru sıkıştırır ve otogreft yapar. Böylece osteotom bölgesinde önemli olan partikül halindeki kemik korunmuş olur (19).

Standart frezlerle yapılan osteotomide, osteotomi sahasında kazınan partikül kemikleri sağlam kemik etrafında mikro çatlaklar oluşturur. Oluşan mikroçatlakların iyileşmesi kemik remodelling modeliyle ile olmakta ve en az 3 ay sürmektedir. Bu da iyileşme süresini uzatmaktadır. Fakat OD frezleriyle yapılan osteotomilerde partikül kemik korunarak otogreft olarak kullanılmakta ve mikroçatlak oluşturmamakta ve kemik iyileşme süresini geleneksel yöntemlere göre kısaltmaktadır (157).

Huwais bu frezlerin yetersiz ince kretlerde split krest tekniğindeki gibi kret genişletebildiğini göstermiştir (158).

4.2. OD Frezlerin Çok Yönlü Kullanımı

Delme protokolünü seçmek için yer değerlendirmesi çok önemlidir. Kemik morfolojisi, hacmi ve bileşiminin hepsi implant yuva hazırlamasını etkiler. Densah® Frezler, kullanılacak bölge ve kemik yapısına göre belirli hedefleri gerçekleştirmek için hem saat yönünde (kesme modu) hem de saat yönünün tersi yönde (yoğunlaştırma modu) çalışmak üzere tasarlanmıştır (153).

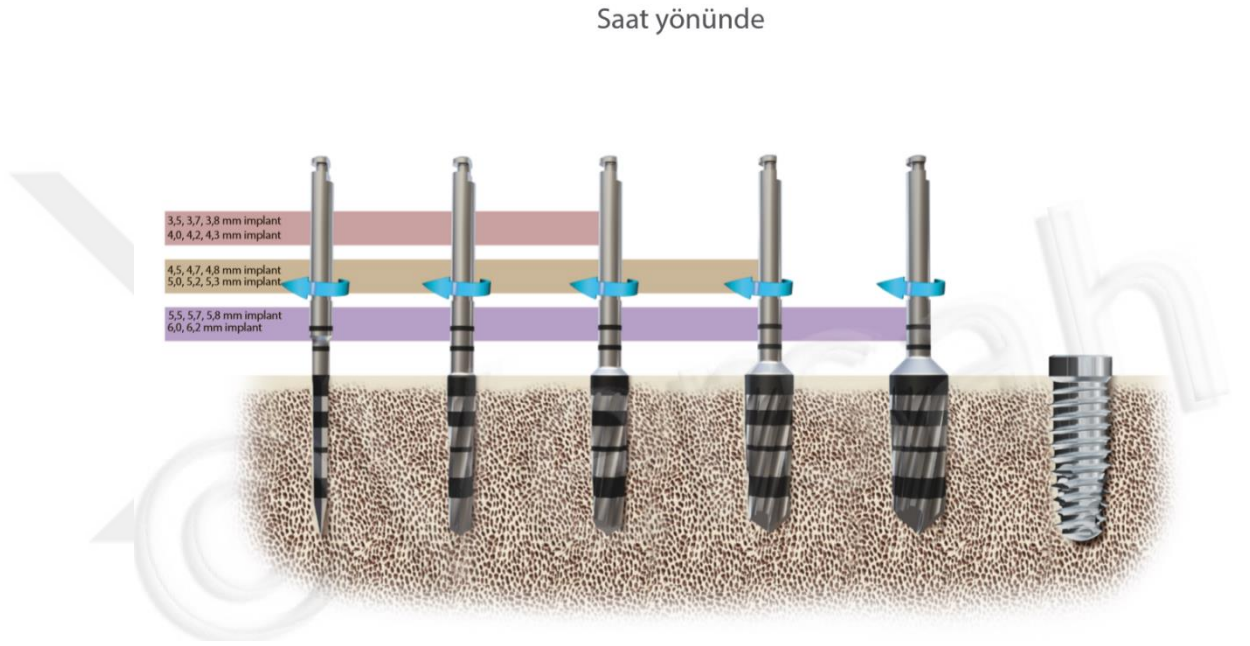
OD Frezlerin çapları cerrahi prosedür boyunca giderek artar ve standart cerrahi motorlarla kullanılmak ve saat yönünün tersi yönde (800-1500 rpm) kemiği korumak ve sıkıştırmak (Yoğunlaştırma Modu) ve gerektiğinde saat yönünde (800-1500 rpm) kemiği hassas bir şekilde kesmek (Kesme Modu) üzere tasarlanmıştır (153).

OD Frezleri her zaman bol irigasyonla ve ileri geri hareketler ile kullanılmalıdır (OD frez kemik içinde ilerletmek için vertikal basınç, ardından basıncı azaltmak için biraz geri çekme, sonra tekrar vertikal basınç ve bu şekilde içeri/dışarı olarak devam).

İleri-geri (içeri/dışarı) süresi ve sayısı genellikle kemik yoğunluğu ve istenen uzunluk hekim tarafından belirlenir (153).

4.2.1. Kesme Modu; Mandibulada "Tip I" Kemikte ve Yoğun Trabekül ile Dolu "Tip II" Kemikte kullanımı

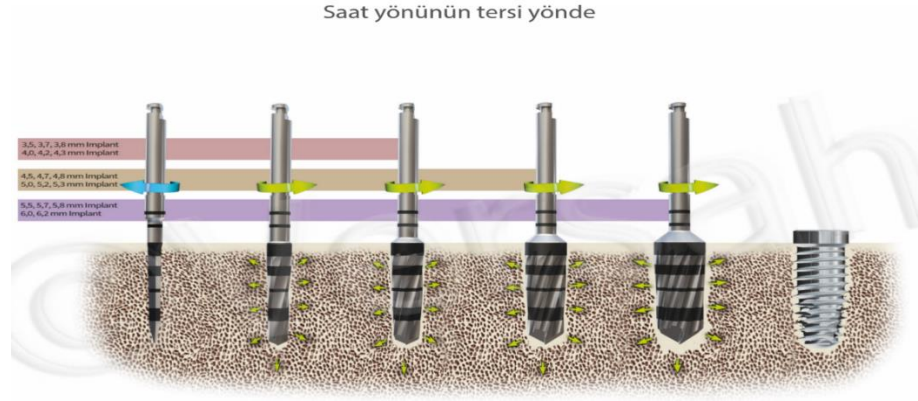
Kesme modu ileri -geri hareketlerle fazla basınç uygulamadan saat yönünde (800-1500 rpm) hızla uygulanır (Şekil4.1).



Şekil 4 1. Kesme Modunda Çalıştırma (153)

4.2.2. Yoğunlaştırma Modu

Densifikasyon modu OD frez ileri-geri hareketlerle 5-50ncm tork aralığında saat yönünün tersine bol irigasyon altında 800-1500rpm hız aralığında uygulanır (Şekil 4.2).



Şekil 4 2. Osseodensifikasyon (Yoğunlaştırma) modunda çalıştırma (153)

5. MATERYAL VE METOD

Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi (CÜBAP) tarafından desteklenen DİŞ-223 kodlu bu çalışma, Cumhuriyet Üniversitesi Hayvan Deneyleleri Yerel Etik Kurulunun 04-32 karar numaralı onayı ile yapılmıştır.

Çalışmanın deney kısmı Cumhuriyet Üniversitesi Deney Hayvanları Laboratuvarı'nda ve Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Örneklerin Histomorfometrik değerlendirilmesi Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarında yapılmıştır.

Çalışmamızda Cumhuriyet Üniversitesi Deney Hayvanları laboratuvarı'ndan temin edilen 6 aylık ortalama 2.5-3 kg ağırlığında 24 adet Yeni Zelanda (*Oryctolagus Cuniculus L*) cinsi erişkin erkek tavşan kullanılmıştır. Tüm hayvanların yem ve su ihtiyaçları sınırsız olarak giderilmiştir. Yem olarak standart tavşan yemi kullanılmıştır. Tavşanlara hayvan odasında (22-24 oC de, %55-70 nem, 1 atm, 12 saat aydınlık/karanlık oda) standart koşullar uygulanmıştır. Çalışma süresince deney hayvanları her kafeste tek bir hayvan olacak şekilde ve 50x80x50 cm boyutlarında paslanmaz çelik kafeslere yerleştirilmiştir. Tüm hayvanlar cerrahi işlem öncesi, laboratuvarlara yerleştirildikten sonra optimal sağlık şartlarının sağlanması, enfeksiyondan korunmaları ve yeni yerlerine adaptasyonları için bir ay bakıma ve ön izlemeye tabi tutulmuşlardır.

5.1. Çalışma Dizaynı ve Oluşturulan Çalışma Gruplarının Tanımı

Deney hayvanları 3 gruba ayrılmıştır. Ve her grup 8 hayvandan oluşacak şekilde planlanmıştır.

Deney grupları:

1. Kontrol Grup (K) (n=16)
2. Piezocerrahi Grup (PC) (n=16)
3. Ossodensifikasyon Grup (OD) (n=16)

1. (K) Grubu: İmplant yuvalarının firmanın hazırladığı frezlerle açılıp yerleştirildiği grup.

Yeterli izotonik solüsyon irrigasyonu altında ve firmanın önerisi doğrultusunda (Bilimplant) 800 rpm devir hızında, saat yönünde, sırasıyla implant

frezleri ile yuva hazırlama işlemi bitirilmiştir. Açılan yuvaya 3.2 çap - 8mm uzunluğunda implant raşet yardımıyla yerleştirilmiştir. (şekil5.1,5.2)

2. (PC) Grubu: İmplant yuvalarının Piezocerrahi (mectron) ekipmanının implant kiti (prep kit starter) ile açılıp yerleştirildiği grup.

Ultrasonik vibrasyon ile sırasıyla IM1S, IM2P, , OT4, P2-3 kitleri (25000-30000) Khz ve 50 Nw tork altında kullanılarak, yeterli izotonik solüsyon irrigasyonu altında yuva hazırlama işlemi bitirilmiştir. Açılan yuvalara 3.2 çap ve 8mm uzunluğundaki implantlar (Bilimplant) raşet yardımıyla yerleştirilmiştir (şekil5.3).

3.(OD) Grubu: İmplant yuvalarının OD frezleri kullanılarak açılıp yerleştirildiği grup.

Frezler 1200 rpm devir hızında, önerilen protokolda sırasıyla pilot frez, Densah Bur VT1525, Densah Bur VT2435 kullanılarak yeterli izotonik solüsyon irrigasyonu altında, saat yönünün tersine hareket ettirilerek yuva hazırlama işlemi bitirilmiştir. Açılan yuvaya 3.2 çap-8mm uzunluğunda implantlar (Bilimplant) raşet yardımıyla yerleştirilmiştir.(şekil 5.4, şekil 5.5)

5.2. Cerrahi İşlem ve İmplantların Yerleştirilmesi

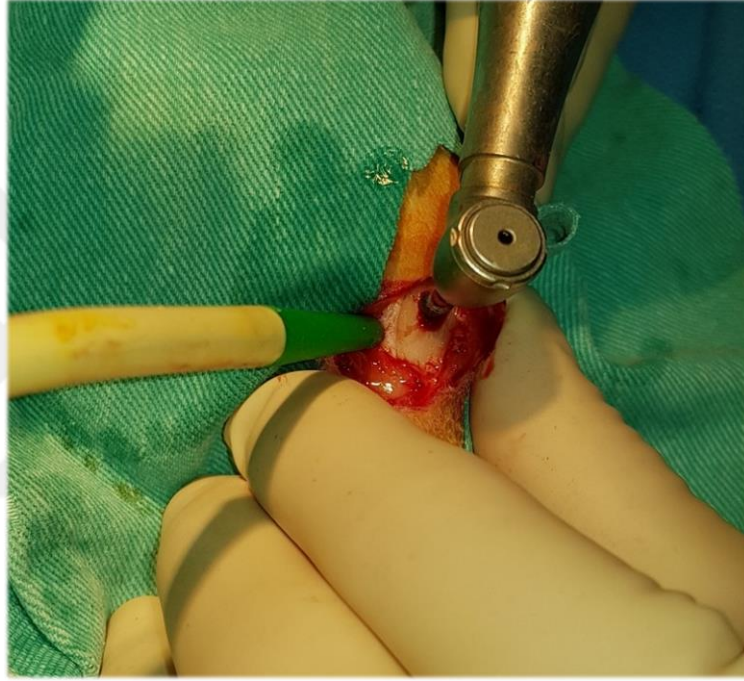
Tüm hayvanlar genel anestezi altında dental implantasyon ameliyatına alındı. İmplant materyali olarak eksternal altıgen platforma sahip dental implantlar kullanıldı.(şekil5.6)

Operasyon öncesi aç bırakılan hayvanlarda genel anestezi kas içi enjeksiyon yöntemi ile 10-20 mg/kg xylazine (Rompun 2%, Bayer, İstanbul, Turkey) ve 50 mg/kg Ketamin HCl (Ketalar, Eczacıbaşı-Warner Lambert, İstanbul, Turkey) kullanılarak sağlanmıştır. Tek taraflı tibia kemiği proksimal bölgesi tıraşlandıktan sonra kas içi profilaktik antibiyotik (50 mg/kg Seftriakson) ve an aljezik ilaç (4 mg/kg Carprofen) enjeksiyonlarını takiben antiseptik solüsyon uygulanmıştır.

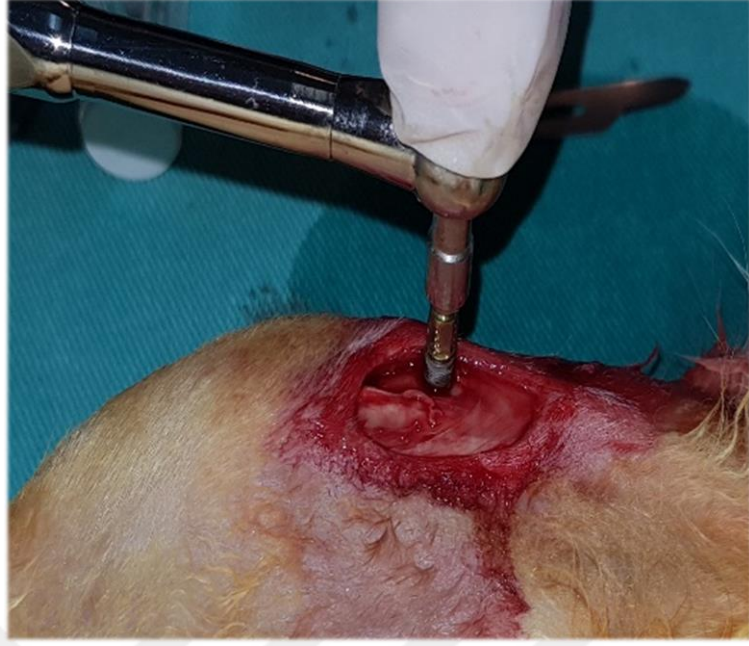
Steril cerrahi örtü ile kaplanan tavşanın tibia bölgelerine steril film yapıştırılarak cerrahi alan hazırlanmıştır. Tibia proksimal metafizi medialinden distale doğru uzanan 2 cm'lik cilt insizyonunu takiben künt diseksiyon ile cilt altı ve kas tabakaları geçildi, bistüri yardımıyla yapılan periosteal kesi sonrasında tibia metafiz kemik yüzeyine ulaşıldı. Proksimal metafiz bölgesinde açığa çıkarılan kemik platformu üzerinde en az 8 mm kalınlık olmasına dikkat edilerek kemik yüzeye dik

şekilde tavşanın sağ ve sol tibiasına 2 adet toplam 48 adet implant 3 farklı kemik hazırlama protokolüyle yerleştirilmiştir.

Operasyondan sonra eleve edilen epidermal flep sırasıyla önce kas ve cilt altı faysalar ve cilt 5-0 poliglaktin 910 (Vikril Jonson&Johnson/ethicon) suture kullanılarak orijinal pozisyonuna suture edilmiştir. Postoperatif olarak deney hayvanlarına 50 mg/kg Seftriakson (Cephaxon-Toprak) IM ve 4 mg/kg Carprofen (Rimadyl- Pfizer) 20 cc flakon 3 gün süre ile subkutanöz olarak verilmiş ve deney sonlandırılmıştır.(şekil5.7)



Şekil 5 1. K Grubunda İmplant Yuvalarının Açılması



Şekil 5 2. Dental İmplantların Raşhet Yardımıyla Yerleştirilmesi



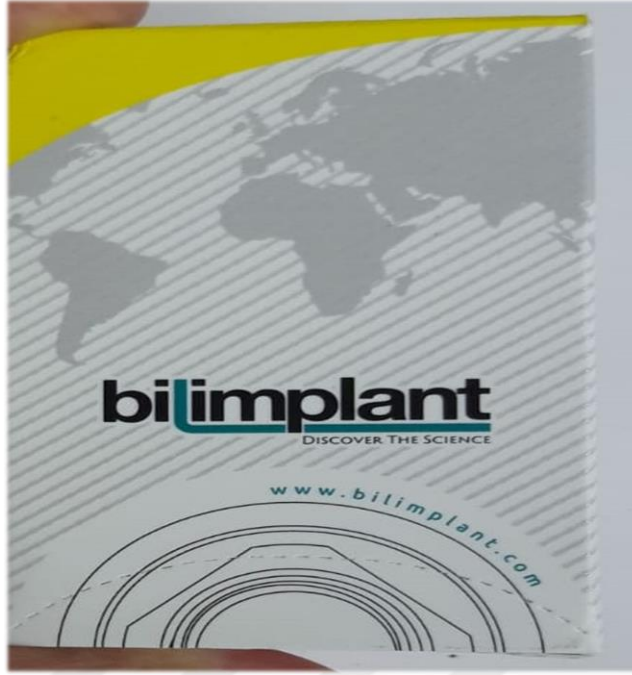
Şekil 5 3. PC Yöntemi ile İmplant Yuvalarının Açılması



Şekil 5 4. OD Frezlerle İmplant Yuvalarının Açılması



Şekil 5 5. OD frezler



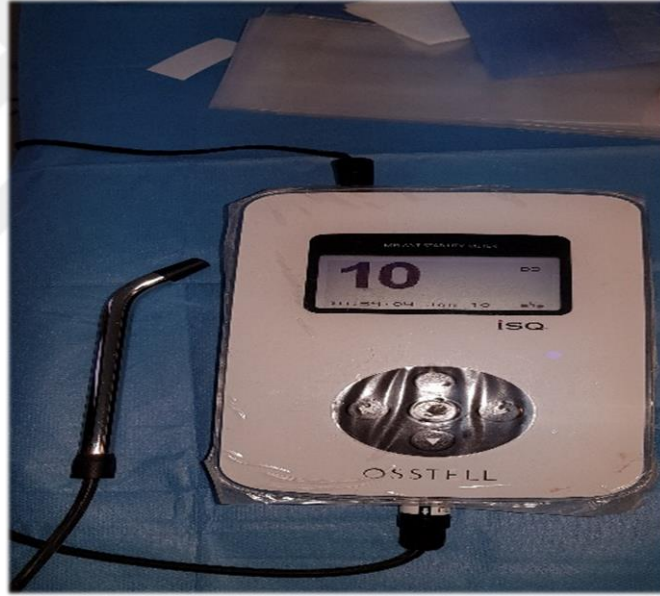
Şekil 5 6. Yerleştirilen İmplantların Markası



Şekil 5 7. Cerrahi Bölgenin Primer Kapatılması

5.3. (RFA) Değerlendirme Yöntemi

Cerrahi işlemden hemen sonra ve 8. Haftada tavşanların tibiaları çıkarılmadan önce her implantın osseointegrasyon düzeyi RFA yöntemi ile Ostell cihazı kullanılarak değerlendirilmiştir (şekil5.8). İmplantlar üzerine SmartPeg'ler yerleştirildi ve firmanın önerdiği şekilde parmak basıncı uygulanarak (3-5 N) sıkıştırılmıştır. Cihazın ucu SmartPeg'lere 90° açı yapacak şekilde 2-3 mm mesafe kalana kadar yaklaştırılarak mezio-distal ve bukko-lingual yönde iki ölçüm gerçekleştirilmiş ve tüm ölçümlerin aritmetik ortalaması alınarak her implant için tek bir RFA skoru ISQ cinsinden kaydedilmiştir. Ölçümler sonrasında kemik ve implantı içeren kısımlar kesilerek formaldehit içinde histomorfometrik analiz gününe kadar muhafaza edilmiştir (şekil5.9).



Şekil 5 8. RFA Ölçümünde Kullanılan Ostell Cihazı



Şekil 5 9. Ostell Yardımı ile Smartpeg Yerleştirildikten Sonra RFA Ölçümü

5.4. Histomorfometrik Değerlendirme için Kesitlerin Hazırlanması

İmplant ve kemik dokusu içeren bloklar %4'lük nötral tamponlanmış formalinden çıkarılıp en az 24 saatlik fiksasyon süresinin ardından blok halinde gelen kemik dokusundan 2-3 mm kalınlığında kesitler alınmıştır.(şekil5.10)



Şekil 5 10. İmplant İçeren Kemik Blok

Örnekler %60, %80, %96, %100 oranlarında etanol içeren alkol havuzlarında birer gün süreyle dehidrate edildi (şekil5.11-A). Dehidrate edilen örnekler sırasıyla, %30 metil metakrilat rezin (Tecnovit 7200 VLC Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Almanya) ve %70 alkol karışımında daha sonra %50 alkol %50 Tecnovit 7200, %70 Tecnovit 7200-%30 alkol ve en sonunda da %100 Tecnovit 7200 de bir gün vakum altında infiltre edildi (şekil5.11-B). Daha sonra örnekler metil metakrilat içeren kalıplara vakumlanarak gömüldü. Bu kalıplar 40°C'de 450 nm dalga boyuna sahip ışıkta 8 saat süre zarfında polimerizasyona tabi tutuldu. Sertleşen bloklar, kutularından çıkarıldı. Bloklar düz alt yüzeylerinden bir pleksiglas lam üzerine rezin (Technovit 7210 VLC Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Almanya) vasıtasıyla vakum altında yapıştırıldı (şekil5.11-C). Hazırlanan örneklerden, hassas kesme cihazındaki elmas testere (Exakt 300 CL, Exakt Apparaturbau, Norderstad, Almanya) yardımıyla 300-350 µm kalınlığında kesitler elde edildi (Şekil5.11-D). Daha sonra bu kesitler, mikro aşındırma sistemine (Exakt 400 CS, Exakt Apparaturbau, Norderstad, Almanya) bağlı zımparalar yardımıyla 40 µm kalınlığına kadar inceltildi. Örnekler tolidin mavisi ile boyandı. Tüm kesitlerin görüntüleri histomorfometrik değerlendirme için ışık mikroskobu (OlympusBX50, Tokyo, Japonya) ve bu mikroskoba bağlı bir dijital kamera (Olympus DP 70, Tokyo, Japonya) yardımıyla alındı ve bilgisayara aktarılmıştır.



Şekil 5 11. Histomorfometrik Analiz Yöntem Basamakları, A) Örneklerin dehidrate edilmesi için kullanılan alkol solüsyonları, B) Dehidrate edilen örneklerin infiltre edilmesinde kullanılan teknovit solüsyonları, C) Örnekleri içeren metil metakrilat rezin blokların lam üzerine vakum altında yapıştırılması, D) Örneklerden kesit almak için kullanılan Exakt sert doku kesme cihazı

5.5. Kesitlerin Histomorfometrik Değerlendirilmesi

Tüm kesitlerin 4X magnifikasyonda ışık mikroskobuna (Olympus® BX50, Tokyo, Japan) bağlı dijital kameradan (Olympus ®DP 70, Tokyo, Japan) görüntüleri çekilerek bilgisayara aktarılmış ve bilgisayarda bir görüntü analiz programı (BIOQUANT OSTEO software 2018) kullanılarak KİK mesafesi ölçülmüştür.

Tüm gruplarda, KİK Mesafesi; implantın en bazal kısmın üst tarafında oluşan yeni kemikteki kemik-implant kontakt alanlarının toplam uzunluğunu ölçerek, implanta komşu kemik sınırları takip edilerek bilgisayar programındaki çoklu çizgisel işaretleme sekmesi kullanılarak mikrometre (μm) biriminde otomatik olarak hesaplanmıştır.

5.6. İstatiksel Analiz

İmplant etrafındaki kemik yoğunluğu ve implant kemik kontağını karşılaştırmak amacıyla yapılan bu çalışmanın örnek genişliğini hesaplamada, her değişken için Power (Testin Gücü) en az 0,80 ve 1. Tip Hata 0,05 alınarak belirlenmiştir. Bu çalışmadaki sürekli değişkenler için tanımlayıcı istatistikler; medyan, ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum olarak ifade edilmiştir. Bu çalışmada sürekli değişkenlerin normal dağılıp dağılmadığına Shapiro-Wilk ($n < 50$) ile bakılmış ve örneklem sayısının < 30 olmasından dolayı Nonparametrik testler uygulanmıştır. Ölçümlerin Gruplara göre karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis H testi hesaplanmış ve ardından anlamlı bulunan farklı grupları belirlemede, Bonferroni post hoc (çoklu karşılaştırma) testi kullanılmıştır. Yine Gruplarda ayrı olmak üzere, ölçümler arasındaki ilişkiyi belirlemede ise Spearman Korelasyon katsayıları hesaplanmıştır. Hesaplamalarda istatistik anlamlılık düzeyi (α) %0.05 olarak alınmış ve hesaplamalar için SPSS (IBM SPSS for Windows, ver.24) istatistik paket programı kullanılmıştır.

6. BULGULAR

2 Farklı İmplant yuva açma tekniğinin implant stabilitesi ve osseointegrasyon üzerine etkilerinin araştırılması ile ilgili planlanan bu çalışmada, kontrol ve deney gruplarından 3 er hayvan diyare ve anestezi nedeniyle kaybedilmiştir. Ancak diğer deneklerin hiçbirinde genel sağlıklarına etki eden, gereç veya yöntemden kaynaklanan bir patolojiye rastlanmamıştır. Çalışmada elde ettiğimiz bulgular, rezonans frekans analizi ile ISQ değerleri ve histomorfometrik analiz KİK yüzdeleri olmak üzere iki bölümde incelenmiştir. RFA ölçümü standart implantasyon uygulaması yapılan (K) grubu, PS grubu ve OD grubu için ayrı ayrı uygulanmıştır. Ostell ile RFA ölçümü implant yerleştirilen gün ve 8. Haftada denekler sakrifiye edildikten sonra ölçülmüştür. Histomorfometrik analiz de 8.haftada denekler sakrifiye edildikten sonra yapılmıştır.

6.1. RFA Ölçüm Sonuçları

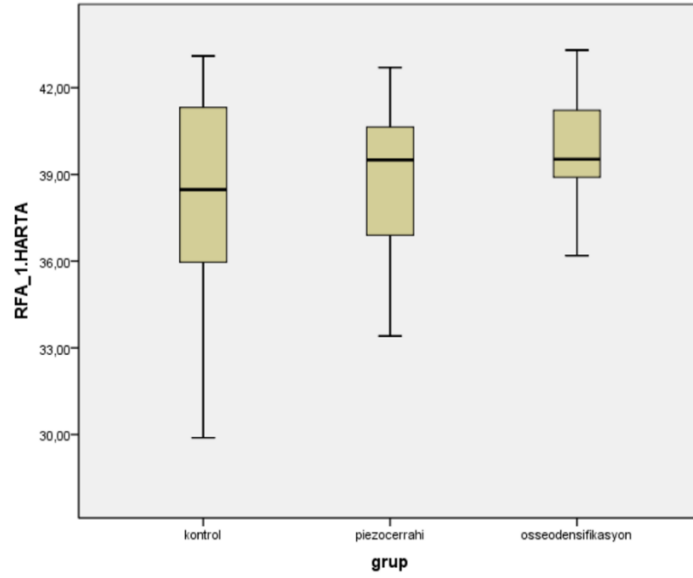
Blok kemiklerin sakrifikasyonu sırasında klinik olarak implantlar osseointegre idi. Başlangıç RFA değerleri tüm gruplarda düşük, 8. haftada yüksek değerler göstermiştir. Grup içi karşılaştırmalarda, tüm gruplarda RFA değerleri başlangıca göre 8. haftada anlamlı düzeyde artmıştır.($p<0,05$). Gruplar arası istatistiksel karşılaştırmaların sonuçlarına göre, her üç gruptaki operasyon günü uygulanan RFA ölçümleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmamıştır($p>0,05$). Ortalamalar birbirine yakın çıkmıştır.(Tablo6.1) (şekil6.1)

Her üç gruptaki 8. Hafta RFA değerleri PS her iki (K,OD) gruptan yüksek çıkmıştır. Ancak bu yükseklik anlamlı bulunmamıştır($p>0,05$).(şekil6.2) OD grubu ve K grubu değerleri birbirine yakın çıkmıştır.

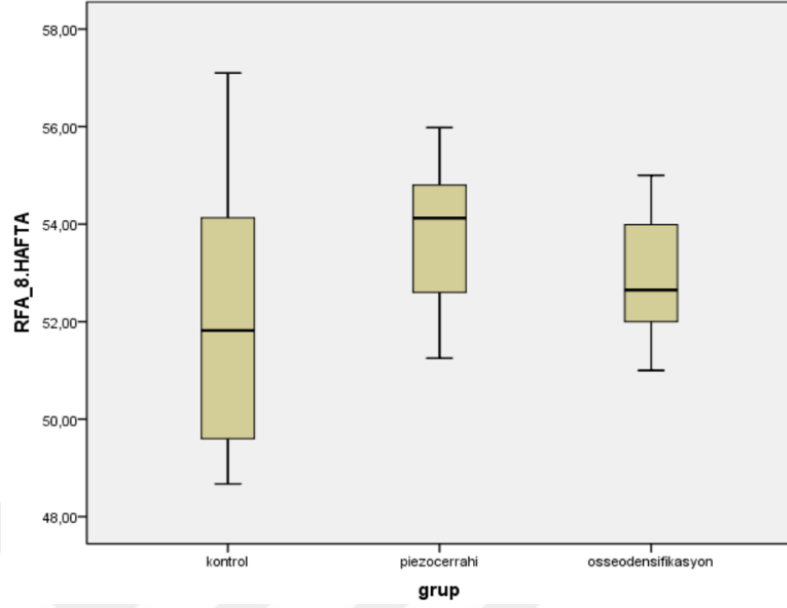
Tablo 6 1. Başlangıç ve 8. hafta RFA Değer Ortalamaları

	Grup	n	Mean	Std. Dev.	*p.
RFA 1. Gün	Kontrol(K)	10	37,17	4,05	,79
	Piezocerrahi(PS)	10	39,97	2,68	
	Osseodensifikasyon(OD)	10	40,69	2,04	
RFA 8. Hafta	Kontrol(K)	10	51,19	2,81	,071
	Piezocerrahi(PS)	10	54,19	1,46	
	Osseodensifikasyon(OD)	10	53,38	2,28	

*p>0,05 önemli



Şekil 6 1. Çalışmaya Alınan Grublarda RFA 1. gün Değerlerinin Dağılımı



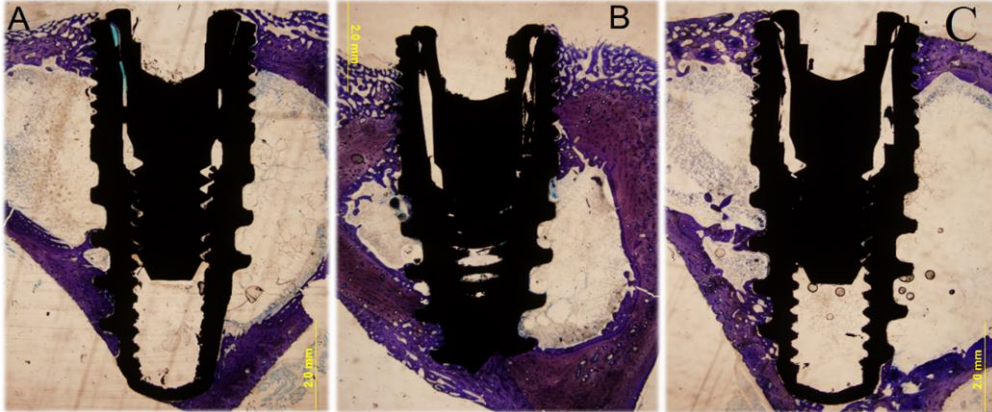
Şekil 6 2. Çalışmaya Alınan Grublarda RFA 8.Hafta Değerlerinin Dağılımı

6.2. Histomorfometrik Analiz

6.2.1. Kemik İmplant Kontaklı (KİK) Ölçüm Sonuçları

KİK mesafesi açısından gruplar istatistiksel olarak karşılaştırıldığında anlamlı değişiklikler gözlenmiştir.

8. haftada her gruba ait bir tavşanın histolojik kesit görüntüleri Şekil 7.3'de sunulmuştur.



Şekil 6 3. 8 haftalık Deney Gruplarının Histolojik Görüntüsü (4x)

A) K grubu B) PC grubu C) OD grubu

Tablo 6 2. Grupların KİK Bakımından Karşılaştırılması

	Grup	Median	Mean	Std. Dev.	Min.	Max.	*p.
(KİK)	Kontrol(K)	,36	,38	,054	,33	,49	,001*
	Piezocerrahi(PS)	,48	,50	,071	,37	,62	
	Osseodensifikasyon(OD)	,40	,40	,027	,37	,46	

* Kruskal-Wallis H Testine göre anlamlılık düzeyleri

Yukarıdaki tabloda, KİK bakımından Grupların karşılaştırma sonuçları verilmiştir. Buna göre bakıldığında; KİK ölçümü bakımından gruplar arasında istatistik olarak önemli (anlamlı) bir farklılık gözlenmiştir. ($p<0,05$). Başka bir ifadeyle, KİK ölçüm düzeyi gruplardan etkilenmektedir.

Tablo 6 3. K grubu ve PC Grubu Arası KİK Bakımından Karşılaştırılması

	Grup	Median	Mean	Std. Dev.	Min.	Max.	*p.
KİK	Kontrol(K)	,36	,38	,054	,33	,49	,002*
	Piezocerrahi(PC)	,48	,50	,071	,37	,62	

* mann-whitney Testine göre anlamlılık düzeyleri

Yukarıdaki tabloda, KİK bakımından K ve PS tekniği karşılaştırma sonuçları verilmiştir (tablo6.3). Buna göre bakıldığında; KİK ölçümü bakımından iki grup arasında istatistik olarak önemli (anlamlı) bir farklılık gözlenmiştir. ($p<0,05$). PS, K grubundan anlamlı şekilde yüksek çıkmıştır. Başka bir ifadeyle, KİK ölçüm düzeyi PS yönteminden etkilenmiştir.

Tablo 6 4. K ve OD Gruplar Arası KİK Bakımından Karşılaştırılması

	Grup	Median	Mean	Std. Dev.	Min.	Max.	*p.
(KİK)	Kontrol(K)	,36	,38	,054	,33	,49	,087
	Osseodensifikasyon(OD)	,40	,40	,027	,37	,46	

* mann-whitney Testine göre anlamlılık düzeyleri

Yukarıdaki tabloda, KİK bakımından K ve OD grubunun karşılaştırma sonuçları verilmiştir. Buna göre bakıldığında; KİK ölçümü bakımından iki grup arasında istatistik olarak önemli (anlamlı) bir farklılık gözlenmemiştir. ($p>0,05$). OD grubu K grubundan yüksek çıkmıştır, ancak bu yükseklik anlamlı bulunmamıştır. Bunun sebebi de denek sayısının azlığı olabilir. Başka bir ifadeyle, KİK ölçüm düzeyi OD yönteminden etkilenmemektedir.

Tablo 6 5. OD ve PC Grupları Arası KİK Bakımından Karşılaştırılması

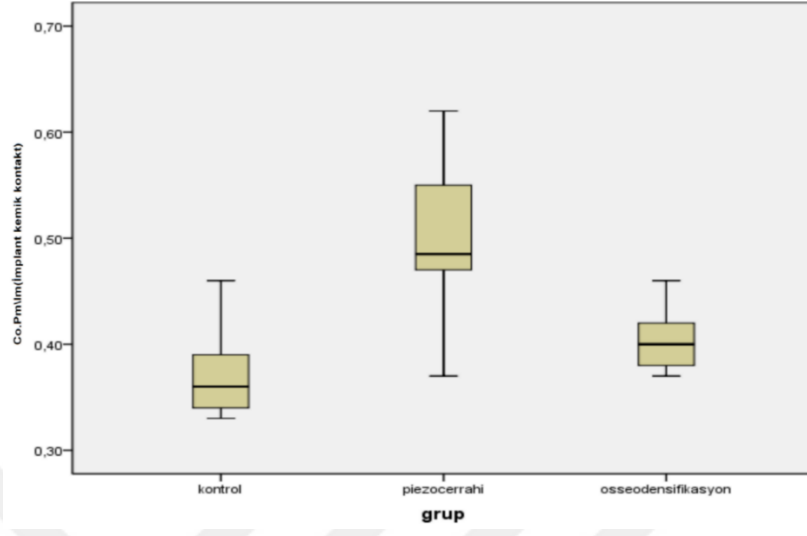
	Grup	Median	Mean	Std. Dev.	Min.	Max.	*p.
(KİK)	Osseodensifikasyon(OD)	,40	,40	,027	,37	,46	,002*
	Piezocerrahi(PC)	,48	,50	,071	,37	,62	

* mann-whitney Testine göre anlamlılık düzeyleri

Yukarıdaki tabloda, KİK bakımından PC grubu ve OD grubu karşılaştırma sonuçları verilmiştir.

Buna göre bakıldığında; KİK ölçümü bakımından iki grup arasında istatistik olarak önemli (anlamlı) bir farklılık gözlenmiştir. ($p<0,05$).PC yönteminde KİK ölçümü OD yönteminden daha fazla çıkmıştır. Başka bir ifadeyle, KİK ölçüm düzeyi PC yönteminde OD yöntemine göre daha çok etkilenmektedir.

Gruplara göre KİK dağılım grafiği



Şekil 6 4. KİK Ölçümünün Gruplara Göre Dağılım Grafiği

7. TARTIŞMA

Stomognatik sistemin temel unsurları olan çiğneme ve konuşma fonksiyonlarının devamı için ağızda diş eksikliklerinin olmaması büyük önem taşımaktadır. Diş hekimliğinde uygulanan geleneksel hareketli ve kron-köprü protezleri bu eksikliklerin giderilmesi için uzun yıllardır kullanılmaktadır. Ancak değişen yaşam koşulları ve hastaların estetik ve fonksiyonel beklentilerinin artmasıyla birlikte modern diş hekimliğinde hastanın mümkün olan en kısa sürede protetik restorasyonlarının yapılması ve hastanın dişsiz geçirdiği sürenin mümkün olabildiğince kısaltılması hedeflenmektedir. Bu hedef doğrultusunda var olan diş eksikliğinin giderilmesinde günümüze kadar uygulanmış geleneksel kron-köprü ya da hareketli protezlerin yerini artık implant destekli sabit protez tedaviler almıştır (159,160).

Ancak dental implantların avantajlarına rağmen yaygın kullanımına bağlı olarak tedavilerde komplikasyonlar da artmaya başlamış ve yapılan çalışmalarda komplikasyon oranını %5-11 arası olduğu belirtilmiştir (161). Bu komplikasyonların azaltılmasındaki ön koşulun kemik dokusu ve implant arasında osseointegrasyonun sağlanması gerektiği çalışmalarda bildirilmektedir (162). Osseointegrasyon, normal remodele kemik ve implant arasında kemik dışında herhangi bir doku oluşmaksızın elde edilen, stresi taşıyarak yükün implanttan kemik içine dağılmasını sağlayan 'implant-kemik kontağı' olarak tanımlanabilir (163,164).

İmplant ile kemik arasında osseointegrasyonun sağlanması içinde çeşitli faktörler bulunmaktadır. Bu faktörlerden biri implant kemiğe yerleştirildikten sonra mekanik sıkışmaya bağlı olarak oluşan 'primer stabilite' dediğimiz sıkı bir implant-kemik kontağının sağlanmasıdır (165).

Dental implantlarda primer stabilitenin sağlanması, mevcut kemik miktarına ve kalitesine, implant makro ve mikro tasarımına, implant yüzey özelliklerine ve osteotomiye oluşturmak için kullanılan cerrahi tekniğe bağlıdır. İmplant yuvasının preparasyonu sırasında implant çevresindeki kemiğin kalitesinin ve miktarının korunması, primer stabilitenin artmasına neden olur. Primer stabilitesinin belli bir miktar artması implant kemik kontağını artırarak iyileşmenin hızlanmasını ve osseointegrasyonun oluşmasını sağlar (14,15,16).

Bu tanımlamalardan hareketle osseointegrasyonun kalitesi, implantın primer stabilitesi ile ölçülebilir. Primer stabilite de direkt kemik ile temasta olan implant yüzeyinin miktarı ile belirlenebilir. Yani başka bir ifadeyle implant etrafında direkt temasta olan kemik miktarı (oranı) ne kadar fazla ise primer stabilite, osseointegrasyon ve implant tedavisinin başarı şansı o derece artmış demektir. Klinik olarak primer implant stabilitesi sağlanması için de ön koşul olarak yüksek KİK değerinin olması gerektiği düşünülmektedir (166). KİK oranının artırılmasıyla implant başarısızlıkları ve yan etkiler elimine edilebilmektedir (167).

İmplantların etrafındaki osseointegrasyonu değerlendirmek için yapılan histomorfometrik analizde standart prosedür implant etrafındaki KİK' in ölçülmesidir.

Yaptığımız araştırmada osseointegrasyonu değerlendirmek için, piezoelektrik cerrahi uçları, osseodensifikasyon tekniği için tasarlanmış densah frezleri ve geleneksel frez kullanımı ile yuva hazırlanarak yerleştirilen implantların KİK yüzdesi histomorfometrik yöntemler kullanılarak ölçülmüş ve bu üç yöntemin implant çevresindeki erken dönem osseointegrasyona etkisi karşılaştırılmıştır. Karşılaştırılmanın yapılabilmesi için primer stabiliteye ve osseointegrasyona etki ettiği bilinen diğer faktörler mümkün olduğunca standardize edilmeye çalışılmıştır. Bunun için, insan kemik fizyolojisine uygun bir model olduğu, kemik gelişimi ve maksimum kemik yoğunluğu profillerinin insandakine benzediği belirtilen tavşanlar kullanılmıştır (168). Ayrıca ortam şartlarına ve hastaya bağlı faktörlerin standardize edilebilmesi için deney ve kontrol gruplarında aynı yaş, cins ve cinsiyette tavşanlar kullanılmıştır (168).

KİK, implant yüzey özellikleri ve tasarımı ile yakından ilişkilidir. Albrekson ve ark. implant ile kemik arasındaki osseointegrasyonun implant materyallerinden ve yüzey özelliklerden etkilenebileceğini belirtmişlerdir (60). İmplant etrafındaki iyileşme döneminde kemik doku cevabı implant yüzey modifikasyonları, kimyasal içerik, kaplama ve sterilizasyon işlemleri gibi implant yüzey özellikleri ile yakından ilişkilidir. Yüzey özellikleri ile ilgili çalışmalarda osteoblastların, osteoklastların ve osseoprogenitör hücrelerin bölgeye göçünün hızlandırılması amaçlanmaktadır (169). Ayrıca implant tasarımının KİK yüzdesini etkilediğini ve osseointegrasyona katkı sağladığını gösteren pek çok araştırma yapılmıştır. Bununla ilgili Marin ve ark. yüksek KİK yüzdesi elde edilmesinde implant yiv derinliğinin ve yiv aralığının önemli bir faktör olduğunu belirtmişlerdir (170). Bu çalışmada ise implant yüzey özellikleri ve

tasarımını elimine etmek için her üç grupta da aynı markaya ve aynı yüzey özelliklerine sahip implantlar (bilimplant® ,Bone level İmplant, bilimplant Turkey) kullanılmıştır. Ayrıca implant yuvası hazırlarken kullanılan farklı cerrahi yöntemlerin etkinliğinin değerlendirilmesi için hazırlanan yuvaların geometrilerinin birbirine benzer olması, implantın yerleştirilmesi sırasında oluşacak gerilim ve sıkışma kuvvetlerinin deney ve kontrol grupları arasında farklı olmaması açısından önemlidir (171,172). Bu nedenle, bu çalışmada her 3 grupta da benzer geometriye sahip implant yuvaları hazırlanmış ve aynı çapta implantlar (bilimplant 3.2-8 mm) uygulanmıştır. Hazırlanan implant yuvalarına uyumlu şekilde silindirik olan bir implant sisteminin ve frezlerinin kontrol grubunda kullanılmasına karar verilmiştir. Araştırmamızda kullanılan piezoelektrik cerrahi (Piezosurgerys – Mectron Medical Technology, Carasco, Italy) uçları silindir şekilli yuva hazırlamaya uygun paralel tipte uçlardır. Osseodensifikasyon grubunda kullanılan frezler de kullanılan implantlara uyumlu frezlerdir. Firmanın önerileri doğrultusunda yuva açılarak implantlar yerleştirilmiştir.

Dental implantların yüzey özelliklerinden ve tasarımından başka implant uygulamalarının başarılı olmasında, yuva hazırlamadaki cerrahi teknikler önemli bir yer tutmaktadır. Farklı frezleme sistemlerinin kullanıldığı cerrahi teknikler, başarılı bir osseointegrasyonun sağlanmasının yanında, yerleştirilen implantların prognozunda da önemli olduğu bulunmuştur. Bunun nedeni implant yuvası hazırlamada cerrahi uygulamalara bağlı olarak kemik iyileşme potansiyelinin ve bu potansiyele bağlı olarak KİK miktarının etkilenmesidir (173, 174).

İmplant yuvası hazırlanılırken kullanılan en yaygın yöntem, her implant markası için özel tasarımı bulunan ve her markanın üretici firmasının önerdiği sayı ve sırada kullanılan frezlerdir. Genellikle implant markasına göre üretici firma tarafından, implant özellikleri ve kemik kalitesi gibi faktörlere bağlı olarak belirlenen uygun hızda, aşamalı bir şekilde frez kalınlığı artırılarak uygulama yapılır (175).

Normal frez kullanımı ile gerçekleşen osteotomide basınç ve ısı artışı nedeniyle kemikte nekroz oluşabilmekte ve kemik beslenmesi olumsuz yönde etkilenerek kemiğin iyileşme potansiyeli azalabilmektedir. Kemik içinde oluşan aşırı ısı, denatürasyonunu başlatır. Buna bağlı olarak implant çevresinde yeni kemik yapımı yavaşlar. Bu da doğrudan kemik implant arayüzü arasında bağlantıyı etkileyerek osseointegrasyonu azaltabilmektedir (176, 177, 178)

Bununla ilgili Chacon ve ark.(2006) yaptıkları çalışmada 3 farklı dizayna sahip frezleme sistemlerini incelemişler ve implant frez geometrisinin kemik preparasyonu esnasında oluşan ısı üzerine etkisinin önemli bir yer tuttuğunu ve kemik iyileşme potansiyelini etkilediğini göstermişlerdir (76).

Pavlikova ve ark. normal frezlerin kemik morfolojisi üzerine etkisi ile ilgili çalışmalarında, normal frez kullanımında kansellöz kemikteki boşlukların debris ile dolarak mekanik bir tıkanmaya yol açtığını ve kemiğin kanlanmasının olumsuz yönde etkilendiğini göstermiştir (179).

Frezleme teknikleri ve frez geometrilerinin farklılıkları KİK yüzdesini ve osseointegrasyonu etkilediğinden araştırmacılar, dental implant uygulanması esnasındaki cerrahi işlemlerin güvenli biçimde yapılması üzerinde yoğunlaşmışlardır (180, 181, 182).

Bu nedenle implant yuvasının hazırlanmasında geleneksel frezlerin kullanıldığı yöntemin dışında; lazer, osteotom, piezoelektrik cerrahi gibi farklı sistemlerin kullanıldığı yöntemler geliştirilmiştir (183,184, 185).

Geliştirilen tekniklerden biri dişhekimliği pratiğinde ve maksillofasial cerrahide yaygın kullanılmaya başlayan, çalışmamızın da deney gruplarından birini oluşturan piezocerrahi(PC) tekniğidir (134).

Piezocerrahi tekniği; oral ve maksillofasiyal cerrahi için geleneksel yöntemleri tamamlamak ve bazı vakalarda geleneksel yöntemlerin yerini almak için tasarlanmış seramik ve kristallerin üzerinden elektrik akımı geçirildiğinde oluşan piezoelektrik ultrasonik titreşimleri kullanarak güvenli ve etkili osteotomiler yapılmasını sağlayan nispeten yeni bir tekniktir (186, 187, 188).

Bu cihazla osteotomi sonrası yara iyileşmesi klasik yöntemlere göre çok daha çabuk ve komplikasyonsuz olduğu bildirilmektedir. İmplant yuvası hazırlanırken implant etrafındaki kansellöz kemik yapısının korunması özellikle iyileşme döneminde gerçekleşen osseointegrasyon için büyük öneme sahiptir. PC yöntemi kullanılarak yapılan osteotomide kemiğin hücre canlılığının korunduğu ve kemikte nekroz oluşmadığı bildirilmiştir. (22,138,139).

Piezocerrahinin güvenli bir teknik ve kemik iyileşmesi ve osseointegrasyonuna olumlu etkilerinin olması nedeniyle implant cerrahilerinde kullanımı konusunda çeşitli araştırmalar yapılmıştır (189).

Chiriac ve ark. nin piezocerrahi tekniğinin kemik hücre canlılığı üzerine etkisini araştırdığı çalışmada; bir grupta PC frezleri, diğer grupta ise normal frezler kullanılarak kemik partikülleri elde edilmiş, toplanan partiküller morfolometrik olarak incelendiğinde ise, PC tekniği ile toplananlarda osteoblasta dönüşebilme potansiyeli olan canlı hücreler olduğu saptanmıştır (120).

PC uçları ve geleneksel frez kullanımının implant yuvaları etrafındaki kemiğe etkisinin karşılaştırıldığı, Preti ve ark.'larının domuzlarda yaptıkları araştırmada, PC tekniğinin erken dönem kemik iyileşmesine etkisinin frez kullanımından daha başarılı olduğu gösterilmiştir (28).

Maurer ve ark. tavşan kafatasında ultrasonik osteotomi tekniğinin ve normal osteotomi tekniğinin kemik yapısında mikro düzeyde oluşturdukları değişiklikleri tespit etmek için yapmış oldukları mikromorfometrik analizlerinde ultrasonik osteotomi tekniğinin geleneksel osteotomi tekniğine göre kortikal ve süngerimsi kemikte kemik mikro yapısını koruduğu sonucuna varmışlardır (190).

Yine benzer bir çalışmada Gandhi SA ve ark. implant yuvasında geleneksel frezlerin ve PC nin kemik morfolojisi üzerine etkisini karşılaştırdıkları bir çalışmada, normal frez kullanımında kansellöz kemikteki boşlukların debris ile dolarak mekanik bir tıkanmaya yol açtığı ve kemiğin kanlanmasının olumsuz yönde etkilendiği, piezocerrahi tekniğinde ise kansellöz kemik yapısının daha iyi korunduğu ve iyileşmedeki osteojenik potansiyelin arttığı gösterilmiştir (191).

Yaptığımız çalışmada da PC tekniği ile yerleştirdiğimiz implantlar etrafındaki kemiği 8. haftanın sonunda histolojik olarak incelediğimizde osteoblasta dönüşme potansiyeli olan hücrelerin bulunduğunu ve osteojenik aktivitenin K grubuna göre artmış olduğunu gördük. Bu sonuçlar, Chiriac ve arkadaşları, Preti ve arkadaşları ile Gandhi ve arkadaşlarının yaptıkları benzer çalışmalar ile uyumlu bulunmuştur.

Günümüze kadar yapılan çalışmalardan hareketle PC tekniğinin kemik yapısına zarar vermediği, dental implant etrafında kemik yoğunluğu ve KİK yüzdesinin artırılmasında olumlu etkilerinin olduğu ve osseointegrasyona katkı sağladığı görülmektedir.

Di Alberti ve ark. yaptıkları klinik çalışmada osseointegrasyon sırasında PC nin geleneksel tekniğe göre implant çevresi erken dönem kemik yoğunluğuna etkisini karşılaştırmışlardır. Her iki gruptaki implantlardan başlangıçta, 30. , 60. ve 90.

günlerde periapikal radyografler çekilmiştir. Yöntemlerin arasında PC tekniğinin geleneksel yuva hazırlama tekniğine göre erken dönemde dental implant etrafında daha fazla kemik yoğunluğu sağladığını ve osseointegrasyona daha fazla teşvik ettiğini öngörmüşlerdir (136).

Bu çalışmada 8.hafta sonunda kontrol grubu ile PC grubu implant etrafındaki kemik yoğunluğu bakımından karşılaştırıldığında, PC grubunda kemik yoğunluğunun daha fazla olduğu bulunmuştur. Bu sonuçlar Di Alberti ve ark. nın yaptıkları benzer çalışma sonuçları ile uyumludur.

PC tekniğinin implant stabilitesine etkisinin araştırıldığı Stacchi ve ark. yaptığı klinik çalışmada simetrik üst premolar diş eksikliği olan hastalarda bir tarafa piezoelektrik cerrahi, diğer tarafa frez kullanımı ile yuva hazırladıktan sonra implantları yerleştirerek, 3 aylık dönemde stabilitelelerinin karşılaştırılmasında her iki grupta %100 implant sağ kalımı gözlenirken stabilite açısından gruplar arasında fark bulunmamıştır (135).

Canullo ve ark.'larının araştırmasında alt çene posterior bölgede implant yuvası hazırlanmasında, frez kullanımı ile piezocerrahi kullanılan yöntem kıyaslanmıştır. Her iki grupta da %100 oranında implant sağ kalımı gözlenirken, 3 aylık dönemde piezocerrahi kullanılan grupta, implant stabilitesi daha yüksek bulunmuştur (192).

Yine aynı yıllarda Da Silva Neto U ve ark. yaptıkları klinik çalışmada hastaların maksillar premolar bölgesine farklı iki teknik olan PC ve geleneksel yöntemle açtıkları yuvaya implant yerleştirerek 3 ve 5 aylık dönemlerde implant stabilite değerlerine bakmışlar ve sonuçta her iki zamanda PC teknikle yerleştirdikleri implantlarda implant stabilitesinin daha fazla olduğu sonucuna varmışlardır (18).

Baker ve ark.'ları sığırlardan elde ettikleri kortikal kemiklerde piezoelektrik cerrahi ve frez kullanımı ile implant yuvası hazırlamanın stabiliteye etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, RFA ve çıkarma tork testi kullanımına bakmışlar ve her iki analizde istatistiksel anlamlı bir farklılık bulamamışlardır (20).

Garcia-Moreno S.ve ark. PC tekniği ve geleneksel frezlemenin implant primer stabilitesi ve sekonder stabilitesi üzerine etkilerinin karşılaştırıldığı sistemik derleme ve meta analiz sonuçlarına göre; primer stabilite bakımından her iki teknik arasında

bir fark olmadığı sekonder stabilitenin ise PC tekniği ile yerleştirilen implantlarda anlamlı olarak daha fazla olduğu bulunmuştur.(193)

Bu çalışmada PC grubu ile K grubu arasında ilk gün implant primer stabilitesini ve 8.haftada stabiliteyi ölçmek için RFA değerleri kaydedilmiş, primer stabilite açısından her iki teknik arasında bir fark bulunamamış fakat 8.haftanın sonunda yapılan değerlendirmelerde implant stabilitesi PC grubunda anlamlı derecede fazla bulunmuştur. Bu sonuçlar Canullo ve arkadaşlarının ve Da Silva Neto U. ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalara benzer sonuçlardır.

Piezocerrahi tekniğinin KİK miktarına etkisine bakıldığı Sirolli M. ve arkadaşları ratlarda piezocerrahi tekniği ve geleneksel tekniğin implantların çevresindeki kansellöz ve kortikal kemikteki iyileşmesi üzerine etkisini karşılaştırdıklarında,implant yuvası hazırlamada süngerimsi kemikte piezocerrahi tekniği daha iyi sonuç verirken kortikal kemikte geleneksel teknik daha başarılı bulunmuştur (194).

PC tekniği konusunda yapılan çalışmaların sonuçlarına bakıldığında tekniğin, kemik yapısının niteliğine göre farklı etkilerinin olduğu görülmektedir. PC tekniğinin kansellöz kemikte daha fazla olumlu etkisinin olduğu, kortikal kemik yapısına göre kansellöz kemikte primer stabilite ve osseointegrasyona daha fazla katkı sağladığı görülmektedir.

Yaptığımız çalışmada da primer stabilite açısından geleneksel tekniği ile PC tekniği arasında fark görülmemiştir. KİK yüzdesi bakımından Sirolli ve arkadaşlarının çalışması ile karşılaştırıldığında PC tekniği ile yerleştirdiğimiz implantlarda K grubuna göre histomorfometrik analizde KİK yüzdesi, 8 haftalık iyileşme döneminin sonunda anlamlı olarak daha fazla bulunmuştur. Bu durumun süngerimsi kemik oranının kortikal kemik oranına göre fazla olduğu tavşan tibiası kullanılmasından kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

İmplant stabilitesinin ve osseointegrasyonun artırılmasında cerrahi tekniğe yönelik çalışmalar günümüzde artmaya başlamış ve yukarıda bahsettiğimiz piezocerrahi tekniğinin bu olumlu etkilerinden dolayı implant cerrahisinde kullanılmaya başlamıştır.

Bu tekniklerden başka osseodensifikasyon (OD) tekniği dediğimiz nispeten yeni bir teknik olan standart dental implant yuvalarını hazırlamada kullanılan kesici

frezler yerine özel kemik yoğunlaştırıcı frezler kullanılmaya başlanmıştır. Bu frezler 2013 yılında Huwais S. tarafından tanıtılmıştır. Ülkemizde dental implant tedavilerinde kullanımı sınırlı olmasına rağmen dünyada kullanımı giderek artmaktadır (29).

OD tekniğinin; atravmatik bir teknik olması, yetersiz genişlikteki kretlerde implant yerleştirilebilmesi, yumuşak kemiklerde kemiği kondanse etmesi, plastisitesini kaybetmiş kortikal mandibular kemiklerde kullanım alanının olması, implant primer stabilitesini artırması gibi bir çok avantajları bulunmaktadır (195,196,197).

OD tekniğinde özel olarak tasarlanmış belirli boyutlarda apikalden koronale doğru genişleyen konik tarzda densah frez olarak adlandırılan frezler üretilmiştir. Salah Huwais bu özel dizayn densah frezleri 2 modda tanımlamıştır. Bunlar; cerrahi motorla saat yönünde 800-1200 rpm hızda çalıştırılmasına normal kesme modu, diğeri ise saat yönünün tersine 800-1200 rpm hızda çalıştırılmasına *densifiying* (yoğunlaştırma) modudur (29).

Geleneksel frezlerden farklı olarak densah frezlerin yoğunlaştırma modunda çalıştırıldığında osteotom bölgesindeki partiküler kemiği kazıyarak bölgeden dışarı çıkarmaz aksine bölgedeki hem alveol kemiği hemde kazıdığı partiküler kemiği osteotom sahasından çevreye doğru itererek kompaksiyon (sıkılaştırma) sağlar. Bu özelliğini normal frez kesici kenarlarındaki pozitif kesme açısının aksine kesici kenarındaki negatif kesme açısından alır. Ayrıca frezlerin konik yapısı sayesinde derine inildikçe bir miktar çevreye doğru genişleme sağlar. Böylece çevre kemiğe zarar vermeden hem implant yuvasının etrafındaki kemiği sıkılaştırmış hem de genişletmiş olur (29). Bu özelliğinden dolayı OD tekniği dental implant etrafındaki kemik duvarında yoğunlaşmayı artırarak, implant etrafında KİK miktarına, implant primer stabilitesine ve osseointegrasyona olumlu yönde etki ettiği belirtilmiştir (155). OD tekniği ile ilgili öne sürülen bu özelliklerinden dolayı çeşitli araştırmalar yapılmıştır (29,195,196).

X Meyer ve ark. domuz tibiğinde yaptıkları çalışmada geleneksel frezleme, densah frezlerle kesme modunda ve OD modunda çalıştırarak primer stabilite ve KİK açısından farklarına baktıklarında, densah frezlerin kansellöz kemikte OD modunda

çalıştırıldığında frezleme işlemi sırasında otogreftleme yaparak yuvayı sıkılaştırdığını, bu nedenle primer stabiliteyi ve KİK miktarını arttırdığı sonucuna varmışlardır (30).

Bununla ilgili Lahens ve ark. OD frezler ve geleneksel frezler kullanarak düşük yoğunluktaki koyun kemiğine yerleştirilen dental implantların başlangıç primer stabilitesi ve osseointegrasyona etkisine baktıkları histomorfometrik çalışmada; gruplardan ikisine OD frezlerle normal kesme modunda (saat yönü) ve yoğunlaştırma modu (saat yönünün tersine) yuva açılarak implant yerleştirilmiş, kontrol grubuna ise implant firmasının önerisi doğrultusunda geleneksel frezlerle implant yerleştirilmiştir. İstatiksel analiz sonucunda kontrol grubuna göre OD tekniği ile yerleştiren gruplarda başlangıç yerleştirme tork testi daha fazla bulunmuştur. Ayrıca 6 haftalık iyileşme döneminde KİK ve implant etrafındaki iyileşme değerleride geleneksel frezlere göre OD tekniğinde anlamlı derecede fazla bulunmuştur (156).

Ayrıca Huwais S. ve ark. yaptığı Lahens ve ark. ile aynı dizayna sahip çalışmalarında OD tekniğinin osteotom bölgesindeki kemik matriksi ve kemik doku hücrelerini koruyarak iyileştirmeyi hızlandığını bulmuştur (19).

Trisi ve ark. geleneksel yöntemi ve OD tekniğini kullanarak 2 koyunun iliak kemiklerinin üzerine implant yerleştirdikleri çalışmalarında; OD grubundaki implant yuvalarında belirgin şekilde genişlik artışı ve kemik hacmi yüzdesi (% BV) (yaklaşık% 30 daha yüksek) tespit edilmiştir. OD grubu için önemli derecede daha iyi çıkarma tork değerleri ve yanal kuvvetler altındaki mikro ilerleme kaydedilmiştir (155).

Şimdiye kadar yapılmış çalışmaların aksine Almutairi ve ark. nın özel olarak üretilmiş 4 farklı dizayna sahip metal implantları 4 gruba ayırarak her gruba OD ve geleneksel teknikle yerleştirerek primer stabilite farkına baktıkları çalışmalarında, 4 grupta geleneksel teknik ve OD tekniği arasında bir fark bulamamışlardır (198).

Yaptığımız çalışmada da Almutairi ve arkadaşlarının çalışmasına benzer olarak; OD tekniği ile yerleştirdiğimiz implantların başlangıç primer stabilitelere bakıldığında geleneksel teknik ile anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ayrıca 8.haftada OD tekniği ile geleneksel tekniğin RFA değerleri kaydedilerek istatiksel analizleri yapılmış, sonuçlara göre implant stabilitesi açısından anlamlı bir fark görülmemiştir. Histomorfometrik olarak gruplar arası KİK yüzdesine bakıldığında OD tekniğinde göreceli olarak fazla olmasına rağmen gruplar arası anlamlı bir fark yoktur.

Yapılan çalışmalarda, geleneksel frezleme tekniğine göre PC tekniği ve OD tekniğinin implant stabilitesine daha fazla katkı sağladığı, implant yuvasının hazırlanması sırasında kemik doku hücrelerini koruyarak iyileşme potansiyelini hızlandırdığı böylece KİK yüzdesini artırdığı öngörülmektedir (18,28,190,191,195,196,197).

Şimdiye kadar literatüre bakıldığında iki farklı teknik olan piezocerrahi ve osseodensifikasyon tekniği ile implant yuvası hazırlanması konusunda ayrı ayrı çalışma yapılmış olmasına rağmen, piezocerrahi ve osseodensifikasyon tekniğinin kendi aralarında karşılaştırıldığı bir çalışma bulunmamaktadır. Bu bakımdan yaptığımız çalışma literatürdeki yeni popüler bir çalışmadır.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre PC ve OD tekniği primer stabilite açısından karşılaştırdıklarında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. 8.hafta sonunda implant stabilitesine ve KİK yüzdesine bakıldığında piezocerrahi tekniğinde anlamlı olarak daha fazla bulunmuştur. Bu farklılığın sebebini deney hayvanı olarak kullandığımız tavşan tibia kemiğinin yapısından kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz. Çünkü tavşan tibia kemiği yoğun ve kalın kortikal tabakaların arasında çok düşük yoğunlukta spongioz kemik varlığı ile karakterizedir. Çalışmamızda dental implantlar bu kortikal tabakalar arasına bikortikal yerleştirilerek primer stabilite sağlanmıştır. X Mayer ve arkadaşları ile Lahens ve arkadaşlarının çalışmalarına göre OD tekniği spongioz kemiklerde daha etkili bir sistem olduğu belirtilmektedir (30,156). OD tekniğinin bu özelliğinden dolayı çalışmada kortikal kemik tabakalarında çalışıldığından PC tekniğine göre spongioz kemikte yoğunlaştırma etkisinin tam olarak sağlanamaması olabilir.

8. SONUÇ VE ÖNERİLER

- İmplant osteotomileri sonrası klinik olarak herhangi bir enfeksiyon veya implant kaybına rastlanılmamıştır. Klinik olarak tüm implantlarda osseointegrasyon oluşmuştur.

- Grup içi karşılaştırmalarda, tüm gruplarda RFA değerleri başlangıca göre 8. haftada anlamlı düzeyde artmıştır ($p<0,05$).

- Gruplar arası istatistiksel karşılaştırmaların sonuçlarına göre, her üç gruptaki operasyon günü uygulanan RFA ölçümleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmamıştır($p>0,05$).

- Her üç gruptaki 8. Hafta RFA ölçümleri karşılaştırıldığında piezocerrahi grubu her iki gruptan yüksek çıkmıştır. Kontrol ve osseodensifikasyon grupları birbirine yakın çıkmıştır. Ancak bu yükseklik anlamlı bulunamamıştır($p>0,05$).

- KİK ölçümü bakımından kontrol ve Piezocerrahi grupları arasında istatistik olarak önemli (anlamlı) bir farklılık gözlenmiştir.($p<0,05$).PS, K grubundan anlamlı şekilde yüksek çıkmıştır.

- K grubu ve OD grubu arasında istatistik olarak önemli (anlamlı) bir farklılık gözlenmemiştir. ($p>0,05$). OD kontrol grubundan yüksek çıkmıştır. Ancak bu yükseklik anlamlı bulunmamıştır.

- KİK bakımından PS ve OD grubu arasında istatistik olarak önemli (anlamlı) bir farklılık gözlenmiştir. ($p<0,05$). “implant kemik kontağı” ölçüm düzeyi piezocerrahi tekniğinde osseodensifikasyon tekniğine göre anlamlı derecede daha fazla bulunmuştur.

Çalışmamız Piezocerrahi tekniği ve Osseodensifikasyon tekniğinin birarada kullanıldığı ilk deneysel çalışmadır. Çalışmada Piezocerrahi tekniğinin Osseodensifikasyon tekniğine göre osseointegrasyona daha fazla katkı sağlayabileceğini göstermektedir. Fakat osseodensifikasyon tekniği hakkında yapılan çalışmalarda farklı kemik tiplerinde farklı modlarda çalıştıklarında farklı etki gösterebilmektedir. Tavşan tibia kemiği spongioz özellikte olmadığından osseodensifikasyon tekniği piezocerrahi tekniğine göre kortikal kemiklerde etkisi daha az olabilir. Bu nedenle Osseodensifikasyon tekniğinin farklı kemik tiplerinde uygulanmasıyla ilgili daha fazla sayıda yeni çalışmanın yapılması gerekmektedir. Bu sayede, uyguladığımız her iki yöntemin başarısı ve güvenilirliği hakkında daha fazla bilgi elde edilebilir.

9. KAYNAKLAR

1. Alberktsson R, Branemark P-I, Rydevik B., Myers R.R. osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation. *Journal of Rehabilitation and Development* 2001;38:1-2)
2. Alberktsson R, Branemark P-I, Rydevik B., Myers R.R. osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation. *Journal of Rehabilitation and Development* 2001;38:1-2)
3. Albrektsson, T., et al., The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1986. 1(1): p. 11-25.
4. Nedir, R., et al., Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res*, 2004. 15(5): p. 520-8.
5. Peker Tekdal, G., et al., The effect of piezoelectric surgery implant osteotomy on radiological and molecular parameters of peri-implant crestal bone loss: a randomized, controlled, split-mouth trial. *Clinical oral implants research*, 2016. 27(5): p. 535-544.
6. Dos Santos, P.L., et al., Evaluation of bone heating, drill deformation, and drill roughness after implant osteotomy: guided surgery and classic drilling procedure. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2014. 29(1).
7. Padmanabhan TV, Gupta R. Comparison of crestal bone loss and implant stability among implants placed with conventional procedure and using osteotome technique: Clinical study. *J Oral Implantol* 2010;36(6):475–83.
8. Shayesteh, YS., Khojasteh A, Siadat H, Monzavi A, Bassir SH, Hossaini M et. al. A comparative study of crestal bone loss and implant stability between osteotome and conventional implant insertion techniques: A randomized controlled clinical trial study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013;15(3):350–7.
9. Cesaretti, G., Lang, NP., Salata, LA., et al., Subcrestal positioning of implants results in higher bony crest resorption: An experimental study in dogs. *Clin Oral Impl Res* 2014;00:1–6.

10. Lekholm, U., Zarb, GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb, GA, Albrektsson T. *Tissue Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago, USA: Quintessence Pub Co; 1985.
11. Meredith, N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*, 1998. 11(5): p. 491-501.
12. Cehreli, MC., Kökat, AM., Uysal, S., et al. Spontaneous early exposure and marginal bone loss around conventionally and early-placed submerged implants: a double-blind study. *Clin Oral Implants Res*, 2010; 21(12):1327-33.
13. Esposito, M., Grusovin, MG., Worthington, HV. Interventions for replacing missing teeth: antibiotics at dental implant placement to prevent complications. *Cochrane Database Syst Rev*. 2013, 31: 7:CD004152.
14. Marquezan M, Osório A, Sant'Anna E, et al. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23:767–774.
15. Trisi P, De Benedittis S, Perfetti G, et al. Primary stability, insertion torque and bone density of cylindrical implant ad modum Brånemark: Is there a relationship? An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22:567–570.
16. Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: A clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008;10:231–237)
17. Vercellotti T, Stacchi C, Russo C, et al. Ultrasonic implant site preparation using piezosurgery: a multicenter case series study analyzing 3,579 implants with a 1- to 3-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014;34:11–18.)
18. Da Silva Neto UT, Joly JC, Gehrke SA. Clinical analysis of the stability of dental implants after preparation of the site by conventional drilling or piezosurgery. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2014;52:149–153
19. Huwais S, Meyer EG. A Novel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to Increase Biomechanical Primary Stability, Bone Mineral Density, and Bone-to-Implant Contact. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017;32:27-36.

20. Baker JA, Vora S, Bairam L, Kim HI, Elaine LD, Andreana S. Piezoelectric versus conventional implant site preparation: ex vivo implant primary stability. *Clin Oral Impl Res*, 2012; 23: 433–437.
21. Pavlikova G, Foltan R, Horka M, Hanzelka T, Borunska H, Sedy J. Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2011, 40: 451–457.
22. Vercellotti T, De Paoli S, Nevins M. The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2001; 21: 561–567.
23. Eggers G, Klein J, Blank J. Piezosurgery: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2004; 42:451–453.
24. Schütz S, Egger J, Kühl S, Filippi A, Lambrecht JT. Intraosseous temperature changes during the use of piezosurgical inserts in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2012, 41: 1338-43.
25. Stelzle F, Neukam FW, Nkenke E. Load dependent heat development, thermal effects, duration and soft tissue preservation in piezosurgical implant site preparation: an experimental ex vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012; 27: 513–522.
26. Harder S, Wolfart S, Mehl C, Kern M. Performance of ultrasonic devices for bone surgery and associated intraosseous temperature development. *Int J Maxillofac Implants*, 2009, 24: 484-490.
27. Rashad A, Kaiser A, Prochnow N, Schmitz I, Hoffmann E, Maurer. P. Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clin Oral Impl Res*, 2011; 22: 1361–1365.
28. Preti G, Martinasso G, Peirone B, Navone R, Manzella C, Muzio G, Russo C, Canuto RA, Schierano G. Cytokines and growth factors involved in the osseointegration of oral titanium implants positioned using piezoelectric bone surgery versus a drill technique: a pilot study in minipigs. *J Periodontol*, 2007; 78: 716-722.

29. Huwais S. Fluted osteotome and surgical method for use. US2013/0004918. US Patent Application, 3 January 2013
30. EG, Huwais S. Osseodensification Is A Novel Implant Preparation Technique That Increases Implant Primary Stability By Compaction and Auto-Grafting Bone. American Academy of Periodontology. [abstract]. San Francisco, CA. 2014.
31. Tekdal Gözde P. Piezoelektrik Cerrahi ile Yuva Hazırlanarak Yerleştirilen İmplantların Çevresindeki Kemiğin Biyokimyasal ve Radyolojik Yöntemlerle Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 2014
32. Atilla, G. A rare find in Anatolia--a tooth implant (mid-sixth century BC). The Journal of oral implantology, 1993. 19(1): p. 54.
33. Lemons, J. and J. Natiella, Biomaterials, biocompatibility, and peri-implant considerations. Dental clinics of north america, 1986. 30(1): p. 3-23.
34. Brånemark, P., et al., Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery, 1969. 3(2): p. 81-100.
35. Adell, R. , et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. International journal of oral surgery, 1981. 10(6): p. 387-416.
36. Wennerberg A. The importance of surface roughness for implant incorporation. Int. J. Mach. Tools Manuf, 1998. 38: 657–662.
37. Wennerberg A., Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. Clin Oral Implants Res, 2009. 20(suppl4): 172-184.
38. Wennerberg A., Albrektsson T., Johansson C. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. Biomaterials, 1996. 17:1522.
39. Güzel KD, M.A., Dündar B. , Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantların Tarihçesi. Türkiye Klinikleri J Med Ethics 2006: p. 14:41- 46

40. Schroeder, et al. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg*, 1981. 9(1): p. 15-25.
41. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clinical journal of the American Society of Nephrology*. 2008;3 Suppl 3:S131-9.
42. Rithirangsrirroj K, Panyakhamlerd K, Chaikittisilpa S. Osteoporosis in different age-groups and various body mass index (BMI) ranges in women undergoing bone mass measurement at King Chulalongkorn Memorial Hospital. *Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmai het thangphaet*. 2012;95(5):644-9.
43. Hunter D, et al. Genetic contribution to bone metabolism, calcium excretion, and vitamin D and parathyroid hormone regulation. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*. 2001;16(2):371-8.
44. Hobo S., Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. 3rd ed. 33-62, Quintessence; Tokyo, 1991. 462 p.
45. Dimitriou R., Tsiridis E., Giannoudis PV. Current concepts of molecular aspects of bone healing *Injury*. 2005;36(12):1392-404.
46. Rahn, BA. Bone healing: histologic and physiologic concepts. In: Fackelman GE, editor. *Bone in Clinical Orthopedics*. Stuttgart, NY. Thieme; 2002. pp.287–326
47. Parfitt AM. Targeted and nontargeted bone remodeling: relationship to basic multicellular unit origination and progression. *Bone*. 2002;30(1):5-7.
48. Ege R. *Travmatoloji*. 5. baskı, Bizim Büro Basımevi, Ankara, 2–61, 2001.
49. Cruess RL, Dumont J. Healing of Bone, Tendon and Ligament. In: *Fractures*. JB Lippincott Co, Philadelphia; 147-167, 1984
50. Kılıçoğlu SS. Mikroskopi düzeyinde kırık iyileşmesi. *AÜ Tıp Fak Mecm*, 55:143–150, 2002.
51. Frost HM. The biology of fracture healing. An overview for clinicians. Part II: *Clin Orthop*, 248:294–308, 198
52. Schenk R, et al. Osseointegration: a reality. *Periodontol* 2000, 1998. 17: p. 22-35.

53. Brånemark PI. The osseointegration book: from calvarium to calcaneus. Quintessence, Berlin, Chicago, xvii, 494 p, 2005.
54. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. Clinical oral implants research, 14(3):251-262, 2003.
55. Sezgin Çinkılıç Ö. İyileşme döneminde uygulanan led fotobiyomodulasyon tedavisinin farklı yüzey özelliklerine sahip dental implantlarda, implant stabilite oranlarına etkisinin rezonans frekans analizi ile karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2011, Ankara, 110 s.
56. Han T. Park KB. Surgical aspects of dental implants, 'Caranza's Clinical Periodontology' Ed. Newman, M.G., Takei, H.H., Carranza, F.A.)'de, 9. baskı, W.B. Saunders Company, (2012) 897-904
57. Hermann I, et al. (2005). Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures, Int J Oral Maxillofac Implants, 20: 220-230.
58. Garg, A.K., Bone. Biology, harvesting, grafting for dental implants (Rationale and Applications), 2004: p. 3-20.
59. Block MS, A.R., Osseointegration, In: Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery. 2nd ed. Volume I BC Decker Inc., 2004: Canada. p. 192.
60. Albrektsson, T.O., C.B. Johansson, and L. Sennerby, Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. Periodontology 2000, 1994. 4(1): p. 58-73.
61. Steinemann S. The properties of titanium, 'Oral implantology. Basics, ITI Dental implant system', 2. baskı, Thieme Medical Publishers, 1996. New York, 37-59.
62. Lautenschlager, E.P. and P. Monaghan, Titanium and titanium alloys as dental materials. International dental journal, 1993. 43(3): p. 245-253.
63. Li, T., et al., 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): p. 446-456.

64. Jung, U., et al. A hybrid technique for sinus floor elevation in the severely resorbed posterior maxilla. *Journal of periodontal & implant science*, 2010. 40(2): p. 76-85.
65. Abuhussein, H., et al. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clinical oral implants research*, 2010. 21(2): p. 129-136.
66. Lum, L. and J. Osier, Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *The Journal of oral implantology*, 1992. 18(4): p. 343-348.
67. Tepret, F., A. Sertgöz, and S. Basa, Immediately loaded anterior single-tooth implants: Two cases. *Implant dentistry*, 2005. 14(3): p. 242-247.
68. Engquist, B., et al., A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1988. 3(2).
69. Martin, J., et al., 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): p. 389-401.
70. Gülay U. , K. Filiz. İmplantların Yüzey Özellikleri ve Osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007.
71. Galante, J.O. and J. Jacobs, Clinical performances of ingrowth surfaces. *Clinical orthopaedics and related research*, 1992(276): p. 41-49.
72. Misch, C., Partial and complete edentulous maxilla implant treatment plans. *Dental Implant Prosthetics St Louis, Elsevier/Mosby*, 2005: p. 295-300.
73. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999; 14: 127-136
74. Eriksson, R., R, Adell. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1986. 44(1): p. 4-7.
75. Cordioli, G. and Z. Majzoub, Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1997. 12(2).

76. Chacon, GE., et al. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2006. 64(2): p. 265-269.
77. Gil, L.F., et al., Bone Healing Around Dental Implants: Simplified vs Conventional Drilling Protocols at Speed of 400 rpm. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2017. 32(2).
78. Bachus, K.N., M.T. Rondina, D.T. Hutchinson. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Medical engineering & physics*, 2000. 22(10): p. 685-691.
79. Abouzgia, M.B. and D.F. James, Temperature rise during drilling through bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1997. 12(3).
80. Möhlhenrich, S., et al., Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: systematic review. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2015. 53(8): p. 679-689.
81. Allan, W., E. Williams, and C. Kerawala, Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2005. 43(4): p. 314-319.
82. Lavelle, C., D. Wedgwood. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965)*, 1980. 38(7): p. 499-503.
83. Sener, B.C., et al., Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clinical oral implants research*, 2009. 20(3): p. 294-298
84. Watzek G. *Endosseous implants: scientific and clinical aspects*. 1996: Quintessence Pub Co.
85. Pan, R., S, Ying. Mechanical properties of bone-implant interface: an in vitro model for the comparison of stability parameters affecting various stages during osseointegration for dental implant. in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE*. 2004. IEEE.
86. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 399-410.

87. Ersanli, S., et al. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *Journal of periodontology*, 2005. 76(7): p. 1066-1071.
88. Barewal, R.M., et al., Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2003. 18(5).
89. Rabel, A., S.G. Köhler, and A.M. Schmidt-Westhausen, Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clinical oral investigations*, 2007. 11(3): p. 257-265.
90. Quesada-García, M.P., et al., Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2009. 14(10): p. 538-46
91. Chiesa, R., et al., In vitro and in vivo performance of a novel surface treatment to enhance osseointegration of endosseous implants. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2007. 103(6): p. 745-756
92. Dario, L.J., P.J. Cucchiaro, and A.J. Deluzio, Electronic monitoring of dental implant osseointegration. *The Journal of the American Dental Association*, 2002. 133(4): p. 483-490.
93. Iacono, V.J., Dental implants in periodontal therapy. *J Periodontol*, 2000. 71(12): p. 1934-42
94. Christina PC, Sim Niklaus PL. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstellmentor during implant tissue integration: Instrument positioning, bone structure, implant length, *Clin Oral Impl Res* 2010; 21: 598-604
95. Elif ÖNCÜ. Trombositten Zengin Fibrinin İmplant Stabilitesi Üzerindeki Etkisinin Rezonans Frekans Analizi İle İncelenmesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Periodontoloji Anabilim Dalı. 2013, Başkent Üniversitesi: Ankara
96. Roberts, W.E., et al., Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American journal of orthodontics*, 1984. 86(2): p. 95-111.

97. Donath, K., A. Kirsch, and J. Osborn, Zelluläre dynamik um enossale Titanimplantate. Fortschr Zahnärztl Implantol, 1984. 1: p. 55-58.
98. Sennerby, L., P. Thomsen, and L. Ericson, Early tissue response to titanium implants inserted in rabbit cortical bone. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 1993. 4(3): p. 240-250.
99. <http://www.dentaltradeonline.com.au/images/stories/Imtec/periostest%20brochure.pdf>.
100. Susin, C. and U.M. Wikesjo, Regenerative periodontal therapy: 30 years of lessons learned and unlearned. Periodontol 2000, 2013. 62(1): p. 232-42.
101. Meredith, N., D. Alleyne, and P. Cawley, Quantitative determination of the stability of the implant tissue interface using resonance frequency analysis. Clinical oral implants research, 1996. 7(3): p. 261-267
102. Aparicio C, L.N., Rangert B., Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. Clin Oral Implants Res, 2006. 17(2): p. 27.
103. O.,G., İki Farklı İmplant Yüzeyinin Kemik İçi Stabilite Ve Krestal Kemik Kayıpları Üzerine Etkilerinin İki Farklı Abutment Tipinin Hasta Memnuniyetlerinin Karsılaştırılması, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, in İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,. 2007: İstanbul.
104. OSSTELL. Integration diagnostics.
Erişim:(<http://www.osstell.com/ext.asp>). (2002).
105. Meredith, N., et al., Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. Clin Oral Implants Res, 1997. 8(3): p. 226-33
106. Catuna MC. Sonic energy: A possible dental application, Preliminary report of an ultrasonic cutting method. Ann Dent. 1953;12:100-1.
107. Horton JE, Tarpley TM Jr, Wood LD. The healing of surgical defects in alveolar bone products with ultrasonic instrumentation, chisel and rotary bur. Oral Surg Oral Med Oral pathol, 1975; 39:536-46.

108. Vercellotti T, De Paoli S, Nevins M. The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2001; 21: 561–567.
109. Ramli R, Reher P, Harris M, Meghji S. The effect of ultrasound on angiogenesis: an in vivo study using the chick chorioallantoic membrane. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2009; 24:591-596.
110. Scheven BA, Shelton RM, Cooper PR, Walmsley AD, Smith AJ. Therapeutic ultrasound for dental tissue repair. *Med Hypotheses*, 2009; 73:591–593.
111. Gleizal A, Bera JC, Lavandier B, Beziat JL. Piezoelectric osteotomy: a new technique for bone surgery-advantages in craniofacial surgery. *Childs Nerv Syst*, 2007; 23:509–513.
112. Kotrikova B, Wirtz R, Krempien R, Blank J, Eggers G, Samiotis A, Muhling J. Piezosurgery- a new safe technique in cranial osteoplasty? *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2006; 35: 461-465.
113. Hoigne DJ, Stübinger S, Von Kaenel O, Shamdasani S, Hasenboehler P. Piezoelectric osteotomy in hand surgery: first experiences with a new technique. *BMC Musculoskelet Disord*. 2006; 7:36.
114. Iacoangeli M, Neri P, Balercia P, Lupi E, Di Rienzo A, Nocchi N, Alvaro L, Scerrati M. Piezosurgery for osteotomies in orbital surgery: Our experience and review of the literature. *Int J Surg Case Rep*, 2013; 4(2):188-91.
115. Schaeren S, Jaquiéry C, Heberer M, Tolnay M, Vercellotti T, Martin I. Assessment of nerve damage using a novel ultrasonic device for bone cutting. *J Oral Maxillofac Surg*, 2008;66(3):593–6.
116. Pecheva E, Sammons RL, Walmsley AD. The performance characteristics of a piezoelectric ultrasonic dental scaler. *Med Eng Phys*, 2016;38(2):199–203.
117. Sohn DS, Moon JW, Lee HW, Choi BJ, Shin IH. Comparison of two piezoelectric cutting inserts for lateral bony window osteotomy: a retrospective

- study of 127 consecutive sites. *Int J Oral Maxillofac implants*, 2010; 25:571-576.
118. Recio CS, Diago MP, Diago MP, Oltra DP. Maxillary sinus lift performed using ultrasound: evaluation of 21 patients. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2010;15(2):371-4.
119. Sohn DS, Ahn MR, Lee WH, Yeo DS, Lim SY. Piezoelectric osteotomy for intraoral harvesting of bone blocks. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2007; 27:127–131.
120. Chiriac G, Herten M, Schwarz F, Rothamel D, Becker J. Autogenous bone chips: influence of a new piezoelectric device (Piezosurgery) on chip morphology, cell viability and differentiation. *J Clin Periodontol*, 2005; 32:994–999.
121. García AG, Freitas MD, Martín MS. Piezoelectric bone surgery applied in distraction osteogenesis: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2007; 22:1012-1016.
122. Brugnamì F, Caiazzo A, Mehra P. Piezosurgery-assisted, flapless split crest surgery for implant site preparation. *J Maxillofac Oral Surg*, 2014; 13(1):67-72.
123. Blus C, Szmukler-Moncler S. Split-crest and immediate implant placement with ultra-sonic bone surgery: a 3-year life-table analysis with 230 treated sites. *Clin Oral Impl Res*, 2006; 17:700–707.
124. Vercellotti, T. Piezoelectric surgery in implantology: a case report of a new piezoelectric ridge expansion technique. *Int J Periodontics and Restorative Dent*, 2000; 20:359–365.
125. Bertossi D, Lucchese A, Albanese OM, Turra M, Faccioni F, Nocini P, Baena RRY. Piezosurgery versus conventional osteotomy in orthognathic surgery: a paradigm shift in treatment. *J Craniofac Surg*, 2013; 24: 1763-1766.
126. Bovi M, Manni A, Mavriqi L, Bianco G, Celletti R. The use of piezosurgery to mobilize the mandibular alveolar nerve followed immediately by implant insertion: a case series evaluating neurosensory disturbance. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2010; 30(1):73-81.

127. Pappalardo S, Guarnieri R. Randomized clinical study comparing piezosurgery and conventional rotatory surgery in mandibular cyst enucleation. *J Craniomaxillofac Surg*, 2014; 42(5):80-5.
128. Bartuli FN, Luciani F, Caddeo F, DE Chiara L, DI Dio M, Piva P, Ottria L, Arcuri C. Piezosurgery vs high speed rotary handpiece: a comparison between the two techniques in the impacted third molar surgery. *Oral Implantol*, 2013; 15(6):5-10.
129. Blus C, Moncler SS. Atraumatic tooth extraction and immediate implant placement with piezosurgery: evaluation of 40 sites after at least 1 year of loading. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2010; 30:355-363.
130. Walmsley AD, Laird WR, Lumley PJ. Ultrasound in dentistry; part 2- periodontology and endodontics. *J Dent*, 1992; 20:11-7.
131. Ward JR, Parashos P, Messer HH. Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: clinical cases. *J Endod*, 2003; 29:764-7.
132. Lea SC, Landini G, Walmsley AD. Ultrasonic scaler tip performance under various load conditions. *J Clin Periodontol*, 2003; 30:876-81.
133. Flemmig TF, Petersilka GJ, Mehl A, Hickel R, Klaiber B. The effect of working parameters on root substance removal using a piezoelectric ultrasonic scaler in vitro. *J Clin Periodontol*, 1998;25:158-63.
134. Vercellotti T. Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery. *Minerva Stomatol*, 2004; 53:207.
135. Stacchi C, Vercellotti T, Torelli L, Furlan F, Di Lenarda R. Changes in implant stability using different site preparation techniques: twist drills versus piezosurgery. A single-blinded, randomized, controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2013; 15(2):188-97.
136. Alberti LD, Donnini F, Alberti CD, Camerino M. A comparative study of bone densitometry during osseointegration: piezoelectric surgery versus rotary protocols. *Quintessence Int*, 2010; 41:639-644.
137. Khambay BS, Walmsley AD. Investigations into the use of an ultrasonic chisel to cut bone. Part 1: forces applied by clinicians. *J Dent*, 2000; 28:31-37.

138. Schütz S, Egger J, Kühl S, Filippi A, Lambrecht JT. Intraosseous temperature changes during the use of piezosurgical inserts in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2012, 41: 1338-43
139. Stübinger S, Kuttenger J, Filippi A, Sader R, Zeilhofer HF. Intraoral piezosurgery: preliminary result of a new technique. *J Oral Maxillofac Surg*, 2005; 63:1283-7.
140. Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2001; 12:128-34
141. Duarte PM, Mendonça AC, Braz Maximo MB, Santos VR, Bastos MF, Nociti FH. Effect of anti-infective mechanical therapy on clinical parameters and cytokine levels in human peri-implant diseases. *J Periodontol*, 2009; 80: 234-243.
142. Eggers G, Klein J, Blank J. Piezosurgery: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2004; 42:451–453
143. Arıkan F, Buduneli N, Lappin DF. C-telopeptide pyridinoline crosslinks of type I collagen, soluble RANKL, and osteoprotegerin levels in crevicular fluid of dental implants with peri-implantitis: a case control study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2001; 26: 282–289.
144. Gottlander M, Albrektsson T. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite coated and uncoated titanium implants: the importance of the implant design. *Clin Oral Implants Res*, 1992; 3:71
145. Dyson M. Non-thermal cellular effect of ultrasound. *Br J Cancer*, 1982; 45:165–171. 76.
146. Hanggi MP, Hanggi DC, Schoolfield JD, Meyer J, Cochran DL, Hermann JS. Crestal bone changes around titanium implants. Part I: a retrospective radiographic evaluation in humans comparing two non-submerged implant designs with different machined collar lengths. *J Periodontol*, 2005; 76:791–802.

147. Gleizal A, Bera JC, Lavandier B, Beziat JL. Piezoelectric osteotomy: a new technique for bone surgery-advantages in craniofacial surgery. *Childs Nerv Syst*, 2007; 23:509–513
148. Sun D, Zhou ZY, Liu YH, Shen WZ. Development and application of ultrasonic surgical instruments. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1997; 44:462–467.
149. Shelley ED, Shelley WB. Piezosurgery: a conservative approach to encapsulated skin lesions. *Cutis*, 1986; 38:123–126.
150. medical.mectron.com/products/units/piezosurgeryrflex/?firstvisit=1&cHash=e3a7d90c52f1ddeb81ce77d7bfbde0a9
151. Troiani C, Russo C, Ballarani G, Vercellotti T. Piezoelectric Surgery: A new reality to cut and manage bone. *Maxillo Odontostomatologia International Journal of Maxillo Odontostomatology - S.I.M.O.* 2005; 4(1):23-28.
152. dental.mectron.com/products/piezosurgery/units/piezosurgeryr-touch/
153. Huwais S. Autografting Osteotome. WO2014/077920. Geneva, Switzerland: World Intellectual Property Organization Publication; 2014.
154. Lopez CD, Alifarag AM, Torroni A, et al. Osseodensification for enhancement of spinal surgical hardware fixation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2017;69:275-281.
155. Trisi P, Berardini M, Falco A, Podaliri M. New Osseodensification Implant Site Preparation Method to Increase Bone Density in Low-Density Bone: In Vivo Evaluation in Sheep. *Implant Dent* 2016;25:24–31
156. Lahens, Bradley, et al. "Biomechanical and histologic basis of osseodensification drilling for endosteal implant placement in low density bone. An experimental study in sheep." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 63 (2016): 56-65.
157. Frost HM. A brief review for orthopedic surgeons: fatigue damage (microdamage) in bone (its determinants and clinical implications). *J Orthop Sci*, 1998;3(5):272-281.
158. Huwais S. Enhancing implant stability with osseodensification — a case report with 2-year follow-up. *Implant practice*. Volume 8 Number 1.28-34

159. Brånemark, P.-I., et al., Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 1969. 3(2): p. 81-100.
160. Türker, M. and Ş. Yüçetaş, *Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi*. 1997: Atlas Kitapçılık.
161. O'Mahony, A. and P. Spencer, Osseointegrated implant failures. *J Ir Dent Assoc*, 1999. 45(2): p. 44-51.
162. Brånemark, P.-I., et al., *Tissue-integrated prostheses. osseointegration in clinical dentistry*. 1986, LWW.
163. American Academy of Implant Dentistry. *Glossary of implant terms*. *J Oral Implantol* 12:284-294, 1986.
164. Meffert RM, Block MS, Kent JN. What is osseointegration? *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1987;7(4):9-21.
165. 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.
166. Ricardo Bernhardt, Eberhard Kuhlisch, Matthias C. Schulz, Uwe Eckelt and Bernd Stadlinger *Comparison Of Bone-Implant Contact and Bone-Implant Volume Between 2D-Histological Sections and 3D-Scqt Slices*
167. Hoffman O, Angelov N. Osseointegration of Zirconia Implants with Different Surface Characteristics: An Evaluation in Rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27:35258.
168. Norris SA, Pettifor JM, Gray DA, Buffenstein R. Calcium metabolism and bone mass in female rabbits during skeletal maturation: effects of dietary calcium intake. *Bone* 2001;29(1):62-9.
169. Abrahamsson, I., et al., Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces: an experimental study in the dog. *Clinical oral implants research*, 2004. 15(4): p. 381-392
170. Marin, C., et al., Histomorphologic and histomorphometric evaluation of various endosseous implant healing chamber configurations at early implantation times: a study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 2010. 21(6): p. 577-583

171. Atieh MA, et al. Insertion torque of immediate wide-diameter implants: A finite element analysis. *Quintessence Int*, 2012; 43:115–126.
172. Trisi P, Todisco M, Consolo U, Travaglini D. High versus low implant insertion torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011; 26(4):837-49.
173. Fugazzotto PA. Success and failure rates of osseointegrated implants in function in regenerated bone for 72 to 133 months. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(1):77-83.
174. Anitua E, Begona L, Orive G. Controlled ridge expansion using a two-stage split-crest technique with ultrasonic bone surgery. *Implant dentistry*. 2012;21(3):163-70.
175. Giro G, Tovar N, Marin C, Bonfante EA, Jimbo R, Suzuki M, Janal MN, Coelho PG. The effect of simplifying dental implant drilling sequence on osseointegration: an experimental study in dogs. *Int J Biomater*. 2013; 230310. doi: 10.1155/2013/230310.
176. Kerawala CJ, Martin IC, Allan W, Williams ED. The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self- tapping screws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1999; 88:145-50.
177. Misir AF, Sumer M, Yenisey M, Ergioglu E. Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. *J Oral Maxillofac Surg*, 2009;67(12):2663–8.
178. Sumer M, Keskiner I, Mercan U, Misir F, Cankaya S. Assessment of heat generation during implant insertion. *J Prosthet Dent*, 2014;112(3):522–5.
179. Pavlikova G, Foltan R, Horka M, Hanzelka T, Borunska H, Sedy J. Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2011,40:451–457.
180. Peker Tekdal G, Bostanci N, Belibasakis GN, Gurkan A. The effect of piezoelectric surgery implant osteotomy on radiological and molecular parameters of peri-implant crestal bone loss: a randomized, controlled, split-mouth trial. *Clinical oral implants research*. 2015.

181. Donovan MG, Dickerson NC, Mitchell JC. Calvarial bone harvest and grafting techniques for maxillary and mandibular implant surgery. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America*. 1994;2(2):109-22.
182. Dos Santos PL, Queiroz TP, Margonar R, de Souza Carvalho AC, Betoni W, Jr., Rezende RR, et al. Evaluation of bone heating, drill deformation, and drill roughness after implant osteotomy: guided surgery and classic drilling procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):51-8.
183. Schwarz F, Olivier W, Hertel M, Sager M, Chaker A, Becker J. Influence of implant bed preparation using an Er:YAG laser on the osseointegration of titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2007; 34:273–281.
184. Lee SY, Piao C, Heo SJ, Koak JY, Lee JH, Kim TH, Kim MJ, Kwon HB, Kim SK. A comparison of bone bed preparation with laser and conventional drill on the relationship between implant stability quotient (ISQ) values and implant insertion variables. *J Adv Prosthodont*, 2010; 2:148-53.
185. Markovic A, Calasan D, Colic S, Stojcev-Stajcic L, Janjic B, Misic T. Implant stability in posterior maxilla: bone-condensing versus bone-drilling: a clinical study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2011; 112(5):557-63.
186. Gruber, R.M., et al. Ultrasonic surgery an alternative way in orthognathic surgery of the mandible. A pilot study. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*, 2005. 34: 590-593
187. Schaller, BJ., et al. Piezoelectric bone surgery: A revolutionary technique for minimally invasive surgery in cranial base and spinal surgery . *Neurosurgery. Technical Note*, 2005. 57:4.
188. Vercellotti, T., Nevins, M.L., Kim, D.M., et al. Osseous response following resective therapy with piezosurgery. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2005;25: 543-549.
189. Mehrabi M., Allen, J.M., Roser, S.M. Therapeutic agents in perioperative third molar surgical procedures. *Oral Maxillofacial Surg Clin N Am*, 2007. 19: 69-84.

190. Maurer P, Kriwalsky MS, Veras RB, Vogel J, Syrowatka F, Heiss C. Micromorphometrical analysis of conventional osteotomy techniques and ultrasonic osteotomy at the rabbit skull. *Clin Oral Impl Res*, 2008; 19: 570–575.
191. Gandhi SA, Baker JA, Bairam L, Kim H, Davis EL, Andreana S. Primary stability comparison using piezoelectric or conventional implant site preparation systems in cancellous bone: a pilot study. *Implant Dent* 2014; 23:79–84
192. Canullo L, Penarrocha D, Penarrocha M, Rocio A-G, et al. Piezoelectric vs. conventional drilling in implant site preparation: pilot controlled randomized clinical trial with crossover design. *Clin Oral Impl Res*, 2013; 2013:1–8.
193. García-Moreno S, González-Serrano J, López-Pintor RM. Implant stability using piezoelectric bone surgery compared with conventional drilling: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*.
194. Marcelo Sirolli, et al. Influence of Piezosurgery on Bone Healing around Titanium Implants: A Histological Study in Rats, *Brazilian Dental Journal*, 10.1590/0103-6440201600161, 27, 3, (278-283), (2016).
195. Tian J, Neiva R, Paulo G, Coelho P, et al. Alveolar Ridge Expansion: Comparison of Osseodensification and Conventional Osteotomy Techniques. *J. Craniofac Surg* 2018;00:00-00.
196. Kautozis T, Huwais S, Neiva R, et al. Alveolar Ridge Expansion by Osseodensification-Mediated Plastic Deformation and Compaction Autografting: A Multicenter Retrospective Study. *Implant Dentistry* (2019)
197. Trisi P, Berardini M, Falco A, Podaliri M. New Osseodensification Implant Site Preparation Method to Increase Bone Density in Low-Density Bone: In Vivo Evaluation in Sheep. *Implant Dent* 2016;25:24–31
198. Almutairi AS, Walid MA and Alkhodary MA. The effect of osseodensification and different thread designs on the dental implant primary stability [version 1; peer review: 2 approved, 1 approved with reservations]. *F1000Research* 2018, 7:1898

10. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı Soyadı: Murat ARSLAN
Doğum Yeri ve Tarihi: Sivas-1991
Medeni Hali: Evli
Yabancı Dil: İngilizce
İletişim Adresi: Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız
Diş Ve Çene Cerrahisi ABD , 58140-Sivas
E-posta Adresi: dt.murat_arслан@hotmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise: Sivas Prof.Dr. Necati Erşen Anadolu Öğretmen Lisesi,
2009
Lisans/Yüksek Lisans: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2015
Uzmanlık: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız
Diş Ve Çene Cerrahisi ABD., 2020