



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

FARKLI CERRAHİ TEKNİKLERLE YERLEŞTİRİLEN
İMLANTLARIN PRİMER STABİLİTELERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Batur ORAK
UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Dr. Öğr. Üyesi Onur Evren KAHRAMAN

ELAĞIĞ

2021

ONAY SAYFASI

Prof. Dr. Filiz ACUN KAYA

Dekan

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

Dr. Öğr. Üyesi Muhammet Fatih ÖZÜPEK

Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Başkanı

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Onur Evren KAHRAMAN

Danışman

Uzmanlık Tez Değerlendirme Jüri Üyeleri

Dr. Öğr. Üyesi Onur Evren KAHRAMAN _____

Dr. Öğr. Üyesi Adalet ÇELEBİ _____

Dr. Öğr. Üyesi Muhammet Fatih ÖZÜPEK _____

Dr. Öğr. Üyesi Neziha KEÇECİOĞLU SEYREK _____



ETİK BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Dt. Batur ORAK

31/08/2021

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Onur Evren KAHRAMAN

Danışman

Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

ELAZIG

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, hayatıma hep pozitif katkıları olan, yeri geldiğinde hocam yeri geldiğinde abim gibi desteğini hissettiğim; hem insanlık hem hekimlik olarak örnek aldığım tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Onur Evren KAHRAMAN' a çok teşekkür ederim. Anabilim dalı başkanımız sayın Dr. Öğr. Üyesi Muhammet Fatih ÖZÜPEK' e ve sevgili Dr. Öğr. Üyesi Neziha KEÇECİOĞLU SEYREK'e yardım ve katkılarından dolayı teşekkürü borç bilirim.

Başlangıçtan sona kadar uzmanlık eğitimini beraber geçirdiğimiz ve beraber çalıştığımız eş kıdemlim Dt. Mehmet AKGÜL' e ayrıca teşekkür ederim.

Uzmanlık hayatımın güzel geçmesine katkıda bulunan bölüm arkadaşlarım Dt. Ceren DAYANAN, Dt. İlhan ŞENGÜL, Dt. Oğuzhan DEVECİ, Dt. Uğur DAĞ'a teşekkürlerimi sunarım. Yine beraber güzel zamanlar geçirdiğimiz Dt. Oguzhan UÇAR, Dt. Yusuf EZGİ, Dt. Gamze KARAMAN'a teşekkür ederim.

Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi kliniği hemşireleri ve çalışanlarına da teşekkürlerimi sunarım.

Bugünlere gelmemde çok büyük emekleri olan, her koşulda ve her sonuçta maddi manevi desteğini esirgemeyen, hep arkamda olan anne ve babama, en yakın arkadaşım ve destekçilerimden olan kardeşime sevgi ve saygıyla teşekkür ederim.

Son olarak çok uzun zamandır yanımda olan, iyi günde kötü günde beraber olduğumuz, desteğini ve sevgisini hep hissettiğim değerli eşim Selin SAYDAM ORAK'a çok teşekkür ederim.

Arş. Gör. Dt. Batur ORAK

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	II
ETİK BEYAN	III
TEŞEKKÜR	IV
İÇİNDEKİLER	V
TABLO LİSTESİ	VIII
ŞEKİL LİSTESİ	IX
KISALTMALAR LİSTESİ	X
1.ÖZET	1
2.ABSTRACT	2
3. GİRİŞ	3
3.1. Dental İmplantlar	5
3.1.1. Dental İmplantların Tanım ve Tarihçesi	5
3.1.2. Dental İmplantların Çeşitleri	6
3.1.2.1. Dental İmplantların Yerleştirildikleri Dokuya Göre Sınıflandırılması	6
3.1.2.1.1. Endosseöz (Kemik İçi) İmplant	7
3.1.2.1.2. Transosteal İmplantlar	7
3.1.2.1.3. Subperiostal İmplantlar	7
3.1.2.1.4. İntramukozal implantlar	8
3.1.2.2. Dental İmplantların Kullanılan Biyometaryallere Göre Sınıflandırılması	8
3.1.2.2.1. Metaller ve Alaşımları	8
3.1.2.2.1.1. Titanyum	9
3.1.2.3. Dental İmplantların Yüzey Özelliklerine Göre Sınıflandırılması	9
3.1.2.3.1. Kumlanmış ve Asitle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler (SLA)	10
3.1.2.3.1.1. SLA Active (Sand-blasted, Largegrit, Acid-etched) Yüzey	11
3.1.2.3.2. Asitle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler	11
3.1.2.3.3. Kumlanmış Yüzeyler	12
3.1.2.3.4. Titanyum Plazma Sprey Kaplı Yüzeyler	12
3.1.2.3.5. Anodize Yüzeyler	13
3.1.2.3.6. Tornalanmış Yüzeyler	13
3.1.3. Dental İmplant Cerrahisi	13
3.1.3.1. Alveolar Kemik	13

3.1.3.1.1. Alveolar Kemik Tipleri	14
3.1.3.1.2. Kemik iyileşmesi	15
3.1.3.2. Cerrahi Teknikler	16
3.1.3.3. Frezler	17
3.1.4. İmplant Başarı Kriterleri	17
3.1.5 Osseointegrasyon Kavramı	18
3.1.5.1. Osseointegrasyonun biyolojik evreleri	19
3.1.5.1.1. Osteofilik faz	20
3.1.5.1.2. Osteokonduktiv Faz	20
3.1.5.1.3. Osteoadaptif Faz	21
3.1.6. Primer Stabilizasyon Kavramı	21
3.1.6.1. İmplant Stabilite Ölçüm Yöntemleri	22
3.1.6.1.1. Yerleştirme torku testi	23
3.1.6.1.2. Söküm torku testi	24
3.1.6.1.3. Periotest	24
3.1.6.1.4. Perküsyon Testi	25
3.1.6.1.5. Rezonans Frekans Analizi (RFA)	26
3.1.6.1.5.1. Ostell Beacon	27
4. GEREÇ VE YÖNTEM	28
4.1. In vitro Modellerin Hazırlanması	28
4.2. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi	30
4.3. Ölçümler	32
4.3.1. Yerleştirme Torku Ölçümü	32
4.3.2. Söküm Torku Ölçümü	32
4.3.3. RFA Ölçümü	33
4.4. İstatistiksel Analiz	34
5. BULGULAR	35
5.1. Yerleştirme Torku Sonuçları	36
5.2. Söküm Torku Testi	37
5.3. RFA Sonuçları	38
6. TARTIŞMA	39
7. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	48



TABLO LİSTESİ

Tablo 1. Hounsfield Unit Skalası ve Kemik yoğunluğu sınıflandırması	15
Tablo 2. Periotest Ölçüm Değerleri	25
Tablo 3. Üç farklı cerrahi grubun elde edilen primer stabilite ölçümlerinin istatistiksel sonuçları	35



ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.	Dental implantların yerleştirildikleri dokuya göre sınıflaması	7
Şekil 2.	Misch kemik sınıflaması	14
Şekil 3.	Periotest M	25
Şekil 4.	Ostell Beacon	27
Şekil 5.	Yerleri belirlenen implant yuvaları	29
Şekil 6.	Yerleri belirlenen implant yuvalarının dental volumetrik tomografi görüntüsü	29
Şekil 7.	Yerleştirilecek olan implantın kosta üzerindeki üç boyutlu konumunun belirlenmesi	30
Şekil 8.	İmplantları yerleştirmek ve mekanik ölçümleri yapmak için kullanılan fizyo dispenser (W&H İmplantmed Berlin, Almanya) (geçici görsel)	31
Şekil 9.	Yerleştirme ve söküm torku ölçümlerinin grafiksel analizi	33
Şekil 10.	Ostell Beacon (Göteborg, İsveç) cihazı ile RFA ölçümü yapılması	33
Şekil 11.	Yerleştirme torku değerlerinin dağılımı	36
Şekil 12.	Söküm torku değerlerinin dağılımı	37
Şekil 13.	ISQ değerlerinin dağılımı	38

KISALTMALAR LİSTESİ

ADA	: Amerikan Diş hekimleri Birliği
Al	: Alüminyum
B	: Boyun açıcı frezleme
Ca	: Kalsiyum
D	: Dar çaplı frezleme
HU	: Hounsfield birimleri
ISQ	: İmplant stabilite katsayısı
KIBT	: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
Mg	: Magnezyum
Na	: Sodyum
P	: Fosfor
RF	: Rezonans frekansı
S	: Standart frezleme
SLA	: Sand-blasted, Largegrit, Acid-etched
Ti	: Titanyum
V	: Vanadyum

1. ÖZET

Ağız diş ve çene cerrahisi klinik pratiğinde diş eksiklikleri dental implant ve implantların taşıyıcılığında yapılan protezler ile giderilebilmektedir. Hem başarılı osseointegrasyon için hem de anında yükleme yapabilmek için en önemli koşulların başında primer stabilite gelmektedir.

Çalışmamızın amacı yoğun spongiyöz kemik dokusuna sahip (D3-D4 kemik) alanlara farklı cerrahi yöntemler uygulayarak yerleştireceğimiz dental implantların primer stabilizasyonlarının değerlendirilmesidir.

Bu çalışmada mezbaha hayvanından elde ettiğimiz kemik dokusu, konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KİBT) ile dansitometrik olarak değerlendirilmiş ve implant yuvalarının benzer kemik yoğunluğuna sahip bölgelerde oluşturulması sağlanmıştır. Bu planlama doğrultusunda dar çaplı frezleme grubu (n=7), standart frezleme grubu (n=7) ve boyun açıcı frezleme grubu (n=7) olmak üzere 3 farklı cerrahi teknikle dental implantlar yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implantlar üzerinde ise biyomekanik testler (yerleştirme ve söküm torku) ve rezonans frekans analizi (RFA) ile primer stabilizasyon değerleri ölçümleri yapılmıştır. Bu ölçümlerin sonuçlarına göre dar çaplı frezleme grubu ve standart frezleme grubunun primer stabilite değerleri boyun açıcı frezleme grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur($p<0.05$).

Sonuç olarak D3-D4 kemik tiplerinde boyun açıcı frez kullanımının implantın primer stabilitesini azalttığı düşünülmektedir.

Anahtar kelimeler: dental implant, primer stabilite, yerleştirme torku, söküm torku, RFA

2. ABSTRACT

COMPARISON OF PRIMARY STABILITIES OF IMPLANTS PLACED BY DIFFERENT SURGICAL TECHNIQUES

In the clinical practice of oral and maxillofacial surgery, tooth deficiencies can be eliminated with dental implants and prostheses made in the carrier of implants. Primary stability is one of the most important conditions for both successful osseointegration and immediate loading.

The aim of our study is to evaluate the primary stabilization of dental implants that we will place by applying different surgical methods to areas with dense cancellous bone tissue (D3-D4 bone).

In this study, the bone tissue obtained from the abattoir animal was evaluated densitometrically by cone beam computed tomography (CBCT) and implant sockets were created in regions with similar bone density. In line with this planning, dental implants were placed with 3 different surgical techniques: narrow-diameter drilling group (n=7), standard drilling group (n=7) and neck-opening drilling group (n=7). Biomechanical tests (insertion and removal torque) and primary stabilization values were measured on the placed implants by resonance frequency analysis (RFA). According to the results of these measurements, the primary stability values of the narrow-diameter drilling group and the standard milling group were found to be statistically significantly higher than the neck-opening milling group ($p<0.05$).

As a result, it is thought that the use of countersinking burs in D3-D4 bone types reduces the primary stability of the implant.

Keywords: dental implant, primary stability, insertion torque, removal torque, RFA

3. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde diş eksiklikleri dental implant ve implantların taşıyıcılığında yapılan protezler ile giderilebilmektedir. İmplantlar cerrahi olarak çene kemiğine yerleştirildikten sonra implant üstü protez yapılıncaya kadar ortalama 3-6 ay kadar kemik ile kaynaşması için beklenmektedir. Bu durum osseointegrasyon olarak isimlendirilir ve yük taşıyan implant yüzeyi ile canlı kemik arasındaki direk yapısal ve fonksiyonel bağlantıdır (1). Dental implantın kemiğe başarılı bir şekilde kaynaşması için en önemli gerekliliklerden birisi de implantın çene kemiğine sıkı bir şekilde yerleştirilmiş olmasıdır. Aynı zamanda günümüzde kemiğe sıkı bir temas ile (yüksek primer stabilizasyon) yerleştirilen implantların protezleri cerrahi sonrası beklenilmeden de yapılabilir. Bu sayede hasta konforu arttırılmakta ve geçici protez yapılmaması tedavi maliyetini düşürmektedir.

Albrektsson osseointegrasyonu çeşitli faktörlerin etkilediğini bildirmiştir. Başarılı bir osseointegrasyonun sağlanması için gerekli olan faktörler; biyouyumluluk, implant tasarımı, implant yüzey özelliği, kemiğin kalitesi, cerrahi teknik ve protetik yükleme şartları olarak tanımlamıştır (2). Cerrahi tekniklerin gelişimi, doku biyolojisi hakkında farkındalık ve zaman içinde implantların kalitesinin iyileştirilmesiyle ve uygun yöntemlerin izlenmesiyle hızlı ve erken yükleme protokollerinin verimli ve güvenilir olması sağlanmıştır (3).

Dental implantların ameliyattan hemen sonra (primer stabilitesi) ve iyileşme sürecindeki stabilitesi, yükleme zamanının belirlenmesi için çok önemlidir (4). Ameliyat sırasında iyi bir primer implant stabilitesi ile mikro hareketleri belirli seviyelerde sınırlandırmak, başarılı bir osseointegrasyon elde etmede hayati öneme sahiptir, böylece implant ve kemik arasında bir bağ dokusu tabakası oluşumu önlenir.

Özellikle periimplant kemik ara yüzü, anında yükleme ve erken yükleme protokolleri ile mekano-biyolojik stimülasyona maruz kaldığında kemik iyileşmesi sağlanır (4-6).

İmplant stabilitesi, büyük ölçüde, implantın kemiğe temas eden bölgedeki yoğunluğu tarafından belirlenir (7). Optimum implant stabilizasyonu esas olarak düşük yoğunluklu kemikte gerekli olduğundan, özellikle yumuşak kemikte anında yükleme, erken yükleme ve hatta geç yükleme planlandığında, özellikle dikkate alınmalıdır. Tip IV kemikte primer stabilite eksikliği, daha düşük başarı oranları ile sonuçlanır (8).

Düşük yoğunluklu kemikte implantın primer stabilitesini arttırmak için cerrahi tekniğin çeşitli modifikasyonları açıklanmıştır. İmplantın çapından daha küçük olan bir son frez çapının kullanılması gibi cerrahi prosedürler daha önce önerilmiştir (9).

İmplant stabilitesini ölçmek için kullanılan yöntemin doğru ve güvenilir olması beklenmektedir. Dental implant stabilitesini ölçmek için çeşitli noninvaziv stabilite ölçüm teknikleri kullanılmaktadır (7, 10, 11). Bunlardan rezonans frekans analizi (RFA), güvenilir, kolay öngörülebilir ve objektif olarak bildirilen, yeni ve yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (7, 12). RFA tekniği, kemik implant kompleksinin sertliğinin bir fonksiyonu olarak implant stabilitesini ölçmek için kullanılır (13). İmplanta tutturulmuş bir manyetik peg ile ölçülen rezonans frekansı (RF), 1 ila 100 arasında değişen bir implant stabilite katsayısına (ISQ) dönüştürülür. Sayısal değer arttıkça implant primer stabilitesinin arttığı düşünülür.

İmplant stabilitesinin ölçümü için kantitatif yöntemlerden biri, lokal kemiğin kalitesi hakkında değerli bilgiler sağlayan yerleştirme torkudur (11). Yerleştirme torku ölçümlerinin implant bölgesindeki kemik yoğunluğu ve bir dereceye kadar implant stabilitesi hakkında ve yüklemmeden önce iyileşme süresi tahmini gibi değerli

bilgiler sağladığı gösterilmiştir (14, 15). Genel olarak, ölçülen değerler 5 ile 50 N cm arasındadır. Minimum yerleştirme torku değeri 32–40 N cm ve RF analizi 70 ISQ değeri, implantların anında yüklenmesi için kabul edilebilir değerlerdir (10, 16, 17).

Sığır kostal kemikleri, kortikal ve medüller kemiğin makroskopik bileşimleri nedeniyle insan dişsiz çene kemiğinin bir modeli olarak kullanılabilir. Kaburganın en proksimal bölgesi, daha yüksek çapta, küçük oranda kortikal kemiğe ve daha büyük oranda trabeküler kemiğe sahiptir, bu da tip 3 - tip 4 kalitesine benzerdir (18).

Bu çalışmanın amacı, düşük yoğunluklu kemik alanlarında farklı cerrahi frezleme teknikleriyle yerleştirilen implantların primer stabilizasyon miktarları arasındaki farkın değerlendirilmesidir.

3.1. Dental İmplantlar

3.1.1. Dental İmplantların Tanım ve Tarihçesi

Geçtiğimiz yüzyıllarda, insanlar fonksiyonel ve estetik olarak eksik dişlerin yerini alacak çeşitli yöntemler geliştirmeye çalışmışlardır ve bunlardan biri de implant tedavisidir. İmplantlar, farklı görevleri yerine getirmek üzere insan vücudundaki canlı dokulara yerleştirilen cansız maddeler olarak tanımlanır. Üst yapı olarak kullanılacak protetik yapıya dayanak olarak kullanılmak ve diş kökü görevi görmek üzere çene kemiği içerisine yerleştirilen materyallere dental implant denir (19).

Elde edilen arkeolojik bulgularda implant tarihinin eski Mısır ve Güney Amerika medeniyetlerine dayandığını göstermektedir (20).

Ancak yirminci yüzyılın sonlarında ve yirmi birinci yüzyılın başlarında diş implantlarının düzenli tedavi olarak kabul edilebilirliğindeki hızlı artış ve modern kullanımı, büyük ölçüde, kazara bir keşfi diş devrimine dönüştüren çene cerrahisi İsveçli Profesör Per-Ingvar Brånemark'a atfedilebilir (21). 1952'de Brånemark, Lund

Üniversitesi'nde bir tavşanın femuruna bir titanyum yerleştirerek in vivo kan akışını inceleyerek çalışmış; zamanla kemiğe sıkıca tutunduğunu ve çıkarılamadığını gözlemlemiştir (1). Branemark ve arkadaşlarının başlattığı çalışmalar günümüzdeki başarılı implant tedavilerinin ilk basamağıdır. Yapılan bu çalışmalar sağlıklı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında devamlı, yapısal ve fonksiyonel bir bağlantının başarıyla gerçekleşebileceğini göstermiştir ve osseointegrasyonu tanımlamıştır (21).

Günümüzde eksik dişler nedeni ile fonksiyon, konuşma ve estetik problemler yaşayan hastaların dental rehabilitasyonları konvansiyonel protezlerin yerine daha çok dental implantlar kullanılarak sağlanmaktadır (22, 23).

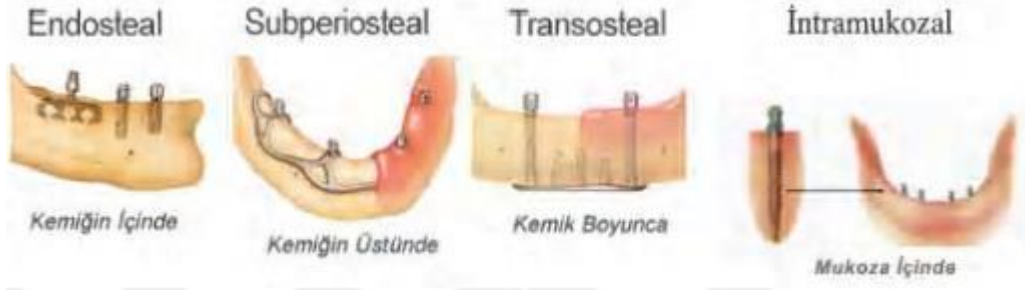
3.1.2. Dental İmplantların Çeşitleri

Dental implantlar günümüze kadar farklı çeşit ve tasarımlarla geliştirilmiş, bunlardan bazıları başarısız olup geride kalırken bazıları da geliştirilip güncellenerek günümüze kadar kullanım alanı bulmuşlardır. Dental implantlar farklı şekillerde sınıflandırılmaktadırlar.

3.1.2.1. Dental İmplantların Yerleştirildikleri Dokuya Göre Sınıflandırılması

Dental implantlar bu sınıflamada kemik ile ilişkilerine bağlı olarak dört ayrı gruba ayrılırlar:

- Endosseöz implant (Kemik içi)
- Transosteal implant (Kemik boyunca)
- Subperiostal İmplant (Kemik üzeri)
- İntramukozal implant



Şekil 1. Dental implantların yerleştirildikleri dokuya göre sınıflaması

3.1.2.1.1. Endosseöz (Kemik İçi) İmplant

Endosseöz implantlar, diş çekimini takiben çekim soketine ya da alveol kemiğin mevcut dişsiz bölgesine, implant frezleriyle açılan yuvaya yerleştirilir. İmplant ile canlı kemik arasında fonksiyonel, devamlı ve yapısal bir bağlantı oluşur. Günümüzde kullanılan diğer implant tiplerinin uygulaması azalırken, endosseöz implantlar artan başarı oranlarıyla en çok kullanılan implant tipi olmuştur (24).

3.1.2.1.2. Transosteal İmplantlar

Transosteal implantlar, implantın mandibula kret tepesinden başlayan ve mandibulayı boylu boyunca geçip bazise kadar ilerleyen implantlardır. Bu şekilde implant mandibulanın tabanına kadar ulaşır. Transosteal implantlar metal bir plaka ve bu plakayı mandibula alt kenarına sabitleyecek pin veya post olmak üzere iki parçadan oluşur . Daha çok dişsiz mandibulaya sahip hastalarda kullanılması önerilir. Cerrahi tekniğin zor olması ve nispeten fazla kemik kaybına neden olması nedeniyle günümüzde tercih edilmemektedir (25, 26).

3.1.2.1.3. Subperiostal İmplantlar

Kafes biçiminde ince metal yapıda olan subperiostal implantlar, kemik ile periost arasına yerleştirilirler. Diş etinden ağız içine yükselen postları vardır ve kemik üzerine eğer gibi oturarak çiğneme kuvvetlerini kemiğin tümüne dağıtırlar. Bu implantlar daha çok aşırı kemik rezorbsiyonu olan hastalarda kullanılırlar ve kişiye

özel üretilirler. İmplantların çevresi zaman geçtikçe fibröz dokuyla sarılır. Bu implantlar geçmişte sadece döküm yöntemiyle üretildikleri için yüksek hassasiyet gerektirmiştir. İlerleyen teknolojiyle birlikte hastadan alınan tomografi üzerinden CAD/CAM yöntemiyle daha başarılı bir şekilde üretilmeye başlanmıştır. Ancak subperiostal implantlar, kısıtlı endikasyona ve yüksek enfeksiyon riskine sahip olması nedeniyle günümüzde çok kısıtlı vakalarda tercih edilmektedir (24, 27).

3.1.2.1.4. İntramukozal implantlar

Bu yapılar 1943 yılında Gustau Dahl tarafından önerilmiştir. Özellikle maksiller protezlerde kullanılan mantar biçimli titanyum yapılardır. Protezin labial uzantısının kısa tutulması amaçlandığında, palatinal bölüm istenmediğinde ve atrofik maksillaya bağlı retansiyon ihtiyacı olduğunda kullanılır. Ancak günümüzde pek kullanılmamaktadır (28).

3.1.2.2. Dental İmplantların Kullanılan Biyometaryallere Göre Sınıflandırılması

İmplantlar birçok farklı ve biyouyumlu materyalden üretilebilir. Daha çok metal ve metal alaşımlardan üretilmesine rağmen; karbon, seramik, kompozit ve polimerlerle ilgili çalışmalar da devam etmektedir (29, 30).

3.1.2.2.1. Metaller ve Alaşımları

İmplantların yapımında mekanik biyomateryellerden en çok titanyum alaşımları, alüminyum ve vanadyum kullanılmaktadır. Demir-krom ve nikel, krom, kobalt ve molibden gibi materyaller denense de günümüzde en fazla tercih edilen titanyum ve alaşımlarıdır.

Metaller ve Alaşımları

- Titanyum ve Titanyum-6 Alüminyum-4 Vanadyum (Ti-6Al- 4V)
- Krom-Kobalt-Molibden bazlı alaşım

- Demir-Krom-Nikel bazlı alaşım
- Zirkonyum
- Paslanmaz elik
- Altın
- Platin
- Tantal

3.1.2.2.1.1. Titanyum

Saf titanyum, kemiğe ve canlı dokulara bağlanabilen biyouyumluluğu yüksek reaktif bir materyaldir. Bunun yanısıra çok iyi mekanik özelliklere sahiptir. Titanyumun zeri havayla ya da suyla temas edince titanyum dioksit ile kaplanır ve bu tabaka inerttir. Titanyumun zerindeki bu dioksit tabakası oluştuktan sonra organizmadaki sıvılara karşı direnç gösterir. Ayrıca oksit tabakasına proteoglikan ve glikozaminoglikan gibi doku ürünleri yapışır, bu doku ürünlerinin üzerine de kollajen demetler tutunarak osseointegrasyon adımı başlar (28, 31).

Materyallerle ilgili yapılan çalışmalarda titanyumun biyouyumluluğunun yüksek olması, elastisitesinin kemiğe çok benzer olması, korozyona karşı dirençli olması, hafif olması ve antibakteriyel olması gibi olumlu özelliklere sahip olması nedeniyle en ideal implant materyali olarak bildirilmiştir (32).

3.1.2.3. Dental İmplantların Yüzey zelliklerine Göre Sınıflandırılması

Dental implantların yüzeyleri biyomekanik özelliklerinin geliştirilebilmesi için farklı metodlarla işlem görür. Yapılan işlemlerle implantın morfolojisi, yüzey kimyası ve mikroyapısı değişir. İmplantın kemikle bağlantısında makro ve mikro retansiyon oluşur. Makro retansiyonu implantın şekli ve geometrisi etkilerken; mikro retansiyonu yüzey özellikleri etkiler.

1. Kumlanmış ve Asitle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler (SLA)
2. Asitle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler

3. Kumlanmış Yüzeyler
4. Titanyum Plazma Sprey Kaplı Yüzeyler
5. Anodize Yüzeyler
6. Tornalanmış Yüzeyler

3.1.2.3.1. Kumlanmış ve Asitle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler (SLA)

Bu yöntem, büyük taneli partiküllerle kumlama sonrası güçlü bir asit uygulayarak yüzeyi pürüzlendirmek suretiyle kullanılır. Titanyum Plazma Sprey kaplamalara alternatif olarak daha iyi bir yüzey kimyası ve yapısı elde etmek için kullanılmaya başlanmıştır. Bu işlem, makro pürüzlülük ve mikro delikler elde etmek ve artan yüzey pürüzlülüğü elde etmek için kum püskürtme ve asitle (Hidroklorik asit, Sülfirik asit) aşındırmanın bir kombinasyonu şeklinde ardışık bir pürüzlendirme işlemi olarak uygulanır (33, 34). Daha önce yapılan iki farklı çalışmada domuz ve köpek mandibulalarına yerleştirilen SLA yüzey özelliği kazandırılmış implantların üzerinde yapılan histomorfometrik çalışmalar ve biyomekanik testler yüksek söküm tork değerleri göstermiştir (33, 35). Bu tür deneysel bulgulardan sonra SLA (Sand-blasted, Largegrit, Acid-etched) implantlar 6 hafta gibi kısa sürelerde klinik çalışmalarda erken yükleme için kullanılmaya başlanmıştır. Bu implantların 3 yıllık klinik takibinde, yaklaşık % 99'luk bir başarı oranı bildirilmiştir (36, 37).

SLA implant yüzeyleri 1997 yılında Straumann tarafından kumlanmış ve asitle işlem görmüş titanyum yüzeyler olarak pazarlanmıştır. SLA yüzeyleri bir yüzey kaplama yöntemi değildir. Mikro pürüzlülük, büyük kum tanelerinin implant yüzeyine doğru püskürtülmesiyle elde edilir. Yüzeye asit uygulanarak 2-4 µm derinliğinde mikro delikler elde edilir. SLA implant yüzeyleri orta pürüzlülük değerlerine sahiptir. Tüm implant yüzeyi boyunca pürüzlülük derecesi aynıdır. Bir çalışma, osteoblast

benzeri hücrelerdeki alkalın fosfataz aktivitesinin TPS yüzeyine kıyasla SLA yüzeylerinde daha yüksek olduğunu göstermiştir (38).

3.1.2.3.1.1. SLA Active (Sand-blasted, Largegrit, Acid-etched) Yüzey

Bu yöntemde SLA implant yüzeyine hidrofilik özellik kazandırmak için implant, azot gazı ile tepkimeye sokulur. İmplant hidrofilik özelliğinden dolayı kemiğe yerleştirilene kadar salin solüsyonu içeren ambalajında saklanır. İmplant yüzeyi, hidrofilik özelliği sayesinde, doku içerisine yerleştirilince, kanı üzerindeki mikroporlara çeker (33).

3.1.2.3.2. Asitle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler

Yapılan çalışmalarda, asitle pürüzlendirilmiş implant yüzeylerinde daha çok kemik oluştuğu bildirilmiştir. Yüzey aşındırmasında hidroklorik asit, sülfirik asit, nitrik asit ve hidroflorik asit kullanılmaktadır. Bu işlemle implant yüzeyinde 1,5-2 µm çapında mikroporlar oluşur. Bu yöntemde aşınma miktarının asidin cinsine ve konsantrasyonuna, implantın asitte kalma süresine ve sıcaklığa bağlı olduğu bildirilmiştir (39).

Deneysel çalışmalar, yüksek sıcaklıklarda uygulanan asitle aşındırmanın TPS yüzeylere göre daha homojen mikro-pürüzlü bir yüzey ve daha yüksek kemik implant teması sağladığını göstermiştir. Asitle aşındırma yöntemi sadece yüzey alanını arttırmakla kalmaz, aynı zamanda metal yüzeydeki kalıntı maddelerin uzaklaştırılmasıyla kemik-implant temasının iyileştirilmesinde de rol oynar (40, 41).

Daha önceki bir çalışmada araştırmacılar, tavşan femoral kemiklerine yerleştirilen cilalanmış implantlar ve asitle pürüzlendirilmiş implantlar üzerinde tork testleri gerçekleştirmişler. İki aylık bekleme süresinin ardından iki grup için söküm torku değerleri ölçülmüş ve asitle pürüzlendirilmiş implantlarda cilalı yüzeyli

implantlara oranla yaklaşık dört kat yüksek tork değeri gözlenmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı bu fark sonucunda pürüzlü yüzeylerin kemikle daha iyi bağlantıya sahip olduğu bildirilmiştir (42).

3.1.2.3.3. Kumlanmış Yüzeyler

Bu yöntemde alüminyum oksit ve titanyum oksit parçacıkları kullanılarak implant yüzeyleri pürüzlü hale getirilir. Farklı boyutlarda pürüzlü yüzey elde etmek için kum parçacık boyutu, kumlamanın hızı ve süresi, basınç değerleri gibi faktörler değiştirilir. Yapılan kumlama işlemi sonucunda osteoblast hücrelerinin proliferasyonunun, adezyonunun ve diferansiye olmasının sağlandığı bildirilmiştir. Bu uygulamanın dezavantajı yüzeyde kalan partiküllerin osseointegrasyon sürecini olumsuz etkilemesidir. (43)

3.1.2.3.4. Titanyum Plazma Sprey Kaplı Yüzeyler

Bu yöntem, implantların kemiğe daha iyi tutunabilmesi için yüzey alanlarını arttırmak amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Teknikte, 40 µm büyüklükte titanyum partikülleri kullanılmıştır. Partiküller önce plazma alevi ile ısıtılmış, daha sonra yüksek hız ve ısıyla implant yüzeyine püskürtülerek pürüzlü kaplama elde edilmiştir (44).

Yapılan bir çalışmada, çeşitli sebeplerle sökülen TPS kaplı implantlar elektron mikroskobu ile incelenmiştir. İnceleme sonucu implantların mikroskobik yüzeylerinin arttığı görülmüş ve bu durumun osseogenezisi arttırdığı bildirilmiştir. Aynı zamanda kalsiyum fosfat kristallerinin, pürüzlü yüzey içine doğru göçtüğü gözlemlenmiştir (45).

3.1.2.3.5. Anodize Yüzeyler

Dental implantların yapısındaki saf titanyumun biyouyumluluğunu yüzeyindeki oksit tabaka sağlar. Bu tabaka yaklaşık olarak 5nm kalınlığındadır. Biyouyumluluğu arttıran ve kemik cevabını olumlu anlamda etkileyen, titanyum yüzeyindeki oksit tabakanın kalınlaşmasıdır.

Anodizasyon işlemi, titanyum yüzeye elektrolit (sülfirik asit, nitrik asit gibi güçlü asitler) içersindeyken yüksek voltaj uygulanmasıdır. Böylece titanyum üzerindeki oksit tabaka 1000nm'den fazla kalınlaşmaktadır.

Anodizasyon işlemi, titanyumun oksit tabakasının mikro yapısı ile kristal yapısında değişiklik yaratır (25).

3.1.2.3.6. Tornalanmış Yüzeyler

Günümüzde kullanılmayan bu yöntemde, paslanmaz çelikten kesici bir apacey yardımıyla tornalama işlemi yapılmaktaydı. Bu şekilde tornalanan yüzeyler çok düz bir yapıya sahiptir. Bu düz yüzeylerin pürüzlendirilerek daha yüksek implant stabilitesi sağlanması önerilmektedir (46).

3.1.3. Dental İmplant Cerrahisi

3.1.3.1. Alveolar Kemik

İskelet sisteminin temel yapısını oluşturan kemiklerin kan yapımı, kasların birbirleriyle bağlantılarının sağlanması, iç organların travmaya karşı korunması, kan üretimi ve başlıca Na, P, Mg, Ca gibi iyonların depolanması gibi pek çok vazifesi vardır (47). Kemiklerde yaşam boyunca yapım ve yıkım olayları devam eder. Bu döngü osteoklastlar ile kemik yıkımı, osteoblastlar ile kemik yapımı şeklinde süregelir. Yaşlanmayla birlikte fonksiyonel ve birtakım hormonal değişikliklerle beraber kemik

yıkım hızı, kemik yapım hızından daha fazla olmaktadır. Bu sebeple ilerleyen yaşlarda, osteoporoz ve osteopeni gibi metabolik hastalıklar meydana gelebilmektedir (48).

Kemik dokusu histolojik olarak kortikal ve trabeküler kemik olmak üzere ikiye ayrılır. Genellikle uzun kemiklerin dış yüzeyini oluşturan kortikal kemik daha sert ve boşluksuz, trabeküler kemik ise daha az yoğun ve boşluklu yapıdadır. Bu kemik dokularının yapım ve yıkım (turn over) hızları da birbirinden farklıdır. Kortikal kemik trabeküler kemiğe oranla daha hızlı bir metabolik aktiviteye sahiptir (49).

3.1.3.1.1. Alveolar Kemik Tipleri

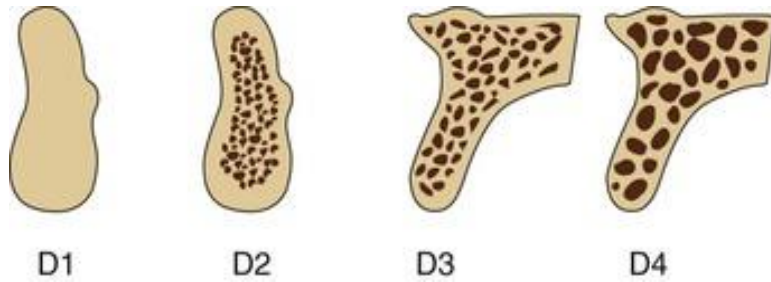
Misch alveolar kemiği dört başlıkta sınıflamıştır:

D 1 kemik: Çok büyük bir kısmı yoğun kortikal kemikten oluşmuştur. Özellikle mandibula anterior bölgede görülür.

D 2 kemik: Merkezi yoğun trabeküler kemik ve onu saran yoğun kalın pöröz kortikal kemikten oluşur. Genelde maksilla anterior, mandibula posterior ve maksilla anteriorda bölgede görülür.

D 3 kemik: Merkezi trabeküler kemik ve etrafı ince kortikal bir kemik tabakasından oluşur. Daha çok anterior maksilla, posterior maksilla ve posterior mandibulada görülür.

D 4 kemik: Oldukça düşük yoğunluklu pöröz trabeküler kemikten oluşur ve neredeyse hiç kortikal kemik yoktur. Özellikle maksilla posterior bölgede görülür (50).



Şekil 2. Misch kemik sınıflaması

Hounsfield birimleri (HU), BT görüntülemeye kaynaklanan standart numaralardır. HU, hava (-1000 HU), su (0 HU) ve kemik yoğunluğu (+1000 HU) değerlerine dayalı olarak kalibre edilmiş bir gri seviye ölçeğine göre vücut dokularının bağıl yoğunluğunu temsil eder (51).

Tablo 1. Hounsfield Unit Skalası ve Kemik yoğunluğu sınıflandırması (52)

CT Görüntüsünde Kemik Yoğunluğu	Misch'in Sınıflandırması
Hounsfield Değeri > 1250	D1
850-1250 HU	D2
350-850 HU	D3
150-350 HU	D4

3.1.3.1.2. Kemik iyileşmesi

Kemik iyileşmesi, karmaşık rejeneratif süreçlerin orijinal iskelet yapısını ve işlevini geri kazandığı fizyolojik olaylar zinciridir. Kemik iki ayrı mekanizma ile oluşur bunlar endokondral ve membranöz kemik oluşumdur. Endokondral kemik oluşumu, uzun kemiklerdeki epifiz plaklarında ve mandibulanın kondil başında meydana gelir ve uzunlukta büyümeyi açıklar.

Membranöz kemik oluşumu veya birincil kemik iyileşmesi ise mezenkimal hücrelerin osteoid üreten osteoblastlara farklılaşmasını gerektirir. Osteoid daha sonra kemik oluşturmak için mineralize olur. Bu tür kemik oluşumu, kalvariyum, çoğu yüz kemiğinde, klavikulada ve mandibulada meydana gelir.

Osseointegrasyon da birincil kemik iyileşmesi kategorisine girer. Yara iyileşmesinin üç temel aşaması vardır, bunlar: enflamasyon, proliferasyon ve maturasyondur. Cerrahi arayüzlerde kemik oluşumunun indüksiyonu, hücresel ortamda büyük bir değişikliği yansıtır. Bu önemli olaylar, bir enflamatuvar fazı, bir proliferatif fazı ve bir maturasyon fazını içerir (53).

3.1.3.2. Cerrahi Teknikler

Geleneksel olarak, dental implantlarının yerleştirilmesi, implanta tam olarak uyan bir implant yatağı hazırlamak için ardışık bir dizi cerrahi frezle gerçekleştirilen osteotomi prosedürü gerektirir. Bu prosedür de bir miktar kemik dokusunu gözden çıkarır. Sonuç olarak, özellikle sınırlı kemik yoğunluğunun mevcut olduğu durumlarda, mevcut kemiği verimli kullanmak ve yüksek derecede implant stabilitesini optimize etmek için çeşitli implantasyon teknikleri önerilmiştir. Örneğin, bir osteotom kullanarak kemik dokusunu horizontal ve apikal olarak sıkıştıran bir cerrahi teknik tanıtılmıştır (54). Ancak, Nkenke ve arkadaşlarına göre, kemiği yoğunlaştırmak için osteotom kullanılması, kemikte implantın boyun bölgesinde uzunlamasına çatlaklar ve boşluklara neden olarak implantın başarısız olma oranını artırır (55).

Yine implantların osteotom kullanılarak insan kadavralarının maksiller tüber bölgelerine yerleştirilmesi üzerine çalışan ve implantların çevresinde histomorfometrik değerlendirme yapan Blanco ve arkadaşlarına göre, kemik yoğunluğundaki artış aslında tüm periimplant alanının periapikal alanıyla sınırlıdır (56).

Bunun dışında implant çapından dar çaplı frez (undersized drilling) kullanarak uygulanan cerrahi yöntem araştırılmış ve çoğu implant üreticisi de bu tekniği desteklemiştir (57). Bu teknikte, kemik yoğunluğu implant çapından daha küçük çapa sahip bir son frez kullanılarak implantın boylu boyunca lateral kemik kompresyonu ile daha yüksek yerleştirme torku ve daha iyi primer stabilite elde edilir (57).

Bir diğerk yöntem ise yetersiz kemik yoğunluğu olan maksilla posteriorda implantı sinüs tabanından destek alarak bikortikal olarak yerleştirilerek primer stabilitenin arttırılmasıdır (58).

3.1.3.3. Frezler

İmplantların yerleştirilmesi için öncelikle her firmanın kendi ürettiği frezlerle kemiğe yuva açılması gerekmektedir. Kullanılan implant markalarına göre değişken frezleme protokolleri ve tavsiyeler vardır. Kullanılacak frez sistemleri farklı kemik yoğunluklarında optimum faydayı sağlayacak ve özellikle primer stabiliteyi arttıracak şekilde frez tipleri içerir.

Yoğun kortikal kemikte veya kalın kortekste aşırı kompresyonu ve stresi önlemek için, implant yerleştirilmeden önce krestal alanı genişletmek için yiv oluşturucu frez veya boyun açıcı frez (countersink) gibi ek protokoller kullanılmıştır (59).

İmplant yerleştirilmeden önce implant yiv profilini hazırlayan yiv oluşturucu frez, yoğun kortikal kemikte aşırı kompresyonu ve stresi önlemek için başka bir yöntemdir (60). Bununla birlikte, önceki bulgular, düşük yoğunluklu kemikte, boyun açıcı frez ve yiv oluşturucu frezden sonra yerleştirilen implantların kemikle temaslarının eksik olduğu sonucuna varmıştır. Koronal ankraj kaybı nedeniyle primer stabilite, erken veya anında yükleme protokolü için yetersizdir (61).

3.1.4. İmplant Başarı Kriterleri

Literatürde her sene implant uygulamalarının sonuçlarına dair birçok rapor yayınlanmaktadır. Fakat bu yayınlarda, başarı kriterlerinde ve verilerin ortaya konmasında belirli bir standart yoktur.

Pek çok araştırmacı özellikle klinik ve radyolojik bulguları referans alarak implant tedavilerinin başarılarını ölçmek ve değerlendirmek adına farklı kriterler ortaya koymuştur (62).

Günümüzde en yaygın olarak Albrektsson ve arkadaşlarının 1986 yılında ortaya çıkardıkları implant başarı kriterleri kullanılmaktadır. Bu kriterler şunlardır:

- Klinik olarak test edildiğinde, bağımsız ve tek başına olan implantta mobilite olmamalıdır.
- Alınan radyografide periimplant bölgede radyolusensi olmamalıdır.
- İmplantların yüklenmesini takip eden ilk yıl dikey kemik kaybı 0.2mm'den az olmalıdır.
- İmplant uygulaması sonrası ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi, mandibular kanal perforasyonu gibi semptomlar ve belirtiler olmamalıdır.
- Yukarıdaki kriterler bağlamında, beş yıllık bir gözlem döneminin sonunda %85 ve on yıllık süre sonunda %80'lik bir başarı asgari başarı kriteri olarak değerlendirilmelidir (63).

3.1.5 Osseointegrasyon Kavramı

Branemark ve arkadaşları düzenli, canlı kemik dokusu ile yük taşıyan implant arasındaki yapısal ve fonksiyonel bağlantıyı osseointegrasyon olarak tanımlamıştır (64). Mikro sirkülasyon üzerinde çalışan Branemark, kemiğe güçlü ve doğrudan yapışan titanyum bölgeleri keşfetmiştir. İn vivo hayvan çalışmalarında kemiğin yumuşak bağ dokusu olmadan doğrudan titanyum ile bağlanabildiğini gözlemlemiştir. Bu keşifle rekonstrüktif cerrahide protez ve canlı dokular arasında kalıcı bir bağlantı kurmuştur (41).

Branemark, osseointegre implant sistemlerinin geliştirilmesine öncülük etmiştir. Bazı araştırmacılar implant çevresinde fibröz dokunun oluşması gerektiği fikrini savunurken, Branemark bunun implantın başarısını etkileyeceğini ve fibröz doku olmadan implant ile kemik arasında sıkı bir entegrasyon olması gerektiğini savunmuştur (65). 1986 yılında ADA (Amerikan Dişhekimleri Birliği) Branemark sistemini kabul etmiş ve bu gelişme ile bu tedavi yöntemi yaygınlaşmaya başlamıştır (66).

İmplantın uygulanacağı bağın yapısı, implant materyalinin doku ile uyumu, implantın tasarımı, doğru cerrahi teknik ve implantın yüzey özellikleri osseointegrasyonun optimal başarısında önemli bir yere sahiptir (33). İdeal bir implant yüzeyi, kemikteki iyileşme mekanizmasını engellememelidir. İmplant yüzeyinin anatomik bölgelere, kemik miktarına ve kalitesine bağımlı olmaksızın iyileşmeyi olumlu yönde artıracak etkiye sahip olması gerektiği bildirilmiştir (33, 66).

Başarılı osseointegrasyon için;

- Titanyum gibi biyouyumlu bir malzeme kullanmak,
- Atravmatik ve doğru bir cerrahi teknik uygulamak,
- İmplantta primer stabilizasyonu sağlamak;
- Protetik yükleme olmaksızın maksillada 4-6 aylık, mandibulada 3-4 aylık

iyileşme süreci sağlamak gereklidir (67, 68).

3.1.5.1. Osseointegrasyonun biyolojik evreleri

Uygulanan implant çevresinde kemik iyileşmesi 3 aşamada gerçekleşir;

- Osteofilik faz
- Osteokondüktiv faz
- Osteoadaptif faz (69).

3.1.5.1.1. Osteofilik faz

Gözenekli yüzeyli implant süngerimsi kemiğe yerleştirildikten sonra kemik ile implant arasındaki boşluğa kan dolar ve pıhtılaşma meydana gelir. İmplantın kemikle çok az teması vardır. Hücre dışı sıvı ve hücreler diğer kısımları oluşturur. Bu aşamada, kolajen sentezi ve molekül üretimi düzenlenir. Bu düzenlemeler için sitokinler salgılanır. Sitokinlerin ayrıca kemik metabolizmasını düzenleme ve hücre proliferasyonlarını değiştirme gibi işlevleri vardır. İlk hafta sonunda enflamatuar hücreler oluşur. Bu hücreler yabancı antijenlere yanıt olarak ortaya çıkar. 3. gün anjiyogenez başlar. İmplant yerleştirmeyi takip eden 3. hafta sonunda daha iyi bir damar gelişimi gözlenir.

Hücrel farklılaşmalar, çoğalma ve hücrel aktivasyon başlar. İlk hafta ossifikasyonun başlamasıyla birlikte osteoblastik migrasyon gözlenir. Osteofilik fazın süresi 1 aydır (69).

3.1.5.1.2. Osteokonduktiv Faz

Kemik hücreleri implant yüzeyine ulaştığında implantın metal yüzeyine doğru yayılırlar. İlk başta olgunlaşmamış bir bağ dokusu matrisi olan kemik hücreleri, daha sonra biriken kemiğin ince bir tabaka şeklini almasıyla “örgü (woven) kemik” haline gelir.

Bu aşamada fibrokartilajinöz kallus kemiğe dönüşür. Bu dönüşüm 3. ayda gerçekleşir. Bu süreçte implant yüzeyinde daha fazla kemik birikmiştir. İmplantın yerleştirilmesini takip eden 4. ayda maksimum kemik miktarı implant yüzeyini kaplamıştır (69).

3.1.5.1.3. Osteoadaptif Faz

Bu, 4. ayda başlayan son aşamadır. Remodeling bu aşamada başlar ve implant çevresinde kemik kazancı ya da kaybı olmaz. Örgü kemik bu aşamada kalınlaşarak lamelli kemiğe dönüşür (69).

Remodeling, osseointegrasyonun son aşamasıdır. Bu ömür boyu devam eder ve implantların uzun süre dayanması açısından önemlidir (70).

Bir implantın başarılı olabilmesi için osseointegrasyon ve primer stabilite önemlidir (71). Primer stabilite, yerleştirilen implantta hareketliliğin olmamasıdır ve osseointegrasyonu sağlamak için gereklidir (21, 71, 72) .

3.1.6. Primer Stabilizasyon Kavramı

İmplant tedavisinin başarısı için önemli bir faktör, yerleştirme anında implantın stabilitesidir. Primer stabilite, implantın yerleştirileceği kemiğin miktarına ve kalitesine, implantın çapına, boyuna, tasarımına ve implantın yerleştirilmesi sırasında uygulanacak cerrahi tekniğe bağlıdır. Primer stabilitenin sağlanamaması durumunda implantlarda mikro hareketler gerçekleşir ve iyileşme kesintiye uğrar. İmplantta hareketliliğin başlamasıyla klinik başarısızlık kaçınılmazdır (10, 73-75).

Yüksek primer stabilite, implantın mikro hareketlere karşı yüksek direncini sağlar. Bu önemlidir, çünkü başarılı bir osseointegrasyon için implant 50-150 µm'den fazla mikro hareketlere maruz kalmamalıdır (76).

Primer stabiliteye ulaşmak için iki önemli faktör, implant ile kemik arasındaki bağlantı miktarı ve ikisi arasında oluşan sıkışma miktarıdır. Bazı araştırmacılar, yoğun kortikal kemikteki implantların trabeküler kemiğe göre daha stabil olduğunu bildirmiştir. İmplant yerleştirilmeden önce implantın çapından daha küçük bir el aleti ile kavite hazırlanabilir ve implant bu boşluğa yerleştirilebilir. Böylece, implant

boşluğa daha sıkı yerleştirilebilir. Bu stabilite avantajlarını sağlarken, kemik nekrozuna veya iskemiye de neden olabilir (77, 78).

Yine başka bir çalışmada özellikle posterior maksillaya anında yükleme yapabilmek için primer stabilitenin elde edilmesi, ince kortikal kemik, düşük yoğunluklu trabeküler kemik ve maksiller sinüsün varlığından dolayı yetersiz kemik yüksekliği nedeniyle zordur. Bu bölgedeki implant primer stabilitesini arttırmak için farklı cerrahi teknikler önerilmiştir. Bunlar implantın çapından dar çaplı son frez kullanma, osteotomi ile kemğin yoğunlaştırılması ve bikortikal fiksasyon kullanımıdır (79).

Gapski ve arkadaşlarına göre, erken aşama başarısızlık oranları, zayıf primer stabiliteye sahip implantlarda artar. Erken yükleme protokollerinde primer stabilite da oldukça önemlidir. Stabilitenin yeterli olduğu durumlarda anında fonksiyonel yüklemeler yapılabilir. Trabeküler kemiğe yerleştirilen implantların primer stabilitesi zayıf olduğundan, yeterli bir iyileşme süresine izin verilmeli ve bundan sonra yükleme yapılmalıdır (80).

Benzer şekilde Albrektsson ve arkadaşları yüksek primer stabilitenin bir başka avantajının, hasta tedavi süresini kısaltması olduğunu söylemişlerdir. Çünkü daha az stabil implantlar söz konusu olduğunda, klinisyenler protez rehabilitasyona başlamadan önce osseointegrasyonun oluşmasını beklemek zorundadır (71).

3.1.6.1. İmplant Stabilite Ölçüm Yöntemleri

Osseointegrasyonu elde etmenin ön koşulu, iyi bir primer stabilite elde etmektir (92). Buna ek olarak, primer stabilite de osseointegrasyon süreci hakkında ipucu verebilir (94, 92). Stabilite ölçümleri için kullanılan yöntemler aşağıdaki gibidir:

1. Yerleştirme torku testi
2. Söküm torku testi
3. Periotest
4. Perküsyon testi
5. RFA (rezonans frekansı analizi)
6. Dinamik model testi (81).

3.1.6.1.1. Yerleştirme torku testi

Johansson ve Colomina, yaptıkları çalışmada bir elektronik motor kullanılarak implantlar yerleştirilirken hesaplanan tork miktarlarının implant stabilitesi ve kemik kalitesi hakkında bilgi sağlayabileceğini bildirmişlerdir (14, 82). Günümüzde halen güvenle kullanılmakta olan bu test, implantın önceden hazırlanmış bir sokete yerleştirilmesi sırasında uygulanan tork değeridir. Anında yükleme için sıklıkla kullanılan bir yöntem haline gelmiştir (77, 83).

2006 yılında Türkyılmaz ve Ottoni, kemik kalitesi yüksek hastalarda kullanılan implantlarda tork değerlerinin de yüksek olduğunu ve bu implantların yüksek ISQ değerlerine sahip olduğunu tespit etmiştir (67, 83). Ancak, Friberg ve arkadaşları yerleştirme torku ile ISQ arasında bir bağlantı olmadığını savunmuşlardır (84).

Sullivan ve arkadaşları, kemik kalitesine göre yerleştirme tork değerlerini karşılaştırmış, tip 2 ve tip 3 kemiklerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını, ancak tip 4 kemikte tork değerlerinin anlamlı olarak düştüğünü bulmuşlardır (85).

Ottoni ve arkadaşları, 32 Ncm'den daha yüksek yerleştirme torkuna sahip implantlar için anında yükleme yapılabileceğini ve 20 Ncm'lik yerleştirme torku değerine sahip olanlarda başarısızlık oranının artabileceğini belirtmişlerdir (83).

Yerleştirme torku testinin implant stabilitesini ölçmek için güvenilir ve basit bir yöntem olduğu bildirilmektedir (14).

3.1.6.1.2. Söküm torku testi

1987'de Albrektsson ve Johansson, tavşan kemikleri üzerinde deneysel implantlar kullanılmış ve bu implantların stabilite değerlerini söküm torku testi ile test etmişlerdir. Bu test, yerleştirilen implantın ters tork hareketi ile gevşetilerek kemik bağlantısından ayrılması olarak açıklanmıştır.

Söküm torku testinin, kemik ve implant arasındaki arayüz tarafından tolere edilebilen maksimum kesme kuvvetini ölçmek için kullanılabileceği ifade edilmiştir. İmplant geometrisinin yanı sıra implant ile çevre dokular arasındaki bağın kalitesinin de bu tür ölçümlerde önemli rol oynadığı söylenmiştir. Tork testi günümüzde hala kullanılmaktadır, ancak bu test etik nedenlerden dolayı klinik çalışmalarda kullanılamamaktadır. Bu durum testin en büyük dezavantajıdır (86).

3.1.6.1.3. Periotest

İlk olarak 1980'lerde Siemens tarafından Tübingen Üniversitesi'nde geliştirilen Periotest cihazı şu anda (Bensheim, Almanya) tarafından üretilmektedir (87). Amacı dişi çevreleyen periodontal yapılarda destek kaybı varsa bunu sayısal olarak ölçmek ve dişin hareketlilik açısından değerlendirilmesini sağlamaktır.

Periotest, noninvaziv bir tanı yöntemidir ve kemik ile implant yüzeyi arasındaki stabilitenin değerlendirilmesine olanak sağlar (88-90). Periotest, elektromekanik bir işlemdir. Elektrikle çalışır ve elektrikle izlenir. Cihazın hareketli ucu bir perküsyon hareketiyle implanta veya dişe 16 kez çarpar ve tüm ölçüm 4 saniyede yapılır. Basınca duyarlı hareketli uç kısmı, implant veya diş ile temas süresini ölçer. Temas süresi ne kadar uzun olursa, Periotest değeri o kadar yüksek olacaktır.

Yüksek değerler dişin veya implantın düşük stabilitesini gösterir. Temas süresi kısaysa ve Periotest değeri düşükse, stabilite değeri iyi olarak kabul edilir.

Tablo 1. Periotest Ölçüm Değerleri

Periotest Değer Aralığı	Yorum
-8 ile 0 arası	Yeterli osseointegrasyon, implant yüklenebilir.
+1 ile +4 arası	Klinik muayene gereklidir, implantlar büyük ölçüde yüklemeye hazır değildir.
+10 ile +50 arası	Osseointegrasyon yetersizdir. Yükleme yapılmamalıdır.

Periotest değerleri, cihazın açığı, kayıt konumuna ve hekimin kullanımına göre değişebilir. Ek olarak, abutment yerleştirildikten ve kron takıldıktan sonra implantın dinamik özellikleri değiştiğinden Periotest değerleri de değişebilir. Bu nedenle bazı araştırmacılar, osseointegrasyonu değerlendirmede bu yöntemi sağlıklı bir yöntem olarak görmemektelerdir (10, 64, 90, 91).



Şekil 3. Periotest M

3.1.6.1.4. Perküsyon Testi

Bu subjektif bir yöntem olarak kabul edilir. Basit bir işlemdir ve ayna gibi el aletlerinin arkasından implanta vurulduğunda çıkardığı sesin değerlendirilmesi ile gerçekleştirilir. İmplantta hareketlilik olup olmadığı ve implantın stabil olup olmadığı,

yaptığı künt ses ile değerlendirilir. Ses zayıfsa implantın osseointegre olmadığı ve etrafının fibröz doku ile çevrili olduğu düşünülmektedir (92).

3.1.6.1.5. Rezonans Frekans Analizi (RFA)

Bu yöntem, Meredith ve arkadaşları tarafından implant stabilitesini ölçmek için geliştirilmiş bir yöntemdir. Noninvaziv ve objektiftir. Bu yöntem, osseointegrasyonun in vivo sayısal ölçümünü yapar (93).

RFA, bir transdüserin implanta bir horizontal kuvvet olarak iletilen son derece küçük bir bükme kuvveti uyguladığı ve ardından yer değiştirmesinin ölçüldüğü implant-kemik arayüzünün bir bükülme testidir. Bu bükme kuvveti frekansı 5 ile 15 kHz arasında değişen sinüzoidal dalga şeklindedir. Bu sistem, büyüklüğü çok daha düşük olsa da, bir implantın klinik yükleme durumunu taklit eder. Klinik olarak temin edilebilen ilk RFA cihazı (Ostell[®] Göteborg, İsveç), pille çalışan bir frekans yanıt analizörü ve farklı implant sistemleri için önceden kalibre edilmiş bir dönüştürücüden oluşur. Dönüştürücü bir implanta veya abutmente vidalanmış ve kantitatif bir sonuç elde edilir, implant stabilite katsayısı (ISQ) 1'den (en düşük stabilite) 100'e (en yüksek stabilite) kadar değişir (93).

Bu teşhis cihazı, son 10 yıldır deneysel ve klinik araştırmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır ve elde edilen ISQ değerleri ile implant ve kemik arasındaki sertlik derecesi arasında iyi bir korelasyon olduğunu göstermiştir (10, 94).

Bazı çalışmalar implant üzerine yükleme zamanını belirlemek için Ostell cihazını kullanmış ve protez yüklemek ve anında yükleme yapmak için ISQ değerini 70 olarak kabul etmişlerdir (95-97).

3.1.6.1.5.1. Ostell Beacon

Ostell Beacon (Göteborg, İsveç),  l  mleri tekrarlanabilen, basit bir prosedüre sahip ve non invaziv bir ölçüm cihazıdır.

Bu cihazda daha önceki jenerasyonlarda bulunan kablo bulunmaz. Bir Smartpeg ve ölçüm probundan oluşur.  l  m yapılırken smartpeg implanta ya da abutmenta bağlanır.  l  m bukkolingual ve mezio-distal yönde olmak üzere iki farklı açıdan yapılır.  l  m probu 45 derece açıyla ve 2-4 mm uzaklıktan smartpege yaklaştırlılır. Birkaç saniye içinde 1 ile 100 arasında değişen ISQ değeri ekranda elde edilir.

Elde edilen ISQ değeri ne kadar yüksek ise implant stabilitesi de o kadar yüksek olur.

Yapılan  l  mler ile implant stabilitesindeki artış veya azalma gibi deėiőiklikler değerlendirilebilir (98, 99).



şekil 4. Ostell Beacon

Tez  alıőmamızda sığır kostal kemiklerine üç farklı cerrahi teknik ile yerleştirilen implantları yerleştirme torku testi, söküm torku testi ve RFA  l  m y nemi kullanarak primer stabilite değerlerini karőılaőtıracadıız.

4. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Fırat Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulunun 2019/148 nolu etik kurul onayını almıştır. Deney aşamaları Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği araştırma laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

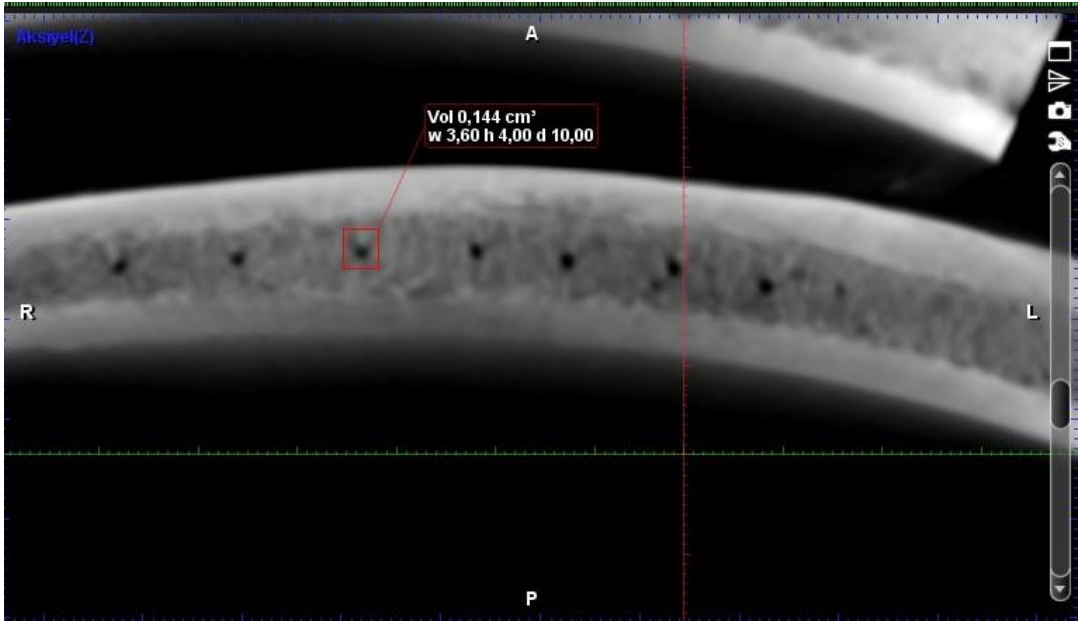
4.1. In vitro Modellerin Hazırlanması

Mezbahadan alınan aynı hayvana ait taze sığır kostal kemikleri seçilmiştir. Kostal kemikler kortikal ve spongios kemik içerikleriyle insan dişsiz çene modelini taklit eder. Kostal kemiklerin üst kortikal tabakaları döner alet ve bol irrigasyon altında uzaklaştırılarak Misch'in sınıflandırmasında D3-D4 kemik olacak şekilde düzenlenmiştir (50). Bu işlemde Arrieta ve arkadaşlarının uyguladığı metodoloji kullanılmıştır (100). Elde edilen kostal kemiklerin üzerinde implantların uygulanacağı bölgeler işaret frezi ile belirlenmiş ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi (90Kv-10mA) (Planmeca Romexis, Helsinki Finlandiya) ile radyolojik görüntü elde edilmiştir.

Elde edilen tomografi görüntüleri üzerinde yapılan HU ölçümleri değerleri de kemik yoğunluklarının D3-D4 değerlerinde olduğunu doğrulamıştır.



Şekil 5. Yerleri belirlenen implant yuvaları



Şekil 6. Yerleri belirlenen implant yuvalarının dental volumetrik tomografi görüntüsü



Şekil 7. Yerleştirilecek olan implantın kosta üzerindeki üç boyutlu konumunun belirlenmesi

4.2. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi

Gruplar üç farklı cerrahi teknik kullanılmak üzere oluşturulmuştur:

- 1) **Dar Çaplı Frezleme Grubu (n:7)** : Daha önce işaret frezi ile belirlediğimiz noktalarda implant yuvaları oluşturmak için fizyo dispenser cihazıyla (W&H implantmed Bürmoos, Avusturya) firmanın önerdiği devirlerde frezlemeler planlanlandı. İlk olarak 800 rpm ile 2.2 mm çapındaki pilot frez ile 10 mm derinliğinde frezleme yapıldı. Daha sonra 600 rpm değerinde 2.8 mm çapındaki frez 10 mm derinliğinde final frezi olarak kullanıldı ve implant yuvası tamamlandı. 4.1-10mm Straumann Blt (Institut Straumann AG, İsviçre Basel) implantlar yerleştirildi.
- 2) **Standart Frezleme Grubu (n:7)** : Bu grupta da daha önce işaret frezi ile belirlediğimiz noktalarda implant yuvaları oluşturmak için üretici firmanın önerdiği devirlerde frezlemeler planlandı. İlk olarak 800 rpm ile 2.2 mm çapındaki

pilot frez ile 10 mm derinliğinde frezleme yapıldı. Daha sonra 600 rpm değerinde 2.8 mm çapındaki frez 10 mm derinliğinde frezlemeye devam edildi. Son olarak 500 rpm ile 3.5 mm çapındaki frez ile 10 mm derinliğinde final frezlemesi yapıldı. Oluşturulan implant yuvalarına 4.1-10mm Straumann Blt (İnstitut Straumann AG, İsviçre Basel) implantlar yerleştirildi.

- 3) **Boyun Açıcı Frezleme Grubu (n:7)** : Bu grupta da daha önce işaret frezi ile belirlediğimiz noktalarda implant yuvaları oluşturmak için üretici firmanın önerdiği devirlerde frezlemeler planlandı. İlk olarak 800 rpm ile 2.2 mm çapındaki pilot frez ile 10 mm derinliğinde frezleme yapıldı. Daha sonra 600 rpm değerinde 2.8 mm çapındaki frez 10 mm derinliğinde frezlemeye devam edildi. Son olarak 500 rpm ile 3.5 mm çapındaki frez ile 10 mm derinliğinde frezleme yapıldı. Final frezi olarak ise 3.5 mm çapına uygun boyun açıcı frezi 300 rpm ile kullanıldı. Oluşturulan implant yuvalarına 4.1-10mm Straumann Blt (İnstitut Straumann AG, İsviçre Basel) implantlar yerleştirildi.



Şekil 8. İmplantları yerleştirmek ve mekanik ölçümleri yapmak için kullanılan fizyo dispenser (W&H İmplantmed Bürmoos, Avusturya)

4.3. Ölçümler

Kaburgalara yerleştirilen her implantın ayrı ayrı yerleştirme torku, söküm torku ve RFA değerleri ölçüldü. Yerleştirme torku ve söküm torku değerleri implantların yuvasını açmada ve yerleştirmede kullanılan fizyodispenser cihazının (W&H İmplantmed Bürmoos, Avusturya) kendi yazılımıyla ölçüldü ve bir depolama kaynağına kaydedildi. Ayrıca cihazın yazılımı sayesinde bu dökümantasyonlar grafiksel olarak da elde edildi.

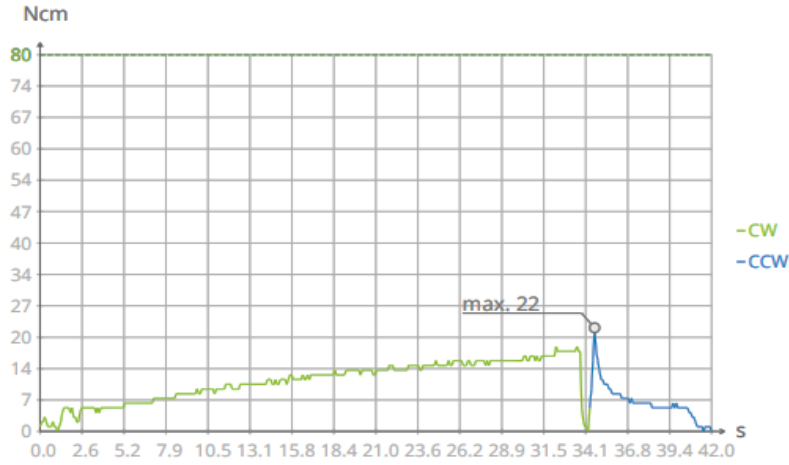
RFA değerleri ise Ostell Beacon (İsveç) cihazı ile ölçüldü. Bu ölçümler üretici firmanın önerdiği iki farklı yönden yapıldı. Elde edilen iki değer ortalama alınarak kaydedildi.

4.3.1. Yerleştirme Torku Ölçümü

Implant yuvaları hazırlandıktan sonra üç gruptaki her implant kemik seviyesinde olacak şekilde fizyodispenser (W&H İmplantmed Bürmoos, Avusturya) cihazının implant yerleştirme modunda yerleştirildi. Implant yerleştirilirken oluşan tork değeri cihazın ekranından izlendi ve yerleştirilen implant ideal kemik seviyesine konumlandırıldığında elde edilen en yüksek tork değeri her bir implant için hem sayısal değer hem de grafiksel olarak kaydedildi (31).

4.3.2. Söküm Torku Ölçümü

Yerleştirilen her bir implant için fizyodispenser (W&H İmplantmed Avusturya) cihazın implant söküm modu ayarlanarak sökümler yapıldı. Implant sökümü esnasında elde edilen en yüksek tork değeri her bir implant için sayısal ve grafiksel olarak kaydedildi.



Şekil 9. Yerleştirme ve söküm torku ölçümlerinin grafiksel analizi

4.3.3. RFA Ölçümü

Yerleştirilen Straumann Blt implantlara uygun üretici firmanın önerdiği smart pegler (Ostell smart peg tip 45, Avusturya) ölçüm yapmak için implantların üzerine oturtuldu. Ostell Beacon (Göteborg, İsveç) cihazı ile bu smart peglere önerilen 2-3mm uzaklık ve 90 derece açıyla yaklaştırılarak ölçümler yapıldı.

Bu ölçümler yine üretici firmanın önerdiği şekilde iki farklı yönden yapıldı. Elde edilen değerler cihazın üzerindeki dijital ekranda görüntülendi ve bu ISQ değerleri her bir implant için kayıt edildi. İstatistiksel değerlendirmede kullanılmak üzere bu iki değerlerin ortalaması alınarak RFA değerleri kaydedildi.



Şekil 10. Ostell Beacon (Göteborg, İsveç) cihazı ile RFA ölçümü yapılması

4.4. İstatistiksel Analiz

Çalışmanın istatistiksel analizi IBM SPSS statistics 22 programında yapılmıştır. Nicel ölçümlerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiştir. İki'den fazla bağımsız grup ortalaması arasındaki fark Kruskal Wallis H testi ile ve sonrasında ikili karşılaştırmalar Post Hoc Dunn-Bonferroni testi ile gerçekleştirilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler median (minimum-maksimum) olarak sunulmuştur. Anlamlılık değeri 0,05 olarak kabul edilmiştir.



5. BULGULAR

Farklı cerrahi tekniklerin primer stabiliteye etkilerini değerlendirdiğimiz bu çalışmada üç farklı ölçüm yöntemi kullanılmıştır. Herbir implant ve herbir grup için ayrı ayrı ölçümler yapılmış ve değerlendirilmiştir. Yapılan istatistiksel analizlerde non-parametrik testler kullanıldığı için sonuçlar için median değerleri kullanılmıştır. Kruskal-Wallis testi sonucu üç grup arasındaki karşılaştırma sonucu istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. ($p<0.05$)

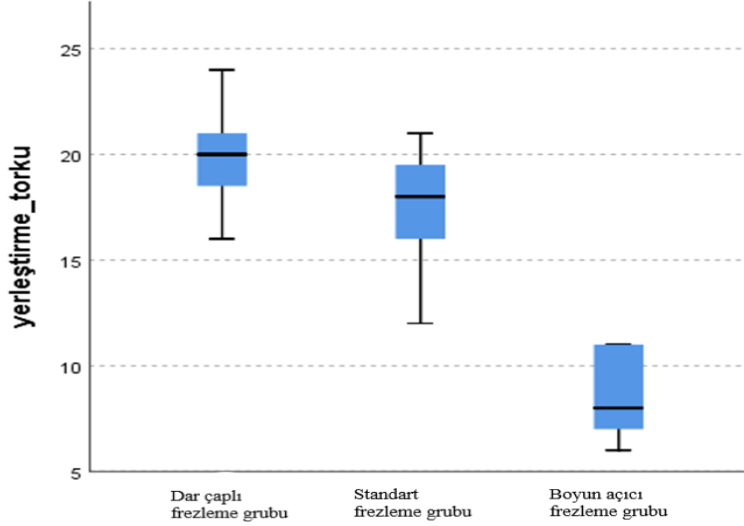
Daha sonra ikili gruplar arasında karşılaştırmalar yapılmıştır.

Tablo 3. Üç farklı cerrahi grubun elde edilen primer stabilite ölçümlerinin istatistiksel sonuçları

Frezler		Yerleştirme torku	Söküm torku	ISQ değeri ostell	HU değeri
Dar çaplı Frezleme grubu (D)	N	7	7	7	7
	Medyan	20,00	27,00	77,00	333,00
	Min	16	18	73	283
	Max	24	33	80	385
	Ort	19,86	25,86	77,57	331,29
	Standart Sapma	2,545	4,947	2,440	35,189
Standart Frezleme grubu (S)	N	7	7	7	7
	Medyan	18,00	27,00	75,00	337,00
	Min	12	14	69	280
	Max	21	32	78	396
	Ort	17,43	23,57	75,14	339,29
	Standart Sapma	3,155	6,425	3,024	38,287
Boyun açıcı Frezleme grubu (B)	N	7	7	7	7
	Medyan	8,00	9,00	69,00	227,00
	Min	6	6	58	201
	Max	11	11	74	308
	Ort	8,71	8,71	67,00	250,57
	Standart Sapma	2,215	1,604	6,532	46,722
Toplam	N	21	21	21	21
	Medyan	16,00	21,00	75,00	316,00
	Min	6	6	58	201
	Max	24	33	80	396
	Ort	15,33	19,38	73,24	307,05
	Standart Sapma	5,517	9,008	6,228	56,141

5.1.Yerleştirme Torku Sonuçları

Standart frezleme (S), dar çaplı frezleme (D) ve boyun açıcı frezleme (B) teknikleri arasında yapılan ölçümlerin sonuçları karşılaştırılmış ve gruplar arasında farklı sonuçlar bulunmuştur.



Şekil 11. Yerleştirme torku değerlerinin dağılımı

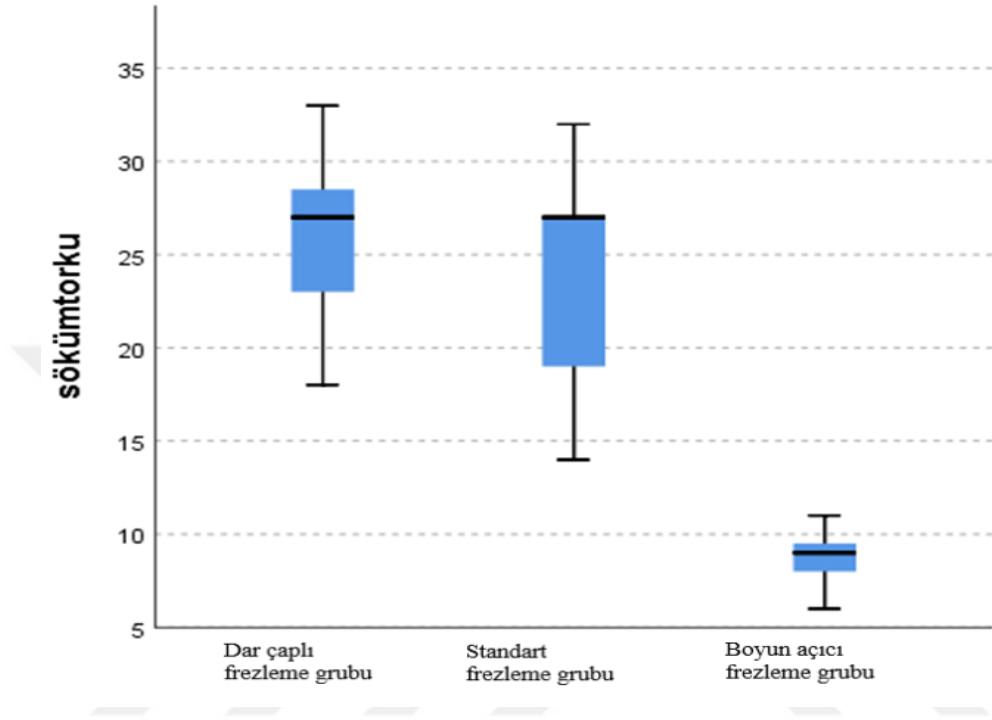
S grubu ile B grubu Post Hoc Dunn-Bonferroni testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. S grubunun yerleştirme torku sonuçları B grubunun sonuçlarından yüksek çıkmıştır ve bu istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$).

D grubu ile B grubu arasında yerleştirme torku sonuçları Post Hoc Dunn-Bonferroni testi ile karşılaştırılmıştır. D grubunun yerleştirme torku sonuçları B grubunun sonuçlarından daha yüksek çıkmıştır ve istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$).

D grubunun yerleştirme torku değerleri S grubundan yüksek çıkmıştır ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$).

5.2. Söküm Torku Testi

Üç farklı cerrahi teknik arasında yapılan istatistiksel analiz sonucunda gruplar arasında anlamlı farklar bulunmuştur.



Şekil 12. Söküm torku değerlerinin dağılımı

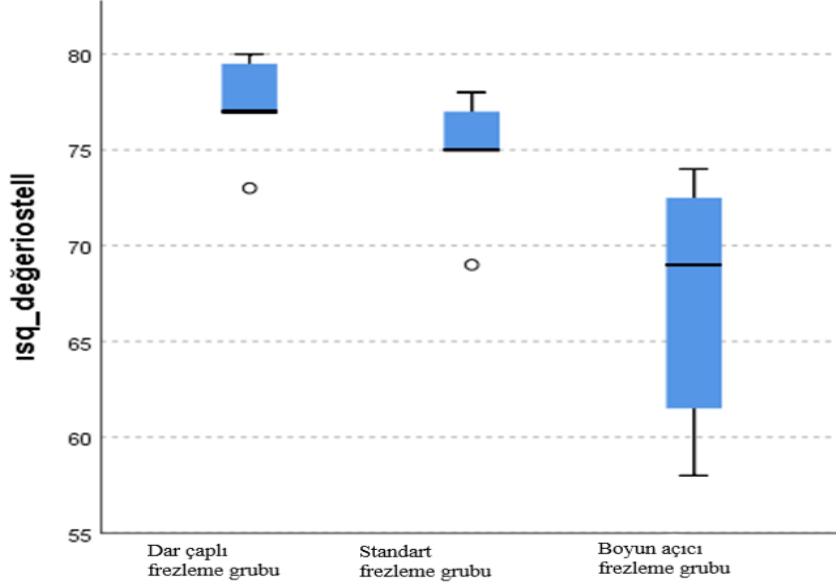
S grubu ve B grubu arasında söküm torku testi değerleri karşılaştırılmıştır. S grubunun söküm torku değerleri B grubundan yüksek çıkmıştır ve istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$).

D grubu ve B grubu arasında söküm torku testi değerleri karşılaştırılmıştır. D grubunun söküm torku değerleri B grubundan yüksek çıkmıştır ve istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$).

S grubu ve B grubu arasında söküm torku testi değerleri karşılaştırılmıştır. S grubunun söküm torku değerleri B grubuna eşit çıkmıştır. ($P = 1.0$)

5.3. RFA Sonuçları

Üç farklı cerrahi teknik arasında yapılan istatistiksel analiz sonucunda gruplar arasında anlamlı farklar bulunmuştur.



Şekil 13. ISQ değerlerinin dağılımı

S grubu ve B grubu ISQ değerleri karşılaştırılmıştır. S grubunun ISQ değerleri B grubundan daha yüksektir ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir. ($p > 0.05$)

D grubu ve B grubu ISQ değerleri Post Hoc Dunn-Bonferroni testi ile karşılaştırılmıştır. D grubunun ISQ değerleri B grubundan daha yüksektir ve istatistiksel olarak anlamlıdır. ($p < 0.05$)

D grubu ve S grubu ISQ değerleri Post Hoc Dunn-Bonferroni testi ile karşılaştırılmıştır. D grubunun ISQ değerleri S grubundan yüksektir ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$).

6. TARTIŞMA

Ağız diş ve çene cerrahisi klinik pratiğinde diş eksikliklerinin dental implantlar ile tedavisi çok yaygın bir uygulamadır. Günümüzde özellikle implant cerrahisini takiben anında protetik yükleme büyük önem kazanmıştır. Anında ya da erken yükleme olabilmesi için temel şartların başında implantın primer stabilitesi gelmektedir. Bu durum da primer stabiliteye verilen önemi arttırmaktadır. Yaptığımız bu çalışma mezbahadan aldığımız sığır kostal kemikleri üzerinde farklı cerrahi tekniklerle yerleştirilen implantların hem yerleştirme torku ve söküm torku gibi mekanik testlerle hem de RFA cihazı yardımıyla primer stabiliteyi karşılaştırmak amacıyla planlanmıştır.

Kemiğin daha yoğun olduğu D1 ve D2 kemikte implantların primer stabilitesi genelde daha yüksek değerlerde elde edilebilirken özellikle maksilla posterior gibi daha az yoğun olan bölgelerde primer stabilite zayıf olabilmektedir. Arrieta ve arkadaşları yaptıkları çalışmada insan çenesini taklit edebilmesi için D3-D4 yoğunluğa denk gelecek olan sığır kostal kemiği kullanmışlardır. Kostal kemiğin üst kortikal tabakasını çıkartarak elde edilen kemik üzerinde primer stabilite değerlendirmesi yapmışlardır (100).

Tricio ve arkadaşları da kemik kalitesinin yerleştirme torku ile ilişkisini dişsiz insan maksillasına benzerliği sebebiyle sığır kostal kemiği üzerinde incelemişlerdir (101).

Degidi ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Lekholm ve Zarb sınıflamasına göre tip 3 olan sığır kostal kemiklerini kullanmış, bu durumu hem BT hem de frezleme esnasındaki dirençle doğrulamışlardır (102). Bu çalışmaların dışında sığır kostal kemiklerinin insan tip 3 tip 4 kemiğine benzerliğini bildiren çalışmalar mevcuttur (103,

104). Biz de bu bilgiler ışığında metodolojimizi sığır kostal kemiği üzerinde dizayn ettik. Tez çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde tip 3 tip 4 kemiğin simülasyonu açısından sığır kostal kemiğin kullanılmasının uygun olduğunu düşünmekteyiz.

Günümüzde primer stabilite ölçüm yöntemleri içinde en sık kullanılanlardan biri de Ostell cihazlarıdır. Meredith ve arkadaşları tarafından implant stabilitesini ölçmek için geliştirilmiş bir yöntemdir. Noninvaziv, tekrarlanabilir objektif bir yöntemdir. Bu yöntem, implantın stabilitesini implant stabilite katsayısı (ISQ) cinsi değerinden belirtir. Bu değer 1 ile 100 arasında değişir ve yüksek değer yüksek stabiliteyi gösterir (105).

1990'lı yılların sonunda ortaya çıkan ilk modelden bu yana farklı Ostell modelleri geliştirilmiş; ilk çıkan model elektrikle ve kabloyla çalışırken günümüzdeki modeller kablosuz ve manyetik olarak geliştirilmiştir (98). Bu durum da cihazın kullanım kolaylığını ve pratikliğini arttırmıştır.

Arrieta ve arkadaşları sığır kostal kemikleri üzerinde yaptıkları çalışmada aynı çapta farklı yükseklikte hazırlanan implant yuvalarına yerleştirilen implantların primer stabilitelerini RFA yöntemi ölçümü ile karşılaştırmışlardır. 1.grup 16 adet 10 mm derinliğinde ve 3.6 mm çapında implant yuvası hazırlanırken, 2.grupta 16 adet 12 mm derinliğinde 3.6mm çapında implant yuvası hazırlanmışlardır. Kemik yoğunluğunu CBCT ile doğrulamışlardır. Yaptıkları RFA ölçümlerinde her iki grup arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır (100).

Degidi ve arkadaşları taze sığır kostal kemiği üzerinde yaptıkları çalışmada standart frezleme tekniği ve yetersiz frezleme tekniğinin primer stabiliteye etkilerini karşılaştırmışlardır. 3 farklı grup oluşturmuşlardır. Kontrol grubu 1 için standart frezleme protokolü uygulanıp 30 adet 4.2-13mm çapında, kontrol grubu 2 için apeks

bölgesinde eksik frezleme protokolü uygulanıp 30 adet 4.0-13mm çapında, test grubuna ise boyun bölgesinde yetersiz preparasyon protokolü uygulanıp 30 adet 4.2-13mm çapında implant yerleştirmişlerdir. Yapılan RFA ölçümleri sonucunda yalnızca test grubu ile 2.kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuşlardır. Test grubunun RFA değerlerinin daha yüksek çıktığını bildirmişlerdir (102).

Yine Degidi ve arkadaşları yaptıkları farklı bir çalışmada sığır kostal kemikleri üzerinde aynı çapta oluşturulan implant yuvalarına farklı çapta implant yerleştirerek primer stabilitelerini karşılaştırmışlardır. Üretici firmanın önerdiği protokole uygun olarak 3.4-11 mm çapında bitirme frezi kullanıp, 20 adet 3.4-11mm, 20 adet 3.8-11mm (%10 geniş çaplı) ve 20 adet 4.5-11mm (%20 geniş çaplı) çapında implant yerleştirmişlerdir. RFA ölçümleri sonucu kontrol grubuyla büyük çaplı implant grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğunu ancak iki test grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını bildirmişlerdir (103).

Tez çalışmamız da yukarıdaki sığır kostal kemiği üzerinde Ostell (İsveç) cihazı kullanarak yapılan çalışmalarla tutarlılık göstermiştir. Çalışmamızda da standart frezleme grubuyla dar çaplı frezleme grubu arasındaki RFA sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı. Yukarıdaki çalışmalardan farklı olarak boyun frezi kullandığımız grup ile standart frezleme ve dar çaplı frezleme grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Boyun frezi kullanılan gruptaki implantların RFA değerleri önemli derecede düşük bulundu.

Stavropoulos ve arkadaşları yaptıkları in vivo çalışmada üretici firmanın önerisi doğrultusunda frezleme protokolü ile eksik frezleme protokolü uygulanan implantların primer stabilitelerini karşılaştırmışlardır. Domuz mandibulasında yaptıkları çalışmada kontrol grubu ve deney grubu implant yuvalarına 4.1-8mm

apında implantlar yerleştirmişlerdir. Yapılan RFA ölçümleri sonucu her iki grup arasında anlamlı fark bulunmamıştır (106). Bizim yaptığımız çalışma, bu in vivo çalışmayla tutarlılık göstermiştir. Standart frezleme grubuyla dar çaplı frezleme grubu arasındaki RFA sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı.

Vidyasagar ve arkadaşları, domuz kostal kemiğinde farklı cerrahi teknikler sonrası implant stabilitesini araştırmışlardır. İmplant stabilitesini değerlendirmek için sadece RFA parametresini kullanmışlardır. Cerrahi teknik olarak standart frezleme protokolü ve buna ek olarak boyun açıcı frezleme protokolü uygulanmıştır. Çalışma sonucunda standart frezleme grubunun RFA değerleri boyun açıcı frezleme grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (107). Yine yaptığımız çalışmamız domuz kostal kemiğinde yapılan bu çalışmayla tutarlıdır. Dar çaplı frezleme grubu ile boyun açıcı frezleme grubumuz arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. Standart frezleme grubunun RFA değerleri önemli ölçüde yüksek çıkmıştır. Biz de kortikal kemik miktarını azaltan boyun açıcı frez kullanıldığında primer stabilitenin azaldığını gözlemledik.

Türkyılmaz ve arkadaşları yaptıkları klinik çalışmada maksilla posterior bölgeye farklı cerrahi tekniklerle yerleştirdikleri 60 implantın primer stabilitelerini karşılaştırmışlardır. Yerleştirilen implant bölgeleri HU değeri olarak kaydedilmiştir. Kontrol grubuna standart frezleme protokolü uygulamışlardır. Test grubuna ise dar çaplı frezleme protokolünü uygulamışlardır. Daha sonra RFA cihazı ile yaptıkları ölçümlerde dar çaplı frezleme protokolüyle hazırlanan implantların primer stabilitelerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir (108).

Yapılan başka bir klinik çalışmada düşük yoğunluklu kemik alanlarında iki farklı frezleme tekniğinin primer stabiliteye etkileri karşılaştırılmıştır. Toplamda 52 adet implant kullanılmıştır. Bunlardan yarısı standart frezleme protokolünü izleyerek yarısı da dar çaplı frezleme protokolünü izleyerek yerleştirilmiştir. Standart frezleme grubunda sırasıyla işaretleyici frez, 2.2mm-2.8mm-3.5mm çapında frezleme yapıp 4.1mm çapında implant yerleştirilmiştir. Test grubunda ise işaretleyici frez, 2.2mm-2.8mm çapında frezleme yapıp 4.1mm çapında implant yerleştirilmiştir. Her iki grup arasındaki RFA ölçümleri karşılaştırıldığı zaman istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (109). Yukarıdaki iki farklı klinik çalışma birbirinden farklı iki sonuç elde etmiştir. Bizim çalışmamızda da Algbamdi ve arkadaşlarının (109) yaptıkları çalışmayla benzer sonuçlar vermiştir. Ancak Türkyılmaz ve arkadaşlarının (108) yaptıkları çalışmayla tutarlı değildir.

Akça ve arkadaşları insan kadavrası üzerinde yaptıkları in vitro çalışmada defekt oluşturularak yerleştirilen implantlar ile standart cerrahi protokolü izleyerek yerleştirdikleri iki farklı grubun primer stabilitelerini karşılaştırmışlardır. Kontrol grubunda 2.8mm çapında final frezi ile bitirilen implant yuvalarına 3.3-12mm çapında 16 adet implant yerleştirilmiştir. Test grubu ise 4.2mm çapında final frezi ile bitirilen implant yuvalarına 3.3-12mm çapında 16 adet implant yerleştirilmiştir. Yaptıkları RFA ölçümleri test grubu açısından istatistiksel olarak anlamlı ve önemli derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir (110). Kadavra üzerinde yapılan bu çalışmada final frezinin daha geniş çaplı kullanıldığı grupta mevcut kortikal kemiğin azaldığı ve bunun primer stabiliteyi azalttığı düşünülebilir. Bizim yaptığımız çalışmada da benzer olarak boyun açıcı frez kullandığımız grupta kortikal kemiğin azalmasına bağlı olarak RFA değerleri düşük çıkmıştır. Buradan kortikal kemik varlığının primer stabiliteyi

arttırdığını söyleyebiliriz. Kortikal kemiğin yoğun olduğu bölgelerde primer stabilitenin arttığını gösteren çalışmalar vardır (75, 111-113).

Ahn ve arkadaşlarının poliüretan monokortikal blok üzerinde yaptıkları çalışmada 3 farklı cerrahi teknikle toplam 30 adet implant kullanmışlardır. Bu cerrahi teknikler ise standart preparasyon, bir küçük çaplı frezle preparasyon ve osteotom ile preparasyondur. Daha sonra RFA ölçümleri yapılmıştır. Bir küçük çaplı frezle bitirilen grupta stabilite artarken, osteotom tekniği uygulanan grupta stabilite azaldığı bildirilmiştir (114).

İnvaziv olmayan, klinik ve tek aşamalı bir yöntem olan implant yerleştirme torkunun ölçümü primer stabiliteyi değerlendirmek için kullanılmaktadır. Bu değerler 5 ile 50 N/cm arasında değişir. Uygun primer stabilite elde etmek için gereken tork kesin olarak bilinmemekle beraber bu stabilitenin en az 30 N/cm olması gerektiği düşünülmektedir (15, 59). İmplant yerleştirme torku, 30 N/cm'den düşük değerlerin düşük kemik yoğunluğunu gösterdiği, orta yoğunluk ise 30 ila 40 N/cm arasında değiştiği ve implant yerleştirilmesi için yeterli primer stabiliteye sahip olan kemik yoğunluğu ile ilişkilendirilmiştir. 40 N/cm üzeri yüksek kemik yoğunluğu olarak kabul edilir (115). Primer stabilite ölçümü için günümüzde hala geçerliliği olan ve çok kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemle ilgili de pek çok çalışma yapılmıştır.

Sığır kostal kemiği üzerinde implant boyunun primer stabiliteye etkisini değerlendiren bir çalışmada yerleştirme torku parametresi değerlendirilmiştir. Yerleştirme torku ölçümlerinde kısa boylu olan implantların değerleri daha yüksek çıkmış ve yerleştirme torku ile implant boyu arasında korelasyon bulmuşlardır (100).

Bir başka çalışmada sığır kostal kemiği üzerinde yetersiz frezlemenin primer stabiliteye etkisi yerleştirme torku parametresi ile değerlendirilmiştir. Yetersiz

frezleme yapılan grupta yerleştirme torku değerinin diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek olduğu bildirilmiştir. (102).

Yine başka bir çalışmada sığır kostal kemiği üzerinde aynı çapta oluşturulan implant yuvalarına farklı çapta implant yerleştirerek, implant çapının primer stabiliteye etkisi yerleştirme torku parametresi ile değerlendirilmiştir. Geniş çaplı implant grubunun yerleştirme torku sonuçlarını kontrol grubuna oranla anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır (103).

Sığır kostal kemiği üzerinde yetersiz frezlemenin primer stabiliteye etkisini değerlendiren bir çalışmada yerleştirme torku parametresi değerlendirilmiştir. Yetersiz frezleme yapılan grupta yerleştirme torku değerinin diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek olduğu bildirilmiştir. Bizim alışmamızda da standart frezleme ve bir dar çaplı frezleme grubunun yerleştirme torku değerleri boyun açıcı frezleme grubuna gre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek ıktı. Sonuçlar literatürle tutarlıdır.

Yapılan klinik bir çalışmada maksillada yetersiz frezlemenin primer stabiliteye etkisi yerleştirme torku parametresi ile değerlendirilmiştir. Dar çaplı frezleme tekniğiyle yerleştirilen implantların yerleştirme torku değerlerini standart frezleme tekniği kullanılan implantlardan anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır (108).

Bizim yaptığımız çalışmada ise standart frezleme grubu ile dar çaplı frezleme grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yine yapılan farklı bir klinik çalışmada dşok yoğunluklu kemikte yetersiz frezlemenin primer stabiliteye etkisi yerleştirme torku parametresiyle değerlendirilmiştir. Her iki grup arasındaki yerleştirme torku karşılaştırmasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (109). Bizim

yaptığımız çalışmada da bu çalışmayı destekleyecek şekilde standart frezleme grubu ile dar çaplı frezleme grubu arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

İnsan kadavrası üzerinde yapılan bir çalışmada implant yuvalarında oluşan defektin primer stabiliteye etkisi yerleştirme torku parametresiyle değerlendirilmiştir. Kontrol grubunun yerleştirme torku değerlerini defekt oluşturulan test grubunun değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır (110).

Tabassum ve arkadaşları farklı kortikal kalınlıklara sahip poliüretan bloklar üzerinde iki farklı cerrahi tekniğin primer stabiliteye etkilerini karşılaştırmışlardır. Kontrol grubunda üretici firmanın önerileri doğrultusunda sırasıyla 2.5mm-3.4mm-4mm çapında frez ve son olarak boyun açıcı frez kullanmışlardır. Test grubunda ise sırasıyla 2.5mm-3.4mm çapında frez ve son olarak boyun açıcı frez kullanmışlardır. Yapılan yerleştirme torku ölçümlerinde küçük çaplı frez kullanımının özellikle kortikal kemiğin hiç olmadığı ya da çok az olduğu bloklarda primer stabiliteyi arttırdığını bildirmişlerdir. 2mm ve 2.5mm kalınlığında kortikal tabakanın olduğu bloklarda cerrahi tekniğin istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmadığını söylemişlerdir (57).

Heo ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada kortikal kısma sahip olan ve olmayan poliüretan bloklar üzerinde farklı cerrahi tekniklerin primer stabiliteye etkilerini karşılaştırmışlardır. 3 farklı cerrahi teknik kullanmışlardır. Dar çaplı frezleme, dar çaplı frezleme ve boyun açıcı frezleme, dar çaplı frezleme ve yiv açıcı frezleme tekniklerini uygulamışlardır ve her gruba 20 adet implant yerleştirmişlerdir. Her üç grupta da kortikal tabakanın olduğu implantların yerleştirme torku değerlerini daha yüksek bulmuşlardır. Grupların kendi aralarındaki karşılaştırmalarda ise dar çaplı

frezleme grubunu en yüksek yerleştirme torkuna sahip, dar çaplı frezleme ve boyun açıcı frezleme grubunu ise en düşük tork değerine sahip bulmuşlardır (113).

1987'de Albrektsson ve Johansson, tavşan kemikleri üzerinde deneysel implantlar denemiş ve bu implantların stabilite değerlerini söküm torku testi ile test etmişlerdir. Bu test, yerleştirilen implantın ters tork hareketi ile gevşetilerek kemik bağlantısından ayrılması olarak açıklanmıştır (86). Elias ve arkadaşları tarafından söküm torku ile ölçülen dental implantın sekonder stabilitesi, osseointegrasyonun göstergesi olarak kabul edilmiştir (116). Söküm torku ve yerleştirme torku birbiriyle ilişkili olduğundan, söküm torku implant mikro hareketi ve dolayısıyla primer stabilite ile doğrudan ilişkilidir (117). Ne var ki invaziv bir işlem olduğu için klinik çalışmalarda kullanılmamaktadır. Daha çok in vitro çalışma alanlarında kendisine yer bulabilmektedir.

Tabassum (57) poliüretan blok üzerinde yaptığı çalışmada söküm torku testini de kullanmış, dar çaplı hazırlanan implant gruplarının tork değerlerini daha yüksek bulmuştur. Benzer şekilde Ahn (114) da poliüretan bloklar üzerinde yaptığı çalışmada söküm torku testini de kullanmıştır. Ancak kortikal kemiğin olduğu bloklarda uygulanan cerrahi tekniğin söküm torku testi değerlerini değiştirmediğini bildirmiştir.

Bizim çalışmamızda ise Tabassum'un çalışmasına paralel olarak boyun frezinin kullanılmadığı gruplarda söküm torku değerleri daha yüksek bulunmuştur. sonuçların farklı bulunması bizim daha az yoğun kemik üzerinde çalışmış olmamız olabilir.

7. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

- Standart frezleme grubunun yerleştirme torku ve söküm torku ve değerleri boyun açıcı frezleme grubuna göre daha yüksek bulunmuştur.($p<0.05$)
- Standart frezleme grubunun RFA ölçüm değerleri boyun açıcı frezleme grubuna göre daha yüksektir ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p<0.05$).
- Dar çaplı frezleme grubunun yerleştirme torku ve söküm torku değerleri boyun açıcı frezleme grubuna göre daha yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).
- Dar çaplı frezleme grubunun RFA ölçüm değerleri boyun açıcı frezleme grubuna göre daha yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).
- Dar çaplı frezleme grubunun yerleştirme torku ve RFA ölçüm değerleri standart frezleme grubuna göre daha yüksek bulunmuştur ancak istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0.05$).
- Dar çaplı frezleme grubu ile standart frezleme grubunun söküm torku değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0.05$).
- KIBT'nin primer stabiliteyi öndeğerlendirme için uygun ve kolay bir yöntem olduğu ifade edilebilir.
- Yerleştirme torku ve RFA ölçüm cihazlarının primer stabiliteyi değerlendirmek için güvenli ve basit yöntemler olduğu söylenebilir.
- D3- D4 kemik tipinde boyun açıcı frez kullanımının primer stabiliteyi azalttığı söylenebilir.

8. KAYNAKLAR

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983;50(3):399-410.
2. Brånemark R, Brånemark PI, Rydevik B, Myers RR. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. J Rehabil Res Dev. 2001;38(2):175-81
3. Becker W, Goldstein M. Immediate implant placement: treatment planning and surgical steps for successful outcome. Periodontol 2000. 2008;47:79-89.
4. Becker W, Sennerby L, Bedrossian E, Becker BE, Lucchini JP. Implant stability measurements for implants placed at the time of extraction: a cohort, prospective clinical trial. J Periodontol. 2005;76(3):391-7.
5. Schwartz-Arad D, Laviv A, Levin L. Survival of immediately provisionalized dental implants placed immediately into fresh extraction sockets. J Periodontol. 2007;78(2):219-23
6. Barone A, Rispoli L, Vozza I, Quaranta A, Covani U. Immediate restoration of single implants placed immediately after tooth extraction. J Periodontol. 2006;77(11):1914-20
7. Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. Int J Prosthodont. 2006;19(1):77-83;
8. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. Clin Oral Implants Res. 2009;20(5):467-71.
9. Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L. Clinical outcome of Brånemark System implants of various diameters: a retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17(5):671-7.
10. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont. 1998;11(5):491-501
11. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Brånemark system implants. J Oral Rehabil. 2006;33(10):754-9.
12. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. Periodontol 2008;47:51-66.
13. Turkyilmaz I, Sennerby L, Yilmaz B, Bilecenoglu B, Ozbek EN. Influence of defect depth on resonance frequency analysis and insertion torque values for implants placed in fresh extraction sockets: a human cadaver study. Clin Implant Dent Relat Res. 2009;11(1):52-8.

14. Johansson, P. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Clin Implant Dent Relat Res*. 1994; 9: 279-288.
15. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res*. 1995;6(4):213-9.
16. Wang HL, Ormianer Z, Palti A, Perel ML, Trisi P, Sammartino G. Consensus conference on immediate loading: the single tooth and partial edentulous areas. *Implant Dent*. 2006;15(4):324-33.
17. Walker LR, Morris GA, Novotny PJ. Implant insertional torque values predict outcomes. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011;69(5):1344-9.
18. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sünbuloğlu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil*. 2010;37(12):900-7.
19. Çetiner S, Zor F. Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2007. 24 (1): p. 51-56.
20. Lemons J, Natiella J. Biomaterials, biocompatibility, and peri-implant considerations. *Dent Clin North Am*. 1986;30(1):3-23.
21. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132
22. Yerit KC, Posch M, Seemann M, Hainich S, Dörtbudak O, Turhani D, Ozyuvaci H, Watzinger F, Ewers R. Implant survival in mandibles of irradiated oral cancer patients. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(3):337-44.
23. Abu Hantash RO, Al-Omiri MK, Al-Wahadni AM. Psychological impact on implant patients' oral health-related quality of life. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(2):116-23.
24. English C. An overview of implant hardware. *J Am Dent Assoc*. 1990;121(3):360, 364, 366 passim. Erratum in: *J Am Dent Assoc* 1990;121(5):582.
25. Albrektsson, T, Johansson, C, Lundgren AK, Sul Young-Taeg, Gottlow J.. Experimental studies on oxidized implants. A histomorphometrical and biomechanical analysis. *Appl Osseointegration Res*. 20001. 21-24.
26. Stoler A. Helical CT scanning for CAD/CAM subperiosteal implant construction. *J Oral Implantol*. 1996;22(3-4):247-57.
27. Markiewicz MR, Nishiyama K, Yago K, Okada M, Asanami S, Yoshinari M, Hirayama M, Margarone JE 3rd, Chuang SK. Draining orocutaneous fistula associated with a failing subperiosteal implant: report of a case. *J Oral Implantol*. 2007;33(6):347-52.
28. Yücetaş ŞTM. Ağız, Diş ve Çene Hastalıkları ve Cerrahisi. 2004.

29. Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO₂-blasted surface. *J Prosthodont.* 2001;10(1):2-7.
30. Stevens P, Fredrickson E, Gres M. *Implant prosthodontics: Clinical and laboratory procedures.* USA: Mosby Co. 1994;35: 11.
31. Steinemann SG. Titanium--the material of choice? *Periodontol 2000.* 1998;17:7-21.
32. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993 Jun;43(3):245-53.
33. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1991;25(7):889-902.
34. Kim H, Choi SH, Ryu JJ, Koh SY, Park JH, Lee IS. The biocompatibility of SLA-treated titanium implants. *Biomed Mater.* 2008;3(2):025011..
35. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res.* 1998;40(1):1-11.
36. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, Peters F, Simpson JP. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(2):144-53.
37. Rocuzzo M, Bunino M, Prioglio F, Bianchi SD. Early loading of sandblasted and acid-etched (SLA) implants: a prospective split-mouth comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(6):572-8.
38. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J Jr, Dean DD, Cochran DL, Boyan BD. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res.* 1995;29(3):389-401.
39. Ban S, Iwaya Y, Kono H, Sato H. Surface modification of titanium by etching in concentrated sulfuric acid. *Dent Mater.* 2006;22(12):1115-20. .
40. Cochran DL, Nummikoski PV, Higginbottom FL, Hermann JS, Makins SR, Buser D. Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(3):240-52.
41. Pappalardo S, Baglio OA, Cappello V, Mortellaro C, Grassi FR. Implant surface and osseointegration. *Minerva Stomatol.* 2005;54(11-12):661-73.
42. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(6):442-7

43. Bowers KT, Keller JC, Randolph BA, Wick DG, Michaels CM. Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(3):302-10.
44. W Weinlander M. Surface preparation of endosseous implants. in Watzek G. *Endosseous implants: Scientific and clinical aspects*. Quintessence Pub Inc. Co.. 1996: 101-129.
45. Leize, Characterization, at the bone crystal level, of the titanium-coating/bone interfacial zone. 2000;11(4):279-288.
46. Brunette DM. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3(4):231-46.
47. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol*. 2008 Nov;3 Suppl 3:131-139.
48. Rithirangsiroj K, Panyakhamlerd K, Chaikittisilpa S, Chaiwatanarat T, Taechakraichana N. Osteoporosis in different age-groups and various body mass index (BMI) ranges in women undergoing bone mass measurement at King Chulalongkorn Memorial Hospital. *J Med Assoc Thai* 2012;95(5):644-9.
49. Hunter D, De Lange M, Snieder H, MacGregor AJ, Swaminathan R, Thakker RV, Spector TD. Genetic contribution to bone metabolism, calcium excretion, and vitamin D and parathyroid hormone regulation. *J Bone Miner Res* 2001;16(2):371-378.
50. Misch, CE. *Dental implant prosthetics-E-book*. 2004: Elsevier Health Sciences.
51. Silva IM, Freitas DQ, Ambrosano GM, Bóscolo FN, Almeida SM. Bone density: comparative evaluation of Hounsfield units in multislice and cone-beam computed tomography. *Braz Oral Res*. 2012;26(6):550-6.
52. Khojastepour L, Mohammadzadeh S, Jazayeri M, Omid M. In vitro Evaluation of the Relationship between Gray Scales in Digital Intraoral Radiographs and Hounsfield Units in CT Scans. *J Biomed Phys Eng*. 2017;7(3):289-298.
53. Miloro M, Peter GEG, Larsen E, Waite Peter D. *Peterson's Principles Of Oral And Maxillofacial Surgery*. second edition ed. Osseointegration, ed. R.M.A. Michael S. Block. 2004; 192-193.
54. Shalabi MM, Wolke JG, de Ruijter AJ, Jansen JA. A mechanical evaluation of implants placed with different surgical techniques into the trabecular bone of goats. *J Oral Implantol* 2007;33(2):51-8.
55. Nkenke E, Lehner B, Fenner M, Roman FS, Thams U, Neukam FW, Radespiel-Tröger M. Immediate versus delayed loading of dental implants in the maxillae of minipigs: follow-up of implant stability and implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(1):39-47.
56. Blanco J, Suárez J, Novio S, Villaverde G, Ramos I, Segade LA. Histomorphometric assessment in human cadavers of the peri-implant bone density in maxillary tuberosity following implant placement using osteotome and conventional techniques. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(5):505-10.

57. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(2):213-20.
58. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):62-71.
59. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Aug;15(4):474-80.
60. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):347-59.
61. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(2):85-92.
62. Kürkcüoğlu Dİ, Koroğlu DA, Özkir, Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri Ve Başarı Değerlendirme Yöntemleri. *AÜDHFD.* 2010; 2010(3): P. 221-229.
63. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25
64. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(5):520-8.
65. Balkin BE. Implant dentistry: historical overview with current perspective. *Int J Oral Implantol.* 1988;5(1):27-8.
66. Uzun G, Keyf F. İmplantların Yüzey Özellikleri ve Osseointegrasyon. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2007;2:43-50
67. Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C. Early versus delayed loading of mandibular implant-supported overdentures: 5-year results. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12 1: 39-46.
68. Hakkı SS, Ertuğrul AS. Dental implantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyondaki önemi. *SÜ Diş Hek Fak Derg* 2009;18:336-41.
69. Garg A. Bone Physiology for Dental Implantology. İn: *Bone Biology, Bone Harvesting, Grafting For Dental Implants.* Quintessence Publishing Co, Inc. 2004,
70. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontol* 2000. 1998;17:22-35.
71. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52(2):155-70.

72. Neukam FW, Flemmig TF; Working Group 3. Local and systemic conditions potentially compromising osseointegration. Consensus report of Working Group 3. Clin Oral Implants Res. 2006;17:160-2.
73. Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(5):641-51
74. Raghoobar GM, Schoen P, Meijer HJ, Stellingsma K, Vissink A. Early loading of endosseous implants in the augmented maxilla: a 1-year prospective study. Clin Oral Implants Res. 2003;14(6):697-702.
75. O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. Clin Implant Dent Relat Res 2004;6(1):48-57.
76. Elias CN, Rocha FA, Nascimento AL, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. J Mech Behav Biomed Mater. 2012;16:169-80
77. Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. Int J Prosthodont. 1998;11(3):269-75.
78. Osstell. Integration diagnostics. Available from: <http://www.osstell.com>.
79. Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20(2):220-30.
80. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate Dario LJ, Cucchiaro PJ, Deluzio AJ. Electronic monitoring of dental implant osseointegration. J Am Dent Assoc. 2002;133(4):483-90
82. Colomina LE. Immediate loading of implant-fixed mandibular prostheses: a prospective 18-month follow-up clinical study--preliminary report. Implant Dent 2001;10(1):23-9.
83. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20(5):769-76.
84. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. Int J Oral Maxillofac Surg. 1999;28(4):266-72.
85. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH. The reverse-torque test: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(2):179-85.
86. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1987;2(2):69-75.
87. Periotest. dynamically diagnosing the human periodontium and the dental implant-bone interface.; Available from: <http://www.uni-tuebingen.de/periotest/>.

88. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(5):529-39.
89. Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioglu B. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *J Periodontol.* 2005;76(7):1066-71.
90. Göransson A, Wennerberg A. Bone formation at titanium implants prepared with iso- and anisotropic surfaces of similar roughness: an in vivo study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):17-23.
91. Winkler S, Morris HF, Spray JR. Stability of implants and natural teeth as determined by the Periotest over 60 months of function. *J Oral Implantol.* 2001;27(4):198-203.
92. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(3):226-33..
93. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7 (3):261-7.
94. Zix J, Hug S, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23 (3):525-30.
95. Fischer K, Bäckström M, Sennerby L. Immediate and early loading of oxidized tapered implants in the partially edentulous maxilla: a 1-year prospective clinical, radiographic, and resonance frequency analysis study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(2):69-80.
96. Simunek A, Kopecka D, Brazda T, Strnad I, Capek L, Slezak R. Development of implant stability during early healing of immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(3):619-27.
97. Bornstein MM, Wittneben JG, Brägger U, Buser D. Early loading at 21 days of non-submerged titanium implants with a chemically modified sandblasted and acid-etched surface: 3-year results of a prospective study in the posterior mandible. *J Periodontol.* 2010;81(6):809-18.
98. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle CH. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):428-34.
99. Karl M, Graef F, Heckmann S, Krafft T. Parameters of resonance frequency measurement values: a retrospective study of 385 ITI dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(2):214-8.

100. Santamaría-Arrieta G, Brizuela-Velasco A, Fernández-González FJ, Chávarri-Prado D, Chento-Valiente Y, Solaberrieta E, Diéguez-Pereira M, Vega JA, Yurrebaso-Asúa J. Biomechanical evaluation of oversized drilling technique on primary implant stability measured by insertion torque and resonance frequency analysis. *J Clin Exp Dent*. 2016;8(3): 307-311
101. Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 1995;74(6):608-12.
102. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Influence of Stepped Osteotomy on Primary Stability of Implants Inserted in Low-Density Bone Sites: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(1):37-41.
103. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Influence of underpreparation on primary stability of implants inserted in poor quality bone sites: an in vitro study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2015;73(6):1084-8.
104. Andrés-García R, Vives NG, Climent FH, Palacín AF, Santos VR, Climent MH, Bullón P. In vitro evaluation of the influence of the cortical bone on the primary stability of two implant systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009 1;14(2): 93-97.
105. Boronat-López A, Peñarrocha-Diago M, Martínez-Cortissoz O, Mínguez-Martínez I. Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11(3): 272-276.
106. Stavropoulos A, Cochran D, Obrecht M, Pippenger BE, Dard M. Effect of Osteotomy Preparation on Osseointegration of Immediately Loaded, Tapered Dental Implants. *Adv Dent Res*. 2016;28(1):34-41.
107. Vidyasagar L, Girts S, Peteris A, Uldis T. The influence of site preparation (countersinking) on initial dental implant stability, an in vitro study using resonance frequency analysis. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 2004; **6** (1): 14-16.
108. 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(4):231-7.
109. Alghamdi H, Anand PS, Anil S. Undersized implant site preparation to enhance primary implant stability in poor bone density: a prospective clinical study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011;69(12): 506-512.
110. Akça K, Kökat AM, Cömert A, Akkocaoğlu M, Tekdemir I, Cehreli MC. Torque-fitting and resonance frequency analyses of implants in conventional sockets versus controlled bone defects in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010;39(2):169-73.
111. Wang TM, Lee MS, Wang JS, Lin LD. The effect of implant design and bone quality on insertion torque, resonance frequency analysis, and insertion energy during implant placement in low or low- to medium-density bone. *Int J Prosthodont*. 2015; **28**(1):40-7.

112. Niimi A, Ozeki K, Ueda M, Nakayama B. A comparative study of removal torque of endosseous implants in the fibula, iliac crest and scapula of cadavers: preliminary report. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(4):286-289.
113. Heo D, Heo YK, Lee JH, Lee JJ, Kim B. Comparison Between Cortical Drill and Cortical Tap and Their Influence on Primary Stability of Macro-Thread Tapered Implant in Thin Crestal Cortical Bone and Low-Density Bone. *Implant Dent* 2017;26(5):711-717.
114. Ahn SJ, Leesungbok R, Lee SW, Heo YK, Kang KL. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2012;107(6):366-72.
115. Lachmann S, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):75-9.
116. Elias CN, Oshida Y, Lima JH, Muller CA. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2008;1(3):234-42.
117. Bardyn T, Gédet P, Hallermann W, Büchler P. Prediction of dental implant torque with a fast and automatic finite element analysis: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109(4):594-603.