

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**“FARKLI MİKRO YÜZEYE SAHİP DENTAL
İMPLANTLARIN, FARKLI DENSİTEDEKİ KEMİK
BLOKLARI ÜZERİNDE PRİMER STABİLİZASYON
ÜZERİNE ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI”**

YUNUS EMRE YAVUZ

**DANIŞMAN
PROF. DR. SERTAN ERGUN**

**AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE HASTALIKLARI PROGRAMI**

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**‘FARKLI MİKRO YÜZEYE SAHİP DENTAL
İMPANTLARIN, FARKLI DENSİTEDEKİ KEMİK
BLOKLARI ÜZERİNDE PRİMER STABİLİZASYON
ÜZERİNE ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI’**

YUNUS EMRE YAVUZ

**DANIŞMAN
PROF. DR. SERTAN ERGUN**

**AĞIZ, DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ, DIŞ VE ÇENE HASTALIKLARI PROGRAMI**

İSTANBUL-2020

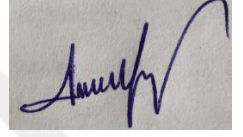
TEZ ONAYI



BEYAN

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

Yunus Emre Yavuz



İTHAF

Bugüne kadar her zaman yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen aileme
Hiçbir zaman hakkını ödeyemeceğim kıymetli hocam *Prof. Dr. Sertan ERGUN'a*
ithaf ediyorum



TEŞEKKÜR

Doktoram süresince tüm donanımı ve bilgi birikimiyle her zaman yanımda olan, maddi ve manevi hiçbir yardımı esirgemeyen ve hayatım boyunca bağımın asla kopmayacağı sevgili hocam Prof. Dr. Sertan ERGUN'a

Mesleki eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım kıymetli hocam Prof. Dr. Hakkı Tanyeri'ye

Sayın Prof. Dr. Meral ÜNÜR, Sayın Prof. Dr. Gülsüm AK, Sayın Doç. Dr. Meltem KORAY, Sayın Doç. Dr. Alp SARUHAN OĞLU, Sayın Doç. Dr. Kıvanç Bektaş KAYHAN'a

Tez çalışmam süresince yanımda olan ve desteğini esirgemeyen arkadaşlarım Dt. Umutcan Demiral, Dr. Ayşem Yurtseven, Dr. Nagehan Özevcimen, Dt. Turgay Mustafa'ya

Tüm süreçte desteklerini her daim hissettiren hayat arkadaşım Burcu Balkan ve bugünlere gelmemi sağlayan aileme

Tez çalışmama katkılarından dolayı Omnitech Medikal'e

Teşekkür ederim.

Bu çalışma Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 31354

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİ
ÖZET	Xİİİ
ABSTRACT.....	XİV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Kemik Dokusu	2
2.1.1. Kemik dokusunun kimyasal yapısı	2
2.1.1.1. İnorganik yapı	2
2.1.1.2. Organik matriks.....	2
2.1.2. Kemik dokusunu oluşturan hücreler	3
2.1.2.1. Osteoprogenitor hücreler.....	3
2.1.2.2. Osteoblastlar.....	3
2.1.2.3. Osteositler	4
2.1.2.4. Osteoklastlar.....	5
2.1.3. Kemik dokusunun makroskopik yapısı.....	5
2.1.3.1. Kompakt kemik.....	5
2.1.3.2. Spongioz kemik.....	6
2.1.4. Kemik dokusunun mikroskopik yapısı	6
2.1.4.1. Woven kemik	6
2.1.4.2. Kompozit kemik.....	6
2.1.4.3. Lameller kemik	6
2.1.4.4. Bundle (demet) kemik.....	7
2.1.5. Kemik yoğunluğu ve kalitesi	7
2.1.5.1. Kemik yoğunluğunun sınıflandırılması.....	8

2.1.5.2. Kemik yoğunluğunun saptanması	10
2.2. Dental İmplantlar	13
2.2.1. İmplant nedir	13
2.2.2. Dental implant tarihçesi	14
2.2.3. Dental implant sistemleri	15
2.2.3.1. Transdental fiksasyon (Endodontik İmplant)	16
2.2.3.2. İntramukozal implantlar	17
2.2.3.3. Subperiosteal (kemik üzeri) implantlar	17
2.2.3.4. Transosteal dental implant	18
2.2.3.5. Endosteal (Kemik İçi) dental implant	19
2.2.4. Dental implantlarda stabilite kavramı	22
2.2.5. Dental implantlarda stabilite ölçüm yöntemleri	24
2.2.5.1. Gerilim testi	24
2.2.5.2. Histolojik ve histomorfometrik analiz	25
2.2.5.3. İtme/Çekme testi	25
2.2.5.4. Çıkarma torku testi	26
2.2.5.5. Kesme direnci /yerleştirme torku testi	26
2.2.5.6. Radyografi	27
2.2.5.7. Dental fine tester	27
2.2.5.8. Periotest	28
2.2.5.9. Rezonans Frekans Analizi (RFA)	29
2.2.6. Dental İmplant biyomateryalleri	33
2.2.6.1. Titanyum	33
2.2.6.2. Biyoaktif kalsiyum fosfat seramikler	35
2.2.7. İmplant makrogeometrisi	36
2.2.7.1. İmplantın boyu	37
2.2.7.2. İmplantın çapı	37
2.2.7.3. Yiv tasarımı	38
2.2.8. Yüzey modifikasyon yöntemleri	39
2.2.8.1. Anodize edilmiş yüzey tekniği	40
2.2.8.2. Asitle aşındırma tekniği	41
2.2.8.3. Çift asitle aşındırma	42

2.2.8.4. Florür ile modifiye edilmiş yüzeyler	42
2.2.8.5. Hidroksiapatit (HA) yüzey kaplama tekniği	43
2.2.8.6. Grit blasted (Tanecikli Kumlama)	44
2.2.8.7. .Lazerle aşındırma ve mikro ark oksidayson tekniği	46
2.2.8.8.Kumlama ve Asitle Pürüzlendirme	46
2.2.8.9 Titanyum plazma sprej (TPS) kaplamalı implantlar	48
2.2.9. İmplant mikro yüzeyi	48
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	52
3.1. İmplantlar	52
3.2. Sawbones Sentetik Kemik Blokları	53
3.3. İmplant Yuvası Hazırlanması	56
3.4. Biyomekanik Testler	58
3.4.1. Yerleştirme torku (insertion torque) değerlendirilmesi	58
3.4.2. Rezonans frekans analizi.....	58
3.4.3. Çıkarma(removal) tork değerlendirilmesi.....	59
4. BULGULAR.....	60
5. TARTIŞMA	78
KAYNAKLAR	101
HAM VERİLER	127
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	132
ÖZGEÇMİŞ	133

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3-1. Kullanılan Sawbone kemiklerinin genel özellikleri.....	55
Tablo 3-2. Sawbones Sentetik kemik blokları üzerinde implntların yerleşimi.....	57
Tablo 4-1. D1 kemik tipinde yüzeyler arasında yerleştirilme torku karşılaştırması.....	60
Tablo 4-2. D2 kemik tipinde yüzeyler arasında yerleştirilme torku karşılaştırması.....	60
Tablo 4-3. D3 kemik tipinde yüzeyler arasında yerleştirilme torku karşılaştırması.....	61
Tablo 4-4. D4 kemik tipinde yüzeyler arasında yerleştirilme torku karşılaştırması.....	61
Tablo 4-5. D1 kemik tipinde yüzeyler arasında Ostell ISQ karşılaştırması	61
Tablo 4-6. D2 kemik tipinde yüzeyler arasında Ostell ISQ karşılaştırması	62
Tablo 4-7. D3 kemik tipinde yüzeyler arasında Ostell ISQ karşılaştırması	62
Tablo 4-8. D4 kemik tipinde yüzeyler arasında Ostell ISQ karşılaştırması	63
Tablo 4-9. D1 kemik tipinde yüzeyler arasında Penguin RFA karşılaştırması	63
Tablo 4-10. D2 kemik tipinde yüzeyler arasında Penguin RFA karşılaştırması	63
Tablo 4-11. D3 kemik tipinde yüzeyler arasında Penguin RFA karşılaştırması	64
Tablo 4-12. D4 kemik tipinde yüzeyler arasında Penguin RFA karşılaştırması	64
Tablo 4-13. D1 kemik tipinde yüzeyler arasında çıkarma torku karşılaştırması	65
Tablo 4-14. D2 kemik tipinde yüzeyler arasında çıkarma torku karşılaştırması	65
Tablo 4-15. D3 kemik tipinde yüzeyler arasında çıkarma torku karşılaştırması	65
Tablo 4-16. D4 kemik tipinde yüzeyler arasında çıkarma torku karşılaştırması	66
Tablo 4-17. D-1 kemikte farklı yüzeyler için ölçülen değerlerin korelasyonu.....	66
Tablo 4-18. D-2 kemikte farklı yüzeyler için ölçülen değerlerin korelasyonu.....	68
Tablo 4-19. D-3 kemikte farklı yüzeyler için ölçülen değerlerin korelasyonu.....	71
Tablo 4-20. D-4 kemikte farklı yüzeyler için ölçülen değerlerin korelasyonu.....	74

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1. Kemik kalite endeksi (Lekholm ve Zarb, 1985)	9
Şekil 2-2. Endodontik implant (Rakesh, 2014).....	16
Şekil 2-3. Endodontik implant görüntüsü (Rakesh K, 2014).....	17
Şekil 2-4. Subperiosteal implant (H. Beddis, 2012)	18
Şekil 2-5. Transosteal dental implant (H. Beddis, 2012).....	18
Şekil 2-6. Vida tipi implantlar	20
Şekil 2-7. Blade tipi implantlar (Pasqualini U,2009).....	20
Şekil 2-8. Blade tipi implantlar (Pasqualini U,2009).....	21
Şekil 2-9. İntramobil Silindir İmplant (Versteegh,1995).....	21
Şekil 2-10. İçi boş silindirik implant (Versteegh,1995).....	22
Şekil 2-11. Gerilim testi şema gösterimi (Chang ve ark., 2010)	25
Şekil 2-12. Periotest Periotest® (Siemens AG, Bensheim, German), (Jongchul ve ark., 2011).....	29
Şekil 2-13. İmplant tasarımında yivlerinin genel tasarımı (Friberg ve ark., 1999)	39
Şekil 2-14. Ra yüzey pürüzlülük diyagramı (Yeniyol, 2006).....	49
Şekil 2-15. Rz yüzey pürüzlülük diyagramı (Yeniyol, 2006).....	50
Şekil 2-16. Ortalama pürüzlülük için formül (Yeniyol, 2006)	50
Şekil 3-1. Çalışmada kullanılan implantın makro yapısı ve teknik özellikleri	53
Şekil 3-2. Süngerimsi ve kortikal materyali taklit eden iki farklı yoğunluktan oluşan bir sawbones kemiği.....	53
Şekil 3-3.Solid rijid poliüretandan üretilen homojen yapıdaki dikdörtgen biçimli sawbones kemiği.....	54
Şekil 3-4. Sawbone kemiği malzeme yoğunluklarının iki ucu	54
Şekil 3-5. Optimum® Bf 20 Vario Freze tezgahında sawbones kemik blokları üzerinde implant yuvasının hazırlanması	56
Şekil 3-6. Sawbones® sentetik kemik bloklarına dental implantların yerleştirilmesi....	57
Şekil 3-7. Torkmetre cihazı ve ölçüm.....	58
Şekil 3-8. Penguin RFA® cihazı ve ölçüm.....	59
Şekil 3-9. OsstellMentor® cihazı ve ölçüm.....	59
Şekil 4-1. D1 kemik tipinde makine ile pürüzlendirilmiş implantlarda yerleştirme	67

Şekil 4-2. D1 kemik tipinde çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği.....	68
Şekil 4-3. D2 kemik tipinde Hidroksiapatit kaplı implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği	69
Şekil 4-4. D2 kemik tipinde makine ile pürüzlendirilmiş implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği.....	70
.Şekil 4-5.D2 kemik tipinde kumlama+asitleme (SLA) yüzeyli implantlarda Penguin RFA ile yerleştirme torku arasındaki korelasyon grafiği.....	70
Şekil 4-6. D2 kemik tipinde çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda yerleştirme ile çıkarma torkları arasındaki korelasyon grafiği	71
Şekil 4-7. D3 kemik tipinde Hidroksiapatit kaplı implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği	72
Şekil 4-8. D3 kemik tipinde kumlama+asitleme (SLA) yüzeyli implantlarda yerleştirme ile çıkarma torkları arasındaki korelasyon grafiği	73
Şekil 4-9. D3 kemik tipinde çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği.....	73
Şekil 4-10. D3 kemik tipinde Titanyum plazma sprej (TPS) kaplı implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği	74
Şekil 4-11. D4 kemik tipinde Hidroksiapatit kaplı implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği	75
Şekil 4-12. D4 kemik tipinde Hidroksiapatit kaplı implantlarda Penguin RFA ile yerleştirme torku arasındaki korelasyon grafiği	76
Şekil 4-13. D4 kemik tipinde çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda yerleştirme ve çıkarma torkları arasındaki korelasyon grafiği	76
Şekil 4-14. D4 kemik tipinde titanyum plazma sprej (TPS) kaplı implantlarda Penguin RFA ile yerleştirme torku arasındaki korelasyon grafiği.....	77

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

BT	:Bilgisayarlı Tomografi
Ca	:Kalsiyum
cAMP	:Siklik Adenosine Monofosfat
CaP	:Kalsiyum Fosfat
Co	:Kobalt
Cr	:Krom
CVD	:Sol-Jel, Kimyasal Buhar Biriktirme
DAE	:Çift Asitle Dağlama
DVT	:Dental Volumetrik Tomografiler
DXA	:Dual x-ışını absorbsiyometrisi
Fe	:Demir
H₂SO₄	:Sülfürik
HA	:Hidroksiapatit
HF	:Hidroflorik
HNO₃	:Nitrik
HU	:Hounsfield Ünitesi
ISQ	:İmplant Stabilite Katsayısı
MCI	:Mandibular Kortikal İndeks
MI	:Mental İndeks
Mo	:Molibden
P	:Fosfor
PMI	:Panoramik Mandibular İndeks
PTV	:Periotest Değerleri
QBT	:Kantitatif BT
QCBCT	:Kantitatif Konik Işınlı BT
Ra	:Yüzey pürüzlülüğü
RF	:Rezonans Frekansı

ÖZET

Yavuz YE. (2020). Farklı Mikroyüzeye Sahip Dental İmplantların, Farklı Dansitedeki Kemik Blokları Üzerinde Primer Stabilizasyon Üzerine Etkilerinin Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Doğal diş eksikliğini gidermek amacıyla uygulanan dental implantlarda en önemli başarı kriterlerinden biri primer stabilite ve sekonder stabilitenin sağlanmış olmasıdır. Primer stabilite, implantın kemik tarafından mekanik olarak desteklenmesidir. Primer stabilite değerini etkileyen faktörler kemik yoğunluğu, implantın makro ve mikro yüzey özellikleri ve uygulanan cerrahi tekniktir. Çalışmamızda çene kemiğini taklit eden D1,D2, D3 veD4 kemik yoğunluğuna sahip Sawbones® sentetik kemik blokları üzerinde implant mikroyüzeyinin başlangıçta elde edilen primer stabilite üzerine etkilerini araştırmak amaçlanmıştır.

Çalışmamızda yerleştirme torku, rezonans frekans analizi (RFA) ve çıkarma torku değerleri incelenmiştir. D1 kemik yoğunluğunda en yüksek yerleştirme torku çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda, D2 kemik yoğunluğunda en yüksek yerleştirme torku titanyum plazma sprej ile kaplanmış implantlarda, D3 kemik yoğunluğunda en yüksek yerleştirme torku hidroksiapatit kaplamalı yüzeye sahip implantlarda görülürken D4 kemik yoğunluğunda ise yüzeyler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Çalışmamızda yapılan çıkarma torku değerlendirmesinde ise bütün kemik tiplerinde en yüksek çıkarma torku değerleri çift asitle pürüzlendirilmiş ve titanyum plazma sprej (TPS) ile kaplı implantlarda görülmüştür.

Anahtar kelimeler: dental implantlar, yüzey modifikasyonları, yerleştirme torku, rezonans frekans analizi

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:31354

ABSTRACT

Yavuz YE (2020). Investigation of Primary Stabilization Effects of Different Microsurface Dental Implants on Different Density Bone Blocks. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Oral and Maxillofacial Surgery. PhD Thesis. İstanbul.

Providing the primary stability and secondary stability are one of the most success criterion on dental implants applied to remove natural edentation. Primary stability is the mechanically corroboration of implant by bone. Factors that affects primary stability are bone density, macro and mikro surface properties of implant and applied surgical technique. In our study, it is aimed to investigate the effects, on the primary stability that obtained in beginning, of the implant micro surface on the Sawbones® synhetic bone blocks which has D1, D2,D3 and D4 bone density that mimic jawbone. Macro surfaces are the same as with 4.2 mm diameter and 11.5 mm length, for micro surfaces though which are Hydroxyapatite (HA), 5 different surfaced dental implants that roughened with machine, roughened with double acid, roughened with sanding+pickling (SLA) and processed with titanium plasm spray (TPS) are used.

In our study, insertion torque, Resonance Frequency Analysis (RFA) and extraction torque values are examined. While no significant difference was found between surfaces in D4 bone density: The highest insertion torque on D1 bone density was observed in implant roughened with double acid. The highest insertion torque on D2 bone density was observed in implants covered with titanium plasm spray. The highest insertion torque in D3 density was observed in implants that has hydroxyapatite coated surfaces.

In the evaluation of extraction torque in our study; the highest extaction torque values, in all bone types, were observed in implants that roughened with double acid and coated with titanium plasm spray (TPS).

Key Words: dental implants, surface modifications, insertion torque, removal torque, resonance frequency analysis

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 31354

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dental implantların uzun dönem başarısı için aranan kriterlerden biri de implantın implantasyon esnasında primer stabilizasyonun sağlanmasıdır (Yoon ve ark, 2011). Primer stabilizasyon kemik yoğunluğunun optimum olduğu bölgelerde kolaylıkla elde edilebilmektedir (Wang ve ark, 2015).

Osseointegre implantların uzun dönem başarısı için aranan en önemli kriter, implantın kemik içinde stabil olmasıdır. İmplant-kemik bağlantısı oluşurken primer ve sekonder olmak üzere iki tip stabilizasyon oluşmaktadır. Primer ve sekonder stabilitenin sağlanması osseointegrasyonun başarılı olduğunu göstermektedir (Branemark, 1983). Başlangıçtaki primer implant stabilitesi; implant yatağının kemik duvarında mekanik olarak oluşturulan makro retansiyon yolu ile sağlanmaktadır. İyileşme sırasında yeni oluşan kemik dokusu ile implant yüzeyinde biyolojik bağlantı oluşur, böylece primer stabilitesi sekonder stabilite ile yer değiştirir. Dokunun iyileşme ve olgunlaşma döneminde kemik-implant bağlantısında meydana gelen değişiklikler, sekonder implant stabilitesinin derecesi ile belirlenebilir (Christina ve ark, 2010).

Primer stabilizasyonun varlığı, dental implantın sorunsuz bir osteointegrasyon dönemi geçirmesinde kilit faktörlerden birini oluşturmaktadır (Wang ve ark, 2015).

Çalışmalar, primer stabilizasyonun, implantın uzunluğu, çapı, implantın tasarımı, implant yüzeyinin mikro morfolojisi, yerleştirme tekniği ve implant ile çevreleyen kemik arasındaki uyum gibi faktörlerden etkilendiğini göstermiştir. Diğer önemli belirleyiciler ise kemiğin kalitesi ve miktarıdır (Büchter ve ark, 2003).

Buna ek olarak, birçok çalışma pürüzlü yüzey dental implantların, konak kemiğe temas alanını genişlettiği için primer stabiliteyi desteklediğini belirtmiştir (Tabassum ve ark, 2010).

Çıkarma direnci (Removal Torque- RT) değeri, implantın kemikten çıkarılabilmesi için gereken kuvvet miktarı olarak tanımlanır ve daha yüksek kuvvet değeri, implantların daha primer stabiliteye sahip olduğu yönünde yorumlanabilir (Cho ve ark, 2003).

Tez çalışmamızın amacı, aynı makrostrüktürdeki ancak 5 farklı mikro yüzeye sahip dental implantların farklı yoğunluktaki blok kemiklerde primer stabilizasyon derecelerinin karşılaştırılarak incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik Dokusu

Kemik, benzersiz mekanik ve biyolojik özelliklere sahip sert bir bağ dokusudur (Junguera, 1988). Kemik dokusu; vücut iskeletinin ana yapısını oluşturan, hayati önem taşıyan organları koruyan, kan hücrelerini yapan kemik iliğini içeren ve vücuttaki birçok süreç için gerekli olan kalsiyum (Ca), fosfor (P), sodyum (Na), magnezyum (Mg)'u depolayan sert bir dokudur (Junguera,1988; Soydan, 1992).

Kemik dokusu hücreler ile matriks denilen hücreler arası maddelerden oluşmaktadır. Matriks kısmı organik ve inorganik olmak üzere 2'ye ayrılır (Jee, 2001). Kemiğin bileşenleri cinsiyet, yaş, beslenme alışkanlıkları ve hastalık varlığına bağlı olarak farklılık gösterir. Kemiğin yapısı genel olarak %67 inorganik matriks ve %33'ü de organik matriksten oluşmaktadır (Paul,1958; Quirynen ve ark., 2002; Roskams ve ark., 1994).

2.1.1. Kemik dokusunun kimyasal yapısı

Kemik, organik yapı (matriks) ve inorganik yapı olmak üzere ikiye ayrılır. İnorganik kısımda başlıca kalsiyum hidroksiapatit bulunurken, organik kısımda Tip I kollagen (%90-95) bulunur.

2.1.1.1. İnorganik yapı

Kemik dokusunun yaklaşık %67'si inorganik matriksten oluşur (Fernandez ve ark., 2006). Kemiğin en önemli inorganik bileşeni hidroksiapatittir. Yaşlanmaya bağlı olarak kalsiyum ve karbonat oranı artar, fosfat ve magnezyum oranı ise azalır (Telci, 1996). Yaşlılıkla beraber, fosfat yerine karbonat tutulması nedeniyle Ca/P oranı gittikçe yükselir. Kollajen lifler ve hidroksiapatit arasındaki ilişki, kemiğin özelliği olan sertliğinden ve dayanıklılığından sorumludur (Fernandez ve ark., 2006).

2.1.1.2. Organik matriks

Kemiğin organik matriksi, kollajen ve kollajen lifler arasında bulunan esas maddeden oluşur (Telci,1996). Kemik organik matriksinin yaklaşık %90'ını Tip I kollajen, geriye kalanını kollajen dışındaki diğer matriks proteinleri, minör kollajen tipleri, lipitler ve diğer makroproteinler oluşturur (Gehron-Robey ve ark., 1996).

Kollajen, dokuların deformasyonlara direnç göstererek şeklini korumasını sağlayan fibröz bir dokudur ve ekstrasellüler matriksin temel proteindir (Kadler ve ark., 1986).

İnsan vücudundaki total proteinin %30' unu, vücut ağırlığının %6' sını oluşturan kollajen, yer aldığı dokuya göre yapısal ve fonksiyonel benzerlikler gösteren değişik formlarda bulunmaktadır. Diş ve kemiklerdeki kollajen lifleri arasına yerleşmiş olan hidroksiapatitler bu dokuların sertliğini sağlar (Kadler ve ark., 1986; Lien ve ark., 1982).

2.1.2. Kemik dokusunu oluşturan hücreler

Kemikte 4 tip hücre bulunmaktadır.

1. Osteoprogenitor hücreler
2. Osteoblastlar
3. Osteositler
4. Osteoklastlar (Rogers, 2011).

2.1.2.1. Osteoprogenitor hücreler

Osteoprogenitör hücreler mezenkim kaynaklıdır (Fernandez ve ark., 2006). Bu hücreler gerektiğinde diğer tip kemik hücrelerine dönüşebilirler (McLean ve Urist, 1968). Osteoprogenitor hücreler 2 tiptir. Bunlardan birincisi gelişmemiş endoplazmik retikulum ve az gelişmiş golgi cisimciği ile tanınan preosteoblastlardır. Osteoblastlar bu hücrelerden gelişir. İkincisi ise osteoklastlara öncülük eden mitokondrileri ve serbest ribozomlar barındıran preosteoklast hücrelerdir. Osteoprogenitor hücreler kemiğin iç ve dış yüzeylerini örten endost ve periostta, kompakt kemiğin vasküler kanallarında bulunmaktadır (Fernandez ve ark., 2006).

2.1.2.2. Osteoblastlar

Osteoblastlar, kemik dokusu içerisinde periosteal ve endosteal alanda bulunur. Bulundukları yere göre Endosteal veya periosteal osteoblast olarak adlandırılır (Cranin ve ark., 1982). Osteoblastlar kemik yüzeyinde tek tabaka halinde yan yana sıralanmışlardır. Osteoblastlar kemik matriksinin organik bileşik sentezinden, ekstrasellüler matriks liflerinin konumlanma şekillerinden, mineralizasyondan ve bazı büyüme faktörlerinin sentezinden sorumludur (Heo ve ark., 1998). Osteoblastlar, mezenkim dokusundan gelişen, kemik rezorpsiyonunda ve kalsifikasyonunda görev alan,

kalsiyum ve fosfatın hücre içine ve dışına akışını düzenleyen kemik yapıcı hücrelerdir. Bölünme ve fonksiyon özellikleri yoktur, sadece kemik yapımından sorumludurlar (Haas ve ark., 1996).

Osteoblastların komşu osteoblastlar ile temaslarını sağlayan sitoplazmik uzantıları vardır. Bu sitoplazmik uzantıları salgıladıkları osteoit madde yönünde yaparlar. Mineral matriksin çökmesiyle uzantıların bulunduğu yerlerde kanalcıklar oluşur, kemik yapımı ilerlediğinde doku içinde kalır ve osteoitlere dönüşürler (Heo ve ark., 1998). Osteoblastlar yeni sentezi yapılmış matriks ile sarıldığında osteosit adını alırlar (Traxler ve ark., 1992).

Osteoblastlar; osteokalsin, osteopontin, osteonektin, proteoglikanlar gibi yapısal proteinler ve sitokinler, büyüme faktörleri, prostoglandinler ve alkali fosfataz gibi matriks elemanlarını salgırlar. Ayrıca osteoblastların kemik yıkımı sırasında osteoklastlara yardımcı olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (Cranin ve ark., 1982; Kürkçüoğlu ve ark., 2010).

2.1.2.3. Osteositler

Osteositler kalsifiye kemik matriksi içinde ki laküna denilen boşluklarda yer alır. Her lakünada sadece bir osteosit vardır. Osteositler, hafif bazofilik sitoplazmaya sahiptirler. Osteositler, içinde bulundukları lakün ile aynı şekilde olup, çekirdekleri yassılaşmıştır (Mundy, 1999). Kemik matriksi içine gömülen osteoblastlar osteosit adını alırlar (Weinstein ve ark., 1998). Osteositler, osteoblastlardan farklı olarak organel içermezler. Çok sayıda sitoplazmik uzantı yaparlar (Gehron-Robey ve ark., 1986). Birbirleriyle ve kemik yüzeyindeki diğer hücrelerle dendritik yolla iletişim kurarlar (Mundy, 1999).

Kemiğe etki eden kuvvetler karşısında osteositler siklik adenozin monofosfat (cAMP), osteokalsin ve IGF salgırlar. Bu faktörlerin salgılanmasını takiben pre-osteoblastların sayısı artarak kemikte remodelasyon ve yeni kemik apozisyonu görülür. Bu hücreler kemik matriksinin devamlılığı için aktif rol alırlar. Osteositlerin kemik içerisindeki diğer görevi de osteoliz yaparak kalsiyum akışını kontrol ederek kemiğin mineral direncini sağlayıp, yeniden dengelenmeleri oluşturur (Kaban ve ark., 1997).

Osteosit miktarındaki artış kemik oluşum hızıyla paralellik gösterir. Osteositlerin ölümü ardından matriks rezorpsiyonu oluşur (Mundy, 1999; Babbush, 2006).

2.1.2.4. Osteoklastlar

Osteoklastlar, kemik trabekülleri yüzeyinde Howship lakünleri içerisinde gözlenirler. Osteoklastlar kaynağını kemik iliğindeki hematopoetik kök hücrelerinden alırlar (Suda ve ark., 1992).

Osteoklastlar iri ve çok çekirdekli olup, çapları 20-100 µm arasında değişir. Hücrede fazlaca miktarda lizozom, endoplazmik retikulum, mitokondriler ve golgi kompleksi bulunur (Suda ve ark., 1992). Kemik rezorpsiyonundan sorumludurlar. Kemik rezorpsiyonu, fırçamsı alandan salgıladığı proteolitik enzimlerin organik kemik matriksini çözmesi sonucu meydana gelir (Mundy, 1999; Lynch ve ark., 1999).

Kemik rezorpsiyonu durumunda osteoklastlar artış gösterir (Suda ve ark., 1992). Osteoklastların kemiğin rezorbe olan yüzeyine yakın yerlerinde fırça kenarları bulunur. Hücre bağlayıcı proteinler olan integrinlerle kemik yüzeyine bağlanan osteoklastlar tutunma bölgesinin altındaki kemiği izole ederek yıkıma uğratırlar (Ten, 1998; Suda ve ark., 1992).

Osteoklastik hücreler, kemik matriksine doğru asidik ve proteolitik enzimlerini salgırlar. Bu sayede kemik rezorpsiyonu sırasında oluşan artıkların da kaldırılmasında önemli rol oynarlar. Osteoblast ve osteoklast hücreleri, mekanik streslere bağlı olarak kemiğin yeniden şekillenmesine, elastikiyetini en iyi şekilde yapabilmesini sağlar (Buser ve ark., 1991). Paratroid hormon varlığında sayı ve etkinlikleri artarken, kalsitonin ve östrojen hormonları bu hücrelerin etkisini azaltır (Suda ve ark., 1992).

2.1.3. Kemik dokusunun makroskopik yapısı

Kemik dokusunun gelişimi sürecinde primer kemiğin yerinde matriksi lamelli düzenleme gösteren sekonder kemik gelişir. Sekonder kemik makroskopik olarak spongioz (süngerimsi) ve kompakt (kortikal) kemik olarak ikiye ayrılır (Soydan, 1992).

2.1.3.1. Kompakt kemik

Vücuttaki total kemik miktarının %80 ile 85'ini oluşturur. Kortikal kemik homojen, sıkı ve kompakt bir yapıdır (Ten, 1984). Kompakt kemikte uzun eksen boyunca seyreden Havers kanalları bulunmaktadır. Bu kanallar Volkmann kanalları adı verilen yan kanallarla birbirine bağlanmış olup kemik iliği boşluğu ile periost arasındaki bağlantıyı sağlarlar. Bu kanallara besleyici kanallar denir (Ten, 1998).

2.1.3.2. Spongios kemik

Vücuttaki total kemik miktarının %15 ile 20'sini oluşturur (Ten, 1984). Kemik trabeküllerinin birbirleriyle anastomozlaşarak oluşturduğu süngerimsi bir yapıdır. Spongios kemiğin trabekülleri arasında birbiriyle bağlantılı içleri kemik iliği ile dolu irili ufaklı boşluklar vardır (Ten, 1998). Spongiöz kemik, kolaylıkla kırılabilen ve mekanik etkilere karşı zayıf bir kemiktir (Ten, 1984).

2.1.4. Kemik dokusunun mikroskopik yapısı

Kemik dokuları mikroskobik olarak 4 sınıfa ayrılır (Rogers, 2011). Bunlar;

- 1-Woven (örgü) kemik
- 2-Kompozit kemik
- 3-Lamellar kemik
- 4-Bundle kemik

2.1.4.1. Woven kemik

Yapısı önemli ölçüde değişkendir, zayıf bir yapıya sahiptir. Lameller yapı ve havers sistemi gibi organize yapılar içermez, mineralizasyonu kötüdür. Çok çabuk oluşabildikleri için iyileşmede başlangıç aşamasında önemli rol oynarlar. Yumuşak bir yapıya sahip oldukları için, biyomekanik dayanıklılıkları azdır (Ten, 1984).

2.1.4.2. Kompozit kemik

Woven kemikle lameller kemik arasında geçiş olarak bahsedilen ve woven kemik kafesinin lameller kemikle dolması ile oluşur. Bu olaya kansellöz sıkışma adı verilir. Post operatif iyileşme döneminde, stabilizasyon için baskın karakterde osseoz dokudur (Ten, 1984; Ten, 1998).

2.1.4.3. Lameller kemik

Lameller kemik vücuttaki en olgun, yük taşıyabilen ve en güçlü kemiktir. Olgun insan iskeletinin neredeyse %100'ünü oluşturur (Ten, 1984). Woven kemiğin aksine, oluşumları yavaştır, mineralizasyonu iyidir ve çok iyi organize olmuş bir yapıya sahiptirler (Nanci, 2005).

2.1.4.4. Bundle (demet) kemik

Bundle kemiğin en önemli özelliği Sharpey lifleri adı verilen, perpendiküler uzantılarının bulunmasıdır. Bundle kemik, ligamanlar ve eklemler çevresinde görülen kemiktir (Nanci, 2005).

2.1.5. Kemik yoğunluğu ve kalitesi

Dental implantoloji’de implant yerleştirilmesi planlanan bölgedeki kemik yoğunluğu gerek implantların primer stabilitesinin sağlanması, gerekse daha sonra protetik restorasyonun getireceği yükün daha iyi dağılması açısından önemlidir. Genellikle primer stabilitenin sağlanmasındaki rolü ve sıklığı nedeniyle kortikal kemik kemik kalitesi açısından ön planda tutulmaktadır (Moy ve ark., 2005). Fakat implantın büyük kısmı daha çok spongiyöz kısım ile temas halindedir. Dolayısıyla kemiğin mekanik özelliği yük taşıma açısından değerlendirileceği zaman iç kısımlardaki spongiyöz bölgenin de dikkate alınması önem taşır (Branemark, 1983). “Kemik kalitesi” terimi, kemiğin özelliklerinin farklı yönlerini tanımlamak amacıyla literatürde geniş olarak kullanılmıştır. Trabeküler kemik, kemik kalitesini etkileyen birbirinden ayıramaz faktörlerdendir (Sievänen ve ark., 2007).

Lindh ve ark., (2004) kemik yoğunluğu (kemik mineral yoğunluğu, KMY) ile kemik kalitesinin eşanlamlı olmadığını vurgulamışlardır. Kemik kütlesi, makro ve mikro yapısal özellikler ve elastisite modülü, mineral yoğunluğu gibi maddesel özellikler kemiğin mekanik gücünü, bilinen tabiriyle kemik kalitesini oluşturur (Bass ve ark., 1991).

‘Trabeculae’ veya ‘trabeküller’, kansellöz kemiğin primer anatomik ve fonksiyonel birimidir. Kemik kalitesi iskelet boyutu, trabeküllerin mimarisi ve 3-boyutlu oryantasyonunu ve matriks özellikleri gibi kemik yoğunluğunun dışındaki faktörleri de kapsamaktadır. Kemik kalitesi sadece mineral içeriği ile ilgili değil, kemik dokusunun yapısını da içeren bir konudur. İmplant bölgesindeki mevcut kemiğin kalitesi ve niceliğinin, dental implantların başarısının tespitinde önemli lokal hasta faktörlerindendir (Lindh ve ark., 2004; Drage ve ark., 2007).

Bir implantın biyomekanik açıdan fonksiyonel kuvvetlere karşı koyabilmesi için gerekli olan primer fiksasyonunun elde edilmesinde, kemik miktarı ve yoğunluğunun değerlendirilmesi önem taşımaktadır (Branemark, 1985).

Kemik miktarı, implant yerleştirilmesi düşünülen dişsiz kretin hacmi yani eksternal yapı anlamına gelir. Kemiğin kalite ve yoğunluğu ise internal yapısını anlatır, bu da kemiğin dayanıklılığını göstermektedir. Kemiğin internal ve eksternal yapısı implantoloji pratiğinin hemen hemen her safhasını etkilemektedir. Dişsiz bölgede kullanılacak kemiğin yoğunluğu; tedavi planı, implant dizaynı, cerrahi yaklaşım, iyileşme süresi ve protez yapım aşamasında kemik yüklenmesini belirleyen faktördür (Lee, 2011).

2.1.5.1. Kemik yoğunluğunun sınıflandırılması

Yaklaşık 25 yıldır kemik yoğunluğu değerlendirilmesi ve bunun ağız implantlarıyla ilişkisi incelenmektedir. 1970 yılında Linkow ve Chercheve kemik yoğunluğunu 3 kategoride sınıflamışlardır:

1.sınıf kemik yapısı: Bu ideal kemik tipi düzenli trabeküler boşluklar ve küçük kansellöz boşluklardan meydana gelmektedir.

2.sınıf kemik yapısı: Bu tip kemik daha geniş kansellöz boşluklardan oluşur ve kemik patterni daha düzensizdir.

3.sınıf kemik yapısı: Kemik trabekülleri arasında geniş ilik boşlukları bulunur.

Linkow ve Chercheve 3. sınıf kemiğe uygulanan implantların tutunmasının zayıf olduğunu, 2. sınıf kemikte memnuniyet verici sonuçlar elde edildiğini ve 1. sınıf kemiğin implant protezler için çok memnun edici sonuçları olduğunu belirtmişlerdir (Linkow ve ark., 1970). Maksilla ve mandibulada yapılan bir kadavra çalışmasında, Fancusu ve Chang farklı miktarlarda süngerimsi kemiğe rağmen, kemik yoğunluğunda geniş farklılıklar bulmuşlardır (Fancusu ve Chang, 2004).

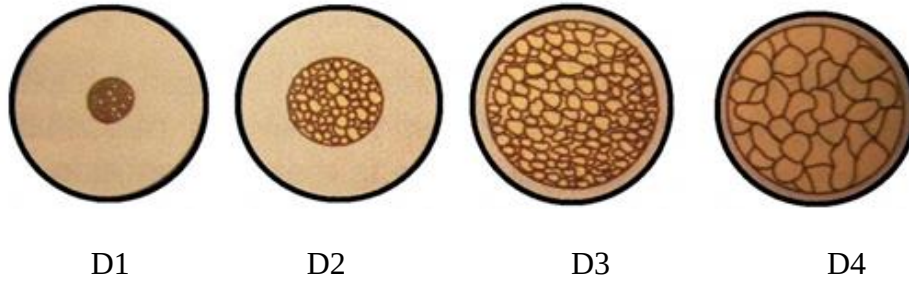
Maksilla ve mandibuldaki farklı kemik mineral yoğunluklarını tanımlamak için Lekholm ve Zarb, panoramik radyografiye dayanarak kemik yoğunluğunu 4 tipte kemik kalitesinde sınıflandırmışlardır (Lekholm ve Zarb, 1985).

Tip 1 Kemik: Yoğunluğunu kortikal kemiğin, çok az kısmının kansellöz kemikten oluştuğu çok yoğun kemik

Tip 2 kemik: yoğun kortikal kemikle beraber yumuşak kansellöz kemiğin oluşturduğu kemik tipi

Tip3 kemik Yeterli dayanıma sahip yoğun trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik tabakasından oluşur

Tip 4 kemik Düşük yoğunlukta trabeküler kemik etrafında ince tabaka kortikal kemikten oluşur (Lekholm ve Zarb, 1985).



Şekil 2-1. Kemik kalite endeksi (Lekholm ve Zarb, 1985)

Bass ve Triplett (1991), Lekholm'ün bu sınıflandırmasına dayanılarak yapmış oldukları çalışmalarda, dental implantların kaybının düşük kemik yoğunluğundan dolayı en fazla Tip 4 kemik'te görüldüğünü söylemişlerdir (Bass ve Triplett, 1991). Jaffin ve Berham (1991)'da dental implantların Tip 4 kemiğe yerleştirildiğine % 35 başarısızlıkla sonuçlanan çalışması bildirilmiştir (Jaffin ve Berman, 1991).

1988 yılında Misch çene bölgesine bağlı kalmaksızın kemiğin makroskobik trabeküler ve kortikal özelliklerine bağlı olarak yoğunluk farkına göre 4 grupta değerlendirilmesini önermiştir. Her bir kemik yoğunluğu için önerilen implant dizaynı, cerrahi protokol, iyileşme, tedavi planı, yükleme zamanı tanımlanmıştır. Bunun sonucunda tüm kemik yoğunluklarında implantların ağızda kalım süreleri benzerlik göstermektedir (Misch, 1990).

D1: Yüksek oranda mineralize olmuş hemen hemen tamamı yoğun kompakt kemikten oluşmaktadır. Genellikle aşırı rezorbe dışsız anterio mandibulada rastlanır.

D2: Kemiğin dış yüzeyinde kalın kompakt kemik varken iç yüzeyinde kalın trabeküler kemik bulunmaktadır.

D3: Kemiğin dış yüzeyinde ince poröz kompakt kemik, iç yüzeyinde ince trabeküler kemik vardır.

D4: Kemiğin neredeyse tamamı trabeküler kemikten oluşmaktadır. Kortikal kemik ya çok az miktarda ya da yoktur (Misch, 1988).

D5: Mineralizasyonu tamamlanmamış, olgunlaşmamış kemikler için kullanılır. Çok yumuşaktır (Misch, 1990).

Trisi ve Rao (1990), Misch'in tarif ettiği kemik yoğunluğunu histomorfometrik analiz ile ilişkilendirmeye çalıştılar. D1 ve D4 kemiğini tanımanın daha kolay fakat D2 ve D3 kemik arasında ayırım yapmanın daha zor olduğu sonucuna vardılar. Bu yüzden Trisi ve Rao kemik tiplerinin 3 sınıfa ayrılması gerektiğini öne sürdüler (Trisi ve Rao, 1990). Buna göre;

Tip1 Kemik: D1 yoğunluklu kemik

Tip 2 Kemik: D2 ve D3 yoğunluklu kemik

Tip 3 Kemik: D4 yoğunluklu kemik olmak üzere 3 sınıfa ayrılmıştır (Trisi ve Rao, 1990)

Rebaudi ve ark. (2000), kesilen hayvanların femurlarından ve kalçalarından alınan 100 tane taze kemik bloğu numunesinden oluşan bir sığır hayvan modeli kullanılarak, in vitro hayvan çalışmaları, mikro CT morfolojik analizleri ve spiral CT'den HU değerleri kullanarak kemik yoğunluğunu ilişkilendirmeye çalışmıştır (Lee, 2011). Trisi ve Rao, Norton ve Gamble'ın sonuçları gibi Misch'in tarif ettiği 4 tipe ayrılan kemik yoğunluğu sınıflandırılmasını da yoksaymanın mümkün olmadığı sonucuna vardılar (Trisi ve Rao, 1990). Reabudi ve ark. (2010) ise bu kanıtlara dayanarak kemik yoğunluğunu/kalitesini kliniksel ayırımı daha iyi olan 3 tip kemik yoğunluğundan oluşan yeni bir kemik sınıflaması önermişlerdir. Buna göre Houndfield değerlerini kemik hacmi ölçümlerine dönüştüren basit, yenilikçi bir matematiksel formül kullanarak, kemik kalitesini/yoğunluğunu sınıflandırmak için ifade ettiği hard-normal-soft (HNS) sınıflamasına göre kemik tipleri sert, normal ve yumuşak (HNS) olarak 3 farklı tiptedir (Rebaudi ve ark. 2010).

2.1.5.2. Kemik yoğunluğunun saptanması

Kemik yoğunluğu cerrahi sırasındaki dokunma hissi, genel lokalizasyon veya radyografik değerlendirme ile saptanabilir.

2.1.5.2.1. Dokunma hissi ile kemik yoğunluğunun saptanması

Farklı yoğunluklardaki kemiklerde, kemiği delme ve implant yerleştirme sırasındaki hisse karşılık gelen materyaller:

D1- meşe ağacı, akçağaç

D2- çam ağacı, ladin ağacı

D3- balsa ağacı

D4- strafor

2.1.5.2.2. Genel lokalizasyonla kemik yoğunluğunun saptanması

Literatür taramasına göre 200’ü aşkın hasta cerrahi sonrası değerlendirilmiş, farklı kemik yoğunluklarının ağzın değişik bölgeleriyle eşleşebildiği görülmüştür. Yapılan çalışmalar mandibula ve maksillanın farklı bölgelerinde, farklı yoğunluğa sahip kemik bulunduğunu göstermektedir (Orenstein ve ark., 1994; Jaffin ve Berman, 1991). D1 tipi kemiğe üst çenede neredeyse hiçbir zaman rastlanmamaktadır. Alt çenede ise %8 oranında rastlanmıştır. Anterior mandibulada görülme oranı posterior mandibulanın 2 katıdır. Çekimleri yeni yapılmış veya parafonksiyonu bulunan Kennedy Sınıf 4 parsiyel dişsiz bir hastanın anterior Sınıf A mandibulasında D1 kemik görülebilir. D1 kemik ayrıca Sınıf A kemik hacminde anterior implantın açılanması ile lingual kortikal kemikten faydalanmak istendiğinde de gözlenebilir (Linkow ve Chercheve, 1970).

D2 tipi kemik alt çenede en çok karşılaştığımız kemik tipidir. D2 kemiğe alt çene ön bölgede %66, arka bölgede ise %50 oranında rastlanmaktadır. Tek diş veya iki diş eksikliğinde neredeyse her zaman D2 kemik bulunur (Lekholm ve Zarb, 1985).

D3 tipi kemik özellikle maksillada görülmektedir. Anterior maksilla %65 oranında D3 tipi kemikten oluşmaktadır. Posterior mandibulanın yaklaşık yarısında D3 kemik görülür. Dişsiz anterior mandibulada ise D3 kemiğin görülme oranı %25’tir (Fancusu ve Chang, 2004). D4 tipi kemik ise özellikle posterior maksillada bulunmaktadır (Orenstein ve ark., 1994; Jaffin ve Berman, 1991). D4 kemik yaklaşık %40 ile en sık posterior maksillada, özellikle molar bölgesinde veya sinüs grefti uygulamasından sonra görülür. Hastaların %3’ünden daha azında D4 kemiğe rastlanır. Tedavi planı genellikle anterior maksillada D3, posterior maksillada D4, anterior mandibulada D2, posterior mandibulada D3 kemiğe göre yapılır (Todisco ve Trisi, 2005).

2.1.5.2.3. Radyografi ile kemik yoğunluğunun saptanması

Kemik yoğunluğunun objektif değerlendirme kriterlerinden birisi Hounsfield Ünitesi değerleri ile skorlamadır. Bilgisayarlı tomografide yapıların dansiteleri, -1000 ile +1000 arasında değişen rakamlarla temsil edilen bir gri skalada ele alınmıştır. Bu skala, cihazı geliştiren İngiliz fizikçi Godfrey Hounsfield'in adıyla anılmaktadır (Topçu, 2005). Hounsfield skalasında saptanan rakamsal veriler Hounsfield Ünitesi (HU) olarak anılır. Burada yapının yoğunluğunu belirleyen faktör, maddenin x ışınını absorbe etme özelliği ile ilgilidir. X-ışınını fazla absorbe eden kemik, kalsifikasyon ve taş gibi yapılar beyaz görülür ve yüksek HU değerleri verirlerken (80 – 100 HU) su orta derecede (0 HU), yağ sıfırın altında (-80 HU) hava ise skalanın en altında kalan değerler (-1000 HU) oluşturmaktadır (Topçu, 2005). Misch'in kemik yoğunluğu sınıflaması CT ile Hounsfield birimine göre;

D1: 1250 birimden fazla

D2: 850-1250 birim arası

D3: 350-850 birim arası

D4: 150-350 birim arası

D5: 150 birimden az olarak değerlendirilebilir.

Bazı kemik grefti uygulamalarında sonra oluşan oldukça yumuşak kemik 100-300 birim arasında gözlenebilir. Genellikle primer stabilitenin sağlanmasındaki rolü ve sıklığı nedeniyle kortikal kemik kemik kalitesi açısından ön planda tutulmaktadır (Geckili ve ark., 2009). Fakat implantın büyük kısmı daha çok spongiyoz kısım ile temas halindedir. Dolayısıyla kemiğin mekanik özelliği yük taşıma açısından değerlendirileceği zaman iç kısımlardaki spongiyoz bölgenin de dikkate alınması önem taşır (Bilhan ve ark., 2010).

Kemik mineral yoğunluğu ölçümleri için Dual x-ışını absorbsiyometrisi (DXA) veya bilgisayarlı tomografi görüntülerinden HU değerleri hesaplanması gibi birçok radyolojik yöntem vardır. HU spiral tomografilerde zaten kemik yoğunluğu ölçümü için kullanılmaktaydı, ancak konik ışınlı bilgisayarlı tomografiler (Cone beam computed tomography), diğer adıyla dental volumetrik tomografiler (DVT) daha yenidir ve

dentomaksillofasiyal radyolojide giderek daha fazla önem kazanmaktadır (Stoppie ve ark., 2006; Rho ve ark., 1995).

Düşük doz DVT implant planlaması için önerilmektedir, ancak kemik yoğunluğu ve kalitesi konusunda çok da güvenilir ve doğru bilgiler vermediği de iddia edilmektedir (Yamashina ve ark., 2008). Bazı çalışmalar yapılan kemik yoğunluğu ölçümleri ile mekanik özellikler karşılaştırıldığında % 30-50 arasında değişen bir uyumsuzluktan bahsetmektedirler (Van ve ark., 2001).

Yapılan bir çalışmada, medikal BT tarayıcılı kantitatif BT (QBT)'ler kemik yoğunluğunu değerlendirmek için kantitatif konik ışınli BT (QCBCT) ile karşılaştırıldı. QCBCT'ler ilgilenilen anatomik alandaki kemik yoğunluğunu aşırı olarak değerlendirdiği şeklinde yorumlanabilen daha yüksek HU değerleri üretmiştir. Yapılan bir çalışmada aynı kemik yoğunluğuna sahip kişilerden bazılarında osteoporoza bağlı kemik kırıkları görülürken diğerlerinde görülmediğine dikkat çekilmiştir (Majumdar ve ark., 1997). Bunun nedeni olarak yoğunluğun radyolojik olarak benzer görünmesine rağmen mikro mimari açıdan yapısal farklılıkların kemiği daha dirençli kılabilen önemli bir faktör olduğuna dikkat çekilmiştir (Genant ve ark., 1999). Daha da ileri gidilerek kemiğin direnci hakkında sağlıklı fikir sahibi olabilmek için Micro CT (mikro düzeyli bilgisayarlı tomografi) ile ölçüm ve incelemeler yapılmasının faydaları sıralanmıştır (Bilhan ve ark., 2012).

2.2. Dental İmplantlar

2.2.1. İmplant nedir

İmplant terimi, latince kökenli in: içerisinde ve planto: ekme, yerleştirme anlamlarına gelen sözcüklerinin birleşimidir (Misch, 2007). Dental implantın literatürlerde yayımlanan birkaç farklı tanımı mevcuttur. En yaygın olarak bilinen tanımları ise; Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi (*American Academy of Implant Dentistry*) sözlüğüne göre dental implantlar; fonksiyonel, terapötik veya estetik amaçla mukozal ve/veya periostal tabakanın altına ve kemiğin içine yerleştirilen alloplastik materyal/protetik materyallerdir (American, 1986). The Glossary of Prosthodontic Terms sözlüğünde ise; dental implant, sabit veya hareketli bölümlü proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacı ile mukoza ve/veya periost tabakası altına ve/veya

çene kemiğinin içine yerleştirilen, alloplastik materyalden yapılmış protetik bir materyaldir, şeklinde tanımlanmıştır (Enhoş, 2007).

2.2.2. Dental implant tarihçesi

Milattan önce 3. yüzyıldan beri diş eksikliklerini tamamlamak için dental implant yerine uygulanan çeşitli uygulamalar yapılmıştır. Bununla ilgili en eski bilgiye M.Ö. 2500 yılında Çin imparatorluğunda rastlanmaktadır (Anjard, 1981). Milattan sonra 300'lü yıllarda Fenikeliler, fildişini işleyerek estetik ve fonksiyon amaçlı olarak kayıp diş bölgelerine yerleştirmiştir. Bu şekilde yapılan benzer uygulamalar, milattan sonra 600'lü yıllarda Maya uygarlığına ait olup deniz kabuklarını kaybolan dişlerin yerini tamamlamak için kullanmışlardır (Abraham, 2014). Andrews'in "Orta Amerika'da Tarih Öncesi Diş Hekimliği" adlı kitabında arkeologlar tarafından ilk implantların Honduras'ta bulunduğu belirtilmiştir. Bu ilk implantlar Maya uygarlığı tarafından kullanılan, alt çene kesici diş bölgesine yerleştirilen deniz kabuğu olmuştur. 1970'lerde alınan fotoğraflara göre implant-kemik yapısının etrafında heyecan verici bir şekilde blade implantların etrafında görüldüğü gibi kompakt kemik oluşumu görülmüştür (Rasmussen, 1992).

Dental implantların tarihsel gelişimi aşamasında, araştırmacılar implant yapımı için birçok materyali araştırıp test etmiştir. 19. Yüzyılda reimplantasyon ve transplantasyonun yanında implantasyon yaklaşımı çalışmalar söz konusu olmuştur. Maggiolo 1800'lü yılların başında, immediyat implantasyon uygulaması olarak bilinen, taze çekim boşluğuna tek aşamalı implant yerleştirmiştir. Operasyon sonrası ağrı ve dişeti enflamasyonu gibi komplikasyonlarla karşılaşıldığından dolayı başarılı olamamıştır (Pham ve ark., 1994).

19. yüzyılın sonlarına doğru ise, Lewis adlı araştırmacı diş çekimini takiben çekim yerinin ölçüsünü alıp çekim boşluğuna uygun boyutlarda implant yapma girişiminde bulunmuştur. 1909'da Greenfield kafes tarzında bir implant geliştirmiştir. Leger –Dorez ise çok parçalı olarak bilinen, vida yardımı ile birleştirilen bir dental implant modeli ortaya çıkarmıştır. 19. yüzyıldan 20. yüzyıla geçerken, reimplantasyon ve transplantasyon ağırlıklı yaklaşımlardan, alloplastik implantlar ağırlıklı yaklaşıma geçilmeye başlanmıştır (Peterson ve ark., 2003; Sandallı, 2000).

1938 yılında Strock Harvard'da ilk defa içi dolu vida şeklinde endoosseöz implantı yerleştirmiştir. Kullanılan bu dental implant, konik şekilli baş kısmına sahip olan

ve bu konik kısmına krom simante edilen, yivleri olan kobalt –krom-molibdenden yapılan kemik içi implanttır. 1940 yılında ise yine Strock tarafından geliştirilen endodontik implantlar mevcuttur.

1960 yıllarında, Dr. Chierchive krom-kobalt alaşımdan yapılmış ikili-helikel bir spiral implantları, 1965'te ilk kez kayıtlı olarak bir hastanın alt çenesine 4 adet implant uygulamıştır. Yapılan bu implantlar 6 ay osseointegre olup, 40 yıl boyunca ağızda kalmışlardır (Tuncalı, 2000).

1940'lı yıllarda implant materyali olarak kullanılacak metal ve/veya metal alaşımlarının vücut dokularında minimum korozyon göstermesi gerektiği ve bu konuda titanyumun en güvenilir materyal olduğu, aynı zamanda kemikle bütünleşme (osseointegrasyon) sağladığı Bothe ve ark. Tarafından bildirildikten sonra Branemark ve ark. 1960'lı yıllarda saf titanyumu çene kemiği içerisinde kullanmak için çalışmalarına başlamıştır. Branemark titanyumla ilgili çalışmalarını ilk olarak 1952 yılında tavşan femurlarında kan dolaşımı çalışmasında bir rastlantı sonucu titanyumun kemikle kaynadığını gözlemlemiştir (Branemark, 1959). 1960 yıllarında Branemark ve arkadaşları İsveç'te yapmış oldukları deneysel çalışmalara dayanarak, silindir şeklindeki saf titanyumdan yapılan implantları insanlarda uygulamaya başlamışlardır (Branemark ve ark., 1969). Branemark bu çalışmalarının sonucunda, daha önce Linkow tarafından öne atılan implant-kemik arasında periodontal ligamente benzeyen bir fibröz doku oluşması gerektiğinin aksine, titanyum ve kemik yüzeyleri arasında çok sıkı bir temasın oluşması gerektiğini başarı kriteri olarak değerlendirmiş ve osseointegrasyon tarifini ortaya çıkarmışlardır (Branemark ve ark., 1977). 1982'de Kanada ve Toronto'da düzenlenen konferansta Branemark tarafından öne sürülen osseointegrasyon terimi araştırmacılar tarafından kabul görülmüş olup, oral implantolojide yeni bir dönüm noktası olmuştur (Branemark ve ark., 1999).

2.2.3. Dental implant sistemleri

Son 50 yıl içerisinde geliştirilen implantlar uygulanan kemik ile ilişkisine göre 5 farklı tipte implant geliştirilerek başarılı uygulama alanları bulunmuştur. Bunlar:

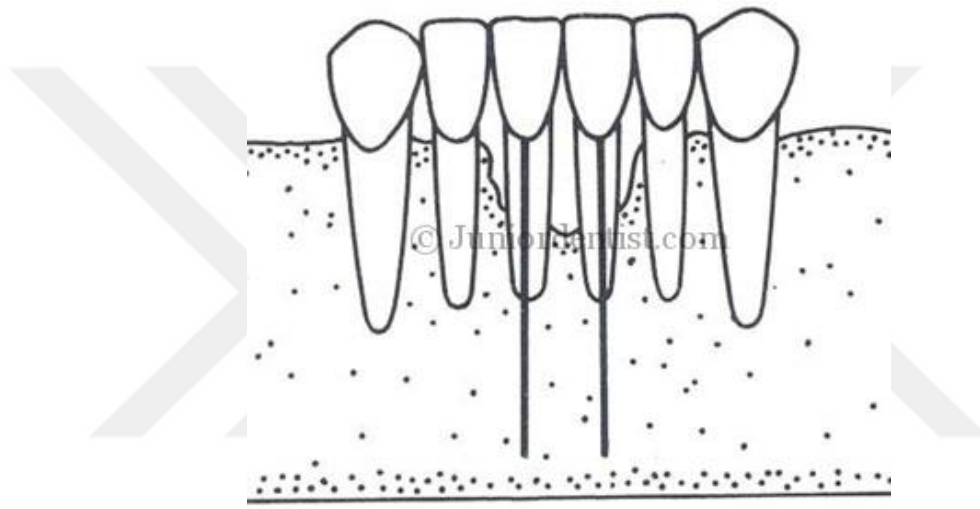
1. Transdental fiksasyon (endodontik implant)
2. İntramukozal
3. Subperiosteal (Kemik üzeri)

4. Transosteal (Kemik boyunca)

5. Endosteal (Kemik içi) olarak sınıflanmaktadır.

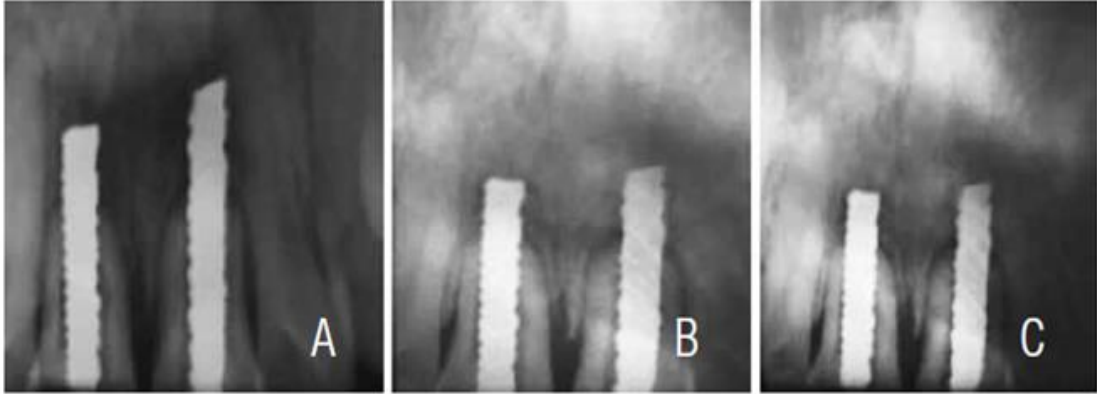
2.2.3.1. Transdental fiksasyon (Endodontik İmplant)

Walton ve Torab'ın tanımına göre endodontik implant , bir dişin kökünün , genellikle kök apeksinin ötesine uzanan ve kökün üstündeki kemikt önceden hazırlanan kanala yerleştirilen bir vitalyum pini veya postu olan metalik uzantı olarak tanımlanmaktadır (Mahmoud ve ark., 2009).



Şekil 2-2. Endodontik implant (Rakesh, 2014)

Endodontik implantların kullanımı, genellikle ileri derecede mobilitesi bulunan, zayıf yapıdaki dişlerin fiksasyonu için endike olarak ileri sürülmüştür. Bu uygulama tekniğinde doğal diş kökü ve kök-kemik arasındaki epitelyal atışmanın bütünlüğü bozulmamaktadır (Schroeder, 1991).



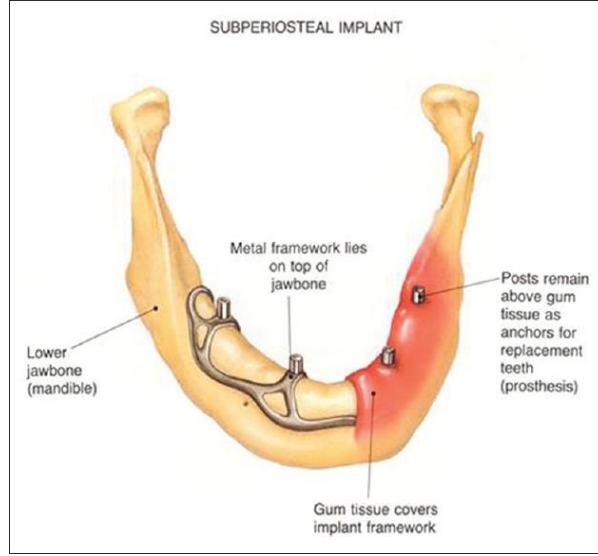
Şekil 2-3. Endodontik implant görüntüsü (Rakesh K, 2014)

2.2.3.2. İntramukozal implantlar

1940'lı yıllarda Dahl 'ın, implantı kemik içine değil de mukoza içerisine yerleştirme fikriyle oluşturulan, küçük titanyum materyallerdir. Hareketli protezlere tutuculuk oluşturması için uygulanan bu implantlar. Mukozanın içine cerrahi olarak hazırlanan yuvalara yerleştirilerek proteze tutuculuk sağlamaktadır. İntramukozal implantların endikasyonlarında, labial bölge uzantılarının kısa olmasının istendiği, protezin palatinal bölümünün istenmediği ve aşırı rezorbe çene kemiği nedeniyle protez tutuculuğuna destek istenen vakalar bulunmaktadır. Genellikle üst çene tam dişsiz çenelerde total protezlere retansiyon sağlamak için uygulanan, küçük vidaya benzer implantlardır. İstenilen tutuculuğu sağlayamaması ve sınırlı endikasyonu nedeniyle artık kullanılmamaktadır (Ward ve ark., 1999; Schroeder, 1991).

2.2.3.3. Subperiosteal (kemik üzeri) implantlar

Cerrahi olarak flep kaldırıldıktan sonra, açığa çıkan kemik yüzeyinden ölçü alınmasıyla bireye özgü olarak üretilen, alveol kemiği yüzeyi ve periost arasına yerleştirilen implant sistemidir. Eyer şeklinde tasarlanan bu implantlar, ince metal yapısında olup, atrofik çenelerde tam dişsizlik vakalarında uygulanan proteze destek amacıyla uygulanmışlardır. Gelen çiğneme kuvvetlerini alveolar kemiğin tamamına dağıtırlar. Kemiği kafes gibi saran bu implantların etrafı zamanla fibröz bir doku ile çevrelenir. Enfeksiyon riskine açık olduğu için çok fazla tercih edilmemektedirler (English, 1990; Hobo ve ark., 1990).



Şekil 2-4. Subperiosteal implant (H. Beddis, 2012)

2.2.3.4. Transosteal dental implant

Genel olarak tercih edilmeyen, kaza ya da patoloji nedeniyle alt çene ön bölge kemiğinde yoğun atrofinin olduğu durumlarda uygulanabilen implant sistemleridir. Bu implantlar, alt çene kemiğinin alt tarafından girip, alt çene kemiğini dikey yönü boyunca ilerleyerek ağız mukozasından dışarı çıkan implant tipidir. Cerrahi operasyonu oldukça zor ve karmaşık bir yapısı vardır. Günümüz implantlarına göre boyutları oldukça büyük olup, enfeksiyon veya başarısızlık durumunda çıkarılması çok zordur (Spiekermann ve ark., 1995).



Şekil 2-5. Transosteal dental implant (H. Beddis, 2012)

2.2.3.5. Endosteal (Kemik İçi) dental implant

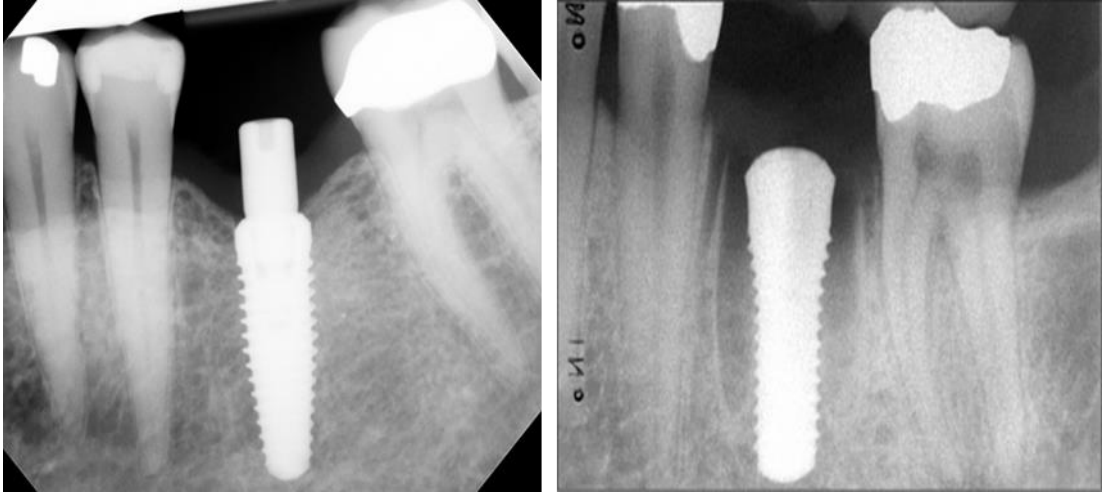
Kemik içi implant uygulamaları, son yıllardaki gelişmeler ile birlikte protetik rehabilitasyon sürecinin vazgeçilmez bileşeni olmuşlardır. Kemik içi implantlar, diş çekimini takiben çekim boşluğuna veya dişsiz bölgedeki alveol kemiği içerisine, özel olarak üretilen frezler yardımıyla açılan boşluklara çene kemiğinin hacmine göre belirli çap ve uzunluklarda yerleştirilen implant sistemidir. Kemik içerisine direkt olarak uygulanan bu implantlar, çene kemiği ve implant arasında sıkı bir temas, fonksiyonel ve yapısal bir bağlantı olarak tanımlanan osseointegrasyon özelliğine sahiptir. Cerrahi uygulama tekniğinin daha kolay olması, düşük enfeksiyon riski ve yüksek başarı oranına sahip olması nedeniyle günümüzde en sık kullanılan implant sistemidir (Randow ve ark., 1999; Spiekermann ve ark., 1995)

Şekil olarak 4 farklı çeşitleri mevcuttur. Bunlar;

1. Vida tip implantlar
2. Blade implantlar
3. İntramobil silindirik implant
4. İçi boş silindirik implant

2.2.3.5.1. Vida tip implantlar

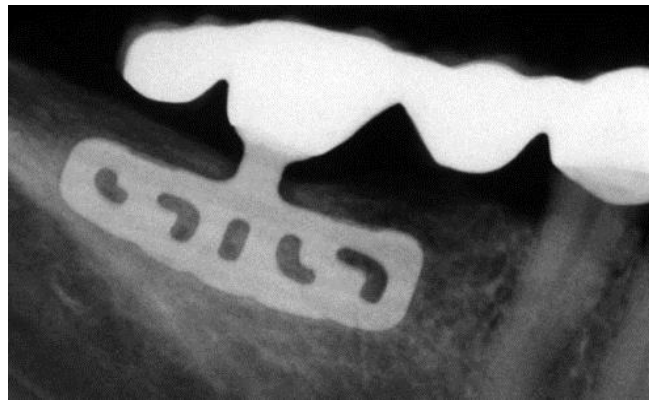
Silindirik veya konik şeklinde olup yivlere sahip olan bu implantlar, kök formundaki implant olarak da bilinmektedir. Diğer implant tiplerine göre, çene kemiğinin mekanik tutuculuk sağlayan makro yapıdaki vida yivlerine doğru büyüme gösterdiği için primer stabilitesi daha iyidir. Yivlerinin eğimli yüzeyleri sayesinde, implantların üzerine gelen çiğneme kuvvetlerini çene kemiğine daha az stresli ve homojen olarak ilettikleri yapılan araştırmalarda bildirilmiştir. Vida tipi implantlar, implantın üzerine bir vida aracılığıyla tutunan dayanak ile proteze bağlanırlar. Cerrahi ve protetik uygulama kolaylığı, yüksek başarı ve düşük enfeksiyon riski nedeniyle günümüzde en sık kullanılan implant tipidir (Spiekermann ve ark., 1995).



Şekil 2-6. Vida tipi implantlar

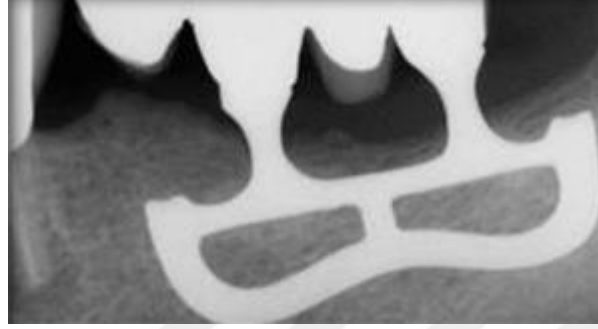
2.2.3.5.2 Blade tip implant

Linkow tarafından geliştirilen bıçak tipi bu implantlar, mandibula ve maksillada özellikle dişsiz sonlanan vaklarda, silindirik implantların yapılamayacağı kadar yeterli yatay kemik hacmine sahip olmayan olgularda kullanılmaktadır. Bir ay içerisinde proterik restorasyonu tamamlandığından dolayı bir dönem Amerika’da en yaygın kullanılan implant haline gelmiştir. Blade tip implantlar alveolar kemiğin üzerinde kortikal kemik alanında hazırlanan deliklerin birleştirilmesiyle oluşan osteotomi hattına, mümkün olduğunca derine yerleştirilir.



Şekil 2-7. Blade tipi implantlar (Pasqualini U,2009)

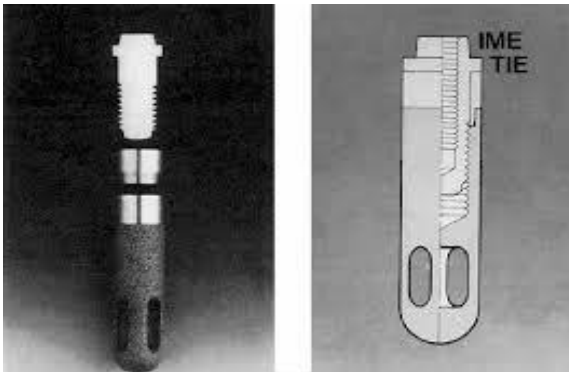
İmplantın üzerine gelen dayanak kısmı, karşıt dişlerin mevcut durumdaki pozisyonuna göre eğimlendirilerek pozisyonlandırılır (Spiekermann ve ark., 1995). En önemli dezavantajları dokudan çıkarılmaları gerektiğinde fazla miktarda kemik kaybına neden olmaları ve uygulama güçlüğüdür. Bu nedenlerden dolayı günümüzde artık pek fazla tercih edilmemektedir (Carlo ve ark., 2013).



Şekil 2-8. Blade tipi implantlar (Pasqualini U,2009)

2.2.3.5.3 İntramobil silindir implant

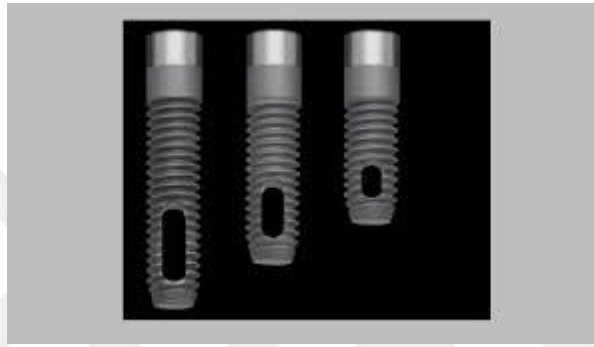
İmplantın apikal bölgesinden kemiğin dolmasını sağlayarak, implantın stabilizasyonuna katkıda bulunan boşluklu yapılara sahip gövde kısmına sahiptir. İmplantın koronal bölgesi cilalı yüzeye sahiptir. Osseointegrasyon süreci tamamlandıktan sonra, ikinci bir cerrahi operasyonla implantın içerisindeki boşluklu bölgeden mukoza uzaklaştırılarak intramobil parça takılır. Her iki çene kemiğine de uygulanabilen bu implantlarda, özellikle arka bölgelerde daha yüksek başarı sonuçları elde edilmektedir (Türker, 1997).



Şekil 2-9. İntramobil Silindir İmplant (Versteegh,1995)

2.2.3.5.4 İçi boş silindirik implant

İntramobil silindirik implant gibi kemik yüzeyi ile olan teması yükseltmek için implantın dış yüzeyinde perforasyon boşlukları bulunmaktadır. Solid implantlara göre en önemli avantajı, fazla kemik uzaklaştırmadan yeterli derecede primer stabilizasyonun sağlanabilmesidir. Fakat boşluklu yapılarının mikroorganizmaların üremesi için uygun ortama elverişli olması ve uzun dönemde implant gövdesinde kırık oluşumu gibi komplikasyonların görüldüğü bildirilmiştir (Versteegh ve ark., 1995; Takeshita ve ark., 1996).



Şekil 2-10. İçi boş silindirik implant (Versteegh,1995)

2.2.4. Dental implantlarda stabilite kavramı

Dental implantlar, diş hekimliğinde en başarılı tedavi yöntemlerinden birini temsil eder. Bununla birlikte, başarısızlıklar rutin prosedürler için % 5 ila 8 arasında ve en az 5 yıl çalıştıktan sonra ileri cerrahi yöntemi gerektiren vakalarında % 20'ye kadar meydana gelir (Esposito ve ark., 1998).

İmplant kayıplarının çoğu biyomekanik olarak indüklenen başarısızlıklar olarak açıklanabilir, çünkü düşük primer implant stabilitesi, kemik yoğunluğunun az olması, kısa implant kullanımı ve aşırı yüklenme risk faktörleri olarak tanımlanmıştır. Bu nedenle implant stabilitesinin kazanılması ve sürdürülmesi dental implantlarla başarılı bir klinik sonuç için ön şartlardır (Sachdeva ve ark., 2016).

İmplant stabilitesi başarılı bir osseointegrasyon için önemli bir role sahiptir. İmplant stabilitesi, implantın eksenine etrafında, lateral ve rotasyonel yönde yüklenmeye karşı dayanma kapasitesi olarak tanımlanabilir. İmplant stabilitesi, osseointegrasyon için dolaylı bir endikasyon görevi görür ve implant stabilitesinin klinik algısı genellikle dental

implantın yerleşimi sırasındaki rotasyon direnci ile ilişkilidir (Meredith, 1998). Dental implantlarda stabilite kavramı primer ve sekonder implant stabilitesi olarak 2 ye ayrılabilir. Primer stabilite, implantın kemiğe mekanik olarak desteklenmesi ve herhangi bir mikro hareketin bulunmaması anlamına gelirken, sekonder stabilite, implantın çevresindeki kemik ile başarılı bir şekilde kemik-implant entegrasyonu anlamına gelmektedir (Sennerby ve ark., 2008).

İmplant yerleştirilmesi esnasında primer stabilitenin sağlanması çok önemlidir. Mikro hareketlerin olmaması durumunda, kemiğin içine sağlam bir fiksasyon, başarılı bir osseointegrasyon için en kritik faktördür. İmplant yerleştirildiği sırada yeterli düzeyde stabilite sağlanamaması durumunda mikro hareketler oluşabilir, normal iyileşme süreci bozulabilir ve fibröz bir doku kapsülü oluşabilir ve bu da klinik mobilite ve ardından implant kaybı ile sonuçlanabilir ve bu durum ‘‘Fibro-osseoz integrasyon’’ olarak adlandırılmıştır (Adell ve ark., 1990).

Primer stabilite, kemiğin sıkışmasından dolayı ortaya çıkar, implantın çevresindeki kemiğe mekanik olarak bağlanması ile ilişkilidir. Primer stabilite birçok faktöre bağlıdır. İlgili bölgedeki kemik hacmi, kemik yoğunluğu ve kalitesi, kullanılan implantların makro yapısı, yüzey özellikleri ve işlem esnasındaki cerrahi prosedür gibi bir çok faktör primer stabiliteyi etkilemektedir (O'Sullivan ve ark., 2004).

Greft kullanımı veya ogmentasyon prosedürleri uygulanarak kemik kalitesi ve miktarının değiştirilmesi sağlanabilir, fakat kemik kalitesi bir klinisyenin üzerinde çok az kontrol sahibi olduğu bir parametredir. Bu nedenle kullanılan implantın tasarımı ve takip edilen cerrahi prosedür klinsyenlerin kontrol edebildiği önemli iki parametredir. Uygulanacak olan implanttan daha düşük çapta frez kullanmak, implant yerleştirildiğinde lokal kemiğin kompresyonuna neden olan sıkıştırma stres arayüzünün gelişmesine neden olur. Bu tür stresler implant –kemik stabilitesi çevresinde iyi bir primer stabilite elde edilmesi açısından faydalıdır. Fakat bu tür stresler yeterince yüksek seviyeden daha fazla seviyelere ulaşırsa, lokal iskemi ve kemik nekrozu ile sonuçlanabilir (O'Sullivan ve ark., 2004).

Ek olarak, implant doku arayüzünde kemiğin yenilenmesi ve yeniden şekillenmesi nedeniyle, implant yerleştirilmesinden sonra implant stabilitesindeki değişikliklerin sekonder stabilite olduğu düşünülmektedir. Sekonder stabilitenin implant yerleştirilmesinden 4 hafta sonra arttığı gösterilmiştir ve bu zamana kadar, yani implant

yerleştirilmesinden 2-3 hafta sonra en düşük stabilite beklenir. Sekonder stabilite biyolojik bir stabilitedir, yerleştirildikten sonra implant etrafındaki kemik ve dokuların yenilenmesini ve yeniden yapılandırılmasını içerir. Sekonder stabilite; primer stabilite, kemik oluşumu ve kemiğin yeniden şekillenmesine bağlıdır. İmplant yerleştirildiği sırada implant teması için seyrek bir kemik vardır. Zamanla, yeni oluşan kemik, implant kemik arayüzündeki boşlukları dolduracak ve implant yüzeyi düzensizliklerine dönüşecektir. Tam anlamıyla kemik – implant teması nadiren meydana gelir ve klinik olarak gözlenen osseointegrasyon kemik-implant temasının %80'ine tekabül eder. Bununla birlikte, kemik implant temasının %60'dan fazla olmasının implant stabilitesi için yeterli olduğu düşünülmektedir (Meredith, 1998). Literatürlerde, stabilite ölçümü için önerilen ve uygulanan çeşitli metotlar mevcuttur (Sachdeva ve ark., 2016).

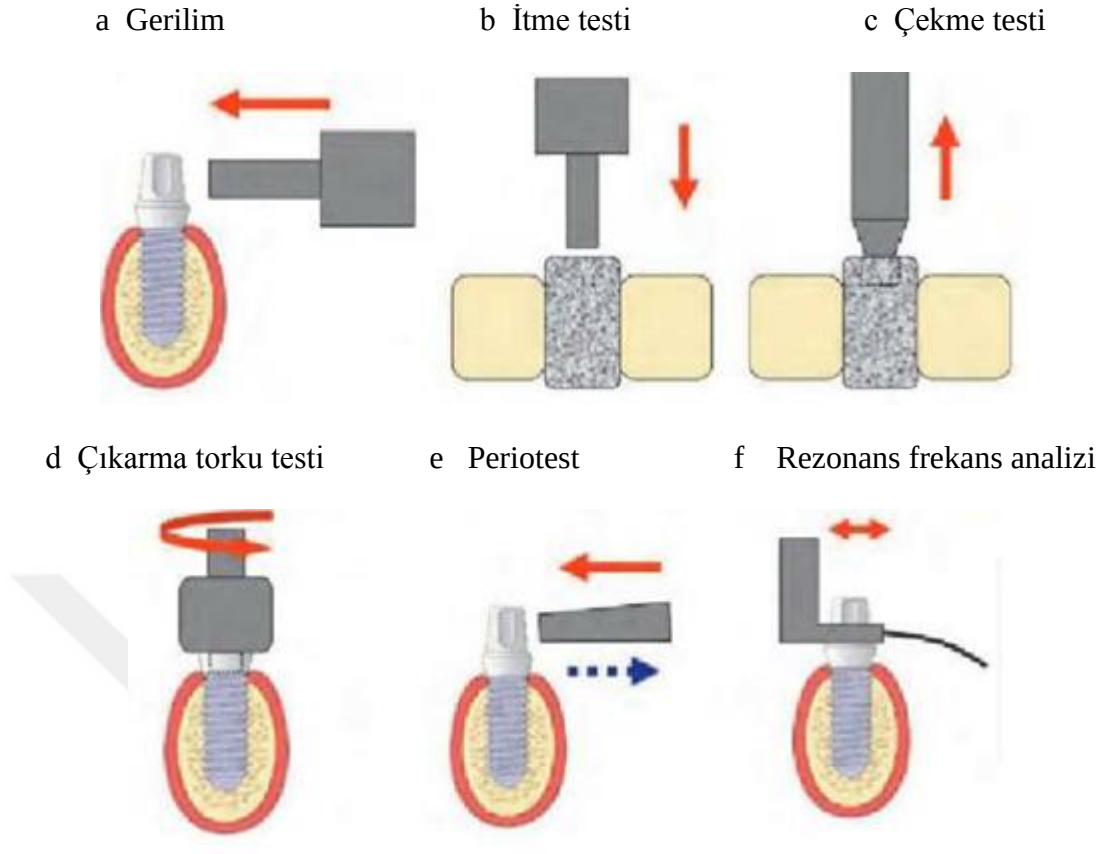
2.2.5. Dental implantlarda stabilite ölçüm yöntemleri

Dental implantlar için birçok başarı kriteri mevcuttur. En önemli başarı kriterlerinden biri de primer stabilite kavramıdır. Günümüze kadar, implant stabilitesini değerlendirebilmek için güvenilir ölçüm yöntemlerine ihtiyaç duyulmuştur. Araştırmacıların çoğu, genel olarak 2 grup altında yıkıcı ve yıkıcı olmayan yöntemler olarak sınıflandırılacak çeşitli yöntemler yayınlamışlardır (Sennerby ve Roos, 1998; O'Sullivan ve ark., 2004; Meredith, 1998).

Yıkıcı metot içeriğinde gerilim testleri, itme/çekme testleri, çıkarma torku testi ve histomorfometrik araştırma mevcuttur. Bu yöntemler invaziv yöntemlerdir ve klinik değerlendirmeye uygun değildir. Meredith ve ark. (1998) Hem implantın yerleştirilmesi esnasında, hem de fonksiyon aşamasında iken implant stabilitesini ölçebilmek için, kantitatif ve non invaziv test yöntemlerine ihtiyaç duyduklarıklarını belirtmiştir (Meredith, 1998). Klinik değerlendirmede kullanılabilen ve non invaziv olan yıkıcı olmayan yöntemler ise perküsyon testi, radyografi, dental fine tester, kesme torku testi, periotest ve rezonans frekans analizidir (O'Sullivan ve ark., 2004; Meredith, 1998).

2.2.5.1. Gerilim testi

Ara yüzey gerilme mukavemeti, başlangıçta implantı onu destekleyen kemikten ayırmak suretiyle ölçülmüştür. Daha sonra Branemark, silindirik implanta lateral yönde kuvvet uygulayarak bu yöntemi değiştirmiştir. Fakat, test sonuçlarının herhangi bir alandan bağımsız özelliklere çevrilmesinde zorluklar yaşanmıştır (Chang ve ark., 2010).



Şekil 2-11. Gerilim testi şema gösterimi (Chang ve ark., 2010)

(a) Gerilim testi (b) İtme testi (c) Çekme testi (d) Çıkarma torku testi (e) Periotest, and (f) Rezonans Frekans Analizi

2.2.5.2. Histolojik ve histomorfometrik analiz

Histomorfometrik yöntem, implant çevresindeki kemik temasını ve kemik alanını kantitatif olarak değerlendirir. Bu teknik genellikle mikroviz bilgisayarlı ışık mikroskobu yöntemi gerektirir. Transmisyon elektron mikroskobu için bölümlenmiş örnekler üzerinde ultra yapısal çalışmalar yapılmıştır. Bu teknikte ölçümler nettir fakat invaziv ve yıkıcı bir yöntem olması nedeniyle klinik çalışmalara uygun değildir. Bu nedenle kullanımı yalnızca klinik olmayan ve deneysel çalışmalarla sınırlı kalmıştır (Park ve ark., 2011; Meredith, 1998).

2.2.5.3. İtme/Çekme testi

İtme veya çekme testinde, silindirik tipteki dental implant kemik içine transkortikal veya intramedüler olarak yerleştirilir ve daha sonra ara yüzeye paralel yönde kuvvet uygulayarak çıkartılır. Maksimum yük kapasitesi (veya başarısızlık yükü)

maksimum güç olarak tanımlanır. Bu teknik yivsiz silindirik tipte dental implantlar için geçerlidir, fakat günümüzde mevcut implantların çoğu yivli bir yüzeye sahiptir ve arayüzlerinde oluşan başarısızlıklar sıkıştırma veya gerilme gerginliğine değil, kesme gerginliğine bağlıdır (Brunski ve ark., 2000; Chang ve ark., 2010).

2.2.5.4. Çıkarma torku testi

Bu teknikte, ikinci aşama cerrahide osseointegrasyon testi yapılır. Test sırasında klinik olarak osseointegre olmuş implantın çıkartma torku değeri 45 ile 48 N/cm arasında değişirken, 20 N/cm seviyesine kadar implanta saat yönünün tersi yönünde bir tork uygulanır. Osseointegre implantlar bu torka direnç gösterirken, başarısız implantlar bu yüke karşı dayanamaz. Bununla birlikte, tork yükü düşük tork seviyelerinde bile plastik deformasyona neden olabilir ve osseointegrasyon sürecindeki implant yüzeyi uygulanan tork gerilimi altında kırılabilir. (Meredith, 1998; Chang ve ark., 2010).

Çıkarma torku testi implant kemiği arayüzü hakkında çok az bilgi verdiği için ve sadece implantları başarılı/başarısız bulduğu, sonuçta implantların çevresinde kemik iyileşme aşamasını veya kemik oluşumunu ayırt edemediği için en kaba testlerden biri olarak kabul edilir (Johansson ve Albrektsson, 1991).

2.2.5.5. Kesme direnci /yerleştirme torku testi

Kesme direnci, bir birim kemik hacminin kesilmesinde gereken enerjiyi belirtir ve enerjinin kemik yoğunluğu ile anlamlı bir şekilde ilişkili olduğu göstermiştir. ilgili bölgeye implant uygulandıktan sonra implanta yükleme yapılmadan önce optimum iyileşme dönemini değerlendirmek için önemli bilgiler sunmaktadır. En büyük sınırlamalarından biri, kemik yuvası hazırlanana kadar kemik kalitesi hakkında herhangi bir bilgi vermemesidir. Ayrıca implant yerleştirilmesinden sonra kemik kalitesi değişikliklerini değerlendirmek için verilerin bir daha toplanamayacağı vurgulanmıştır (Chang ve ark., 2010; Park ve ark., 2011).

Yerleştirme torku, implant yerleştirildiği esnada ölçülür. Her iki ölçüm de implantın yerleştirildiği sırada arayüzdeki lateral sıkıştırma kuvveti ve sürtünmeyi göz önünde bulundurur. İmplant yerleştirilmesi sırasında çenenin çeşitli kısımlarındaki kemik kalitesini ölçmek için yerleştirme torku değerleri kullanılmaktadır. Yerleştirme torku değeri, uygulanan cerrahi prosedür, implantın makro yapısı, yüzey özellikleri ve ilgili bölgedeki kemik kalitesine göre değişik sonuçlar göstermektedir. Yıkıcı olmayan

ve non invaziv bir tekniktir. Primer stabiliteyi ölçmek için kullanılan bu teknik, implant etrafındaki yeni kemik oluşumu ve remodelingi ile oluşan sekonder stabiliteyi ölçemez. Bu yüzden, implant uygulandıktan sonra uzun dönemli implant stabilite değişikliği verileri toplayamaz (O'Sullivan ve ark., 2004; Atsumi ve ark., 2007).

2.2.5.6. Radyografi

Implant yerleştirilmeden önce, kemiğin niceliği ve kalitesi hakkında bilgi sağlayan çeşitli radyografik değerlendirme yöntemleri vardır. Muhtemelen sadece preoperatif değerlendirme için değil aynı zamanda implant stabilitesini ve abutment uyumunun değerlendirilmesinin öngörülmesinde de en yaygın kullanılan araçlardan birisidir. Radyografinin amacı, periferik radyoaktiflikleri ve marjinal kemik kaybını değerlendirmektir. Fakat, görüntünün iki boyutlu olması, görüntü çözünürlüğünün iyi olmaması ve standartlaştırılmış X ışınlarının elde edilmesi zor olduğu gibi kantitatif ölçümleri çok daha zor ve zorlaştıran sınırlamaları vardır. Bununla beraber %30'dan fazla kemik kaybı olmadıkça, kemik yapılarında implant-kemik arayüzünün morfolojisindeki değişiklikleri algılamak zordur. Tanının doğruluğu düşük olsa da radyografi, osseointegrasyon ve implant stabilitesini değerlendirmek için klinik olarak kullanılan ve uygun olması nedeniyle klinik olarak kullanılan ana yöntemdir. Non invaziv bir işlemdir ve herhangi bir aşamada yapılabilir. Dental volumetrik tomografi gibi daha gelişmiş radyografi teknikleri, ileri bir görüntüleme performansına sahip olmalarına rağmen pahalı ve klinik kullanım için 2 boyutlu radyografiler gibi pratik değildir (Park ve ark., 2011; Meredith, 1998).

2.2.5.7. Dental fine tester

Küçük bir çekiç şeklindeki bu alet, implant ve dişin mobilitesini ölçmek için kullanılır. Açılı bir sap ve plastik uçtan oluşan bölümleri mevcuttur.

Bu teknikte, diş veya implanta birçok kez vurulduktan sonra, çıkan sonuçların ortalaması hesaplanarak mobilite derecesi tespit edilir. Hesaplanan değer, Dental Fine Tester birimi olarak ifade edilir. Bu değerler 0'dan 3.9'a kadar skala değerinde tanımlanır. Bu uygulamanın tekrar edilebilirliği zordur ve aynı zamanda hassasiyeti düşük olduğu için hatalı sonuçlar oluşabilir. Bu nedenle kullanımıyla ilgili çok az sayıda araştırma mevcuttur (Meredith, 1998; Bischof ve ark., 2004).

2.2.5.8. Periotest

Periotest® (Siemens AG, Bensheim, German), osseointegrasyonu değerlendirmek için, yükleme sonrası süspansiyon kapasitesi (damping capacity) veya doku iyileşme sürecini kantitatif olarak ölçen elektronik bir cihazdır. İlk olarak Dr. Schulte tarafından kullanılan Periotest® dişi çevreleyen periodontal ligamanların süspansiyon kapasitesini (damping capacity) diş ile aletin ucundaki vurma çubuğu arasındaki temas süresini hesaplayarak diş mobilitesini ölçmek amacıyla tasarlanmıştır (Schulte ve ark., 1993). Periotest® implant-kemik arasında oluşan stabiliteyi ölçmek için kullanılan yıkıcı olmayan bir tekniktir. İmplantın uygulandığı ilk aşamda primer implant stabilitesinin ölçümünde, osseointegrasyonla beraber sekonder implant stabilitesi süresince yardımcı bir değerlendirme aracı olarak kullanılmaktadır. Bazı araştırmacılara göre periotest'in kemik-implant kontağını değerlendirebileceği ve kemikte meydana gelen rezorpsiyon miktarıyla ilgili bilgi verebileceğini düşünmektedir (Olivé ve ark., 1990). Periotest® cihazının hareketli ucu mobilitesi değerlendirilecek olan dişe veya implanta 4 saniye süresince saniyede 4 kez vurma hareketi yapmasıyla ölçümü gerçekleştirir. Periotest değerleri (PTV) -8 ile +50 arasındadır ve diş ya da implant ne kadar stabilse ölçüm değerleri daha düşük çıkacaktır. Yani ölçüm sonucu çıkan değer ne kadar yüksekse ölçülen diş veya implant o derece mobildir (Chavez ve ark., 1993).

Bir diğer yandan aletin vurma çubuğu ne kadar fazla süre implant ile temas halinde olursa implantın stabilitesi o derece düşük demektir. Periotest® e göre başarılı olan implantlarda PTV değerleri -5 ile +5 arasındadır ve bu değerler implantın konumu, kemiğin kalitesi, implantın uzunluğundan etkilenir (Schulte ve ark., 1992).

Periotest ile implantın üzerindeki iyileşme başlığı, abutment veya protezin bütün kenarlarından ölçüm yapma şansı vardır ancak eğer açı ve mesafe değişmişse değerler de 2.5-4 arasında sapma gösterebilir. mezyodistal yönde oluşan mobilitayı ölçememesi, abutment özellikleri, kontakt noktası ve açıdan etkilenmesine bağlı sonuçlarda değişkenlik olabilmesi nedeniyle klinik kullanımı yaygın değildir (Derhami ve ark., 1995). Aynı zamanda kemik-implant yüzeyinde oluşan küçük değişiklikleri aktarmaktadır. Periotest cihazında gözlemlenen en önemli dezavantaj, düşük primer stabiliteye sahip implantlarda, cihazın implant üzerine uyguladığı çarpma hareketiyle implantın varolan stabilitesini kaybetmesine neden olabileceğidir (Faulkner ve ark., 1999).



Şekil 2-12. Periotest Periotest® (Siemens AG, Bensheim, German), (Jongchul ve ark., 2011)

2.2.5.9. Rezonans Frekans Analizi (RFA)

Meredith, 1996'da L- tipi bir transdüseri bir hayvan çalışmasında implanta bağlayarak peri-implant kemiğini analiz etmek için invaziv olmayan bir yöntem önermiştir. Bu yöntem Transdüktörün bir vida ile direkt implanta veya abutmenta yerleştirilmesi ile gerçekleşir. (Meredith ve ark., 1996). Bu yapının 2 adet piezoseramik sinyal elemanının bağlanacağı bir gövdesi vardır. Sinüzoidal bir sinyalle beraber piezo cihazı transdüktöre yüksek frekanslı mekanik bir titreşim sağlar ve diğer piezo cihazı da alınan sinyalin frekansını ve genliğini kaydeder. Uyarıcı sinyalin frekansı 5-15 kHz arasında değişiklik gösterebilen sinüs dalgasıdır. Rezonans frekansı (RF), kemik-implant arayüzündeki sıklığa bağlıdır. Düşük RF kemik-implant yüzeyindeki sıklığın veya çevre kemik dokusunun sıklığının az olması ile ilişkilidir (Meredith ve ark., 1996). Böylece rezonans frekansı, frekans genliği grafiğinin zirvesi olarak tanımlanır ve kemik-implant arayüzünün sertliğini temsil eden bir değere dönüştürülür. Yapılan çalışmalarda kullanılan transdüktörlerde rezonans frekansı değerleri Hertz cinsinden hesaplanabiliyordu. Bu da yapılan ölçümlerin istatistiksel olarak karşılaştırılabilmesi açısından standardize edilmesini zorlaştırıyordu. 2000 yılında OsstellTM (Integration Diagnostics AB, Göteborg, İsveç) adı verilen yeni bir rezonans frekans ölçüm aleti geliştirildi. OsstellTM üretici tarafından kalibrasyonu değiştirilmiş, rezonans frekansını Hertz cinsi yerine İmplant Stabilite Katsayısı (ISQ) denilen skala ölçümüyle gerçekleştiren yeni bir transdüktöre sahiptir. İmplant stabilite katsayısı (ISQ) skalasında 0-100 arasında değişen implant stabilite oranı bulunmaktadır. Transdüktörler markalara

göre değişen implant ve abutmentlardaki farklı bağlantı sistemlerinin olmasından dolayı çeşitli olarak üretilmiştir (Sachdeva ve ark., 2016).

Rezonans frekans analizi (RFA), Hertz içindeki rezonans frekanslarının aralığının basit bir şekilde yeniden hesaplanmasından, kemik yoğunluğu, mikro mobilite, kemik-implant teması, krestal kemik yoğunluğu, implantın mikro ve makro yüzeyi gibi birçok faktörden etkilendiği bilinen lateral sıklığı ler. Ostell cihazlarında bu rezonansın yeniden hesaplanması 1-100 arasında değişen ISQ değerlerine kaydedilir, ancak klinik olarak ilgili ölçek yaklaşık 35-90 arasındadır (Sachdeva ve ark., 2016).

Ostell™'yi takiben aynı frekans ölçümüne dayanan bu cihazın kablosuz bağlantı özelliğine sahip ve klinik olarak kullanıma daha elverişli Osstell Mentor® modeli üretilmiştir. Osstell Mentor®, doğrudan implant veya abutment zerine 5-10 Ncm torkla vidalanan bir transdüktör aracılığıyla tekrarlanan sinyaller yayan ve bu sinyallere verilen yanıtı otomatik olarak kHz'den ISQ değerinen eviren kablosuz taşınabilir bir RFA lm cihazıdır. Osstell Mentor® lmleri tekrarlanabilen, kolay bir menüye sahip olan ve non-invaziv bir ölçüm cihazıdır. Osstell Mentor® lm probu, kablosu, Smartpeg' den oluşur. Bu cihazdaki transdüktör smartpeg adı verilen metal bir çubuktan oluşur. Peg birbirine dik iki yönde titreşimini gerçekleştirmektedir. Titreşim en düşük ve en yüksek rezonans frekanslarında gerçekleşir. Yüksek ve düşük olarak iki farklı ISQ değeri saptanmış olur. Rezonans sıklığı, SmartPeg den elde edilen tepki sinyaliyle hesaplanır. 45 ten daha düşük ISQ değerleri implantın başarısız olduğunu gösterirken, 60-70 civarındaki ISO değeri basarı belirtisidir (Meredith ve ark., 1998; Sennerby ve Roos, 1998). Osstell Mentor® kullanılırken doğru cevaplar alınabilmesi için yumuşak dokudan en az 3 mm uzak olmaya, peg cihazına dik açıyla yaklaşılmasına dikkat edilmelidir. Ostell™ mentor; ölçümleri tekrarlanabilen, kolay bir menüye sahip olan ve invaziv olmayan bir ölçüm aletidir (Meredith ve ark., 1996). Osstell ISQ ®, Osstell Mentor®'dan hemen sonra geliştirilen RFA lm cihazıdır. implantın zerine 5-10 Ncm tork ile geçici olarak vidalanan Smartpeg adı verilen manyetik ölçüm ucu, transdktrden gelen manyetik sinyali algılayıp Smartpeg'i manyetik bir vuruş ile uyaran daha pratik bir ölçüm cihazıdır (Meredith, 1998). Osstell ISQ ® lm sonucunu yine diğer Osstell cihazları gibi ISQ değeri olarak gösterir. ISQ aralığı diğer cihazlardaki gibi 0-100 arasında değişmektedir. 45 ISQ'dan daha az değerler implant başarısızlığını, 55 ISQ'dan daha fazla değerler implantların başarılı olduğunun göstergesi olarak kabul edilir. Osstell ISQ

® ve Osstell Mentor® cihazları OstellTM'ye göre farklılık ve üstünlük göstermektedir. OstellTM rezonans frekansları ölçümünde elektronik teknolojiyi kullanırken Osstell ISQ® ve Osstell Mentor® manyetik teknolojiyi kullanmaktadır. Aynı zamanda en önemli avantajları da ölçümü değişik yönlerde yapabilmesi ve sonuçta tek bir değeri vermeleridir (Meredith ve ark., 1997).

Meredith'in 1996 yılında RFA tekniğini tanımlamasından sonra, birçok in vitro, hayvan ve insan çalışmaları yapılmaya başlanmıştır. Elde edilen sonuçlar RFA yönteminin implant stabilitesi ölçümünde başarılı ve güvenilebilir ölçüm aracı olduğunu göstermektedir (Friberg ve ark., 1999).

Rezonans frekans analizi (RFA) ölçümleri implantlarda in vivo olarak da yapılmış ve sonuçlar in vitro bulgularla anlamlı bir korelasyon göstermiştir. Hayvan çalışmalarında; genellikle tavşanlarda tibia ve femur bölgelerine yerleştirilen implantların rezonans frekansı ile histomorfometrik olarak korelasyonu arasında anlamlı ve iyi sonuç gözlenmiştir. RFA'nın arttığı durumlarda aynı zamanda histomorfometrik olarak da kemik-implant temasının arttığı belirlenmiştir (Meredith, 1998; Rasmusson ve ark., 1998).

İn vitro ve hayvan çalışmalarından sonra, insanlarda RFA'nın değerlendirildiği birçok çalışma yapılmıştır. RFA ölçüm esasına dayanan Ostell Mentor ve Periotest'in karşılaştırıldığı 65 hastada aralarında anlamlı bir korelasyon gözlendiği, Ostell kullanımının klinik olarak daha kullanışlı olduğu sonucuna varılmıştır (Zix ve ark., 2008).

Başka bir çalışmada ise daha önceden implant destekli protezleri bulunan hastaların implantlarında marjinal kemik kaybıyla beraber rezonans frekansı değerlerinde de azalma olduğu, kemik kaybı ile rezonans frekans değerleri arasında bir korelasyon olduğu gösterilmiştir (Meredith ve ark., 1997).

Alt çenede yapılmış olan başka bir çalışmada ise, implantların iyileşme süresince stabilite ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Rezonans frekans değerleri 3 aylık süreçte bir miktar azalıp daha sonra stabil hale gelmiştir. RF değerinde oluşan küçük miktardaki azalma implantın stabilitesini değiştirmemiştir. İyileşme döneminde kaybedilecek implantın durumu, implant kaybedilmeden daha önce rezonans frekansındaki yüksek derecedeki azalma ile tespit edilmiştir (Chiapasco ve ark., 2001). Rezonans frekans analizi ölçüm yöntemi implantın stabilitesini belirlemek, implantın yükleneceği zamanı

belirlemede, implantın iyileşme dönemindeki prognozunu gözlemlemek, iyileşme dönemindeki olası sorunları teşhis etme ve başarısızlığa karşı önlem almada ya da osseointegrasyonu ölçmek amacıyla kullanılabilir (Friberg ve ark., 1999). Valderrama'nın Ostell TM ve Ostell Mentor'u karşılaştırdığı 17 hastada 34 implantın uygulandığı bir klinik araştırmada, ölçüm cihazları arasında iyi bir korelasyon görüldüğü saptanmıştır (Valderrama ve ark., 2007).

Son yıllarda, Rezonans frekans analizi ölçüm yöntemine dayanan, aynı araştırmacılar tarafından geliştirilen Penguin RFA (Integration Diagnostics Ltd., Goteborgsvagen, Sweden) adı verilen yeni bir ölçüm cihazı geliştirildi. Penguin RFA küçük bir kalem benzeri tasarıma ve kullanımının daha kolay olacağı iddia edilen çok amaçlı bir transdüser (multiPeg) 'e sahiptir (Herrero-Climent ve ark., 2012). Ostell ISQ ve Ostell Mentor gibi kablosuz bir bağlantısı ve sterilize edilebilen MultiPeg adı verilen transdüseri bulunmaktadır. Ostell ISQ ve Ostell Mentor kullanım tekniğine çok benzerdir. MultiPeg'in 5-10 Ncm torkla implanta ya da abutmenta vidalanmasından sonra, dik açıyla yaklaşık 2 mm uzaktan ölçülmesiyle ISQ değeri elde edilir. Elde edilen ISQ değerleri 1-100 arasında değişiklik göstermekle beraber, klinik kullanımda bu değerler genellikle 35-80 ISQ değerleri arasındadır. 70'den yüksek ISQ değerleri iyi primer stabiliteyi gösterirken, 55-70 arası ISQ değerleri orta stabilite, 55'ten düşük ISQ değerleri düşük primer stabiliteyi ifade eder (Norton, 2018).

RFA ölçüm yöntemini esas alan cihazların güvenilir kullanımıyla ilgili birçok in vitro, hayvan ve insan çalışmasına bulunmasına rağmen, tekrar edilebilirliği ile ilgili yapılan çalışmalar halen devam etmektedir. Bunlara ek olarak, yeni geliştirilen Penguin RFA cihazının ölçümünün tekrar edilebilirliği ilgili kısıtlı ve az sayıda çalışmalar mevcuttur. Penguin RFA ve Ostell ISQ'nun primer stabilite ölçümü amacıyla karşılaştırıldıkları bir çalışmada elde edilen sonuçlara göre, implantların düşük ve yüksek yoğunluklu materyallere yerleştirildiği, Ostell ISQ ve Penguin RFA ile ölçümü gerçekleştirildikten sonra elde edilen ISQ değerleri arasında anlamlı farklar bulunmuştur. Ayrıca düşük yoğunluklu kemiklerde yapılan çalışmalarda hem Ostell ISQ hem de Penguin RFA atipik veya aşırı değerler gösterirken, yüksek yoğunluklu kemiklerde yapılan çalışmalarda böyle bir duruma rastlanmamıştır. Yapılan bu çalışmada Ostell ISQ ve Penguin RFA cihazının yüksek yoğunluklu kemiklerde benzer sonuçlar verdiği ve ikisinin de güvenilir bir ölçüm yöntem olduğu fakat Ostell ISQ'nun Penguin RFA'ya göre

daha duyarlı ve hassas ölçümler gerçekleştirdiği, daha güvenilir bir yöntem olduğu Penguin RFA ile ilgili daha fazla çalışma yapılması gerektiği sonucuna varılmıştır (Buyukguclu ve ark., 2018).

2.2.6. Dental İmplant biyomateryalleri

2.2.6.1. Titanyum

Titanyum, adını Yunan mitolojisinin güçlü tanrıları Titanlardan almaktadır. Canlı dokulara ve kemikle bütünleşebilme özelliğine sahip reaktif bir metaldir. Biyomalzeme üretiminde kullanımı 1930’lu yılların sonlarına doğrudur. Ticari olarak saf titanyum, yüksek biyokompatibilite ve mekanik özelliklere sahiptir. Fiziksel ve kimyasal açıdan üstün özellikler gösteren titanyum, paslanmaz çelik ve kobalt alaşımlarına göre daha hafif bir malzemedir. Özgül ağırlığı 4.5 gr/cm³, ergime sıcaklığı 1680 °C olan ve oda sıcaklığında sıkı dizilmiş hekzagonal kafes yapısına sahip bir metaldir. titanyum metali hava, su veya başka bir elektrolit ile teması sonucu yüzey kısmında spontan olarak oksit tabakası oluşur. Oluşan bu oksit tabakası korozyona neden olabilecek kimyasal maddelere karşı tepkimeyi engellediği için, titanyum metali korozyona karşı direnç kazanmıştır (Akagi ve ark., 1992).

Titanyum diğer metaller gibi poliformik dönüşümler göstermektedir. Saf titanyum ve alaşımları düşük sıcaklıklarda hekzagonal yapıya sahiptirler ve alfa titanyum olarak isimlendirilirler. Titanyum 882.5 °C de (1625 °F) yüksek mekanik dayanıklılığa ve iyi şekil verilebilirlik özelliklerindeki hekzagonal alfa fazındayken, bu sıcaklığın üzerinde hacim merkezli kübik yapıdaki beta fazına döner ve bu form soğuma sırasında da korunur. Beta formdan alfa forma geçiş çok yavaş olmaktadır. Yalnızca çok düşük ısıda bu geçiş hızlanabilir. 882.5 °C’ de alfa fazından beta fazına geçer ve bu fazda 1668 °C’ de eriyene kadar kalır. Titanyum alfa fazında iken, yumuşak ve şekil verilebilirdir. Beta fazındaki titanyum ise; sert, dayanıklı ve şekil verilebilirliği zordur. Alüminyum, zirkonyum, karbon, oksijen, azot gibi elementlerin titanyuma ilavesi ile yüksek sıcaklıkta bir performans oluşturulur. Bunlar alfa stabilizan elementlerdir. Molibden (Mo), vanadyum (V), tantalyum (Ta), demir (Fe), krom (Cr) ve kobalt (Co) gibi elementler ise beta stabilizan elementlerdir. Beta fazındaki titanyum kolayca şekillendirilebilir, sıcak ve soğuğa karşı direnç kazanır (Breme ve ark., 1988; Brunette, 2001).

Son yıllarda titanyum ve titanyum alaşımlarının, medikal ve dental uygulamasında ciddi bir artış görülmektedir. Titanyum, düşük yoğunluk, yüksek direnç ve mükemmel biyouyumluluk gibi etkileyici özelliklere sahiptir. Bugün titanyum ve alaşımları protez eklem, cerrahi splint, damar stentler ve bağlayıcıları, dental implant, kuron köprü ve parsiyel protez yapımında kullanılmaktadır. Elastiklik modülünün kemiğe daha yakın olması titanyum ve alaşımlarını diğer restoratif materyal alternatiflerine göre daha avantajlı kılmaktadır. Sabit protezlerin yapımında kullanılan alaşımların galvanik etkilere sahip olması titanyumun diş hekimliği açısından cazibesini daha da artırmaktadır. Saf titanyum ve Ti-6Al-4V, diş hekimliğinde en çok kullanılan implant materyalleridir (Albrektsson ve Wennerberg, 2005; Uzun ve Bayındır, 2010).

Uluslararası ASTM, dört çeşit ticari saf titanyumu ve Ti6Al4V, “Ti6Al4V ekstra az boşluklu” ve TiAlNb olmak üzere, üç titanyum alaşımını standart olarak tanımlamaktadır (Togaya ve ark., 1983).

Titanyum ve alaşımlarının medikal uygulamalarda tercih edilmelerinin en önemli nedeni, biyolojik uyum özellikleridir. Neredeyse anında oksitlenerek, metal yüzeyinde yaklaşık 10 nanometre kalınlığında dirençli ve stabil oksit katmanı oluşur. Bu oksit katmanı kıymetli metallerde olduğu gibi yüksek biyouyumlu bir yüzey ve korozyona karşın direnç özelliği sağlar. Ayrıca bu oksit katmanı porselene kaynaşma, polimere yapışma ve implantlarda plazma püskürtme veya çekirdek apatit ile kaplama yöntemlerine katkıda bulunmaktadır. İmplant yüzeyindeki oksit tabakasının inert etkisi, fizyolojik sıvı, protein, sert ve yumuşak dokunun metal yüzeyini kavramasını sağlar. Canlı doku ve implantın statik ve fonksiyonel olarak bu birleşme işlemine, osteointegration denilmektedir. Osteointegrasyon terimi ilk olarak Branemark tarafından ortaya atılmış ve 1982 yılında Toronto ve Kanada’da düzenlenen konferansta kabul görmüştür. Biyolojik uyum avantajlarından diğeri de normal şartlar altında titanyumun kemikle osseointegrasyonun mükemmel olması ve üzerinde hidroksiapatite benzer tarzda kalsiyum fosfattan zengin bir tabakanın şekillenmesine imkan tanımasıdır. İmplant-kemik bütünleşmesi ile ilgili en önemli güncel problem, implant-doku ara yüzünün özelliğidir. Yüzey özelliklerini belirleyen parametreler ise kimyasal özellikler, kristalizasyon, heterojenite, pürüzlülük ve ıslanabilirliktir. Her bir parametre biyolojik cevap üzerinde önem taşımaktadır. Titanyum implantların yüzey özelliklerinin

iyileştirilmesi için hidroksiapatit kaplaması, lazer ve plazma uygulaması, iyon implantasyonu gibi işlemler uygulanmaktadır (Albrektsson ve Wennerberg, 2005).

2.2.6.1.1. Ti-6Al-4V

Titanyum materyaline belirli miktarlarda alüminyum ve vanadyum ilave edildiğinde alaşımın direnci, CpTi'ye göre daha fazla artmaktadır. Alüminyum, α -stabiliteörü olarak görev yaparken, vanadyum β - stabilizasyonunda rol oynamaktadır. α - β dönüşümünün ortaya çıktığı sıcaklıkta bu elementlerin titanyuma ilave edilmesiyle dönüşüm baskılanmış olur ve bu şekilde oda sıcaklığında hem α - hem de β - formları oluşmuş olur. Bu oluşum sayesinde Ti-6Al-4V, α ve β grenlerinin iki fazlı yapısına sahiptir. Kolay ulaşılabilirliği, çalışma şartlarının uygunluğu ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özelliklere sahip olmalarından dolayı bu alaşımlar, farklı titanyum alaşımları arasında hala en yaygın olarak kullanılan biyomateryallerdir (Lauten ve Monaghan, 1993; Adachi ve ark., 1990; Uzun ve Bayındır, 2010).

2.2.6.2. Biyoaktif kalsiyum fosfat seramikler

Kalsiyumfosfat (CaPO_4) seramikler kemik mineraline benzer bir yapıda olup, implant yüzeyinde “karbonat apatit” oluşturma yeteneği, kemik yapımı için iskelet görevi görmesi ve endojen kemik morfogenetik proteinlerine bağlanabilmesi gibi özelliklere sahip olduğu için yüzey kaplamasında kullanılabileceği bildirilmiştir. Bu gibi avantajlarına karşın mekanik özelliklerinin yeteri kadar iyi olmaması nedeniyle kuvvetler karşısında yeterli mekanik direnci gösteremezler (Legeros, 2002).

Kalsiyum fosfat seramikleriyle kaplama yönteminde HA ve trikalsiyum fosfat (TCP) kullanılmaktadır. Bu kaplamanın yüzeyse tutunması mekanik kilitlenmeye bağlı olduğu için, genellikle öncesinde bir kumlama veya dağlama modifikasyonu yöntemi ile yüzeyde aşındırma gerçekleştirilir. Tercih edilen aşındırma yöntemi, kontaminasyon veriminden kaynaklanan en geleneksel yöntemler asit işleminden kaynaklandığı için, dual asitle dağlama tekniği tercih edilir (Ronold ve ark., 2003). Günümüzde kalsiyum fosfatların biyoaktif kapasitesi kabul edilmektedir; fakat mekanizması tam olarak bilinmemektedir Cooper ve ark, CaP kaplamanın kemik iyileşmesini üç sebepten dolayı geliştirdiğini belirtmektedirler. Bu sebepler şu şekilde sıralanmaktadır:

1. Proteinlerin ve büyüme faktörlerinin absorpsiyonunda artış

2. Osseokondüksiyonu hızlandırması

3. Doğal kemik benzeri matriks birikimi oluşturmaları (Geçkili ve ark., 2010).

2.2.7. İmplant makrogeometrisi

İmplant gövdesinin makrodizaynı, implant-kemik ara yüzeyindeki kemik cevabı açısından önemli bir role sahiptir. İmplant gövdesinin şekli, fonksiyonel kuvvetler altında stres iletimi ve implantın yerleştirilmesi esnasında primer stabilite açısından önemlidir. Farklı tasarımlardaki implantların kemiğe ilettikleri stresler, bu streslerin dağılımı ve şiddetleri ile ilgili sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile yapılmış çalışmalar mevcuttur (Misch ve Bidez, 1994; Rieger ve ark., 1990). İmplant makrogeometrisinden bahsederken endosteal kök formulu dental implantların;

- Çapı,
- Uzunluğu,
- Yiv geometrileri,
- Yüzey özellikleri ve
- Boyun bölgesi özelliklerinden bahsetmek gerekir (Rieger ve ark., 1989).

May ve Romanes'in yapmış oldukları çalışmada, implantın makrodizaynının implant kemik ara yüzeyinde oluşan primer implant stabilitesi üzerine önemli bir role sahip oldukları belirtilmiştir (May ve Romanes, 2002). Dental implantların dizaynının, fonksiyonel kuvvetler altında oluşan stresi iletmeye ve implantların yerleştirildiği aşamada primer stabilite üzerine önemli etkileri mevcuttur. Bugüne kadar üretilen dental implantlar genellikle blade, silindir ve vida tipi olmak üzere 3 farklı tasarımda üretilmiştir. (Jaffin ve ark., 2000). Literatürlerde yapılan çalışmalara göre vida şeklinde tasarlanan dental implantların daha yüksek primer stabiliteye sahip olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca mandibula ve maksillada yapılan çalışmalarda yivsiz implantlar kullanıldığı durumlarda başarısızlık olasılığının daha yüksek olduğu belirtilmektedir. Bu sebeple primer stabiliteyi arttırmak için implant uygulamalarında yivli ve yüzeyi pürüzlü olan implantların kullanılması önerilmektedir (May ve Romanes, 2002). İmplantın makrodizaynını etkileyen faktörler;

- Uzunluğu
- Çapı

- Yiv özellikleri
- Boyun bölgesi özellikleri'dir.

2.2.7.1. İmplantın boyu

Bugüne kadar yapılmış olan çalışmalarda implant boyu ve implantın primer stabilizasyonu arasında doğrusal ve anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Fakat kısa boylu dental implantların daha yüksek başarısızlığa sahip olduğu bazı yapılan çalışmalarda mevcuttur. Wyatt ve ark. (1998)'nın yapmış olduğu bir çalışmada, 7 mm uzunluğunda üretilen dental implantların maksilla posteriorda % 20 başarısız olduğu gözlemlenmiştir. Kısa implantlarıda görülen başarı oranındaki düşüklüğün nedeni olarak belki de bu tip implantların kemik kalitesinin ve hacminin en düşük olduğu posterior maksillada kullanılması olabilir. Fakat maksilla posteriordaki kemik rezorpsiyonuna bağlı olarak, sinüs lifting işlemi ile beraber implant yapılmasına gerek duymamak için, 4 mm ve 5 mm uzunluğunda kısa implantlar piyasaya sürülmüştür. Geng ve ark. yapmış oldukları çalışmada, implantın uygulandığı bölgedeki kemik kalitesi ve kortikal kemik-implant temasının, kullanılan dental implantların boyundan daha önemli bir faktör olabileceğini savunmuşlardır (Geng ve ark., 2000).

Başka bir çalışmada ise 13 mm ve üzerindeki dental implantlarda, dental implant başarı oranının değişmediği bildirilmiştir. Lum ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada da daha uzun boya sahip dental implant kullanımının başarı oranını belirli bir noktaya kadar arttırdığı bildirilmiştir (Lum, 1991). Gianserra ve ark. (2010) yapmış olduğu çalışmada da kullanılan dental implant boyutları ile başarı şansı arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Gatti'nin yapmış olduğu bu çalışmada immediat olarak yüklenmiş implantların kritik çapı ve boyu için daha fazla çalışma yapılması gerektiği bildirilmiştir

2.2.7.2. İmplantın çapı

Lee ve ark.'(2005) İdeal implant çapının en yüksek değerdeki primer stabiliteyi sağlayabilmek için, alveol kemiğinde, bukkal ve lingual kortikal tabakaya en yakın temasta olacak şekilde uygulanacak implant çapı ile sağlanabileceğini savunmuşlardır (Lee ve ark., 2005). İmplant çapındaki artışın, daha fazla implant-kemik kontak yüzeyi sağladığı belirtilmektedir. Benzer sonuçlara ulaşılan birçok çalışmada, geniş implantların kortikal kemikle olan geniş kontak yüzeyleri sayesinde primer stabiliteyi arttırdığı ileri sürülmüştür (Lasuma ve Hall, 2001; Ribeiro ve ark., 2011; Quirynen ve ark., 1992).

Yapılan çalışmalarda, kemik yoğunluğunun düşük olduğu bölgelerde, özellikle maksilla posterior bölgede primer stabiliteyi sağlamak ve arttırmak için daha geniş çaplı implant uygulamasını önermişlerdir. Bahat (1993)'ın yapmış olduğu çalışmada, 5 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki dental implantların, %97'ye varan uzun dönem başarısı gösterdiği bildirilmiştir. Fakat aksi yönde de çalışmalar mevcuttur. Ivanoff'un yapmış olduğu çalışmada ise, 5 mm çapındaki dental implantların başarı oranı 4. yılın sonunda % 85.6 olarak hesaplanırken, 4 mm çapındaki dental implantlarda ise bu oran %100 olarak bulunmuştur. Artan çapa rağmen daha düşük başarı oranının nedenini ise sıklıkla geniş çaplı implantların daha dar çaplı implant yuvalarına yerleştirilmelerinden kaynaklandığını bildirmişlerdir (Ivanoff ve ark., 1999).

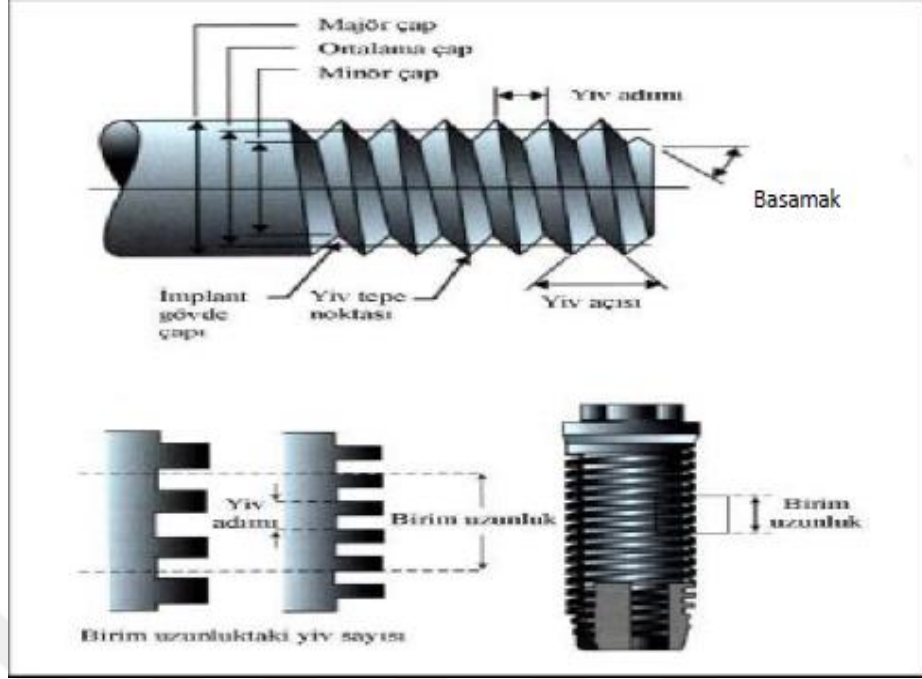
2.2.7.3. Yiv tasarımı

Dental implantların başarısını etkileyen faktörler birçok nedene bağlıdır. Bu faktörler implantla ilgili olanlar, hastayla ilgili olanlar ve cerrahi prosedüre bağlı olanlar olarak 3 ana başlık altında toplanabilir. İmplantın makro yapısı, yüzey özellikleri, kemik hacmi ve kalitesi, yeterli primer stabilitenin sağlanabilmesi, cerrahi prosedür, operasyon esnasında yeterli soğutma sağlanabilmesi, post op antibiyotik kullanımı, sistemik hastalıklar ve sigara gibi birçok faktör implant başarısında önemli rol oynar (Şener, 2003-2004).

Dental implantların tasarımında implantın şekli, yivler ve yivlerin dizaynı yer almaktadır. İmplantlarda uzun dönem başarı, primer stabilitenin sağlanabilmesi ve çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılık sağlayabilmek için ideal yük dağılımı implantların geometrisi ile birebir ilişkilidir. Kemik-implant arası temasın arttırımı ve primer stabiliteyi arttırmak için implantlar yivli olarak hazırlanmaya başlamıştır (Şener, 2003-2004). İmplant yivleri kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stresi minimuma indirerek, implanta gelen yüklerin osseointegrasyonu olabildiğince az etkilenecek şekilde tasarlanmalıdır. Aynı zamanda yivler, primer implant stabilitesini arttırmalı ve implant yüzey temas alanını olumsuz yönde etkilememelidir (Damlar ve ark., 2014).

İmplant tasarımında yivlerin başlıca 3genel tasarım özelliği vardır. Bunlar;

- Thread pitch (yiv adımı),
- Thread shape (yiv şekli),
- Thread depth (yiv derinliği) olarak sıralanabilir (Friberg ve ark., 1999).



Şekil 2-13. İmplant tasarımında yivlerinin genel tasarım (Friberg ve ark., 1999)

Yiv adımı (Thread Pitch): Belirli bir alandaki ‘yiv’ sayısına yiv adımı denmektedir. Birim alanındaki yiv adımı arttığı zaman, implantın yüzey alanı da artar ve buna bağlı olarak fonksiyonel temas alanı da artmış olacaktır (Misch, 2005).

Yiv Derinliği (thread depth) : Yiv derinliği implant gövdesinin en derin noktası ve implant yivinin en geniş çapı arasındaki mesafe olarak tanımlanır (Misch, 2005).

Yiv şekli (Thread Shape): Yiv şekilleri genel olarak ‘V’ köşeli, köşeli ve ters açılı olarak gruplandırılabilir. Yiv şekillerinde amaç, implantların üzerine gelen kuvvetleri kemik dokusuna daha az iletilmesini sağlamak ve implant kemik yüzeyinde oluşan kesme tipi stresleri azaltmaktır (Misch, 2005; Williams, 1981).

2.2.8. Yüzey modifikasyon yöntemleri

Mekanik yüzey modifikasyon yöntemi, başka bir katı materyalin implant yüzeyine fiziksel kuvvetler uygulamasıyla implant yüzeyinin şekillendirildiği metottur. Bu yöntemin amacı ideal pürüzlülüğe sahip bir yüzey elde etmek, yüzeydeki kontaminasyonları uzaklaştırmak ve kemik-implant temasını arttırmaktır (Brunette ve ark., 2001). En sık uygulanan fiziksel teknikler; işleme (machining) ,kesme (cutting) , tornalama (turning), titanyum plazma sprej (TPS), kumlama (blasting) ve cilalamadır

(Bagno ve ark., 2004). Mekanik modifikasyonun temel amacı özel yüzey topografileri ve uygun pürüzlülükte bir yüzey elde etmek, yüzeyde bulunan kontaminasyonları uzaklaştırmak ve canlı dokuya bağlanma aşamasını iyileştirmektir.

Kimyasal yüzey modifikasyon tekniğinde amaç titanyumun kimyasal yapısında özellikle de yüzey tabakasında modifikasyonları gerçekleştirmektir. Kimyasal işlemler, elektrokimyasal işlem (anodizasyon), sol-jel, kimyasal buhar biriktirme (CVD) ve biyokimyasal modifikasyonlar bu grupta yer alan modifikasyon yöntemleridir. En sık kullanılan kimyasal teknikler asitle pürüzlendirme ve anodizasyon ile pürüzlendirme işlemidir. Dental implantlarda yüzey modifikasyonu oluşturmak için en sık kullanılan biyokimyasal metotlar kalsiyum fosfat (CaP) kaplama ve Florür ile modifiye yöntemleridir (Yeo ve ark., 2008).

Pek çok farklı yüzey modifikasyon metodu mevcut olmakla birlikte, morfolojik olarak ilave edici ya da eksiltici metot olarak 2 başlık altında toplanabilir. İlave edici metot başka materyalin yüzeye yüzeysel veya bütün olarak ilave edilmesi ile yüzeyin modifiye edildidiği, emdirme veya kaplama işlemleri ile sağlanır. Emdirme, bir kaplama malzemesinin implant yüzeyine yüzeysel eklemeler olmasına rağmen, bir materyalin veya kimyasal maddenin titanyum çekirdeğine tamamen entegre olduğu süreçtir. TiO_2 tabakası içerisinde kalsiyum fosfat kristallerinin yer alması veya florit iyonlarının yüzeyle birleşmesi emdirme işlemine örnek verilebilir. Kaplama işlemi değişik kalınlıklardaki ajanın titanyum çekirdeğine yüzeyel olarak ilave edilmesidir. Hidroksiapatit plazma sprej kaplama, biyomimetik kalsiyum fosfat (CaP), alumina kaplama ve Titanyum Plazma Sprej (TPS) kaplama bu yöntemle yapılmaktadır. Eksiltici teknik implant materyalinden tabaka kaldırarak ya da implantın yüzeyinden yüzeysel olarak plastik deformasyonu ile titanyum çekirdeğinin yüzeyinin pürüzlendirilmesi şeklinde gerçekleşmektedir. Asitle dağlama, grit kumlama veya seramik partikülle kumlama ve anodizasyon başlıca eksiltici yüzey modifikasyon yöntemleridir (Garg ve ark., 2012; Jemat ve ark., 2015).

2.2.8.1. Anodize edilmiş yüzey tekniği

Anodizasyon işlemi görece yüzeye sahip implantlar, elektrolit görevi gören fosforik asitli galvanik hücrelerin anotları olarak yerleştirilerek elektrolit ve güncel işleme tabi tutulur. Yüzeyin bu anodik oksidasyonu, gözenekli bir topografya ile doğal bir

titanyum oksit tabakasının büyümesini destekleyerek orta derecede pürüzlü bir yüzey geliştirir. Bu yöntem aynı zamanda yüzey tabakasını fosfat formunda% 5 fosforla, amorf TiO₂ ve amorf matris tabakası üzerinde bulunan kristalimsi tanecikler ile emilimini gerçekleştirir (Gaggl ve ark., 2000).

Bu yöntemin en önemli avantajı oksit film ile yüzey arasında tam bir bağlanma sağlanmasıdır. Anodizasyon tekniği aynı zamanda korozyon direncini iyileştirmek için yüzeydeki oksit tabakanın kalınlaştırılmasında, yüzeylerin renklendirilmesinde ve poröz yüzeyler oluşturulmasında kullanılır (Gaggl ve ark., 2000).

Oksidasyon sırasında anot üzerinde gerçekleşen temel reaksiyonlar şunlardır:

Titanyum / Titanyum oksit ara yüzeyinde: Domuzlar üzerinde yapılan bir hayvan araştırması, anodize edilmiş yüzeyin, her ikisi de frezelenmiş makine yüzeye sahip titanyum implantlardan daha yüksek biyouyumluluk derecesine sahip olan hidroksiapatit kaplı yüzey implantlarına benzer bir biyouyumluluğa sahip olduğu sonucuna varmıştır (Glauser ve ark., 2003). Başka bir klinik çalışma, anodize edilmiş ve makine yüzeyli implantların klinik sonuçlarının, makine yüzeye sahip titanyum implantlara kıyasla düşük kemik kalitesine sahip hastalara yerleştirildiğinde daha başarılı olduğunu göstermektedir (Yeo, 2014).

SLA ile karşılaştırıldığında, anodik oksidasyon yöntemlerinin daha zayıf osseointegrasyona sahip olduğunu göstermiştir. SLA yüzey pürüzlülüğü, optimum pürüzlülüğü elde etmek için kontrol edilebilir. Çalışmalar, çıkarma torku test direncinin ve histomorfometrik ölçümlerin hem SLA hem de anodize yüzey implantlarında benzer olduğunu kanıtlar (Yeo ve ark., 2008).

2.2.8.2. Asitle aşındırma tekniği

Asitle aşındırma işlemi metallerde asitlerin pürüzlülüğü sterilize etmek ve değiştirmek için kullanımını açıklamaktadır (Jemat ve ark., 2015). Asitle pürüzlendirme işlemi titanyum implant yüzeyinde 0,5-2 µm cap arasında değişen boyutlarda mikro çukurlar oluşturur (Guo ve ark., 2012). Hidroflorik (HF), nitrik (HNO₃) ve sülfürik (H₂SO₄) asit eterler genellikle bu asitlerin çözeltilerinin yanı sıra kullanılır (Jemat ve ark., 2015). Bu yöntem, alt tabakaya yüzeyinde homojen bir pürüzlendirme sağlar. Asitle pürüzlendirilmiş titanyum implant yüzeylerinde hüce yapışması ve kemik oluşumun arttığı yapılan birçok çalışmada rapor edilmiştir. Asit konsantrasyonu ile elde edilen

pürüzlülük arasında doğrudan bir ilişki vardır. sülfürik asit (H_2SO_4) in özellikle biyolojik uygulamalar için yüzeyi aşındıran etkili bir çözelti olduğu kanıtlanmıştır (Guo ve ark., 2012).

2.2.8.3. Çift asitle aşındırma

Devam eden asitle aşındırma, çift asitle dağlama (DAE), titanyum yüzeyinin farklı asit çözeltileriyle işlenmesini açıklar. Konsantre HCl ve H_2SO_4 karışımı içerisinde implantların birkaç dakika boyunca batırılması ve $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'nin üzerinde ısıtılması ile mikro pürüzlü yüzeyler üretilmektedir. Bu işleme çift asitle pürüzlendirme tekniği denmektedir (Cho ve Park, 2003).

Çift aşındırma, işlenmiş yüzey implantlarına kıyasla iyileşmeden sonra çıkarma torkuna karşı büyük ölçüde geliştirilmiş dirençle hızlı osseointegrasyon elde etmenin etkili bir yöntemi olduğunu kanıtlamıştır (Chou ve Chang, 2001).

Çift asitle pürüzlendirilmiş implantların osteojenik hücrelerin yapışmasını geliştiren ve bu sayede kemik-implant temasını arttıran belirli bir yüzeye sahip olduğu varsayılmaktadır. Bu yöntem sayesinde implant yüzeyine fibrin ve osteojenik hücrelerin tutunması sürecinin gelişmesiyle yüzeyde doğrudan kemik oluşumunun gerçekleştiği bildirilmiştir. Yapılan deneysel çalışmalarda yüksek sıcaklıkta asitle pürüzlendirmenin Titanyum Plazma Sprey ile pürüzlendirilmiş yüzeylere oranlara daha homojen bir mikro pürüzlü yüzey ve daha yüksek kemik-implant bağlantısının olduğu gözlemlenmiştir (Novaes ve ark., 2004).

2.2.8.4. Florür ile modifiye edilmiş yüzeyler

Flor kemik rejenerasyonunu artırır, kalsifikasyona neden olan büyüme faktörlerinin sayısını çoğaltır ve çoğu büyüme faktörünü sentezleyen osteoprogenitör hücreler veya farklılaşmamış osteoblastlar üzerinde etkilidir (Farley ve ark., 1983; Ellingsen, 1995); Lau ve Baylink, 1998).

Titanyum, flor iyonlarına çok reaktiftir ve çözünebilen TiF_4 oluşturur (Le-Guehennec ve ark., 2007). Titanyum yüzeyi Florür içeren asitle işleminden geçirildiğinde yüzey hidrofiliği artar. florür ile modifiye edilmiş implantlar yüzeyi modifiye edilmemiş implantlarla kıyaslandığında daha sıkı bir kemik ankrajı ve daha iyi bir osseointegrasyon görülmektedir. Bunun nedeninin dokuda florlanmış hidroksiapatit ve fluoroapatit oluşumundan kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu teknik sayesinde alkalın

fosfataz aktivitesinde ve yeni oluşan kemik matriksine kollajen içeriğinin artmasında önemli bir artış sağlanmıştır (Roccuzzo ve Wilson, 2009). Tavşanlarda yapılan bir çalışmada florür yüzey modifikasyonunun osteojenik markerların gen ekspresyon seviyelerinde ve kemik mineral yoğunluğunda bir artışa neden olduğu gösterilmiştir. Yapılan bir klinik çalışmada, kumlama tekniği ile beraber florür ile modifiye edilmiş yüzeye sahip implantlarda, implantın maksiller molar bölgesinde 3 hafta sonra başarılı bir şekilde yüklemesinin yapıldığı belirtilmiştir. Başka bir 5 yıllık çalışmada ise erken yükleme yapılan implantların yüksek sağ kalım oranlarının olduğu belirtilmiştir (Mertens ve ark., 2011). Günümüzde florür ile modifiye edilmiş yüzeye sahip dental implantlar, Astra-Tech firmasına ait Osseospeed™ implantlarıdır. Titanyumdioksit ile orta derecede pürüzlendirilmiş aynı firmaya ait TiOblast™ implantların bir modifikasyonu olarak 2004 yılında piyasaya sürülmüştür. TiOblast™ implantlar florla kimyasal olarak modifiye edilmiş ve topografik özellikleri de az da olsa değiştirilmiştir. Yüzeye bakıldığında düz gibi gözüke de nanometre düzeyinde pürüzlülüğü olduğu belirtilmektedir (Wennerberg ve Albrektsson, 2009).

2.2.8.5. Hidroksiapatit (HA) yüzey kaplama tekniği

Hidroksiapatit (HA), kalsiyum fosfat bileşeni olup biyouyumlu olduğu için 1980’li yıllarda implant yüzeylerinin HA ile kaplanması fikri ortaya çıkmıştır (Puleo ve Thomas, 2006). Kemik yoğunluğunun düşük olduğu bölgelerdeki kemiklerde hidroksiapatitin osteokondüktif özelliğinden yararlanılarak, implant direncinin ve kemik büyümesinin artırılması amaçlanmıştır. (Balshi ve ark., 2005). Hidroksiapatit yüzeye sahip implantlar, HA ’nın plazma sprey tekniği ile yüzeye ince ve eşit bir şekilde püskürtülmesiyle oluşturulur. Bu teknikle genellikle 50-100 µ kalınlığında HA kaplamalar elde edilmektedir (Zablotsky, 1992). HA kaplamalarda optimal kaplama kalınlığı; implantın şekline, kaplamanın çözünürlüğüne, kullanılan kristalin yapısına ve yapışma kuvveti gibi özelliklere bağlıdır (Meirelles ve ark., 2008).

Biyoaktif yüzeylerdeki iyon değişimi dokuda alkalizasyon meydana getirerek, osteoblastik aktivasyonu uyarır ve yaklaşık 30-40 pm çapında yeni kemik oluşumunu sağlamaktadır. Bu sayede oluşan yeni ve ince lameller kemik implant-kemik arasında köprü görevi görmektedir (Haas ve ark., 1996). HA yüzey kaplamalarıyla ilgili Alsabeeha ‘nın yapmış olduğu derlemede, HA yüzeye sahip implantların diğer yüzeye sahip implant türlerine göre kısa dönem başarılarının daha yüksek olduğunu fakat uzun dönem

başarısıyla ilgili önemli bir fark gözlemlenmediği belirtilmiştir (Alsabeeha ve Atieh, 2012). Uzun dönem başarıyla ilgili; bu yüzeye sahip implantlarda kaplama yüzeyinde oluşan rezorpsiyondan dolayı yüzey kaplaması-titanyum yüzey arayüz bağlantısının devamlılığının bozulması nedeniyle implantta mobilite veya başarısızlık görülme olasılığı bulunmaktadır (Wheeler, 1996).

HA yüzey kaplamaları plazma sprej metodu ile kaplandığından dolayı titanyum metali ve yüzey kaplaması arasındaki yapışma zayıf olarak kabul edilir; bu nedenle optimum pürüzlülüğe sahip olmasına rağmen mekanik kilitlenmesini geliştirmek amacıyla çalışmalar yapılmalıdır.

Hidroksiapatit ve titanyum plazma sprej yüzey kaplama teknikleri; kemik-implant bağlantısını arttırmak, yüzey alanını arttırmak, optimum yüzey pürüzlülüğü oluşturulmasıyla primer stabiliteye katkıda bulunmak gibi avantajlar sağlamasına rağmen HA ve TPS yüzey kaplamalarının implantasyon esnasında veya sonrasında yüzey kaplamasında kopma, parçalanma, çözünme ve erime gibi sorunların görülmesi, implant çevresindeki kemik yıkımı sonucu açığa çıkmış pürüzlü yüzeylerin bakteriyel tutunmaya uygun ortam hazırlaması ve aşındırıcı tekniklere göre uygulamasının daha kompleks olmaları gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Gross ve ark., 1997; Klein ve ark., 1994; Whitehead ve ark., 1993).

2.2.8.6. Grit blasted (Tanecikli Kumlama)

Makine pürüzlendirme yüzey, frezelenmiş, yüzeyi pürüzlendirilmemiş veya parlatılmış yüzeyler olarak tanımlanır. Bir implantın frezelenmesi, 0.96 um pürüzlülüğü ve ortalama 8.6 um pik aralığı olan bir yüzey oluşturur (Garg ve ark., 2012). Makine pürüzlendirme yöntemi, çalışmaların çoğunda yüzey modifikasyon yöntemlerinin önemli etkilerinin test edilmesindeki karşılaştırmalı kontrolünde yer alır. Grit kumlama (tanecikli kumlama), basınçlı silislerin, genellikle silika veya seramik malzeme kullanılarak implant yüzeyi üzerine püskürtülmesi ile gerçekleşen yüzey pürüzlendirme tekniğidir. Bu amaçla kullanılan materyaller genellikle kum, hidroksiapatit, alümina veya TiO₂ olabilir (Ban ve ark., 2006). Kumlama işlemini takiben genellikle, yüzeyde kalan artık kumları uzaklaştırmak amacıyla asitle aşındırma işlemi uygulanır. Bu işlem ayrıca implant yüzeyinin dekontaminasyonuna yardımcı olabilir (Coelho ve ark., 2009). Al Radha ve ark (2012)'nin yapmış olduğu in vitro çalışmada, yüzeyde kalan serbest enerjinin, kumlanmış titanyum diskleri üzerinde tükürük taneciklerinin kültürlenmesiyle, bir

implant yüzeyine bakteri yapışmasının belirlenmesinde en önemli faktör olduğu gösterilmiştir (Al-Radha ve ark., 2012).

Kumlama işlemi sonrası yapılan dekontaminasyon işlemleriyle titanyum implant yüzeyinden uzaklaştırılamayan granüllerin çevre kemik dokusunda inflamatuvar cevap oluşumuna yol açtığına dair birçok çalışma mevcuttur. Dolayısıyla, bu yöntemin yüzeyde kirletici bir sonuca yol açtığı bilinmektedir. Çevre dokularda inflamatuvar cevap oluşturduğu bilinmesine karşı, kumlama işlemi sonrası yüzeyde görülen Al_2O_3 iyonlarının biouyumlu olması, yüzeye saplanan partiküllerin çok küçük ve az sayıda olması ve geçici iyon salınımı yapması nedeniyle osseointegrasyona olumsuz bir etkisinin olmadığını gösteren mevcut çalışmalar bulunmaktadır (Kieswetter ve ark., 1996; Wennerberg ve ark., 1996; Wennerberg A, Albrektsson T, Lausmaa J., 1996).

En sık alüminyum oksit (Al_2O_3) kullanılır ve kumlama cihazının granulometrisi ile değişen yüzey pürüzlülüğü üretilebilir. Titanyum dioksit (TiO_2), kumlama işleminde kullanılan bir diğer partiküldür ve bu yüzeye sahip dental implantlarda kemik-implant kontakta artış, yüksek marjinal kemik düzeyleri ve yüksek sağ kalım oranlarının bulunduğunu gösteren birçok çalışma vardır (Gotfredsen ve ark., 1995; Astrand ve ark., 1999). Zirkonyumoksit (ZrO_2) ile ilgili yapılan çalışmalarda diğer kumlama yöntemlerine göre implant yüzeyinde daha fazla bakteriyel tutunmasının olduğu bildirilmiştir (Al-Radha ve ark., 2012).

Kumlama tekniği dental implantlarda osseointegrasyondan ziyade istenilen yüzey pürüzlülüğünü elde etmek için iyi bir yöntemdir. Fakat bu pürüzlü yüzey aynı zamanda daha fazla bakteriyel tutulumu neden olabilmektedir. Kumlama tekniği ile ilgili kemik-implant bağlantısı, biouyumluluk, bakteriyel tutunma ve dokuda oluşturduğu yanıtlar üzerine etkilerinin geliştirilmesi gerekmektedir. Bu sebeplerden dolayı yüzey pürüzlendirmesi için üçüncü bir yöntem olarak biyo-uyumlu, osteokonduktif ve rezorbe olabilen kumlama materyalinin kullanılması ile ilgili çalışmalar yapılmıştır. Hidroksiapatit, beta-trikalsiyum fosfat ve bunların karışımları gibi kalsiyum fosfatlar yararlı kumlama maddeleri olarak ifade edilmiştir. Yapılan deneysel çalışmalarda biouyumlu olarak işlenmiş implant yüzeylerinin, işlenmemiş cilalı yüzeylere göre daha yüksek bir kemik-implant bağlantısına sahip olduğu bildirilmiştir (Piatelli ve ark., 2002; Novaes ve ark., 2002).

2.2.8.7. .Lazerle aşındırma ve mikro ark oksidayson tekniği

Lazerle aşındırma, yüzey pürüzlülüğünü kontrol ederken oksitlenmiş bir tabaka sağlama potansiyeline sahip olan nispeten yeni bir işlemdir. Lazerle aşındırma işlemlerinde voltajın tüm pürüzlülük ile gözenek boyutu ve sonuçta ortaya çıkan oksit tabakasının kalınlığı arasındaki doğrudan bir ilişki bu alanda beklentiyi göstermektedir. Elektromikroskopi, lazer işleminden sonra yüzey tabakasında gelişen bir Ti, C, O, Ca ve fosforyum tabakasını ortaya koymaktadır. Bir çalışma, işlenmiş ve püskürtülen implantlardan % 20 daha dayanıklı olan bir çıkarma torku ile sonuçlandı. Değiştirilmiş yüzeyin analizinde atmosferde CO₂'den elde edilen karbon ve oksijen kirleticileri bulunurken aslında, asitle aşındırma, kumlama ve plazma püskürtme gibi daha iyi araştırılmış ve yaygın olarak kullanılan yüzey modifikasyon tekniklerine kıyasla en az kirletici yüzey işlemidir (Deppe ve ark., 2005).

İşlem, ultrasonik bir ön işlemden sonra 50 kW'da 7.5 kHz ve 16.4 akım frekansında bir Nd: YAG lazer kullanarak pürüzlendirme işleminden geçiyor. Pürüzlendirmeyi takiben İmplant,% 3.5 gliserofosfat disodyum tuzu pentahidrat ve% 1.2 kalsiyum asetat monohidrat içeren bir elektrolit çözeltisinde, 15 saniye boyunca 350 V voltajda ve 800 Hz frekansta işlenir (Pet'o ve ark., 2002). Bu yöntem kullanılarak mikro sertliği yüksek, metal yüzeyine sıkıca bağlanmış, aşınma direnci çok yüksek kaplamalar oluşturulabilir. Kaplamanın kalitesi elektrolitin kompozisyonu ve sıcaklığı, voltaj, akım yoğunluğu, voltajın uygulanma süresi gibi parametrelere bağlıdır (Wirth ve Tahriri, 1996). Bu, geleneksel anodize yüzey oksidasyonundan daha optimal bir yüzey pürüzlülüğü sergileyen implant yüzeyinin mikro ark oksidasyonunu indükleyecektir. Bu oksit katmanının pürüzlülüğü, gözenek büyüklüğü ve kalınlığı, voltajla doğrudan ilişkisi ile modüle edilebilir (Pet'o ve ark., 2002).

2.2.8.8.Kumlama ve Asitle Pürüzlendirme (Sandblasted, Large-grit, Acid-etched-SLA)

İri tanecikli partiküllerle kumlanmış titanyum yüzeye kuvvetli bir asit uygulanarak yüzey pürüzlendirilmesi işlemini kumlanmış ve asitlenmiş (SLA) yüzey denmektedir. TPS yüzey kaplamalarına alternatif olarak, daha iyi bir yüzey kimyası ve topografisi sağlanabilmesi amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Tanecikli kumlama ve asitle aşındırmanın ardarda kombine şekilde uygulanmasıyla makro ve mikro yapıda pürüzlülük sağlanarak hem yüzey pürüzlülüğü hem de daha iyi bir osseointegrasyon

sağlanmış olur. Ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra), asitle dağlanan yüzeylerde 1,3 µm kumlanmış ve asitlenmiş yüzeylerde 2 µm olarak bulunmuştur (Kim ve ark., 2003).

SLA yüzey hazırlanırken, kumlama sonrası titanyum yüzeyi genellikle pürüzlü ve düzensiz olmaktadır ancak asitle dağlama işlemi gerçekleştirildikten sonra titanyum yüzeyinde daha düzgün ve küçük mikro çukurlar oluşur. Bu işlem sayesinde implantlarda yüzey alanı üçte biri oranında artmaktadır. TPS ile kaplanmış yüzeylerle kıyaslandığında kaplama işlemi olmadığı için mekanik olarak daha dayanıklıdır (Lindhe ve ark., 1998; Wang ve ark., 2003).

Gobbato ve ark.'(2012) ları, kumlama ve asitle aşındırma (SLA) implantının erken yüklenme sırasındaki (6 hafta) titanyum plazma ile kontrol edilen bir kontrole kıyasla performansını test etmek için 5 yıllık bir ağız deneyi yapmıştır. Sonuçlar, SLA implantlarının, dönme yüzeylerine ilişkin olarak sökme torkuna, üstün histomorfometreye ve daha güçlü kemik tepkilerine karşı dört kat daha fazla direnç ile çok yüksek başarı oranları verdiğini göstermiştir (Gobbato ve ark., 2012) Xue ve ark (2005)'ları da ayrıca köpeklerde yapılan bir çalışmada SLA tedavisinin erken kemik büyümesi ve osseointegrasyonda iyileşme gösterdiğini göstermiştir (Xue ve ark., 2005).

SLA yüzeye hidrofilik özellik kazandırılmasıyla SLActive yüzeyler üretilmiştir. Hidrofilik özelliğin katılmasıyla beraber, implantlar kemik içerisine yerleştirildiğinde soket içerisindeki kanı sahip olduğu mikroçeperlere çekmektedir ve böylece yerleştirildiği andan itibaren iyileşme başlamaktadır (Uzun ve Keyf, 2007; Schwarz ve ark., 2009).

Buser ve ark.(2004)'nın yapmış olduğu çalışmada SLActive yüzeye sahip dental implantların SLA yüzeye sahip implantlara oranla daha yüksek kemik-implant bağlantısı sağladığını bulmuştur. SLA yüzeylerde uygulanan kumlama ve asitleme işlemlere implant markalarına göre değişmektedir. ITI® (Straumann) implant sisteminde SLA yüzeyler önce 250-500 µm Al₂O₃ tanecikleri ile kumlama işlemi yapıldıktan sonra HCl/H₂SO₄ asit solüsyonu ile çift dağlama işleminin uygulanması ile elde edilmektedir (Zinger ve ark., 2004).

Osseotite® (3i/Implant Innovations) implant markasında ise HF ile asitlendirme işlemini takiben HCl/H₂SO₄ asit solüsyonu ile çift asitleme işleminin uygulanması ile SLA yüzey elde edilir (Cordiolı ve ark., 2000).

2.2.8.9 Titanyum plazma sprej (TPS) kaplamalı implantlar

Titanyum plazma sprej (TPS) yöntemi, implantlarda modern yüzey kaplama tekniklerinin başlangıcı olarak tanımlanmıştır. Pürüzlü yapıya sahip bir implant yüzeyi oluşturmak için kullanılan bir tekniktir. TPS yönteminde pürüzlülük sağlanmasıyla implant-kemik bağlantısının arttırılması amaçlanmıştır (Haas ve ark., 1996).

TPS yönteminde, titanyum yüzeyi üzerine titanyum partikülleri argon ve hidrojen gibi soygazların kullanılmasıyla elde edilen plazma alevi ile ısıtılır ve daha sonra yüksek ısı ve hızla püskürtülür. (Buser ve ark., 1991; Xue ve ark., 2005; Sammons ve ark., 2005). Bu işlem sonucunda kalınlığı 20-30 µm ve porözite derinliği 15 µm civarında olan bir kaplama yüzeyi elde edilmiş olur. Mikroskobik yüzey 6-10 kat artar ve adhezyon osseogenezisini stimüle eden 3 boyutlu bir hal alır (Scarano ve ark., 2005).

TPS yüzey kaplamasına sahip implantlarla ilgili yapılan çalışmalarda, makine pürüzlendirme ile işlenmemiş yüzeye sahip dental implantlara göre daha fazla kemik-implant bağlantısının olduğu görülmüştür (Weinlaender ve ark., 1992).

Yapılan çalışmalarda titanyum plazma sprej (TPS) kaplamalı implantlar etrafında saf ve kaplamasız titanyum implantlara oranla daha fazla ve daha hızlı kemik oluşumu olduğu görülmüştür. Ancak kemikte implantlara bitişik olan yüzeyde titanyum partikülleri bulunmuştur (Urban ve ark., 2000). Domuzlarda yapılan başka bir hayvan çalışmasında da implant yerleştirildikten sonra, kaplama yüzeyin implant yüzeyinden ayrıldığına ve titanyum artıklarına rastlanıldığı bildirilmiştir (Franhçı ve ark., 2004).

2.2.9. İmplant mikro yüzeyi

Dental implantlarda yüzey özellikleri klinik başarıyı etkileyen önemli bir parametredir. İmplantlara uygulanan yüzey işlemleri, başta titanyum olmak üzere istenilen özelliklere sahip olan bir materyalin modifikasyonu ile daha iyi özelliklere sahip olması için yapılan bir uygulamadır. Yapılan birçok çalışma göstermiştir ki; implant yüzeyinin modifikasyonu istenilen biyolojik cevabın oluşmasını sağlamıştır. (Wirth ve Tahriri, 2017).

Dental implantların yüzeyi topografik olarak incelendiğinde makro, mikro ve nano ölçekli olmak üzere 3 farklı yüzey pürüzlülüğü bulunmaktadır. Makro yüzey yapısı milimetreden 10 µm'ye kadar olan aralıktaki özellikleri kapsar. İmplantın geometrisi, vida yapısı ve makro pürüzlendirme implantın makro yüzeyini oluşturan ve etkileyen

faktörlerdir. Makro yapıda yapılan pürüzlendirmeler kemik-implant temasını arttıracğından dolayı ilk aşamada sağlanan primer stabilite ve uzun dönemdeki mekanik stabiliteye önemli ölçüde katkıda bulunacaktır. Makro yüzey pürüzlülüğü ile ilgili yapılan çalışmalar, düz yüzey implantlara göre daha iyi biyomekanik fiksasyona sahip olduğunu göstermiştir (Le Guehennec ve ark., 2007).

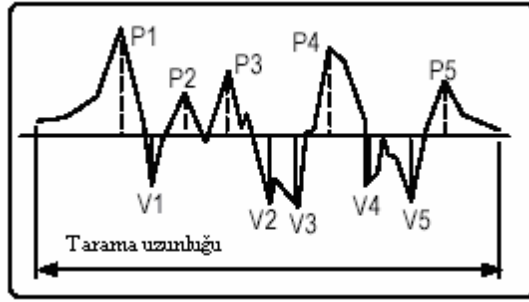
Dental implantlarda mikro yüzey yapısı 1-10 μm aralığındaki özellikleri kapsar. Mikro yüzeyde oluşturulan yüzey pürüzlülüğü kemik-implant yüzeyi arasında meydana gelen mekanik kilitlenmeyi en yüksek seviyeye ulaştırarak hem primer stabiliteyi hem de osseointegrasyonu etkilemektedir (Kılınç ve Erkmen, 2011). Nano yüzey yapısı 1-100 nm aralığındaki yüzeyi ifade eder ve bu boyut aralığında oluşturulan pürüzlülük mekanik stabiliteden ziyade protein absorpsiyonunu, osteoblastik hücrelerin implantla birleşmesini etkilediğı için osseointegrasyon aşamasında önemli rol oynamaktadır (Brett ve ark., 2004).

İmplantların yüzey topografisini kalitatif ve kantitatif olarak ölçebilmek için mekanik ve optik profilometre cihazları, tarayıcı iğne mikroskopları ve elektron mikroskopları kullanılabilir (Anil ve ark., 2011).

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi ile ilgili 4 farklı parametre mevcuttur. Bunlardan en önemlisi, bir orta çizgiye göre pürüzlülük profilinin aritmetik olarak ortalama değerini ifade eden R_a değeridir. R_a değeri günümüzdeki implantlarından çoğunda $R_a = 1-2 \mu\text{m}$ aralığındadır. R_t tüm ölçüm uzunluğunun maksimum yükseklik ve maksimum derinliğinin toplamını, R_q aritmetik ortalama sapmaların karekökünü, R_z ise bir orta çizgiye göre 5 tane en yüksek ve en alçak nokta ölçümlerinin karekökünü ifade eden yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede kullanılan diğer parametrelerdir (Anil ve ark., 2011).



Şekil 2-14. R_a yüzey pürüzlülük diyagramı (Yeniyol, 2006)



Şekil 2-15. Rz yüzey pürüzlülük diyagramı (Yeniyol, 2006)

$$R_a = \frac{1}{L} \int_0^L |z(x)| dx$$

Şekil 2-16. Ortalama pürüzlülük için formül (Yeniyol, 2006)

Dental implantlarda yüzey pürüzlülüğünü oluşturmak için birçok farklı metot mevcuttur. Kumlama, asitle dağlama, kumlama ve asitle dağlama, titanyum plazma sprej ve anodizasyon ile kaplama en sık kullanılan yüzey pürüzlendirme yöntemlerindendir (Garg ve ark., 2012). İdeal implant yüzeyinin teorik olarak 4 µm çapında yarım daire şeklinde ve 1.5 µm derinliğinde olması bildirilmektedir. Bunun nedeni olarak da bu aralıktaki yüzey pürüzlülüklerinin diğer yüzey özelliklerine göre daha fazla kemik-implant teması olduğu ve implantı yerinden çıkarıcı ters tork kuvvetlerine karşı daha iyi dirence sahip olduğunu göstermişlerdir (Hansson ve Norton, 1999; Wennerberg ve ark., 1996).

2012 yılında Elias ve arkadaşlarının yapmış olduğu araştırmada yüzeyi işlenmemiş dental implantların yüzeyinin 0,5- 1,0 µm aralığında değişen Ra değerine sahip olduklarını, asitle dağlanmış implant yüzeylerinin 1,54- 1,97 µm aralığında Ra değerine sahip olduklarını gözlemlediklerini; buna ek olarak kendi yaptıkları çalışmada kumlanmış yüzeye sahip dental implantların 0,84- 2,12 µm aralığında, okside edilmiş implant yüzeylerinin ise 2,0 µm'den büyük Ra değerlerine sahip olduklarını bildirmişlerdir (Elias ve Rocha, 2012).

Yüzey pürüzlülüğünün daha fazla olmasının istendiği durumlarda ($R_a > 2 \mu m$) en sık kullanılan pürüzlendirme yöntemi Titanyum Plazma Sprej (TPS) yöntemidir. TPS

metoduyla, implant yüzey alanının 6 katına kadar arttırılabildiği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (Elias ve ark., 2007). Daha fazla pürüzlü yüzeye sahip implant kullanılmasının en önemli klinik endikasyonu konak kemiğin yoğunluğunun ve/ veya hacminin düşük olmasıdır. Bu tip durumlarda arttırılmış yüzey pürüzlülüğü sayesinde daha yüksek değerde bir primer stabiliteye ulaşmak ve daha fazla kemik-implant bağlantısına sahip olmak mümkün olacaktır. Fakat yüzey pürüzlülüğünün artması aynı zamanda bakteriyel tutulumunun artması ve iyonik sızıntıyı arttırdığından dolayı periimplantitis için önemli bir risk faktörüdür (Kılınç ve ark., 2011).

Yapılan araştırmalar ve gelişen teknoloji sayesinde, implant yüzeyinde oluşan doku cevabını iyileştirmek için implantların yüzeyi ile ilgili birçok modifikasyon geliştirilmiştir. İmplant yüzeyiyle ilgili yapılan bu modifikasyonları 2004 yılında Bagno ve Di Bello üç ana sınıfta belirtmişlerdir:

1. Fiziksel (mekanik) metotlar
2. Kimyasal metotlar
3. Biyokimyasal metotlar (Bagno ve Di Bello, 2004).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. İmplantlar

Çalışmamızda 4.2 mm çapında, 11.5 mm uzunluğuna sahip 200 adet dental implant kullanılmıştır. Kullanılan dental implantların tümü aynı makro dizayna sahip olup, 5 farklı mikro yüzey içermektedir.

40 adet makine ile pürüzlendirilmiş yüzeye sahip dental implant, 40 adet Hidroksiapatit (HA) kaplama yüzeye sahip dental implant, 40 adet çift asitleme ile pürüzlendirilmiş yüzeye sahip dental implant, 40 adet Titanyum Plazma Sprey (TPS) kaplama yüzeye sahip dental implant ve 40 adet kumlama+asitleme (SLA) yüzeye sahip dental implant kullanılmıştır.

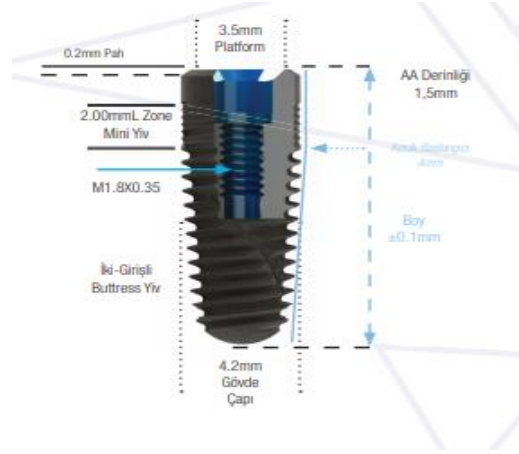
Makine ile pürüzlendirilmiş yüzey, yüzeyi herhangi bir materyalle işlem görmemiş, pürüzlendirilmemiş cilalı yüzeylerdir. Makine pürüzlendirme yöntemi, çalışmaların çoğunda yüzey modifikasyon yöntemlerinin önemli etkilerinin test edilmesindeki karşılaştırmalı kontrolünde yer alır (Ban ve ark., 2006).

Hidroksiapatit yüzeye sahip implantlar, HA 'nın plazma sprej tekniği ile yüzeye ince ve eşit bir şekilde püskürtülmesiyle oluşturulur. Bu teknikle genellikle 50-100 µ kalınlığında HA kaplamalar elde edilmektedir (Zablotsky, 1992).

Çift asitleme ile pürüzlendirilmiş implantlarda konsantre HCl ve H₂SO₄ karışımı içerisine implantların birkaç dakika boyunca batırılması ve 100 °C'nin üzerinde ısıtılması ile mikro pürüzlü yüzeyler üretilmektedir (Cho ve Park, 2003).

TPS yönteminde, titanyum yüzeyi üzerine titanyum partikülleri argon ve hidrojen gibi soygazların kullanılmasıyla elde edilen plazma alevi ile ısıtılır ve daha sonra yüksek ısı ve hızla püskürtülür. (Buser ve ark., 1991; Xue ve ark., 2005; Sammons ve ark., 2005). Bu işlem sonucunda kalınlığı 20-30 µm ve porözite derinliği 15 µm civarında olan bir kaplama yüzeyi elde edilmiş olur.

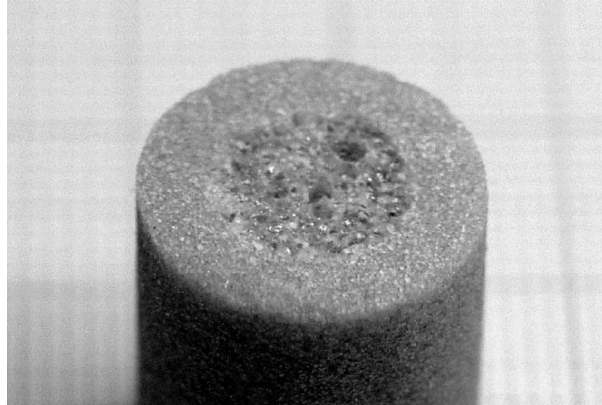
İri tanecikli partiküllerle kumlanmış titanyum yüzeye kuvvetli bir asit uygulanarak yüzey pürüzlendirilmesi işlemini kumlanmış ve asitlenmiş (SLA) yüzey denmektedir (Kim ve ark., 2003).



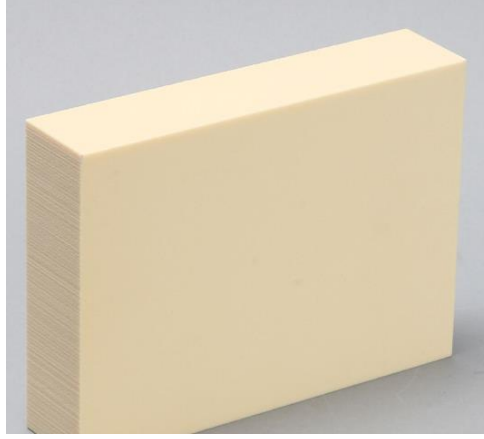
Şekil 3-1. Çalışmada kullanılan implantın makro yapısı ve teknik özellikleri

3.2. Sawbones Sentetik Kemik Blokları

Sawbones kemikleri çeşitli şekillerde mevcuttur. Özel yapım formlar, basit silindirlerden iskeletin herhangi bir kemiğine kadar üretilir. Ayrıca Sawbones kemikleri farklı köpük yoğunluklarında ve yapılarında elde edilebilir. Homojen bir test maddesi olarak veya gerçekliğe maksimum yaklaşma için kortikal ve süngerimsi kemiğin bir kombinasyonu olarak üretilebilirler.

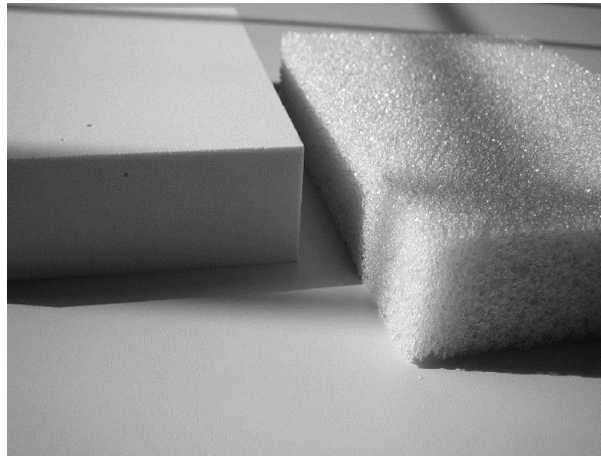


Şekil 3-2. Süngerimsi ve kortikal materyali taklit eden iki farklı yoğunluktan oluşan bir sawbones kemiği



Şekil 3-3. Solid rijid poliüretandan üretilen homojen yapıdaki dikdörtgen biçimli sawbones kemiği

Çok çeşitli biyomekanik ortamlar arasında, özellikle deneysel bir kırık modeli yaratanlar, sawbones kemiği malzeme kullanımına yatkın görünmektedir. Deneylerin çoğunda, sonuçlar klinik durumlar için ortopedik cerrahlara kesin tavsiyeler vermek için kullanılmıştır. Ellias ve ark. kemiği modellemek için polivinil klorür borusu kullanılarak üç in vitro modelde vida pozisyonunun plaka suşları üzerindeki etkisini incelemiştir. Çalışmalarıyla yazarlar, plaka suşu modellerinin kırığın doğasına göre değiştiğini doğruladılar. Sonuçlar, cerraha vida konumlandırması konusunda kesin tavsiyeler vermek için kullanıldı. Örneğin, parçalanmış bir kırığı simüle eden bir boşluk modelinde, vidalar boşluğa hemen bitişik yerleştirildiğinde plaka suşları en aza indirilir. Araştırma ayrıca, kırık fiksasyon donanımının başarısızlığının altında yatan potansiyel mekanizmaların bir değerlendirmesini sunmaktadır.



Şekil 3-4. Sawbone kemiği malzeme yoğunluklarının iki ucu

Çalışmamızda kullanılan sentetik kemik blokları, 1975 yılında Amerika’da kurulan Pasifik araştırma laboratuvarı tarafından kemik yapısını yoğunluk ve anatomik olarak taklid eden homojen yapıda poliüretan materyali kullanılarak üretilmiştir. Çalışmamızda çene kemiklerini evrensel olarak temsil eden, 1522-04#(D1), 1522-03#(D2), 1522-01#(D3), 1522-23#(D4) olmak üzere 4 farklı yoğunluktaki solid-rijid-poliüretan 13*8*4 cm boyutlarında Sawbones ® sentetik kemik blokları kullanıldı.

Dental implantların sentetik kemik blokları içine yerleştirilmesinin standardize edilmesi amacıyla Optimum® dikey frezeleme makinesi kullanılarak, uygulanacak olan dental implantların çap ve boyuna uygun implant dril frezi ile kavite hazırlandı. Dental implantlar blok kemikler içinde hazırlanan yuvaya yerleştirildikten sonra, Garant® cihazıyla yerleştirme torku ölçüldü. Rezonans Frekans Analizi ölçüm yöntemini esas alan Ostell ISQ® ve Penguin RFA® cihazlarıyla primer implant stabilitesinin sayısal değerlere bağlı ölçümü saptandı.

Çalışmamızda kullanılan Sawbone kemiklerinin genel özellikleri aşağıda Tablo 3-1’de verilmiştir:

Tablo 3-1. Kullanılan Sawbone kemiklerinin genel özellikleri

	1522-01	1522-03	1522-04	1522-23
Gerilme direnci	2.1 MPa	5,6 MPa	7,6 MPa	
Kalınlık	40 mm	40 mm	40 mm	40 mm
Uzunluk	180 mm	180 mm	180 mm	180 mm
Öge adı	Blok 10 PCF	Blok 20 PCF	Blok 30 PCF	Blok 5 PCF
Renk	Beyaz kapalı	Beyaz kapalı	Beyaz kapalı	Beyaz kapalı
Yoğunluk	0.16 g / cu-cm	0.32 g / cu-cm	0.48 g / cu-cm	0.08 g / cu-cm
Genişlik	130 mm	130 mm	130 mm	130 mm
Malzeme	Katı Köpük	Katı Köpük	Katı Köpük	Katı Köpük

3.3. İmplant Yuvası Hazırlanması

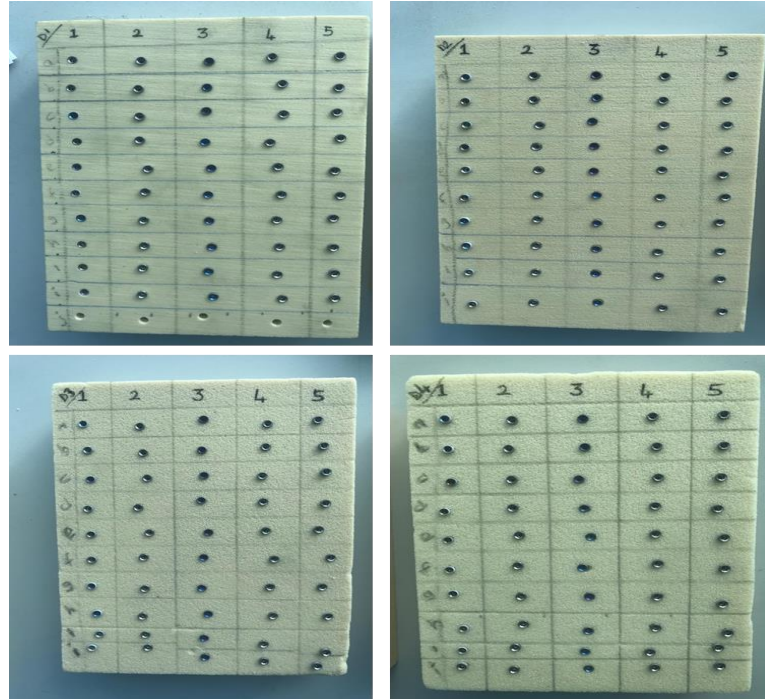
Çalışmada kullanılan dental implantların makro yapısı 4.2 mm çapında ve 11.5 mm uzunluğundadır. Çalışmamızda standardizasyon sağlanması amacıyla Optimum® Bf 20 Vario Freze tezgahında, frezeleme makinesine 4.2 mm çap ve 11.5 mm uzunluğundaki dental implantlar için tasarlanmış stoperli final frezi yerleştirildikten sonra Sawbones® sentetik kemik bloklarında implant yuvası hazırlanmıştır. Çalışmamızda kullanılan her bloğa, kullanılan her implant yüzeyinden 10 ‘ar adet olmak üzere toplamda 50 adet implant yerleştirilmiştir. Sentetik kemik blokları üzerinde 2*1.5 cm genişliğinde alanlar işaretlenmiş olup, implantlar işaretli bölgelere yerleştirilmiştir (Tablo 3- 2).



Şekil 3-5. Optimum® Bf 20 Vario Freze tezgahında sawbones kemik blokları üzerinde implant yuvasının hazırlanması

Tablo 3-2. Sawbones Sentetik kemik blokları üzerinde implnltların yerleşimi

Makine ile pürüzlendirilmiş Yüzey	Titanyum plazma sprey	Hidroksiapatit Yüzey	Çift pürüzlendirilmiş yüzey	Kumlama+asitleme (SLA) yüzey
•	•	•	•	•
•	•	•	•	•
•	•	•	•	•
•	•	•	•	•
•	•	•	•	•
•	•	•	•	•
•	•	•	•	•
•	•	•	•	•
•	•	•	•	•
•	•	•	•	•
2cm	2cm	2cm	2 cm	2 cm

**Şekil 3-6. Sawbones® sentetik kemik bloklarına dental implantların yerleştirilmesi**

3.4. Biyomekanik Testler

3.4.1. Yerleştirme torku (insertion torque) değerlendirilmesi

Sentetik kemik bloklarına implant yuvaları hazırlandıktan sonra, dental implantların torkmetre cihazı (Garant ® TT-1, Germany) probu implant taşıma parçaları üzerine sabitlendikten sonra, implantlar raşet ve taşıma parçası ile kemik yuvasına yerleştirilirken bu sırada dijital ekranda kaydedilen ve kırılma anında elde edilen en yüksek tork değeri newtonsantimetre (Ncm) cinsinden kaydedildi.



Şekil 3-7. Torkmetre cihazı ve ölçüm

3.4.2. Rezonans frekans analizi

RFA ölçümü için OsstellMentor® ve Penguin RFA® cihazları kullanıldı. OsstellMentor® ile yapılan ölçümler, smartpeg adı verilen ara parçası implanta 5-10 Ncm torkla vidalandıktan sonra yapılmıştır. Penguin RFA® ile yapılan ölçümler, multipeg adı verilen ara parçası 10 Ncm torkla vidalandıktan sonra yapılmıştır. Her iki cihazda da ölçümler her seferinde üç kez yapılarak en çok tekrarlayan sonuç değer olarak kaydedildi.



Şekil 3-8. Penguin RFA® cihazı ve ölçüm



Şekil 3-9. OsstellMentor® cihazı ve ölçüm

3.4.3. Çıkarma(removal) tork değerlendirilmesi

Kullanılan tüm dental implantlara yerleştirme torku ve rezonans frekans analizi ölçümleri yapıldıktan sonra çıkarma torku testi uygulandı. İmplantların üzerine taşıma parçaları vidalandı. Dijital torkmetre cihazı (Garant ® TT-1, Germany) probu implant taşıma parçaları üzerine sabitlendikten sonra saat yönünün tersi yönünde yavaşça ve artan bir şekilde kontrollü biçimde çıkarma kuvveti uygulandı. İmplant kemik bloğuna hazırlanmış olan yuvasında dönmeye başladığı an dijital ekranda kaydedilen ve dönme anında elde edilen en yüksek tork değeri newtonsantimetre (Ncm) cinsinden kaydedildi.

4. BULGULAR

Her bir kemik tipinde implant yüzeyleri arasındaki yerleştirme torku, Ostell ISQ, Penguin değerleri Kruskal Wallis testi ile yapılmış olup, posthoc analizde ikili karşılaştırmalar Mann Whitney U Testi ile yapılmıştır.

D1 kemik tipinde yüzeyler arasında yerleştirilme torku karşılaştırılmıştır. Hidroksiapatit (HA) kaplı ve makine ile pürüzlendirilmiş implantların yerleştirme torku değerleri kumlama+asitleme(SLA), çift asitle pürüzlendirilmiş, titanyum plazma sprej (TPS) ile kaplı implantlara göre daha düşüktür. SLA yüzeye sahip implantların yerleştirme torku değeri çift asitle pürüzlendirilmiş ve TPS ile kaplanmış implantlara göre daha düşüktür. Çift asitle pürüzlendirilmiş implantların yerleştirme torku değeri TPS ile kaplanmış implant yüzeylerine göre daha yüksektir.

Tablo 4-1. D1 kemik tipinde yüzeyler arasında yerleştirilme torku karşılaştırması

D1-İmplant yüzeyi	Yerleştirme torku N/m			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	0,277	±,14	0,291	<0,001
Makine pürüzlendirme	0,297	±,10	0,272	
Kumlama+asitleme(SLA)	0,515	±,09	0,520	
Çift asitle pürüzlendirme	0,687	±,06	0,693	
Titanyum plazma sprej	0,618	±,07	0,621	

D2 kemik tipinde yüzeyler arasında yerleştirilme torku karşılaştırılmıştır. Hidroksiapatit (HA) kaplı implantların yerleştirme torku değeri makine ile pürüzlendirilmiş ve kumlama+asitleme(SLA) yüzeye sahip implantlara göre daha yüksektir. Makine ile pürüzlendirilmiş implantların yerleştirme torku değeri SLA, çift asitle pürüzlendirilmiş ve TPS kaplı implantlara göre daha düşüktür. SLA yüzeyli implantların yerleştirme torku değeri çift asitle pürüzlendirilmiş ve TPS ile kaplanmış implantların yerleştirme torkuna göre daha düşüktür.

Tablo 4-2. D2 kemik tipinde yüzeyler arasında yerleştirilme torku karşılaştırması

D2-İmplant yüzeyi	Yerleştirme torku N/m			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	0,106	±,02	0,102	<0,001
Makine pürüzlendirme	0,052	±,01	0,054	
Kumlama+asitleme(SLA)	0,073	±,02	0,078	
Çift asitle pürüzlendirme	0,110	±,02	0,112	
Titanyum plazma sprej	0,114	±,03	0,119	

D3 kemik tipinde yüzeyler arasında yerleştirilme torku karşılaştırılmıştır. Hidroksiapatit (HA) kaplamalı implantların yerleştirme torku değeri makine ile pürüzlendirilmiş, kumlama+asitleme (SLA) yüzeyli implantlara göre daha yüksektir. Makine ile pürüzlendirilmiş implantların yerleştirme torku değeri çift asitle pürüzlendirilmiş ve titanyum plazma sprej (TPS) kaplamalı implantların yerleştirme torkuna göre daha düşüktür.

Tablo 4-3. D3 kemik tipinde yüzeyler arasında yerleştirilme torku karşılaştırması

D3-İmplant yüzeyi	Yerleştirme torku N/m			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	0,035	±,01	0,036	0,013
Makine pürüzlendirme	0,025	±,01	0,025	
Kumlama+asitleme(SLA)	0,028	±,01	0,028	
Çift asitle pürüzlendirme	0,033	±,01	0,033	
Titanyum plazma sprej	0,033	±,01	0,033	

D4 kemik tipinde yüzeyler arasında yerleştirilme torku karşılaştırılmıştır. Yüzeyler arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır.

Tablo 4-4. D4 kemik tipinde yüzeyler arasında yerleştirilme torku karşılaştırması

D4-İmplant yüzeyi	Yerleştirme torku N/m			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	0,007	±,01	0,003	0,070
Makine pürüzlendirme	0,009	±,01	0,000	
Kumlama+asitleme(SLA)	0,016	±,01	0,022	
Çift asitle pürüzlendirme	0,019	±,01	0,020	
Titanyum plazma sprej	0,022	±,00	0,021	

D1 kemik tipinde yüzeyler arasında Ostell ISQ karşılaştırılmıştır. Hidroksiapatit (HA) kaplamalı implantların Ostell ISQ değeri kumlama+asitleme (SLA), çift asitle pürüzlendirilmiş, titanyum plazma sprej (TPS) kaplı implantlara göre daha düşüktür. Makine ile pürüzlendirilmiş implantların Ostell ISQ değeri SLA ve çift asitle pürüzlendirilmiş implantlara göre daha düşüktür. Çift asitle pürüzlendirilmiş implantların Ostell ISQ değeri TPS kaplı implantlara göre daha yüksektir.

Tablo 4-5. D1 kemik tipinde yüzeyler arasında Ostell ISQ karşılaştırması

D1-İmplant yüzeyi	Ostell ISQ	P
-------------------	------------	---

	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	58,60	±8,30	57,50	<0,001
Makine pürüzlendirme	62,50	±6,67	63,50	
Kumlama+asitleme(SLA)	68,90	±9,85	69,50	
Çift asitle pürüzlendirme	71,10	±2,88	72,00	
Titanyum plazma sprej	65,40	±3,98	65,00	

D2 kemik tipinde yüzeyler arasında Ostell ISQ karşılaştırılmıştır. Hidroksiapatit (HA) kaplamalı implantların Ostell ISQ değeri makine ile pürüzlendirilmiş, kumlama+asitleme (SLA), çift asitle pürüzlendirilmiş ve titanyum plazma sprej (TPS) ile kaplı implantlara göre daha düşüktür. SLA yüzeye sahip implantların Ostell ISQ değeri çift asitle pürüzlendirilmiş implantlara göre daha düşüktür.

Tablo 4-6. D2 kemik tipinde yüzeyler arasında Ostell ISQ karşılaştırması

D2-İmplant yüzeyi	Ostell ISQ			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	54,60	±4,33	55,00	0,001
Makine pürüzlendirme	60,30	±1,95	60,50	
Kumlama+asitleme(SLA)	57,20	±8,13	59,50	
Çift asitle pürüzlendirme	61,90	±2,13	63,00	
Titanyum plazma sprej	60,80	±2,62	62,00	

D3 kemik tipinde yüzeyler arasında Ostell ISQ karşılaştırılmıştır. Hidroksiapatit (HA) ile kaplı implantların Ostell ISQ değeri makine ile pürüzlendirilmiş, çift asitle pürüzlendirilmiş implantlara göre daha düşüktür. Makine ile pürüzlendirilmiş implant Ostell ISQ değeri kumlama+asitleme (SLA) ve titanyum plazma sprej (TPS) kaplı implantlara göre daha yüksektir. Çift asitle pürüzlendirilmiş implant Ostell ISQ değeri SLA yüzeyli ve TPS kaplı implantlara göre daha yüksektir.

Tablo 4-7. D3 kemik tipinde yüzeyler arasında Ostell ISQ karşılaştırması

D3-İmplant yüzeyi	Ostell ISQ			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	44,00	±10,86	41,00	0,002
Makine pürüzlendirme	51,00	±3,09	51,50	
Kumlama+asitleme(SLA)	48,80	±2,25	49,00	
Çift asitle pürüzlendirme	50,50	±3,31	52,00	
Titanyum plazma sprej	45,70	±4,11	46,00	

D4 kemik tipinde yüzeyler arasında Ostell ISQ karşılaştırılmıştır. Titanyum plazma sprej (TPS) ile kaplanmış implantların Ostell ISQ değeri hidroksiapatit, makine ile pürüzlendirilmiş, kumlama+asitleme (SLA) ile işlenmiş implantlara göre daha yüksektir.

Tablo 4-8. D4 kemik tipinde yüzeyler arasında Ostell ISQ karşılaştırması

D4-İmplant yüzeyi	Ostell ISQ			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	49,60	±3,89	49,00	<0,001
Makine pürüzlendirme	38,20	±11,98	31,00	
Kumlama+asitleme(SLA)	43,90	±11,11	49,00	
Çift asitle pürüzlendirme	50,00	±11,14	53,50	
Titanyum plazma sprej	57,20	±3,22	57,50	

D1 kemik tipinde yüzeyler arasında Penguin RFA değerleri karşılaştırılmıştır. Hidroksiapatit (HA) kaplı implantların Penguin RFA değeri çift asitle pürüzlendirilmiş, titanyum plazma sprej (TPS) ile kaplı implantlara göre daha düşüktür. Çift asitle pürüzlendirilmiş implantların Penguin RFA değeri makine ile pürüzlendirilmiş, kumlama+asitleme (SLA) ve TPS ile kaplanmış implantlara göre daha yüksektir.

Tablo 4-9. D1 kemik tipinde yüzeyler arasında Penguin RFA karşılaştırması

D1-İmplant yüzeyi	Penguin RFA			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	60,70	±6,63	62,00	<0,001
Makine pürüzlendirme	63,20	±5,35	62,00	
Kumlama+asitleme(SLA)	66,10	±8,46	70,00	
Çift asitle pürüzlendirme	72,80	±2,62	73,00	
Titanyum plazma sprej	67,00	±3,86	67,00	

D2 kemik tipinde yüzeyler arasında Penguin RFA değerleri karşılaştırılmıştır. Hidroksiapatit (HA) ve makine ile pürüzlendirilmiş implantların Penguin RFA değeri çift asitle pürüzlendirilmiş ve titanyum plazma sprej (TPS) ile kaplanmış implantlara göre daha düşüktür. Çift asitle pürüzlendirilmiş implantların Penguin RFA değeri kumlama+asitleme (SLA) ile işlenmiş implantlara göre daha yüksektir.

Tablo 4-10. D2 kemik tipinde yüzeyler arasında Penguin RFA karşılaştırması

D2-İmplant yüzeyi	Penguin RFA			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	54,70	±4,32	56,00	<0,001

Makine pürüzlendirme	57,70	$\pm 2,00$	57,50	
Kumlama+asitleme(SLA)	55,70	$\pm 7,93$	58,50	
Çift asitle pürüzlendirme	60,50	$\pm 1,90$	61,00	
Titanyum plazma sprej	59,50	$\pm 1,18$	59,50	

D3 kemik tipinde yüzeyler arasında Penguin RFA değerleri karşılaştırılmıştır. Titanyum plazma sprej (TPS) ile kaplanmış implantların Penguin RFA değeri, makine ile pürüzlendirilmiş, kumlama+asitleme (SLA) ve çift asitle pürüzlendirilmiş implantlara göre daha düşüktür. SLA ile işlenmiş implantların Penguin RFA değeri makine ile pürüzlendirilmiş ve çift asitle pürüzlendirilmiş implantlara göre daha düşüktür.

Tablo 4-11. D3 kemik tipinde yüzeyler arasında Penguin RFA karşılaştırması

D3-İmplant yüzeyi	Penguin RFA			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	39,80	$\pm 11,02$	37,00	0,001
Makine pürüzlendirme	49,90	$\pm 2,23$	50,00	
Kumlama+asitleme(SLA)	47,00	$\pm 2,16$	46,50	
Çift asitle pürüzlendirme	49,10	$\pm 1,37$	49,50	
Titanyum plazma sprej	43,70	$\pm 3,43$	43,50	

D4 kemik tipinde yüzeyler arasında Penguin RFA değerleri karşılaştırılmıştır. Hidroksiapatit (HA) kaplı implantların Penguin RFA değeri kumlama+asitleme(SLA), çift asitle pürüzlendirilmiş ve titanyum plazma sprej (TPS) ile kaplı implantlara göre daha düşüktür. Makine ile pürüzlendirilmiş implantların Penguin RFA değeri çift asitle pürüzlendirilmiş ve TPS ile kaplanmış implantlara göre daha düşüktür.

Tablo 4-12. D4 kemik tipinde yüzeyler arasında Penguin RFA karşılaştırması

D4-İmplant yüzeyi	Penguin RFA			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	48,20	$\pm 3,19$	48,00	0,002
Makine pürüzlendirme	45,20	$\pm 11,22$	49,50	
Kumlama+asitleme(SLA)	52,70	$\pm 2,41$	52,00	
Çift asitle pürüzlendirme	53,10	$\pm 1,85$	53,50	
Titanyum plazma sprej	54,00	$\pm 1,89$	53,50	

D1 kemik yoğunluğunda yüzeyler arasında çıkarma torku karşılaştırılmıştır. Hidroksiapatit (HA) yüzeyli implantların çıkarma torku değeri makine ile pürüzlendirilmiş ve SLA yüzeyli implantlara göre daha düşüktür. Makine ile

pürüzlendirilmiş implantların çıkarma torku değeri TPS ve çift asitlendirilmiş implantlardan daha düşüktür.

Tablo 4-13. D1 kemik tipinde yüzeyler arasında çıkarma torku karşılaştırması

D1-İmplant yüzeyi	Çıkarma torku N/m			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	-0,140	±,11	-0,110	<0,001
Makine pürüzlendirme	-0,358	±,05	-0,365	
Kumlama+asitleme(SLA)	-0,429	±,13	-0,409	
Çift asitle pürüzlendirme	-0,518	±,04	-0,506	
Titanyum plazma sprej	-0,485	±,05	-0,495	

D2 kemik yoğunluğunda yüzeyler arasında çıkarma torku karşılaştırılmıştır. HA kaplı ve makine ile pürüzlendirilmiş implantlar en düşük çıkarma torku değerine sahiptir. SLA yüzeyli implantların çıkarma torku değeri TPS ve çift asitle pürüzlendirilmiş implantlardan daha düşüktür.

Tablo 4-14. D2 kemik tipinde yüzeyler arasında çıkarma torku karşılaştırması

D2-İmplant yüzeyi	Çıkarma torku N/m			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	-0,055	±,02	-0,054	<0,001
Makine pürüzlendirme	-0,055	±,01	-0,057	
Kumlama+asitleme(SLA)	-0,095	±,03	-0,106	
Çift asitle pürüzlendirme	-0,132	±,02	-0,137	
Titanyum plazma sprej	-0,104	±,03	-0,116	

D3 kemik tipinde yüzeyler arasında çıkarma torku karşılaştırılmıştır. HA ile kaplanmış implantların çıkarma torku değeri makine ile pürüzlendirilmiş ve SLA yüzeyli implantlara göre daha düşüktür. SLA yüzeyli implantların çıkarma torku değeri TPS ve çift asitle pürüzlendirilmiş implantlardan daha düşüktür.

Tablo 4-15. D3 kemik tipinde yüzeyler arasında çıkarma torku karşılaştırması

D3-İmplant yüzeyi	Çıkarma torku N/m			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	-0,009	±,01	-0,005	<0,001
Makine pürüzlendirme	-0,013	±,01	-0,018	
Kumlama+asitleme(SLA)	-0,016	±,01	-0,019	
Çift asitle pürüzlendirme	-0,021	±,01	-0,021	
Titanyum plazma sprej	-0,024	±,01	-0,026	

D4 kemik tipinde yüzeyler arasında çıkarma torku karşılaştırılmıştır. En düşük çıkarma torku değeri HA ile kaplanmış implantlarda görülmüştür. SLA ve makine ile pürüzlendirilmiş implantların çıkarma torku değeri TPS ve çift asitle pürüzlendirilmiş implantlara göre daha düşük bulunmuştur.

Tablo 4-16. D4 kemik tipinde yüzeyler arasında çıkarma torku karşılaştırması

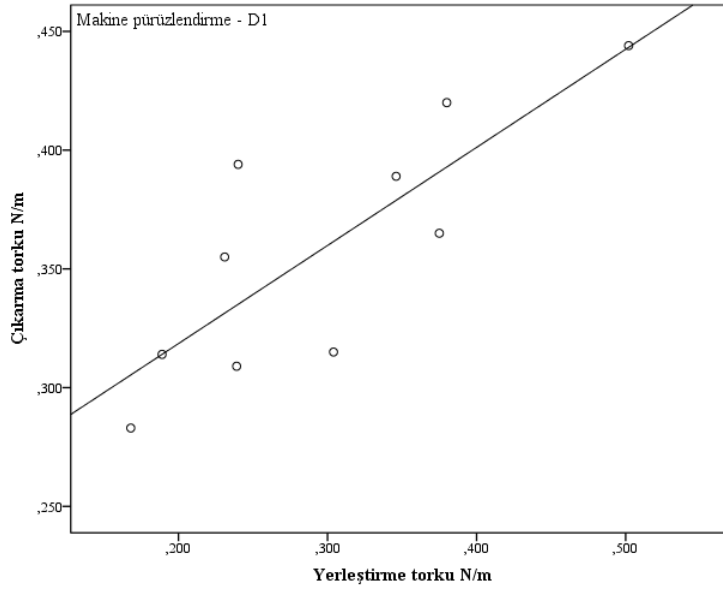
D4-İmplant yüzeyi	Çıkarma torku N/m			P
	Ort	s.s.	Medyan	
Hidroksiapatit	-0,000	±,00	-0,000	<0,001
Makine pürüzlendirme	-0,002	±,005	-0,000	
Kumlama+asitleme(SLA)	-0,002	±,005	-0,000	
Çift asitle pürüzlendirme	-0,004	±,001	-0,000	
Titanyum plazma sprej	-0,006	±,001	-0,000	

D-1 yoğunluklu kemikte farklı implant yüzeyleri için yapılan ölçümlerin korelasyonuna bakılmıştır. Hidroksiapatit (HA), kumlama+asitleme (SLA) ve titanyum plazma sprej (TPS) ile kaplanmış implantlarda yapılan ölçümlerde anlamlı korelasyon bulunamamıştır. Makine ile pürüzlendirilmiş implantlarda yerleştirme torku ile çıkarma torku arasında pozitif yönlü kuvvetli korelasyon vardır. Çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasında pozitif yönlü orta derecede anlamlı korelasyon vardır ve Penguin RFA ile çıkarma torku arasında negatif yönde iyi derecede anlamlı korelasyon vardır (Tablo 4-17).

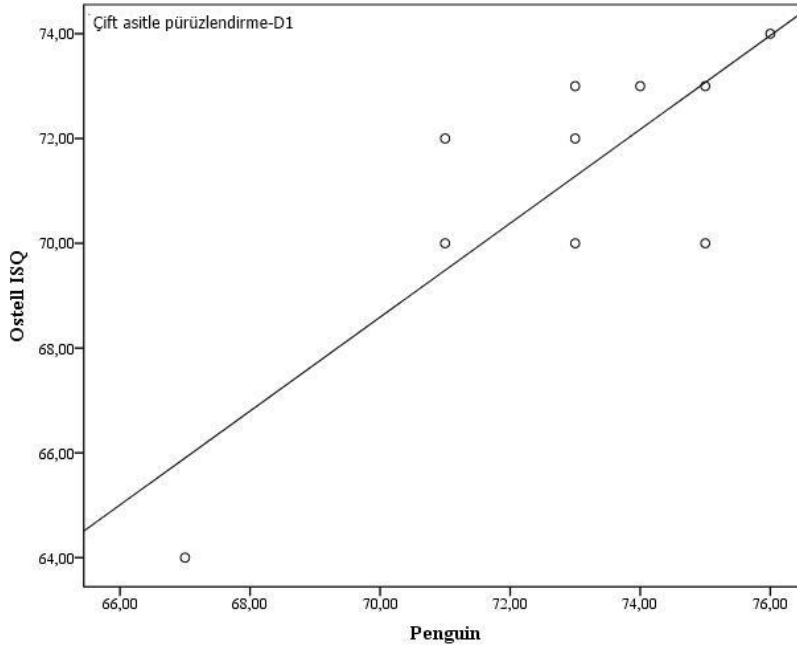
Tablo 4-17. D-1 kemikte farklı yüzeyler için ölçülen değerlerin korelasyonu

Hidroksiapatit		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	0,140	0,511	0,212
	p	0,700	0,132	0,556
Ostell ISQ	r		0,354	0,188
	p		0,316	0,602
Penguin	r			0,620
	p			0,056
Makine pürüzlendirme		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	-0,146	0,091	0,842
	p	0,688	0,802	0,002
Ostell ISQ	r		0,040	-0,419
	p		0,913	0,228
Penguin	r			0,280
	p			0,432
Kumlama+asitleme(SLA)		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m

Yerleştirme torku N/m	r	0,201	-0,093	0,419
	p	0,578	0,799	0,228
Ostell ISQ	r		0,572	0,261
	p		0,084	0,467
Penguin	r			0,129
	p			0,722
Çift asitle pürüzlendirme		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	-0,025	-0,494	0,612
	p	0,945	0,147	0,060
Ostell ISQ	r		0,657	-0,467
	p		0,039	0,173
Penguin	r			-0,747
	p			0,013
Titanyum plazma sprej		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	0,006	-0,110	0,608
	p	0,987	0,762	0,062
Ostell ISQ	r		0,369	0,251
	p		0,294	0,485
Penguin	r			0,037
	p			0,920



Şekil 4-1. D1 kemik tipinde makine ile pürüzlendirilmiş implantlarda yerleştirme ile çıkarma torkları arasındaki korelasyon grafiği



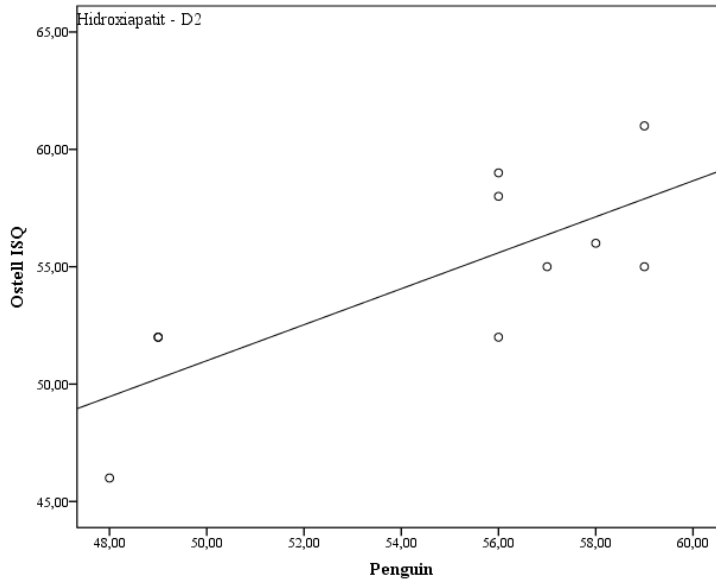
Şekil 4-2. D1 kemik tipinde çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği

D-2 yoğunluklu kemikte farklı implant yüzeyleri için yapılan ölçümlerin korelasyonuna bakılmıştır. Titanyum plazma sprej (TPS) ile kaplanmış implantlarda yapılan ölçümlerde anlamlı korelasyon bulunamamıştır. Hidroksiapatit (HA) ile kaplanmış implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasında pozitif yönde orta derecede anlamlı korelasyon vardır. Makine ile pürüzlendirilmiş implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasında pozitif yönde iyi derecede anlamlı korelasyon vardır. Kumlama+asitleme (SLA) ile işlenmiş implantlarda Penguin RFA ile yerleştirme torku ve Ostell ISQ arasında pozitif yönde iyi derecede anlamlı korelasyon vardır ve Ostell ISQ ile yerleştirme torku arasında pozitif yönde iyi derecede anlamlı korelasyon vardır. Çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda yerleştirme torku ile çıkarma torku arasında pozitif yönlü iyi derecede anlamlı korelasyon vardır (Tablo 4-18).

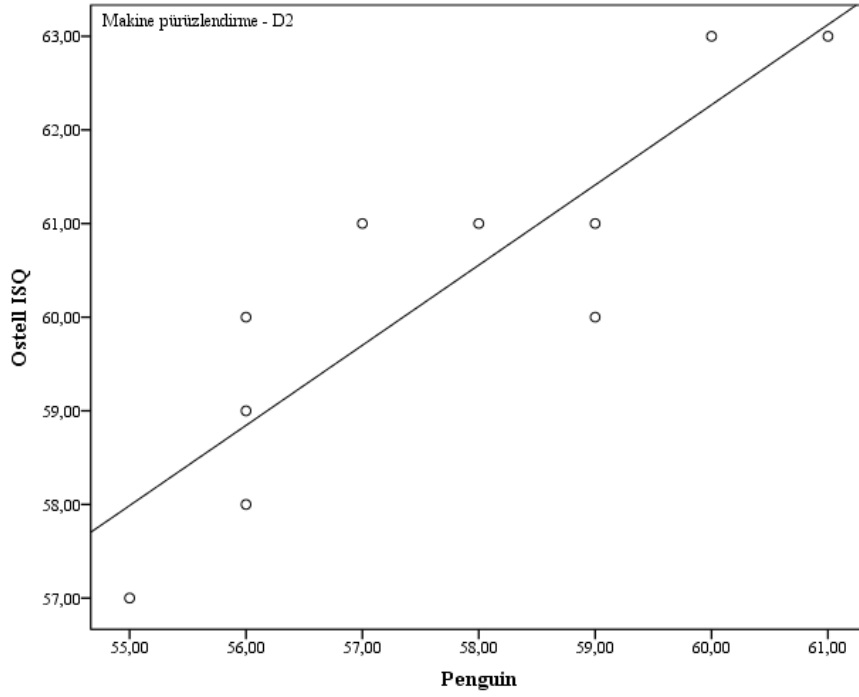
Tablo 4-18. D-2 kemikte farklı yüzeyler için ölçülen değerlerin korelasyonu

Hidroksiapatit	Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	R	0,423	-0,195
	P	0,223	0,589
Ostell ISQ	R	0,693	0,609
	P	0,026	0,061
Penguin	R		0,173
	P		0,633

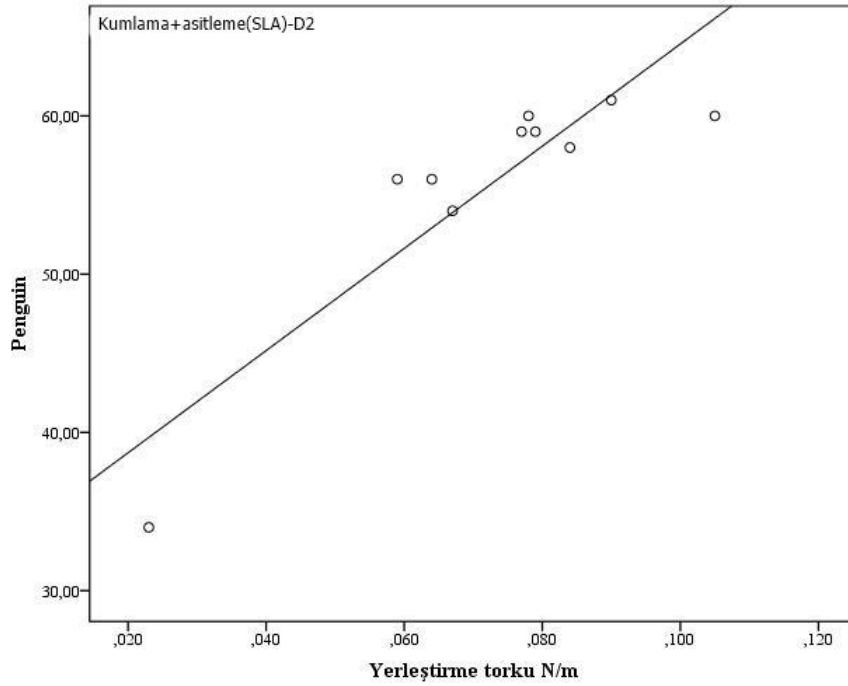
Makine pürüzlendirme		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	0,629	0,525	0,328
	p	0,052	0,119	0,354
Ostell ISQ	r		0,887	-0,068
	p		0,001	0,852
Penguin	r			-0,074
	p			0,839
Kumlama+asitleme(SLA)		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	0,739	0,832	0,358
	p	0,015	0,003	0,310
Ostell ISQ	r		0,814	0,215
	p		0,004	0,550
Penguin	r			0,569
	p			0,086
Çift asitle pürüzlendirme		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	0,295	0,498	0,790
	p	0,408	0,143	0,007
Ostell ISQ	r		0,549	0,629
	p		0,100	0,051
Penguin	r			0,350
	p			0,321
Titanyum plazma sprej		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	0,342	0,615	0,561
	p	0,333	0,058	0,092
Ostell ISQ	r		0,278	0,627
	p		0,436	0,052
Penguin	r			-0,073
	p			0,840



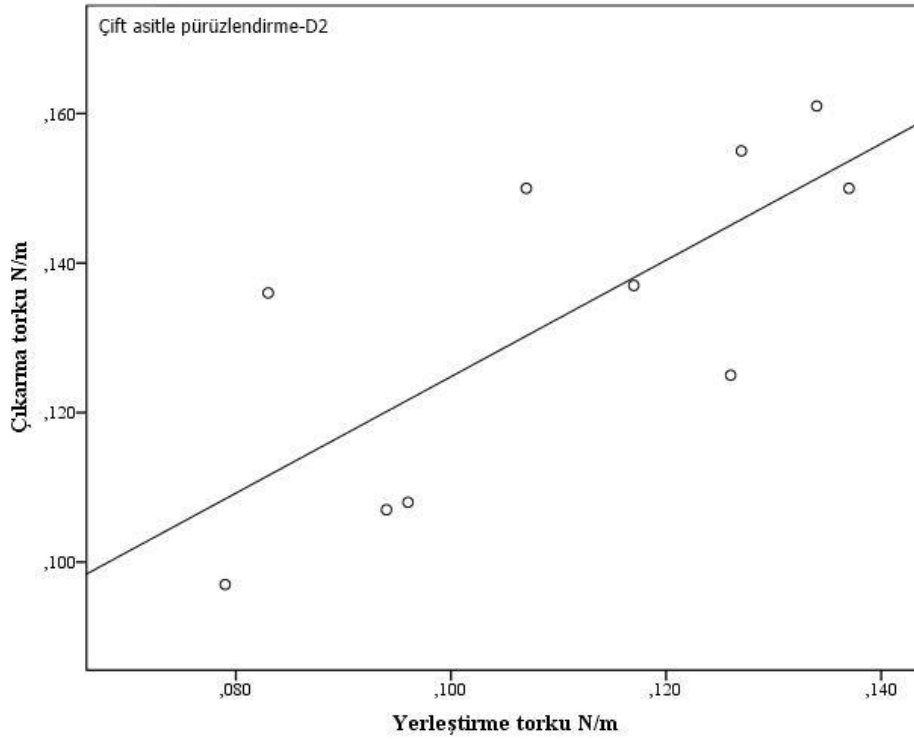
Şekil 4-3. D2 kemik tipinde Hidroksiapatit kaplı implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği



Şekil 4-4. D2 kemik tipinde makine ile pürüzlendirilmiş implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği



Şekil 4-5. D2 kemik tipinde kumlama+asitleme (SLA) yüzeyli implantlarda Penguin RFA ile yerleştirme torku arasındaki korelasyon grafiği



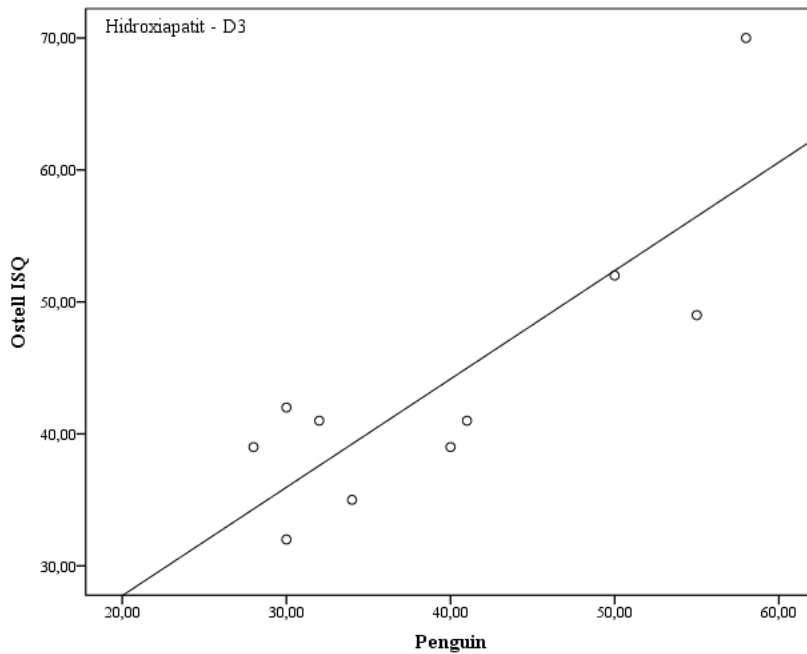
Şekil 4-6. D2 kemik tipinde çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda yerleştirme ile çıkarma torkları arasındaki korelasyon grafiği

D-3 yoğunluklu kemikte farklı implant yüzeyleri için yapılan ölçümlerin korelasyonuna bakılmıştır. Makine ile pürüzlendirilmiş implantlarda yapılan ölçümlerde anlamlı korelasyon bulunamamıştır. Hidroksiapatit (HA), kumlama+asitleme (SLA), çift asitle pürüzlendirme ve titanyum plazma sprej (TPS) yüzeyli implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasında pozitif yönde iyi derecede anlamlı korelasyon vardır. Ayrıca SLA ile işlenmiş implant yerleştirme torku ile çıkarma torku arasında negatif yönlü orta derecede anlamlı korelasyon vardır (Tablo 4-19).

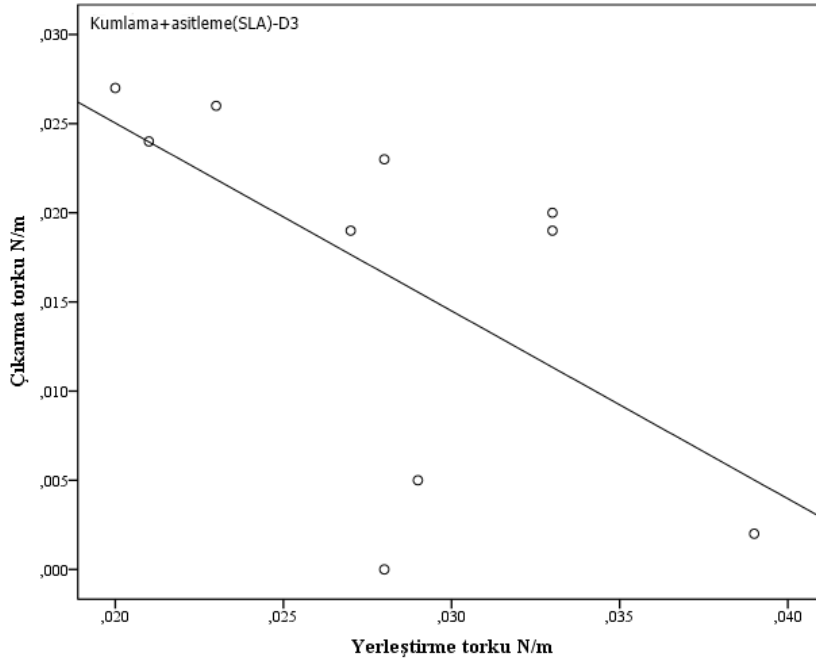
Tablo 4-19. D-3 kemikte farklı yüzeyler için ölçülen değerlerin korelasyonu

Hidroksiapatit		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	0,052	0,190	0,038
	p	0,886	0,600	0,917
Ostell ISQ	r		0,691	-0,319
	p		0,027	0,369
Penguin	r			-0,551
	p			0,099
Makine pürüzlendirme		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	-0,288	-0,316	-0,604
	p	0,420	0,374	0,064

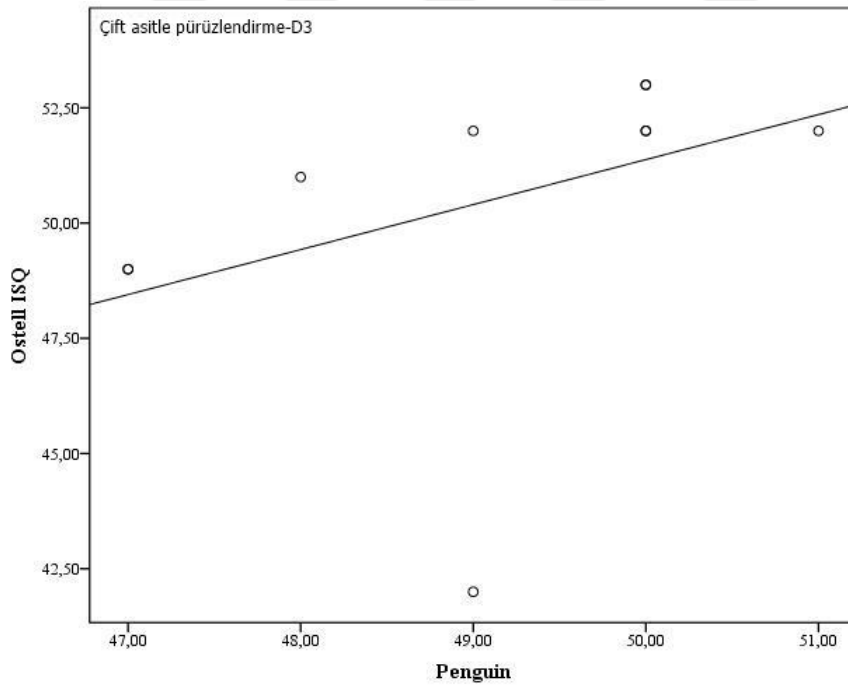
Ostell ISQ	r	0,595	0,272
	p	0,070	0,448
Penguin	r		0,279
	p		0,436
Kumlama+asitleme(SLA)		Ostell ISQ	Penguin
Yerleştirme torku N/m	r	-0,387	-0,248
	p	0,269	0,490
Ostell ISQ	r		0,883
	p		0,001
Penguin	r		0,356
	p		0,312
Çift asitle pürüzlendirme		Ostell ISQ	Penguin
Yerleştirme torku N/m	r	0,322	0,398
	p	0,364	0,255
Ostell ISQ	r		0,729
	p		0,017
Penguin	r		0,253
	p		0,480
Titanyum plazma sprej		Ostell ISQ	Penguin
Yerleştirme torku N/m	r	0,503	0,217
	p	0,138	0,548
Ostell ISQ	r		0,846
	p		0,002
Penguin	r		0,019
	p		0,960



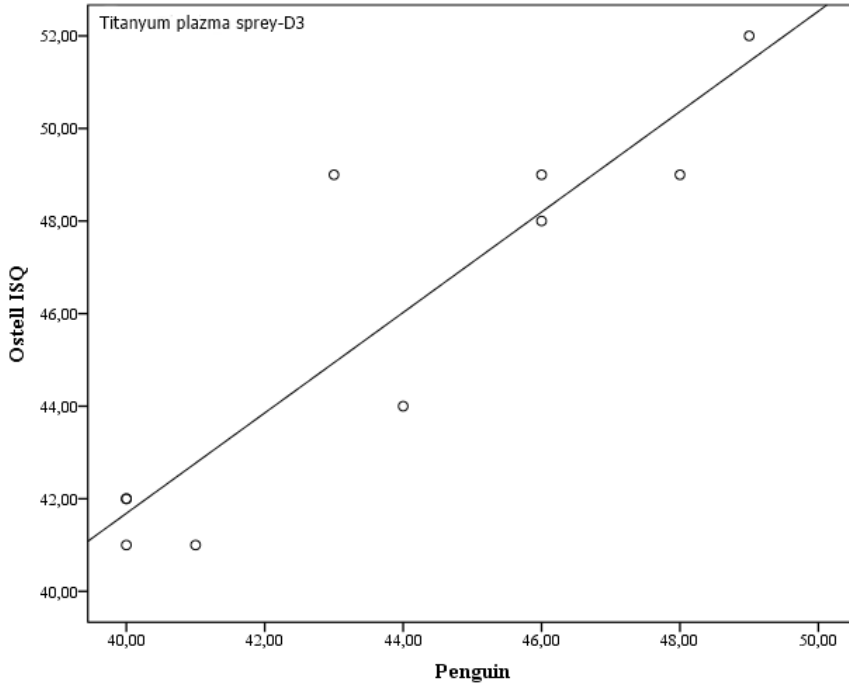
Şekil 4-7. D3 kemik tipinde Hidroksiapatit kaplı implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği



Şekil 4-8. D3 kemik tipinde kumlama+asitleme (SLA) yüzeyli implantlarda yerleştirme ile çıkarma torkları arasındaki korelasyon grafiği



Şekil 4-9. D3 kemik tipinde çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği



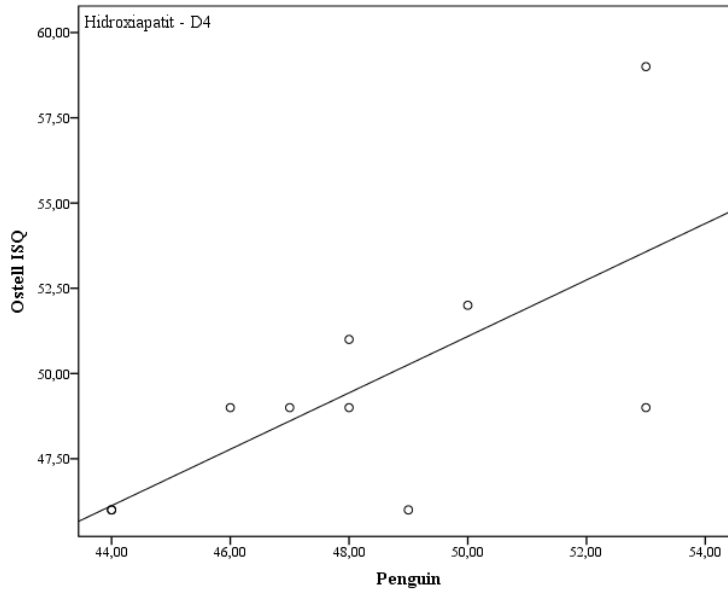
Şekil 4-10. D3 kemik tipinde Titanyum plazma sprej (TPS) kaplı implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği

D-4 yoğunluklu kemikte farklı implant yüzeyleri için yapılan ölçümlerin korelasyonuna bakılmıştır. Makine ile pürüzlendirilmiş implant ve kumlama+asitleme (SLA) ile işlenmiş implantlarda yapılan ölçümlerde anlamlı korelasyon bulunamamıştır. HA kaplamalı implantlarda yerleştirme torku ile Ostell ISQ ve Penguin RFA arasında pozitif yönde iyi derecede anlamlı korelasyon vardır ve Penguin RFA ile Ostell ISQ arasında pozitif yönlü orta derecede anlamlı korelasyon vardır. Çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda yerleştirme torku ile çıkarma torku arasında pozitif yönde orta derecede anlamlı korelasyon vardır. Titanyum plazma sprej (TPS) yöntemiyle kaplanmış implantlarda Penguin RFA ile yerleştirme torku arasında pozitif yönde orta derecede anlamlı korelasyon vardır (Tablo 4-20).

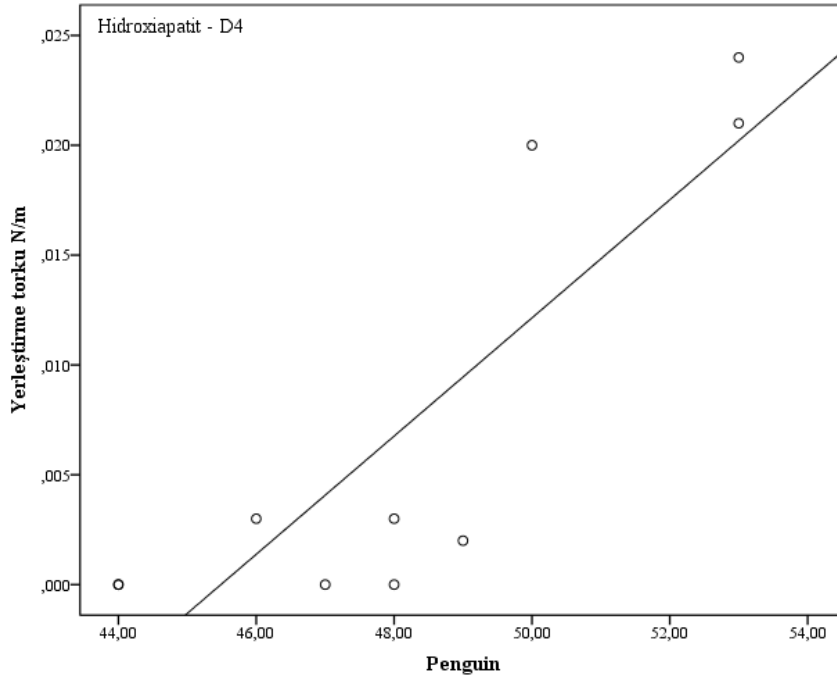
Tablo 4-20. D-4 kemikte farklı yüzeyler için ölçülen değerlerin korelasyonu

Hidroksiapatit		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	0,712	0,804	.
	p	0,021	0,005	.
Ostell ISQ	r		0,633	.
	p		0,049	.
Penguin	r			.
	p			.

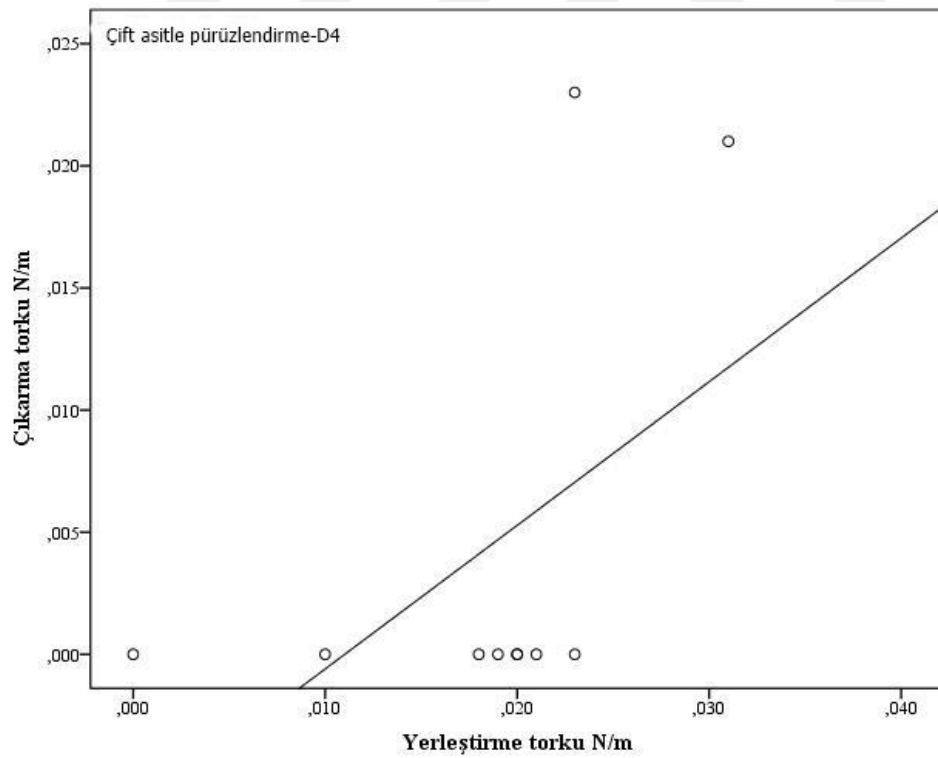
Makine pürüzlendirme		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	0,000	-0,292	-0,262
	p	1,000	0,412	0,464
Ostell ISQ	r		-0,097	-0,414
	p		0,789	0,235
Penguin	r			0,412
	p			0,236
Kumlama+asitleme(SLA)		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	0,386	0,313	-0,177
	p	0,271	0,378	0,625
Ostell ISQ	r		0,403	-0,414
	p		0,249	0,235
Penguin	r			-0,177
	p			0,624
Çift asitle pürüzlendirme		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	-0,455	0,006	0,640
	p	0,186	0,986	0,046
Ostell ISQ	r		-0,338	-0,593
	p		0,340	0,071
Penguin	r		1,000	-0,211
	p		.	0,559
Titanyum plazma sprej		Ostell ISQ	Penguin	Çıkarma torku N/m
Yerleştirme torku N/m	r	0,025	0,632	0,376
	p	0,946	0,050	0,284
Ostell ISQ	r		0,621	0,053
	p		0,056	0,884
Penguin	r			0,304
	p			0,393



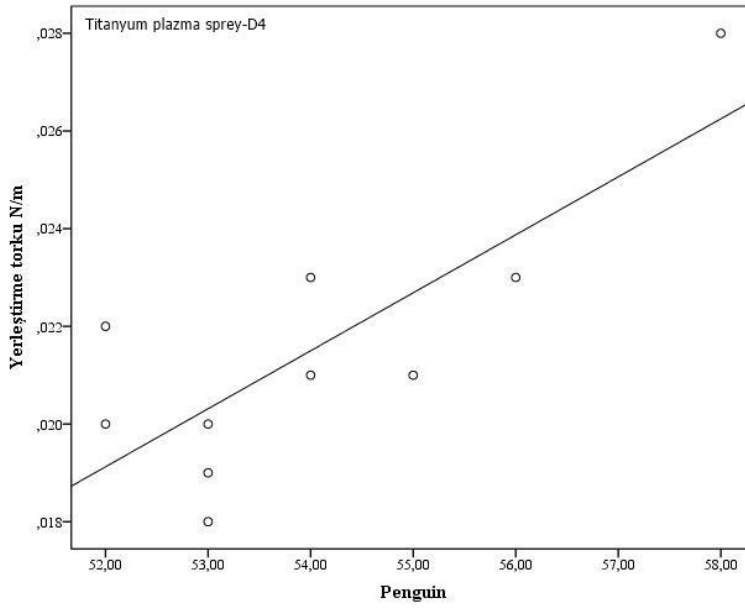
Şekil 4-11. D4 kemik tipinde Hidroksiapatit kaplı implantlarda Penguin RFA ile Ostell ISQ arasındaki korelasyon grafiği



Şekil 4-12. D4 kemik tipinde Hidroksiapatit kaplı implantlarda Penguin RFA ile yerleştirme torku arasındaki korelasyon grafiği



Şekil 4-13. D4 kemik tipinde çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda yerleştirme ve çıkarma torkları arasındaki korelasyon grafiği



Şekil 4-14. D4 kemik tipinde titanyum plazma sprej (TPS) kaplı implantlarda Penguin RFA ile yerleştirme torku arasındaki korelasyon grafiği

5. TARTIŞMA

Dental implantlar, yarım yüzyılı aşkın bir süredir eksik dişlerin yerini almak için kullanılmıştır. Eksik dişlerin yerini yüksek bir başarı oranıyla değiştirmede devrim yaptıkları için diş hekimliğine önemli bir katkı olarak kabul edilmektedirler. Bu başarı, implant malzemesinin çevre doku ile entegre olma yeteneğine bağlıdır. Bununla birlikte, bu entegrasyon implant malzemesi, kemik kalitesi ve miktarı ve implant yükleme durumu gibi çeşitli faktörlerden etkilenir (Gokcen-Rohlig ve ark., 2009; Baig ve Rajan, 2007; Zupnik ve ark., 2011).

Dental implantların kullanımı çok daha yaygın hale geldiğinden, diş hekiminin implant destekli restorasyonları olan hastaları görme olasılığı daha yüksektir. Bununla birlikte, dental implantlarda da doğal dişler gibi kemik kaybı ve enfeksiyöz durumlar gelişebilir ve aylarca veya yıllarca hizmet verdikten sonra da başarısız olabilir.

İmplant stabilitesi, implant yerleştirme ve iyileşmesi sırasında belirli hedeflerin karşılanmasını gerektirdiği için implant osseointegrasyonunu yansıtır (Brånemark, 1983). İmplant stabilitesinin ana belirleyicileri, implantın kemik dokusu ile ne kadar iyi temas ettiğinden bağımsız olarak implant bölgesindeki kemik dokusunun mekanik özellikleridir. İyi birincil stabilite, ikincil stabilite ile pozitif ilişkilidir (de Freitas ve ark., 2013). İkincil stabilite, implantın yerleştirilmesinden 4 hafta sonra kademeli olarak artar ve optimum stabilite elde etmek için 3-6 ay yüklü olmayan iyileşme süresi gerektirir. Brånemark'ın protokolü, diş çekildikten sonra alveolar kemiğin tamamen iyileşmesini ve ardından 3-6 ay boyunca batık iyileşme ile implant yerleştirilmesini önerir. Bu dönemde alveolar kemiğe yerleştirilen implantın alveolar kemiğin kalitesi ve miktarı, implant tasarımı, implantların yüzey özellikleri, primer stabilite, oklüzal yük ve marjinal kemik kaybı gibi çeşitli faktörleri etkileyebilir.

Stabilite iki tipte sınıflandırılabilir: implant yerleştirilmesinden hemen sonra ölçülen primer stabilite, implant çevresindeki kemiğin iyileşmesinden sonra ölçülen sekonder stabilite. Primer stabilite, implantın yerleştirilmesinden hemen sonra kemiğin implanta kenetlenmesi nedeniyle ortaya çıkan mekanik bir fenomendir; oysa ikincil stabilite, kemik yerleştirme ve kemik-implant arayüzünde yeniden modelleme gibi bir dizi olayla meydana gelir (Javed ve Romanos, 2009). Histolojik analiz, radyografiler, perküsyon testi, ters tork testi, kesme tork direnci analizi, periotest ve rezonans frekans

analizi (RFA) cihazı gibi implant stabilitesini değerlendirmek için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir (Romanos, 2003).

Birincil stabilite, implant kemiğe “iyi oturtulmuş” bir pozisyonda yerleştirildiğinde gerçekleştirilir. Bu, implantın ikincil stabilite sağlanana kadar konakçı kemiğe mekanik olarak adapte olmasını sağlar (Romanos, 2009). Bozulmuş primer implant stabilitesinin osseointegrasyon sürecini tehlikeye attığı gösterilmiştir (Roos ve ark., 1997). Bununla birlikte, bu adaptasyonun başarısı, implantı çevreleyen kemiğin yoğunluğu ve boyutu, implant tasarımı ve kullanılan cerrahi teknik dahil çeşitli faktörlere bağlıdır.

Kemik yoğunluğunun önemi ve implant diş hekimliği ile ilişkisi yirmi yılı aşkın bir süredir mevcuttur. Kemik kalitesi genellikle, alıcı alanın delindiği kortikal ve süngerimsi kemiğin miktarı (ve bunların topografik ilişkisi) olarak adlandırılır. Düşük kemik miktarı ve kalitesi, yüksek yoğunluklu kemiğe kıyasla aşırı kemik rezorpsiyonu ve iyileşme sürecinde bozulma ile ilişkili olabileceğinden implant başarısızlığı için ana risk faktörleri olarak gösterilmiştir (Jaffin ve Berman, 1991; Ulm ve ark., 1999; Herrmann ve ark., 2005). Klinik çalışmalar, mandibuladaki dental implantların, özellikle posterior maksilla için, maksilladakilere kıyasla daha yüksek sağkalım oranlarına sahip olduğunu bildirmiştir (Jemt ve Stenport, 2011; Jemt ve ark., 2011). Kemik kalitesi bu farkın temel nedeni olarak kabul edilmektedir. Posterior maksillada, mandibula ile karşılaştırıldığında daha kalın trabeküler kemik ile birlikte daha ince kortikal kemik vardır (Jacobs, 2000; Shibli ve ark., 2013). Klinik olarak, sık sık “yumuşak kemikler” olarak adlandırılan zayıf yoğunluklu kemiklerde zayıf derecede kemik mineralizasyonu veya sınırlı kemik direnci görülür (Lazzara ve ark., 1999). Yumuşak kemiklerde optimum primer stabilite elde etmenin zor olduğu ve bu kemiklere yerleştirilen implantlar için daha yüksek bir implant başarısızlık oranı ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (Johns ve ark., 1992). Turkyilmaz ve ark. (2007) implant çevresindeki kemik kalitesinin çene kemiğinde maksillaya göre daha üstün olduğunu bildirmiştir. 85 hastadan 158 implant yeri ile yapılan bir klinik çalışma kemik yoğunluğu ile dental implant stabilitesi arasında güçlü bir korelasyon olduğunu göstermiştir (Turkyilmaz ve McGlumphy, 2008). Miyamoto ve ark. (2005) dental implant stabilitesinin kortikal kemik kalınlığı kalınlığı ile pozitif ilişkili olduğunu göstermişlerdir. Önceki çalışmaların aksine, posterior mandibuladaki ek çalışmalar, zayıf

kemik kalitesi ve diğer ek faktörler nedeniyle yüksek başarısızlık oranları göstermiştir (Schwartz-Arad ve ark., 1999; Becktor ve ark., 2002).

Bilgisayarlı tomografi (BT) rezidüel kemiğin morfolojik ve kalitatif analizini analiz etmek için en iyi radyografik yöntem olarak kabul edilmiştir (Turkyilmaz ve ark., 2006; Lee ve ark., 2007; Al-Askar ve ark., 2013). Aynı zamanda kortikal ve süngerimsi kemiğin göreceli dağılımını değerlendirmek için değerli bir araçtır (Shahlaie ve ark., 2003). Kemik yoğunlaşması, osteotomiden kaçınmak gibi intraoperatif cerrahi teknikler kemik yoğunluğunu artırır ve primer (mekanik) stabiliteyi artırır. Bunun aksine, gecikmiş veya ani yükleme koşulları altında periimplant kemiği üzerindeki yükleme etkileri, ikincil (biyolojik) stabiliteyi etkiler ve kemik-implant temaslarının yüzdesini artırır (Romanos ve ark., 2003).

İmplant tasarımı, implantın onu karakterize eden tüm bileşen ve özelliklere sahip üç boyutlu yapısını ifade eder. İmplant tasarımının primer stabiliteye ulaşmak için hayati bir parametre olduğu bildirilmiştir (Chong ve ark., 2009). Bir implant yüzeyinin dokusu kemik-implant arayüzünü etkileyebilir. Çalışmalar implant tasarımı ile osseointegrasyon arasında bir ilişki olduğunu göstermiştir. Farklı kemik kalitelerine yerleştirilen çeşitli tasarım implantları, gelecekteki klinik performanslarını belirleyebilecek çeşitli stabilite derecelerine ulaşır. Başlangıçta, implantlar paralel bir tasarımda imal edilmiştir; ancak, çoğu uygulama için uygun değildi (Delaunay ve Kapandji, 1997; Teerlinck ve ark., 1991; Dhert ve ark., 1992).

Konik doğal dişler arasında estetiği arttırmak ve implant yerleştirilmesine yardımcı olmak için konik implantlar eklenmiştir (Shapoff, 2002). Konik implant kullanmanın arkasındaki hipotez, implant bölgesinde yetersiz kemiğe sahip kortikal kemiğin bir dereceye kadar sıkıştırılmasını sağlamaktır (O'Sullivan ve ark., 2000). Silindirik geniş gövdeli implantlar, özellikle bukkal konkaviteğin varlığı nedeniyle ince alveoler çıkıntılarda labial kemik perforasyonu riskini artırırken, konik implantların apikal bölgeye doğru çapındaki azalma labial konkaviteyi barındırmaktadır (Garber ve ark., 2001). Bununla birlikte, Chong ve ark. (2009), kemik kalitesi ve miktarı optimalse, implant tasarım yetersizliğini telafi edebilirler.

İmplant yüzey karakteristiklerinin ve çapının da birincil stabiliteyi etkilediği gösterilmiştir. Pürüzlü implant yüzeyleri daha geniş bir yüzey alanı sunar ve çevre

dokulara daha sıkı bir mekanik bağlantı sağlar. İn vitro çalışmalar, kumlanmış implant yüzeylerinin, osteoblastların büyümesini ve metabolik aktivitesini arttırarak peri-implant osteogenezi desteklediğini göstermiştir (Guizzardi ve ark., 2004; Franchi ve ark., 2007). Çalışmalar yüzey topografyasının ve pürüzlülüğünün, uygun hücre yanıtlarını ve hücre yüzeyi etkileşimlerini destekleyerek iyileşme sürecini olumlu yönde etkilediğini göstermiştir. Kötü kemik kalitesi olan bölgelerde, asitle aşındırılmış yüzeylere sahip implantlar, makine ile işlenmiş bir yüzeye sahip implantlara kıyasla önemli ölçüde daha yüksek kemik-implant teması sağlayabilir (Crespi ve ark., 2008; Borsari ve ark., 2005; Veis ve ark., 2007). Klinik çalışmalar, daha küçük çaplı (3,0 milimetreden az) implantların sınırlı kemik hacmi olan vakalarda yeterli primer stabilite sağladığını göstermiştir (Hallman, 2001; Degidi ve ark., 2009).

Tüm implantların osseointegrasyondan sonra ve fonksiyon süresi boyunca bir miktar kemik kaybı gösterdiği kabul edilir. İmplantın boynuna mikro yivlerin veya “tutma oluklarının” sokulmasının, implant yerleştirilmesinden sonra dağıtım geriliminin azaltılmasına ve kemik kaybının derecesinin azaltılmasına yardımcı olabileceği iddia edilmiştir (Hansson ve Werke, 2003). Gerçekte krestal kemiklerin korunması cerrahi teknik ve platform anahtarlama varlığı ile ilişkili olabilir. Ek olarak, aşamalı yiv tasarımı bu şekilde krestal kemik kaybının sıkışmasını azaltmaktadır (Romanos ve Nentwig, 2009).

Kemik miktarı ve kalitesi ve implantın morfolojisinin yanı sıra, kabul edilen cerrahi teknik de primer stabiliteyi etkiler. Bu nedenle, kemik yoğunluğunu lokal olarak optimize etmek ve daha sonra birincil stabiliteyi arttırmak için küçük çapta frezleme tekniği uygulanmıştır. Cerrahi teknikte dental implantların primer stabilitesinin arttırılmasına yardımcı olabilecek çok sayıda değişiklik tarif edilmiştir (Friberg ve ark., 2001,2002). Bazı çalışmalar implantın çapından daha küçük bir son frez çapının kullanılmasını önermektedir; ancak, araştırmacılar, kemik delme tekniğini önerdi. Frez kullanıldıktan sonra süngerimsi kemik "kondansatörler" (osteotomlar) ile bir kenara itilir, böylece çevredeki kemiğin yoğunluğu artar ve böylece ilk implant stabilitesi artar (Summers, 1994).

Yüksek primer stabiliteye atfedilen dental implantların hemen yüklenmesi ile yüksek sağkalım oranları bildirilmiştir (Crespi ve ark., 2007). Bazı çalışmalar ayrıca implant stabilitesinin belirleyicisi olarak takma torkunu tercih etmiş ve 32, 35 veya 40

Ncm ve daha yüksek tork değerleri derhal yükleme için eşik olarak seçilmiştir (Hui ve ark., 2001; Lorenzoni ve ark., 2003). Bu eşik, abutmentin implant gövdesine imalatçı kılavuzlarına göre sabitleme vidasıyla takılması ihtiyaı olan implant abutment bağlantılarının seçilmesinden dolayı önemli görünmektedir. Ayrıca zayıf bir kemiğe yerleştirilen implantlar tork oranı düşük olduğunda (yaklaşık 15-20 Ncm) yüksek sağkalım oranları gösterebilir (Romanos, 2009).

Kırılarak uzunluğu azalan kemiğin iyileşmesini için fragmanlar arasında kesinlikle hiçbir hareket olmamalıdır (Peren, 2002). Bunun nedeni, mikrometre aralığında bile hareketlerin, boşlukta yeni hücrelerin oluşumunu engelleyebilecek bir stres veya zorlanma indkleyebilmesidir. Aynı olgu kemik-implant arayüzünde de uygulanır (Chang ve ark., 2012). Fonksiyonel yükleme sırasında mikro hareketin indüksiyonu öncelikle osseointegrasyonun başarısız olmasından ve sonuç olarak implant kaybından sorumlu olabilir (Sakka ve Coulthard, 2011). 50-100 mikrometrenin üzerindeki mikro duyular, fibröz dokular oluşturarak ve kemik-implant arayüzünde kemik rezorpsiyonunu indükleyerek osseointegrasyonu ve kemik yeniden modellemesini olumsuz etkileyebilir (Brunski, 1993; Sballe ve ark., 1993). Bu nedenle, dental implantların başarılı osseointegrasyonu için yüksek bir başlangıç (mekanik) stabilitesi gereklidir. alışmalar iyi kontrol edilen bir mikro hareketin kemik oluşumunu olumlu etkilediğini; bu nedenle iyileşmiş sırtlara yerleştirilen implantların veya fonksiyonel ekstraksiyon soketlerinin hemen fonksiyonel olarak yüklenmesi gibi daha ileri klinik durumların peri-implant kemik yoğunluğunu iyileştirdiği ve implant entegrasyonunu iyileştirdiği görülmektedir (Javed ve Romanos, 2010).

Kemik yoğunluğu terimi, implant tedavisinde ve implant başarısı ve başarısızlığına ilişkin raporlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Lindh ve ark. (2004), kemik yoğunluğunun ve kemik kalitesinin eř anlamlı olmadığını vurgulamıştır. Kemik yoğunluğu, iskelet boyutu, trabekln mimarisi ve 3 boyutlu oryantasyonu ve matriks özellikleri gibi kemik yoğunluğu dışındaki faktörleri kapsar. Kemik yoğunluğu sadece mineral içeriği değil, aynı zamanda yapı meselesidir. İmplant bölgesinde mevcut olan kemiğin kalitesi ve miktarının dental implantların başarısını belirlemede çok önemli lokal hasta faktörleri olduğu gösterilmiştir (Drage ve ark., 2007; Lindh ve ark., 2004).

Dental implantlarla elde edilen başarı oranı büyük ölçüde çevredeki kemiğin hacmine ve yoğunluğuna bağlıdır. Bu nedenle, implant tedavisini planlarken çenelerin

kemik miktarını ve kalitesini bilmek önemlidir. Kemik çene kemiği, diş çekirtmesinin ardından farklı çene şekline göre farklı kemik rezorpsiyonu oranlarına bağlı olarak beş gruba ayrılır (Ribeiro-Rotta ve ark., 2010). Alveolar sırtın atrofisinin tüm aşamaları sırasında, karakteristik şekiller emilim sürecinden kaynaklanır. Kemikte çok yoğun olmayan implant ankrajı elde etmek zordur. Bu nedenle yeterli kemik yoğunluğu ve hacmi implant başarısını sağlamak için çok önemli faktörlerdir (Lekholm ve Zarb, 1985).

Kemik kalitesi, kompakt ve trabeküler kemik dokusunun oranına ve yapısına göre, tip I ila IV şeklinde gruplandırılır (Ribeiro-Rotta ve ark., 2010).

Tip I: homojen kortikal kemik; Tip II: kemik iliği boşluğuna sahip kalın kortikal kemik; Tip III: iyi trabeküler kemiğe sahip ince kortikal kemik; Tip IV: Düşük yoğunluklu trabeküler kemiği zayıf mukavemete sahip çok ince kortikal kemik.

Çenelerde, ince korteks ve düşük yoğunluklu trabeküllere (Tip IV kemik) sahip düşük kaliteli kemiğe yerleştirilen bir implantın diğer kemik türlerine kıyasla başarısız olma olasılığı daha yüksektir. Bu düşük yoğunluklu kemik genellikle posterior maksillada bulunur ve birkaç çalışma bu bölgede daha yüksek implant başarısızlık oranları bildirmektedir (Drage ve ark., 2007; Penarrocha ve ark., 2004). Maksilla ile karşılaştırıldığında, mandibuladaki, özellikle mandibula'nın ön bölgesindeki, daha iyi kemik hacmi ve yoğunluğu ile ilişkili olan dental implantlar için daha yüksek bir sağkalım oranını göstermiştir (Turkyilmaz ve ark., 2008). Histomorfometrik çalışmalar, posterior maksillada trabekül hacminin daha düşük olduğunu ve trabeküllerin kalınlığında ve sayısında bir azalma olduğunu göstermektedir (Drage ve ark., 2007).

Çene anatomisi ve kemik yapısındaki bölgesel farklılıklar, maksillada implant tedavisinin klinik başarı oranındaki bazı değişimleri ve mandibulada bildirilen rezidüel rezorpsiyon oranındaki artışları açıklayabilir. Araştırmalar, maksilladaki implant tedavisinin mandibulaya göre anlamlı derecede daha yüksek klinik başarısızlık oranına sahip olduğunu ve maksiller kemik yoğunluğu bölgesel farklılıkların kısmen sorumlu olabileceğini göstermiştir (Devlin ve ark., 2008).

Mish (2008), çenelerin tüm bölgelerinde hem makroskopik kortikal hem de trabeküler kemik tiplerinde değişen dört kemik yoğunluğu grubu (D1 ila D4) tanımlamıştır. Homojen, yoğun D1 kemik tipi implant diş hekimliği için çeşitli avantajlar

sunar. Kortikal lamellar kemik, küçük ara dokuma kemik oluşumu ile iyileşebilir ve implantın yanında iyileşirken mükemmel kemik gücü sağlar. D1 kemiği, orta ila şiddetli rezorpsiyonu olan ön mandibüllerde daha sık bulunur. İmplant arayüzündeki kemiğin ışık mikroskopik temas yüzdeleri D1 kemik tipinde en yüksektir ve % 80'den fazladır. Ek olarak, bu kemik yoğunluğu diğer tiplerden daha fazla mukavemet gösterir. En güçlü kemik, en büyük kemik-implant temasından da yararlanır. İmplantların apikal üçte birine diğer kemik tiplerinden daha az stres iletilir. D1 kemiğinin diğer üç tipten daha az kan damarı vardır ve bu nedenle beslenmesi için periosteuma daha bağımlıdır. Kortikal kemik tüm arteriyel ve venöz beslenmesinin üçte birini periosttan alır. Bu kemik yoğunluğu hemen hemen tümüyle kortikaldır ve zayıf kan dolaşımı nedeniyle rejenerasyon kapasitesi bozulur. Ayrıca, genellikle D1 kemiğinin apikal kısmında daha fazla ısı üretilir. D2 krette yoğun-gözenekli kortikal kemiğin ve içerideki kaba trabeküler kemiğin bir kombinasyonudur. D2 kemik trabekülleri D3 trabeküllerinden % 40 ila % 60 daha güçlüdür. Bu kemik tipi en sık ön mandibulada, ardından posterior mandibulada görülür. Bazen, özellikle tek bir eksik diş için anterior maksillada görülür. D2 kemiği mükemmel implant arayüzü iyileşmesi sağlar ve osseointegrasyon çok öngörülebilirdir. İntrabody kan akışı osteotomi sırasında kanamaya izin verir, bu da hazırlık sırasında aşırı ısınmayı kontrol etmeye yardımcı olur ve kemik-implant arayüzü iyileşmesi için en faydalıdır. D3 krette daha ince gözenekli kortikal kemik ve sırttaki ince trabeküler kemikten oluşur. Trabekül, D2 kemiğindeki yaklaşıklık % 50 daha zayıftır. D3 kemiği en sık her iki çenede maksiller anterior ve posterior bölgelerinde bulunur. D3 yoğunluğuna sahip anterior maksilla genellikle mandibular D3 muadilinden daha az geniştir. D3 yoğunluğundaki çene kemiği, D2 yoğunluğundaki çene kemiğinden sadece % 50 daha zayıf değildir, aynı zamanda kemik-implant teması da D3 yoğunluğundaki çene kemiğinde daha az elverişlidir. Ek faktörler implant başarısızlığı riskini artırabilir.

D4 yoğunluğuna sahip çene kemiği çok az yoğunluğa sahiptir. D1'in (yoğun kortikal kemik) karşı spektrumudur. Bu tip kemikler için en yaygın yerler maksilla'nın arka bölgesidir. Mandibulada nadiren görülür. Kemik trabekülleri D1'in kortikal kemiğinden 10 kat daha zayıf olabilir. İlk yüklemeden sonra kemik-implant teması genellikle % 25'ten azdır. Kemik trabekülleri seyrek ve sonuç olarak herhangi bir implant tasarımının ilk fiksasyonu cerrahi bir zorluk oluşturur (Misch, 2008).

Kemik yoğunluğu, belirli bir kemik hacmindeki kemik dokusu miktarıdır. Çene kemik yoğunluğu değerlendirmesinin implant planlamasında yararlı olduğu düşünülebilir (Gulsahi ve ark., 2010). Çene kemiği ve iskelet kemiği yoğunluğunu ölçmek için çeşitli yaklaşımlar getirilmiştir. DXA (Dual x-ışını absorpsiyometrisi), CT (Bilgisayarlı tomografi) ve CBCT (Konik ışın BT) gibi daha gelişmiş yöntemlerde olduğu gibi panoramik ve periapikal radyografilerin dansitometrik ölçümleri kullanılmıştır.

Her pozlamaya bir alüminyum basamaklı kama standart görüntüsünü dahil ederek ve referans vererek periapikal veya panoramik radyografilerin dansitometrik değerlendirmesi yapılabilir. Mineralli doku ve alüminyumun eşit kalınlıkları benzer radyografik yoğunluklara neden olur. Çene kemiği bölgesinin optik yoğunluğu ve adım kamasının her adımı referans radyografide ölçülür ve değerler, alüminyumun ilgili kalınlığına karşı çizilir. Eğri, çene kemiğinin ölçülen ortalama optik yoğunluğuna milimetre olarak karşılık gelen alüminyum eşdeğerleri sağlandığında elde edilir (Gulsahi ve ark., 2007).

DXA, noninvaziv ve oldukça hassas ölçümünü sağlayan bir tekniktir. Günlük klinik uygulamada, DXA omurlarda, femur boynunda ve önkollarda kemik yoğunluğu değerlendirmesi için en yararlı yöntemdir. Bu yöntem, kemik ve yumuşak dokunun foton enerjisinin bir fonksiyonu olarak farklı zayıflama özellikleri sergilemesi ilkesine dayanmaktadır. Bu nedenle DXA, hastadan geçerken zayıflatılmış ayrı enerjiler ışını üretmek için bir röntgen kaynağı kullanır. Radyasyon dozu, farklı iskelet bölgelerinde ve uzunlamasına çalışmalarda kemik yoğunluğu ölçümlerine izin verecek kadar düşüktür (von Wovern, 2001). Çoğu çalışma, mandibular veya maksiller kemik yoğunluğunu DXA ile incelemiştir (Drage ve ark., 2007; Gulsahi ve ark., 2007; Gulsahi ve ark., 2010). Çalışmalar maksiller kemik yoğunluğunun mandibular kemik yoğunluğundan daha düşük olduğunu ortaya koymuştur (Drage ve ark., 2007; Gulsahi ve ark., 2010). Bununla birlikte, çene kemiği kemik yoğunluğu ile diğer iskelet bölgeleri kemik yoğunluğu arasındaki ilişki halen tartışmalıdır.

Kemik kalitesini değerlendirmek için panoramik radyografilerde mandibular kortikal indeks (MCI), mental indeks (MI) veya panoramik mandibular indeks (PMI) dahil olmak üzere kalitatif ve kantitatif indeksler de kullanılmıştır. MCI, alt mandibular kortikal kalınlığın aşağıdaki gibi ortaya çıkmasıdır; C1; korteksin endosteal marjı her iki tarafta eşit ve keskindir. C2; endosteal marj, semilunar defektleri gösterir ve / veya bir

veya her iki tarafta endosteal kortikal kalıntılar oluşturduğu görülmektedir. C3; kortikal tabaka ağır endosteal kortikal kalıntılar ve açıkça gözeneklidir (Klemetti ve ark., 1994). MI, zihinsel foramen bölgesindeki kortikal genişliğin bir ölçümüdür (Ledgerton ve ark., 1999).

Inferior PMI, mandibular korteksin kalınlığının, zihinsel foramenlerin inferior marjı ile inferior mandibular korteksin arasındaki mesafeye oranıdır (Benson ve ark., 1991). Bazı yazarlar panoramik radyomorfometrik indekslerin mandibular kemik yoğunluğu ile anlamlı derecede korele olduğu sonucuna varmışlardır (Drozdowska ve ark., 2002). Ancak bir çalışmada böyle bir korelasyon bulunmamıştır (Gulsahi ve ark., 2010).

Öncelikle tüm çenenin kemik dokusu durumu hakkında değerlendirmeler yapılmış ve çene kemiği dokusunun kompakt ve trabeküler kısımları arasındaki farkların sonuçları gibi, bölgeye özgü varyasyonlar göz ardı edilmiştir. BT, trabeküler ve kompakt kemik dokusu bileşenlerinin ayrı ayrı araştırılmasını sağlayan tek yöntemdir (Lindh ve ark., 2004). BT ile implantın hayatta kalması üzerindeki etkisinin tahmin edilebileceği kemik yoğunluğunu ölçmek mümkündür. Norton ve Gamble (2001), BT'den alınan ortalama Hounsfield Ünitesi (HU) değerlerine dayanan ve implant tedavisinden önce kemik dokusu sınıflandırması için kullanılabilen objektif bir kemik yoğunluğu ölçeği önermiştir. BT'den ortalama kemik yoğunluğunun 139 bölge için 682 HU olduğunu bildirmişlerdir. Anterior mandibula, posterior mandibula, anterior maksilla, posterior maksilladaki ortalama kemik yoğunluklarının sırasıyla 970, 669, 696 ve 417 HU olduğunu kaydetmişlerdir. Shapurian ve ark. (2006), anterior mandibula, anterior maksilla, posterior maksilla, posterior mandibuladaki ortalama kemik yoğunluğu değerlerinin 219 implant bölgesi için 559, 517, 333 ve 321 HU olduğunu bildirmiştir. Tüm implant yerleri göz önüne alındığında, diğer çalışmada ortalama kemik yoğunluğu 887 ± 180 HU idi (Turkyılmaz ve McGlumphy, 2008), daha önce bildirilenden daha yüksekti (Norton ve Gamble, 2001; Shapurian ve ark., 2006).

Bununla birlikte, diğer çalışmada, maksilla'nın farklı bölgeleri arasındaki kemik yoğunluğunda farklılıklar bulunmuştur (Lindh ve ark., 2004). Bireylerde, hem toplam kemik yoğunluğu hem de trabeküler kemik yoğunluğu değerleri, cuspid-frontal bölgelerde maksilla'nın arka bölgesinden daha yüksektir. Maksilla veya mandibuladaki farklı bölgenin kemik yoğunluğu arasındaki büyük farklılıklar, implant yerleştirilmeden

önce bölgeye özgü doku ölçümlerinin önemini vurgulamaktadır. Çalışmada yazarlar, kemik dokusunun değerlendirilmesi için objektif bir aracın bulunmasının, klinisyenlerin implantı hemen, daha erken veya daha sonra yükleyip yüklemediklerini daha kolay belirleyebilmelerinin önemli olduğunu belirtmiştir (Ericsson ve Nilner, 2002).

Martinez ve ark. (2004) olumsuz kemik yoğunluğunda optimal primer implant stabilitesinin nasıl elde edildiğini değerlendirmiştir. Düşük kemik yoğunluğunda, birincil implant stabilitesi daha yoğun kemiğe yerleştirilen implantlardan daha düşüktür, ancak ikincil stabilite farklı yoğunluk tiplerinde benzerdir. Bilindiği gibi mandibula, maksillaya göre daha kompakt bir yapıya sahiptir ve kortikal tabaka mandibulada çok daha kalındır (Friberg ve ark., 1999; Barewal ve ark., 2003; Vidyasar ve ark., 2004; Monov ve ark., 2005). Hutton ve ark. (1995), düşük yoğunlukta kemiği implant başarısızlıklarında en büyük risk olarak tanımlamışlardır. Çalışmalarında başarısızlık oranı maksillada, mandibulaya göre 9 kat fazla bulunmuştur. Bu yapısal farklılıkların primer ve sekonder implant stabilitesi üzerindeki etkileri, birçok araştırmacı tarafından değerlendirilmiştir (Balleri ve ark 2002, Barewall ve ark. 2003; Bischof ve ark. 2004; Vidyasar ve ark. 2004; Erşanlı ve ark., 2005; Miyamoto ve ark., 2005; Ostman ve ark., 2006). Sennerby ve Roos (1998) yılında yaptıkları, 20 hasta içeren bir çalışmada; maksiller ve mandibular implantlar için, yerleştirme anından yükleme yapılan 6. aya kadarki implant stabilitesini RFA test metodu ile ölçmüştür. Çalışmanın sonucunda primer stabilitenin, istatistiksel olarak, mandibuler implantlar (66 ISQ) için maksilladaki implantlara (58 ISQ) göre daha fazla olduğunu bildirmiştir. Balleri ve ark. (2002) parsiyel dişsizliği olan hastaların maksilla ve mandibularına yerleştirilen 45 implantın stabilitesini yüklemeyen 1 yıl sonra ölçmüştür. İmplantların tamamının stabil olduğunu ve implant stabilite seviyelerinin 57-82 ISQ aralığında olduğunu bildirmiştir. Alt çeneye yerleştirilen implantların (72.8 ± 5.4) ISQ değerlerinin üst çeneye yerleştirilen implantlardan (64.7 ± 4.8) istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha fazla olduğunu bildirilmiştir. Aynı çalışmada, çenelerin ön ve arka bölgesine yerleştirilen implantlarda karşılaştırılmış ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bischof ve ark. (2004) maksilla ve mandibulaya yerleştirilen implantların stabilitelerini ve zaman içinde meydana gelen stabilite değişimlerini, cerrahi işleminden sonra 12. haftaya kadar olan dönemde, 2 haftalık aralıklarda RFA ile takip etmişler ve mandibulaya yerleştirilen implantların maksillaya yerleştirilenlere göre daha fazla stabiliteye sahip olduğunu ortaya koymuşlardır.

Türkyılmaz (2006), çalışmasında implantların primer stabilitesinin değerlendirilmesinde yerleştirme torku ve rezonans frekans analiz (Osstell) değerleri arasındaki ilişkiyi karşılaştırmıştır. Çalışmada mandibula anterior bölgeye yerleştirilen 60 adet Branemark implantın yerleştirilmesi sırasındaki yerleştirme tork değerleri ortalama $41,8 \pm 5,6$ ve RFA değerleri ortalama $74,7 \pm 3,6$ olarak kayıt edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre yerleştirme torku ve RFA arasında lineer bir korelasyon bulunduğu ve istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirtilmiştir. İmplant yerleştirme tork değerlerinin yüksek olması ISQ değerlerinin de yüksek olmasıyla sonuçlanmaktadır. Çalışmada elde edilen değerlerin yüksek olması anterior mandibulada kemik kalitesinin çenelerin diğer bölgelerine göre daha yüksek olmasına bağlanmaktadır. İmplantların primer stabilitesinin elde edilmesinde implant geometrisinin, cerrahi prosedür ve kemik kalitesi ile birlikte kantitesinin önemli olduğu; implantın yüzey özelliklerinin ve dizaynının cerrahi işlem süresini ve travmayı azaltmakla birlikte implant yerleştirilmesini de kolaylaştırdığı, primer ve sekonder stabilitenin artmasını sağladığı belirtilmiştir. Yapmış olduğumuz çalışmada yerleştirme torku ve ISQ değerleri arasındaki korelasyon incelendiğinde D1 yoğunluklu kemik bloklarında anlamlı bir korelasyon bulunamamıştır. D2 yoğunluklu kemik bloklarında kumlama+asitleme(SLA) implant yüzeyinde Penguin RFA, yerleştirme torku ile Ostell ISQ arasında pozitif yönde iyi derecede anlamlı korelasyon bulunmaktadır ve Ostell ISQ ile yerleştirme torku arasında pozitif yönde iyi derecede anlamlı korelasyon bulunmaktadır. D4 yoğunluklu kemikte ise HA ile kaplanmış implant yüzeyinde yerleştirme torku ile Ostell ISQ ve Penguin RFA arasında pozitif yönde iyi derecede anlamlı korelasyon bulunmaktadır.

Ostman ve ark. (2006) cerrahi safhada 905 implantın RFA ölçümlerini yapmışlar ve kemik kalitesi düştükçe implant stabilitesinde de düşüş olduğunu vurgulamışlardır. Çalışmamızda ise en yüksek RFA değerleri D1 ve D2 kemik tipinde elde edilmiş olup, D3 ve D4 kemik tiplerinde benzer oranlar bulunmuştur. Bu sonuçlar ile kemik kalitesi ile implant stabilitesi arasında doğrusal bir oran olduğu söylenebilir. Ayrıca mandibulada maksillaya göre ve her iki çenede olmak üzere arka bölgede ön bölgeye göre daha yüksek stabilite elde edildiğini bildirmişlerdir. Sadece yerleştirme anında elde edilen primer stabiliteyi değerlendiren çalışmalarda (Boronat-López ve ark., 2006; Ostman ve ark., 2006; Miyamoto ve ark., 2005) yerleştirme anından implant üstü yerleştirilene kadar geçen dönemde stabilitede meydana gelen değişimlerin izlendiği çalışmalarda (Barewall ve ark., 2003; Vidyasar ve ark., 2004; Erşanlı ve ark. 2005) ve implantların uzun dönem

takibi için yapılan bir çalışmada (Balleri ve ark., 2002) mandibulaya yerleştirilen implantların ISQ değerlerinin maksillaya yerleştirilen implantların ISQ değerlerinden daha yüksek olduğu belirlenmiştir.

Alt çenelere uygulanan implantlar üzerinde yapılan RFA çalışmalarında, Türkyılmaz ve ark., (2006) başlangıç ISQ değerlerini bir çalışmalarında ortalama 75; diğer çalışmalarında ortalama 76,2; Liddelov ve Henry. (2007) ortalama 74,1; Stephan ve ark. (2007) 74,4; Schliephake ve ark. (2006) ise 76,2 olarak saptadıklarını belirtmektedirler. Çalışmamızda ISQ değerleri D1 kemik tipinde yüzeylere göre farklılık göstermekte ve 58,60-68,60 arasında değişmektedir. D2 kemik tipinde ise bu değerler 54,60-61,80; D3 kemik tipinde 44-51 ve D4 kemik tipinde 38,20-57,20 arasında farklılık göstermektedir.

Dental implantların yüzey modifikasyonları için birçok yöntem kullanılmaktadır. Farklı tipteki biyoaktif malzemelerle kaplama, dış tabakadan farklı boyutlardaki kumlama malzemeleriyle yapılan aşındırma ve kimyasal uygulamalar başta gelmektedir (Wennerberg ve Albrektsson, 2009).

Tüm yüzey modifikasyonlarının temel amacı implant yüzeyini pürüzlendirmektir. İmplant yüzeyinin pürüzlendirilmesinin kemik-implant temasını arttırdığı ve biyomekanik özellikleri etkilediği görülmüştür. Dolayısıyla ara yüzey stres dağılımının olumlu etkilendiği görülmüştür. Titanyum implantlarda, mikropürüzlendirme cilalı yüzeye göre daha fazla kemik-implant temasını sağlamaktadır. İn vitro çalışmalarda yüzey pürüzlülüğünün; osteoblastların proliferasyonu, alkalik fosfat sentezi ve sitokinase, büyüme faktörlerinin sentezini etkilediği görülmüştür (Schwartz ve ark., 2008; Boyan ve ark., 2003).

Albrektsson ve Wennerberg (2004), yüzey pürüzlülüklerini değerlendirdikleri bir çalışmada; düz yüzeylerde (0.0-0.4 μm) kemik yapışmasının gerçekleşmediğini, ortalama pürüzlülüğün (1.0-2.0 μm) minimal pürüzlülüğe (0.5-1.0 μm) ve geniş pürüzlülüğe (>2.0 μm) oranla daha güçlü kemik cevabı verdiğini bildirmişlerdir. Bu yüzeylere osteoblast veya osteoblast benzeri hücrelerin yapışmasında artış görüldüğü belirtilmektedir. Cordioli ve ark. (2000), tavşan tibialarına yerleştirdikleri 4 farklı titanyum yüzeyli implantı; çıkarma tork testi ve histomorfometrik analiz ile incelemişlerdir. 5 haftalık iyileşme periyodundan sonra yapılan karşılaştırmada pürüzlendirilmiş implantlarda daha fazla kemik-implant ilişkisi gözlenmiştir. Gehrke ve ark. 6 tavşan üzerinde yaptıkları bir çalışmada TiO₂ ile kumlanmış implantlar ile parlak yüzeyli implantları kıyas etmişlerdir.

12'şer adet implantın kullanıldığı bu çalışmada TiO₂ ile kumlanmış implantların daha fazla osteokondüktivite ve daha hızlı kemik formasyonu görülmüştür. Histolojik çalışmada ise yüzeydeki artık titanyum parçalarının osseointegrasyonu etkilemediği hipotezi doğrulanmıştır (Gehrke ve ark., 2013).

Çalışmamızda kemik yoğunluğuna göre yüzeyler arasında yerleştirme torku oranları arasında farklılıklar bulunmuştur. D1 kemik tipinde en düşük yerleştirme torku oranı HA kaplı ve makine ile pürüzlendirmiş implant yüzeylerinde bulunurken, D2 kemik tipinde makine ile pürüzlendirilmiş ve SLA implant yüzeylerinde en düşük yerleştirme torku oranı bulunmuştur. D1 kemik tipinde en yüksek yerleştirme torku çift asitle pürüzlendirilmiş implant yüzeylerinde, D2 kemik tipinde en yüksek yerleştirme torku yerleştirme TPS kaplı implant yüzeyinde bulunmuştur. D3 kemik tipinde ise en yüksek yerleştirme torku oranı HA kaplı implant yüzeyinde, en yüksek yerleştirme torku ise makine ile pürüzlendirilmiş implant yüzeyde elde edilmiştir. D4 kemik tipinde yüzeyler arası yerleştirme torku açısından farklılık bulunmamıştır. Bu durum yerleştirme torku oranının kemik yoğunluğuna göre farklılaştığını göstermektedir. D1, D2 ve D4 kemik tipinde en düşük yerleştirme torku oranı HA kaplı implant yüzeyinde elde edilmiştir. Bu sonuçlar yüzey alanının kemik yoğunluğuna bağlı olarak yerleştirme torku oranının üzerinde etkili olduğunu açıklamaktadır.

Simunek ve ark.(2014)'nın yılında yapmış olduğu çalışmada titanyum yüzeyi alkali ile muamele edilmiş, makine ile pürüzlendirilmiş, kumlanmış ve asit dağlanmış dört adet farklı yüzey kullanılmıştır. Bunlar elektron mikroskobu ve x-ray fotoelektron spektroskopi kullanılarak analiz edilmiştir. Islanabilirlik dinamik kontakt açısı ölçümü kullanılarak belirlenmiş ve gerçek yüzey alanı kripton adsorbsiyon izotermi kullanılarak ölçülmüştür. Bu klinik çalışmada, 34 ay boyunca 1013 adet alkali ile muamele edilmiş implantın başarı oranı ve yüzey hidrasyonunun derecesi kızılötesi spektroskopi yöntemiyle değerlendirilmiştir. Alkali ile muamele edilmiş implantların iyileşme süreleri, konvansiyonel perioddan %50 oranında daha kısa bulunmuştur. Alkali ile muamele edilmiş titanyum pürüzlü, ıslanabilir ve titanyumun okside yüzeyi etkinleştirilmiştir. Alkali yüzeylinin kontakt açısı ($Q=29.9^\circ$) asitle dağlanmış ($Q=119.7^\circ$) ve kumlanmış ($Q=79.9^\circ$) ile kıyaslandığında önemli derecede azaldığı görülmüştür. Yüzey hidrasyon düzeyinin asitle dağlanmış yüzey ile karşılaştırıldığında 14 kat arttığı görülmüştür. Makine ile pürüzlendirilmiş, asitle dağlanmış ve alkali ile muamele edilmiş yüzeylerin

alanları sırasıyla 1.4, 7.2 ve 137.9 bulunmuştur. Klinik çalışmada erken yüklemenin başarı oranları arasında bir fark bulunmamıştır; ancak geç yükleme protokolünde bulunmuştur. Alkali ile muamele edilmiş yüzeyin diğer test edilmiş yüzeylerle kıyaslandığında, daha olumlu özelliklere sahip olduğu kanıtlanmıştır. İmplant başarı oranı üzerinde etkisi için anlamlı bulunmazken, osseointegrasyon süresinin %50 oranında kısalmasının söz konusu olduğu rapor edilmiştir. Bu çalışmada da Simunek ve ark. (2004) aksine osseointegrasyon süresinde kısalma bulunamamıştır. Bioaktif yüzeye sahip implantlar ile standard yüzeye sahip implantların ilk günkü ortalama ISQ değerleri arasında istatistiksel açıdan önemli farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Bioaktif yüzeye sahip implantlar ile standard yüzeye sahip implantların 2., 6. ve 12. hafta ortalama ISQ değerleri arasında istatistiksel açıdan önemli farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Çalışmamızda ise D1 kemik tipinde yüzeyler arasında HA kaplı implant yüzeyinin Ostell ISQ değeri SLA, çift asitle pürüzlendirilmiş, TPS ile kaplanmış implant yüzeylerine göre daha düşüktür. Makine ile pürüzlendirilmiş implant yüzeyinin Ostell ISQ değeri SLA ve çift asitle pürüzlendirmiş implant yüzeylerine göre daha düşük, çift asitle pürüzlendirilmiş implant yüzeyinin Ostell ISQ değeri TPS ile kaplanmış implant yüzeyine göre daha yüksek bulunmuştur. D2 kemik tipinde yüzeyler arasında ise HA ile kaplanmış implant yüzeyinin Ostell ISQ değeri makine ile pürüzlendirilmiş, SLA, çift asitle pürüzlendirme, TPS ile kaplanmış implant yüzeylerine göre daha düşüktür. SLA yüzeye sahip implantların Ostell ISQ değeri çift asitle pürüzlendirmiş implantlara göre daha düşük olarak saptanmıştır. D3 kemik tipinde yüzeyler arasında HA kaplı implantların Ostell ISQ değeri makine ile pürüzlendirilmiş, çift asitle pürüzlendirilmiş implantlara göre daha düşüktür. Makine ile pürüzlendirilmiş implantların Ostell ISQ değeri SLA, TPS kaplı implantlara; çift asitle pürüzlendirilmiş implantların Ostell ISQ değeri ise SLA ve TPS ile kaplanmış implantlara göre daha yüksek bulunmuştur. D4 kemik tipinde yüzeyler arasında ise TPS ile kaplanmış implantların Ostell ISQ değeri HA, makine ile pürüzlendirilmiş ve SLA yüzeyli implantlara göre daha yüksek olarak saptanmıştır. Ostell ISQ değerlerinin kemik tipine göre değiştiği görülmektedir. Konu ile ilgili literatür sınırlıdır. Varolan çalışmalar ile bulgularımız uyumluluk göstermektedir. O'Sullivan ve ark.(2000) tarafından yapılan çalışmada insan kadavrası üzerinde farklı tasarımlara ait implantları Lekholm ve Zarb'a göre farklı kemik tiplerine yerleştirilerek primer implant stabilitesi ile aralarındaki ilişkiyi değerlendirmişlerdir. Tip2 gibi iyi kemik

kalitesine sahip bölgelere yerleştirilen implantlarda rezonans frekans değerlerinin de iyi olduğunu (6.90 kHz'ten yüksek) tespit etmişlerdir. Ayrıca konik tip implantların, tip1 ve 2 kemikte tam olarak yerleştirilememesi nedeniyle kullanılan daha geniş çaplı frezler nedeniyle primer stabilitesinin diğerlerine göre daha düşük olduğu belirtilmiştir (O'Sullivan ve ark., 2000). Yaptığımız çalışmada ise D1 ve D2 kemik tipinde en düşük Penguin RFA değeri HA ile kaplanmış implantlarda, en yüksek Penguin RFA değeri ise çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda saptanmıştır. D3 kemik tipinde ise en düşük Penguin RFA oranı HA kaplı implantlarda saptanmışken, en yüksek Penguin RFA oranı eşit şekilde makine ile pürüzlendirilmiş ve çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda elde edilmiştir. D4 kemik tipinde ise en düşük Penguin RFA oranı HA ile kaplanmış implantlarda, en yüksek Penguin RFA oranı ise TPS ile kaplanmış implantlarda elde edilmiştir. Penguin RFA oranları kıyaslamasında bütün kemik tiplerinde en düşük oranın HA ile kaplanmış yüzeye sahip implantlarda olduğu görülmektedir.

İmplant geometrisi ile ilgili olarak, Branemark tarafından sunulan orijinal endosseöz implantlar silindriktir. Daha sonra estetiği geliştirmek, bitişik doğal dişler arasında implant yerleşimini kolaylaştırmak ve diş çekimi sonrasında hemen implant yerleştirilmesinin sonuçlarını iyileştirmek için konik implantlar eklenmiştir (Shapoff, 2002). Konik tasarım kemik sırtının kademeli olarak genişlemesini sağlar, böylece çevre kemiğe olan stresi en aza indirir (Dos Santos ve ark., 2011). Konik implantların düşük yoğunluklu bölgelerde daha stabil olduğu gösterilmiştir (Pozzi ve Mura, 2016; Pozzi ve ark., 2015), ancak bazı çalışmalar onlar için silindirik implantlardan (Menicucci ve ark., 2012) daha düşük bir başarı oranı ve bir yıllık çalışmanın ardından daha fazla marjinal kemik kaybı bulmuştur (Kadkhodazadeh ve ark., 2013). Konik ve silindirik implantları karşılaştıran in vitro biyomekanik çalışmalar çelişkili sonuçlar vermiştir ve konik implantların biyomekanik davranışı hala tam olarak anlaşılamamıştır (Valente ve ark., 2015; Waechter ve ark., 2017).

İmplant topografisinde en yaygın değişiklik yüzey pürüzlülüğüdür; bu, asitle dağlama, kumlama veya oksitleme ile elde edilir. Anodik oksidasyon, kimyasal bileşimi ve kristallik derecesini değiştirir (Stoccherro ve ark., 2016). Kıvılcım anodize ile üretilen TiUnite™ gibi oksitlenmiş titanyum implantlar, kemik büyümesini uyararak osseointegrasyon hızını artıran ve böylece erken iyileşme aşamasında implant

başarısızlığı riskini azaltan orta derecede pürüzlü bir implant yüzeyine sahiptir (Dos Santos ve ark., 2011).

Abdel-Haq ve ark. (2011) koyun tibiasında hidrofilik kimyasal yüzeye sahip implantlar ile kumlanmış asitlenmiş yüzeye sahip implantları histolojik olarak karşılaştırdıkları çalışmalarında kemik-implant teması ile RFA değerleri arasında istatistiksel bir korelasyonun bulunmadığını belirtmişlerdir.

Sul ve ark. (2002), çıkarma torku analizinin güvenilir bir yöntem olduğu belirtmişlerdir. Friberg ve ark (1999), yaptıkları çalışmada implant stabilizasyon yöntemlerinden RFA ile çıkarma tork analizi değerlerinin çok yakın korelasyon gösterdiğini belirtmişlerdir. Türkyılmaz (2006), yaptığı çalışmada yüksek kemik kalitesinde yüksek tork değerleri elde ettiğini, düşük kalitede kemikte ise tork değerlerinin belirgin şekilde düştüğünü bildirmiştir. Aynı sonuçların RFA'da da görüldüğünü ve her iki stabilite ölçüm yönteminin birbirini destekler sonuçlar verdiğini belirtmiştir. RFA ölçüm yöntemini esas alan cihazların güvenilir kullanımıyla ilgili birçok in vitro, hayvan ve insan çalışmasına bulunmasına rağmen, tekrar edilebilirliği ile ilgili yapılan çalışmalar halen devam etmektedir. Bunlara ek olarak, yeni geliştirilen Penguin RFA cihazının ölçümünün tekrar edilebilirliği ilgili kısıtlı ve az sayıda çalışmalar mevcuttur. Penguin RFA ve Ostell ISQ'nun primer stabilite ölçümü amacıyla karşılaştırıldıkları bir çalışmada elde edilen sonuçlara göre, implantların düşük ve yüksek yoğunluklu materyallere yerleştirildiği, Ostell ISQ ve Penguin RFA ile ölçümü gerçekleştirildikten sonra elde edilen ISQ değerleri arasında anlamlı farklar bulunmuştur. Ayrıca düşük yoğunluklu kemiklerde yapılan çalışmalarda hem Ostell ISQ hem de Penguin RFA atipik veya aşırı değerler gösterirken, yüksek yoğunluklu kemiklerde yapılan çalışmalarda böyle bir duruma rastlanmamıştır. Yapılan bu çalışmada Ostell ISQ ve Penguin RFA cihazının yüksek yoğunluklu kemiklerde benzer sonuçlar verdiği ve ikisinin de güvenilir bir ölçüm yöntemi olduğu fakat Ostell ISQ'nun Penguin RFA'ya göre daha duyarlı ve hassas ölçümler gerçekleştirdiği, daha güvenilir bir yöntem olduğu Penguin RFA ile ilgili daha fazla çalışma yapılması gerektiği sonucuna varılmıştır (Buyukguclu ve ark., 2018).

Yapmış olduğumuz çalışmada Penguin RFA ve Ostell ISQ arasındaki korelasyon incelenmiştir. Çalışma sonucunda elde edilen bulgulara göre D1 kemik yoğunluğunda çift asitle pürüzlendirilmiş implant yüzeyinde Ostell ISQ ve Penguin arasında pozitif yönlü

korelasyon, D2 kemik yoğunluğunda Hidroksiapatit kaplı, makine ile pürüzlendirilmiş ve kumlama +asitleme (SLA) yüzeye sahip implantlarda Ostell ISQ ve Penguin RFA cihazı arasında çift yönlü pozitif korelasyon, D3 kemik yoğunluğunda Hidroksiapatit kaplı, kumlama +asitleme (SLA), çift asitle pürüzlendirilmiş ve titanyum plazma spreyl kaplı yüzeylerde Ostell ISQ ve Penguin RFA arasında pozitif yönde korelasyon bulunurken D4 kemik yoğunluğunda yalnızca Hidroksiapatit kaplı yüzeyde Ostell ISQ ve Penguin RFA arasında pozitif korelasyon saptanmıştır. Ostell ISQ ve Penguin RFA arasındaki en pozitif ilişki D2 ve D3 kemik yoğunluğunda saptanmıştır, D1 ve D4 kemik yoğunluğunda ise düşük miktarda pozitif yönlü korelasyon bulunmuştur. Ostell ISQ ve Penguin RFA cihazlarının yapılan ölçümlerde daha önceki çalışmalarda olduğu gibi benzer sonuçlar verdiği söylenebilir. Düşük yoğunluğa sahip D4 kemik yoğunluğunda Ostell ISQ ve Penguin RFA cihazları arasında düşük miktarda pozitif yönlü korelasyon bulunmasıyla da diğer çalışmalarla uyumlu olduğu söylenebilir. Ayrıca çalışmamızda yerleştirme torku-Ostell ISQ ve Penguin RFA arasındaki korelasyon da değerlendirilmiştir. Yerleştirme torku ve Ostell ISQ arasında korelasyona bakıldığında D2 kemik yoğunluğunda SLA yüzeye sahip implantlarda ve D4 kemik yoğunluğunda HA kaplı implantlarda Ostell ISQ ile yerleştirme torku arasında pozitif yönlü anlamlı korelasyon bulunmuştur. Penguin RFA ve yerleştirme torku arasında korelasyona bakıldığında D2 kemik yoğunluğunda SLA yüzeye sahip implantlarda ve D4 kemik yoğunluğunda HA ile TPS kaplı implantlarda pozitif yönlü anlamlı korelasyon bulunmuştur. Çalışmamızın sonucunda elde edilen verilere dayanarak yerleştirme torku ve ISQ ölçüm değerlerinin primer stabiliteyi ölçmek için bağımsız ve karşılaştırılmaz yöntemler olduğu ve yapılan çalışmalar sonucunda ISQ ve yerleştirme torku arasında genel olarak anlamlı bir korelasyon bulunamamıştır. Ostell ISQ ve Penguin RFA arasında ise özellikle D2 ve D3 kemik yoğunluğunda pozitif yönde anlamlı bir ilişki bulunmuştur.

Hiroshi ve ark. (2015)'nın yapmış oldukları osteoporotik ve normal yoğunluktaki tavşan femurları üzerinde implant yüzeylerinin primer stabilite üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmada yerleştirme torku ve ISQ değerleri ölçülmüştür. Anodize edilmiş ve makine ile pürüzlendirilmiş yüzeylerin karşılaştırıldığı bu çalışmada normal yoğunlukta bulunan kemik üzerinde anlamlı bir fark bulunamazken, osteoporotik kemikte anodize edilmiş yüzeyin yerleştirme torku makine ile pürüzlendirilmiş yüzeye göre daha yüksek bulunmuştur fakat ISQ değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kemik

yoğunluğu ve kalitesinin implant yüzeyine göre yerleştirme torkunda daha önemli faktör olduğunu fakat düşük kemik yoğunluğunda implant yüzeyinin yerleştirme torku üzerinde etki edebileceğini belirtmişlerdir.

Yapmış olduğumuz çalışmada her implant yüzeyi için en yüksek yerleştirme torku değeri D1 kemikte bulunurken, en düşük yerleştirme torku değeri D4 tip kemikte rastlanmıştır. D1 ve D2 yoğunluklu sert kemiklerde en yüksek yerleştirme torku TPS ile kaplı implant yüzeylerinde rastlanırken, makine ile pürüzlendirilmiş yüzeye göre aralarında anlamlı bir fark gözlenmiştir. D4 yoğunluğundaki kemikte ise yüzeyler arasında yerleştirme torku açısından anlamlı bir ilişki bulunamamıştır.

Carmo Filho ve ark. (2018)'nın 19 hasta üzerinde 80 implant uygulayarak yapmış oldukları çalışmada implant yüzeylerinin primer stabilite ve osseointegrasyon üzerine etkilerini araştırmışlardır. Osteotite, Nanotite, SLA ve SLA aktif olmak üzere 2 farklı marka ve 4 farklı implant yüzeyi alt çenesinde çift taraflı eksik dişleri bulunan hastalara uygulanmıştır. Yapılan çalışma sonucunda İmplant yüzeyleri arasında yerleştirme torku açısından anlamlı bir fark gözlenmemiştir. İmplant yerleştirilmesi esnasında ölçülen ISQ değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken 2. Ayın sonunda yalnızca Osteotite yüzeye sahip implantlar diğerlerinden anlamlı olarak daha düşük ISQ değerine sahip olduğu gözlemlenmiştir. 91 gün sonunda ölçülen ISQ değerleri başlangıçta ölçülen ISQ değerlerine göre daha yüksek bulunurken en yüksek ISQ değerleri SLA ve SLA aktif implant yüzeylerinde saptanmıştır. 91 gün sonunda ise ISQ ve yerleştirme torku değerlerinin sadece Osteotite yüzeye sahip implantlar için anlamlı olarak kolere olduğu belirtilmiştir.

Lages ve ark. (2018)'nin yapılmış yerleştirme torku ve ISQ değerleri arasındaki ilişkinin incelendiği 12 çalışmanın sistematik incelemesini gerçekleştirmişlerdir. Yerleştirme torku ve ISQ ölçüm değerlerinin primer stabiliteyi ölçmek için bağımsız ve karşılaştırılmaz yöntemler olduğu ve yapılan çalışmalar sonucunda ISQ ve yerleştirme torku arasında anlamlı bir korelasyon bulunmadığı bildirilmiştir.

Yapmış olduğumuz çalışmada yerleştirme torku-Ostell ISQ ve Penguin RFA değerleri arasındaki korelasyon incelendiğinde D1 yoğunluklu kemik bloklarında anlamlı bir korelasyon bulunamamıştır. D2 yoğunluklu kemik bloklarında SLA yüzeye sahip implantlarda Penguin RFA, yerleştirme torku ile Ostell ISQ arasında pozitif yönde iyi derecede anlamlı korelasyon bulunmaktadır ve Ostell ISQ ile yerleştirme torku arasında

pozitif yönde iyi derecede anlamlı korelasyon bulunmaktadır. D4 yoğunluklu kemikte ise HA ile kaplanmış implantlarda yerleştirme torku ile Ostell ISQ ve Penguin RFA arasında pozitif yönde iyi derecede anlamlı korelasyon bulunmaktadır ve Penguin RFA ile Ostell ISQ arasında pozitif yönlü orta derecede anlamlı korelasyon bulunmaktadır. TPS ile kaplanmış implantlarda Penguin RFA ile yerleştirme torku arasında pozitif yönde orta derecede anlamlı korelasyon bulunmaktadır. Çalışmamızda kemik yoğunluğuna bağlı olarak farklı yüzey uygulamalarında yerleştirme torku, Penguin RFA ve Ostell ISQ değerleri arasında korelasyonlar bulunmaktadır. Elde edilen korelasyonlar kemik tiplerinde farklı yüzey uygulamalarına göre değişmektedir. Kemik yoğunluğu azaldıkça yüzeylere göre değerler arası ilişki daha yüksek bir korelasyon derecesinde düşmektedir. Çalışmamızda da kemik yoğunluklarına göre yüzey uygulamalarında yerleştirme torku, Penguin RFA ve Ostell ISQ değerleri arasındaki korelasyon oranının farklı olduğu sonucu elde edilmiştir.

Çıkarma tork analizinin standardize edilebildiği durumlarda güvenilir bir yöntem olduğu belirtilmektedir (Sul ve ark., 2002). Bu test implant-kemik ara yüzünde makaslama kuvveti oluşturarak implant-kemik bağlantısının kopmaya olan direncini ölçmektedir. İmplantın kemik içinde sıkışma yönünün tersine rotasyona zorlanması sonucunda ara yüzde artan gerilimin implant-kemik bağlantısının maksimum dayanma gücünü aştığı noktada bir kırılma meydana gelerek implantın hareketine neden olduğu belirtilmektedir (Cho ve Park, 2003).

Çıkarma tork çalışmalarında tork değerinin implantların daha çok makro dizaynından etkilendiği bilinmektedir. Bizim çalışmamızda farklı tip yüzey implantların hepsi aynı makrodizayna sahip olduğundan bu çalışma diğer çalışmalardan daha özgündür. Yapılan literatür çalışmasında 1 aylık sonuçlarında implant gruplarının çıkarma torku değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmasa da Al₂O₃ ile kumlanmış implant grubunun çıkarma torku daha yüksek görülmektedir (ort 46,11±17,4 N/cm). 3 aylık sonuçlarda implant gruplarının çıkarma torku değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmasa da Al₂O₃ ile kumlanmış implant grubunun çıkarma torku daha yüksek görülmektedir. Bunu TiO₂ ile kumlanmış implant grubu takip etmektedir. En düşük çıkarma tork değeri ise kontrol grubunda görülmüştür. RFA ile elde edilen ISQ değerleri ile çıkarma tork değerleri arasında literatürün zıttına herhangi bir korelasyonun olmadığı görülmüştür.

Yapmış olduğumuz çalışmada Sawbones sentetik kemik bloklarına yerleştirilen implantları yerinden çıkarmak için gereken en yüksek çıkarma torku değerleri bütün implant yüzeylerinde D1 yoğunluklu sert kemikte ve en düşük çıkarma torku değerleri ise D4 yoğunluklu yumuşak kemikte bulunmuştur. D1 yoğunluğundaki kemikte makine ile pürüzlendirilmiş implantlarda yerleştirme torku ile çıkarma torku arasında pozitif yönlü kuvvetli korelasyon bulunmuştur. D2 ve D4 yoğunluğundaki kemiklerde çift asitle pürüzlendirilmiş implant yüzeyinde yerleştirme torku ve çıkarma torku arasında pozitif yönlü iyi derecede anlamlı korelasyon bulunmuştur. D3 yoğunluğundaki kemikte SLA yüzeyli implantlarda yerleştirme torku ve çıkarma torku arasında negatif yönlü orta derecede anlamlı korelasyon saptanmıştır. Çalışmamızda kemik yoğunluğuna bağlı olarak farklı yüzey uygulamalarında yerleştirme torku ve çıkarma torku arasında korelasyonlar mevcuttur. Ayrıca RFA ile elde edilen ISQ değerleri ile çıkarma tork değerleri arasında literatürün zıttına herhangi bir korelasyonun olmadığı görülmüştür.

İdeal implant yüzeyinin teorik olarak 4 µm çapında yarım daire şeklinde ve 1.5 µm derinliğinde olması bildirilmektedir. Bunun nedeni olarak da bu aralıktaki yüzey pürüzlülüklerinin diğer yüzey özelliklerine göre daha fazla kemik-implant teması olduğu ve implantı yerinden çıkarıcı ters tork kuvvetlerine karşı daha iyi dirence sahip olduğunu göstermişlerdir (Hansson ve Norton, 1999; Wennerberg ve ark., 1996).

2012 yılında Elias ve arkadaşlarının yapmış olduğu araştırmada yüzeyi işlenmemiş dental implantların yüzeyinin 0,5- 1,0 µm aralığında değişen Ra değerine sahip olduklarını, asitle dağlanmış implant yüzeylerinin 1,54- 1,97 µm aralığında Ra değerine sahip olduklarını gözlemlediklerini; buna ek olarak kendi yaptıkları çalışmada kumlanmış yüzeye sahip dental implantların 0,84- 2,12 µm aralığında, okside edilmiş implant yüzeylerinin ise 2,0 µm'den büyük Ra değerlerine sahip olduklarını bildirmişlerdir (Elias ve Rocha, 2012).

Yüzey pürüzlülüğünün daha fazla olmasının istendiği durumlarda ($Ra > 2 \mu m$) en sık kullanılan pürüzlendirme yöntemi Titanyum Plazma Sprey (TPS) yöntemidir. TPS metoduyla, implant yüzey alanının işlenmemiş implant yüzeylerine göre 6 katına kadar artırılabilirdiği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (Elias ve ark., 2007). Çift asitle aşındırma, işlenmiş yüzey implantlarına kıyasla iyileşmeden sonra çıkarma torkuna karşı büyük ölçüde geliştirilmiş dirençle hızlı osseointegrasyon elde etmenin etkili bir yöntemi olduğunu kanıtlamıştır (Chou ve Chang, 2001). HA yüzey kaplamaları plazma sprey

metodu ile kaplandığından dolayı titanyum metali ve yüzey kaplaması arasındaki yapışma zayıf olarak kabul edilir; bu nedenle optimum pürüzlülüğe sahip olmasına rağmen mekanik kilitlenmesini geliştirmek amacıyla çalışmalar yapılmalıdır. HA yüzey kaplamaları optimum pürüzlülüğe sahip olmasına rağmen, zayıf bağlantısı nedeniyle implantasyon esnasında yüzey kaplamasında kopma, parçalanma ve çözünme gibi problemler oluşabilir (Gross ve ark., 1997; Klein ve ark., 1994; Whitehead ve ark., 1993).

Yapmış olduğumuz çalışmada D1 ve D2 yoğunluklu sert kemiklerde en yüksek çıkarma torku değerleri çift asitle pürüzlendirilmiş implant yüzeylerinde bulunurken, ikinci en yüksek çıkarma torku değerleri TPS ile kaplanmış implant yüzeylerinde görülmüştür. D3 ve D4 yoğunluklu kemiklerde en yüksek çıkarma torku değerleri TPS ile kaplanmış implant yüzeylerinde, ikinci en yüksek çıkarma torku değerleri ise çift asitle pürüzlendirilmiş implant yüzeylerinde görülmüştür. D1 ve D4 kemik yoğunluğunda en düşük çıkarma torku değeri HA kaplı implant yüzeyinde, D2 kemik yoğunluğunda en düşük çıkarma torku değeri HA kaplı ve makine ile pürüzlendirilmiş implant yüzeylerinde, D3 kemik yoğunluğunda en düşük çıkarma torku değeri ise makine ile pürüzlendirilmiş implant yüzeylerinde saptanmıştır. TPS ve çift asitle aşındırılmış implant yüzeylerinin çıkarma torku değerlerinin yüksek olmasının nedeninin, bu yöntemlerle sağlanan yüzey pürüzlülüğünün diğer yüzeylere göre daha fazla pürüzlülük ve yüzey alanı sağladığı daha önce yapılan çalışmalarla uyumludur. HA ile kaplanmış implant yüzeyleri TPS yüzey kaplamaları gibi plazma sprej püskürtülerek kaplanmasına rağmen, çıkarma torku değerlerinin düşük olmasının nedeninin, HA kaplamanın implant yerleştirilmesi esnasında titanyum metali ile arasındaki zayıf bağlantının kopması veya parçalanmasından olabileceği düşünülmektedir. Literatürde destekleyici çalışmalar mevcuttur.

Fakat çıkarma tork analizlerinin hiçbir zaman klinikte kullanılamaması bu tip değerlendirmelerde elde edilen sonuçların bilimsel olarak ön plana çıkmamasına sebep olmaktadır. Klinik uygulamalarda çıkarma torku analizinin yerini implantın yerleştirme torku analizi almıştır. Klinik bir çalışmada osseointegrasyonun elde edilebilmesi için yerleştirme torkunun minimum 20 Ncm, optimum 32 Ncm olması gerektiği söylenmiştir (Ottoni ve ark., 2005).

SONUÇ

Çalışmamızda kemik yoğunluğuna bağlı olarak farklı yüzey uygulamalarında yerleştirme torku, Penguin RFA ve Ostell ISQ değerleri arasında korelasyonlar bulunmaktadır. Elde edilen korelasyonlar kemik tiplerinde farklı yüzey uygulamalarına göre değişmektedir. Kemik yoğunluğu azaldıkça yüzeylere göre değerler arası ilişki daha yüksek bir korelasyon derecesinde düşmektedir. Çalışmamızda da kemik yoğunluklarına göre yüzey uygulamalarında yerleştirme torku, Penguin RFA ve Ostell ISQ değerleri arasındaki korelasyon oranının farklı olduğu sonucu elde edilmiştir.

Çalışmamızda kemik yoğunluğuna göre yüzeyler arasında yerleştirme torku oranları arasında farklılıklar bulunmuştur. D1 kemik tipinde en düşük yerleştirme torku oranı HA kaplı ve makine ile pürüzlendirmiş implant yüzeylerinde bulunurken, D2 kemik tipinde makine ile pürüzlendirilmiş ve SLA implant yüzeylerinde en düşük yerleştirme torku oranı bulunmuştur.

D1 kemik tipinde en yüksek yerleştirme torku çift asitle pürüzlendirilmiş implant yüzeylerinde, D2 kemik tipinde en yüksek yerleştirme torku yerleştirme TPS kaplı implant yüzeyinde bulunmuştur. D3 kemik tipinde ise en yüksek yerleştirme torku oranı HA kaplı implant yüzeyinde, en yüksek yerleştirme torku ise makine ile pürüzlendirilmiş implant yüzeyde elde edilmiştir. D4 kemik tipinde yüzeyler arası yerleştirme torku açısından farklılık bulunmamıştır. Bu durum yerleştirme torku oranının kemik yoğunluğuna göre farklılaştığını göstermektedir. D1, D2 ve D4 kemik tipinde en düşük yerleştirme torku oranı HA kaplı implant yüzeyinde elde edilmiştir. Bu sonuçlar yüzey alanının kemik yoğunluğuna bağlı olarak yerleştirme torku oranının üzerinde etkili olduğunu açıklamaktadır.

Yaptığımız çalışmada D1 ve D2 kemik tipinde en düşük Penguin RFA değeri HA ile kaplanmış implantlarda, en yüksek Penguin RFA değeri ise çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda saptanmıştır. D3 kemik tipinde ise en düşük Penguin RFA oranı HA kaplı implantlarda saptanmışken, en yüksek Penguin RFA oranı eşit şekilde makine ile pürüzlendirilmiş ve çift asitle pürüzlendirilmiş implantlarda elde edilmiştir. D4 kemik tipinde ise en düşük Penguin RFA oranı HA ile kaplanmış implantlarda, en yüksek Penguin RFA oranı ise TPS ile kaplanmış implantlarda elde edilmiştir. Penguin RFA oranları kıyaslamasında bütün kemik tiplerinde en düşük oranın HA ile kaplanmış yüzeye sahip implantlarda olduğu görülmektedir.

Ostell ISQ ve Penguin RFA arasındaki en pozitif ilişki D2 ve D3 kemik yoğunluğunda saptanmıştır, D1 ve D4 kemik yoğunluğunda ise düşük miktarda pozitif yönlü korelasyon bulunmuştur. Ostell ISQ ve Penguin RFA cihazlarının yapılan ölçümlerde daha önceki çalışmalarda olduğu gibi benzer sonuçlar verdiği söylenebilir. Çalışma sonucunda elde edilen bulgulara göre;

D1 kemik yoğunluğunda çift asitle pürüzlendirilmiş implant yüzeyinde Ostell ISQ ve Penguin arasında pozitif yönlü korelasyon, D2 kemik yoğunluğunda HA kaplı, makine ile pürüzlendirilmiş ve SLA yüzeye sahip implantlarda Ostell ISQ ve Penguin RFA cihazı arasında çift yönlü pozitif korelasyon, D3 kemik yoğunluğunda HA kaplı, SLA, çift asitle pürüzlendirilmiş ve TPS kaplı yüzeylerde Ostell ISQ ve Penguin RFA arasında pozitif yönde korelasyon bulunurken D4 kemik yoğunluğunda yalnızca HA kaplı yüzeyde Ostell ISQ ve Penguin RFA arasında pozitif korelasyon saptanmıştır. Düşük yoğunluğa sahip D4 kemik yoğunluğunda Ostell ISQ ve Penguin RFA cihazları arasında düşük miktarda pozitif yönlü korelasyon bulunmasıyla da diğer çalışmalarla uyumlu olduğu söylenebilir.

Yapılan literatür araştırmaları sonucu implant mikro yüzeyi primer implant stabilitesi ile ilgili çalışmalar kısıtlıdır. Çalışmalarda farklı markaların ürettiği implantlar kullanıldığı için aynı makro yüzey standardizasyonu sağlanamadığı gözlemlenmiştir.

Yapmış olduğumuz çalışmanın sonucunda, implant yüzeylerinin primer stabilite üzerine farklı yoğunluktaki kemik blokları üzerinde anlamlı ve anlamsız etkileri bulunmuştur.

Çift asitle pürüzlendirilmiş implantların yerleştirme torku üzerine pozitif yönde anlamlı etkiye sahip olduğu, Hidroksiapatit kaplı dental implantların yerleştirme ve çıkarma torku üzerine negatif yönde anlamlı etkiye sahip olduğu gözlemlenmiştir.

Ostell ISQ ve yerleştirme torku arasında en pozitif ilişki D2 ve D3 kemik tipinde gözlemlenmiştir. Ostell ISQ ve Penguin RFA arasındaki en pozitif ilişki D2 ve D3 kemik yoğunluğunda saptanmıştır. Görüldüğü üzere yapmış olduğumuz çalışma öngörülenin aksine, implantların makro yapısı kadar mikro yapısının da primer stabilite üzerinde farklı kemik yoğunlukları göz önüne alındığında etkili olabileceğini göstermiştir. Dental implant mikroyüzeylerinin primer stabilite üzerine etkisini araştırmak için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

- Abdel-Haq J, Karabuda C, Arısan V, Mutlu Z, Kürkçü M. Hidrofilik Kumlanmış-Asitlenmiş Yüzeyli İmplantların Histolojik Ve Histomorfometrik İncelemesi: Koyun Tibiasında Deneysel Çalışma. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry, 2011, 44(3), 141-152.
- Abraham CM. A Brief Historical Perspective On Dental Implants, Their Surface Coatings And Treatments. The Open Dentistry Journal, 2014,8, 50–5.
- Adachi M, Mackert JR, Parry EE. Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti6Al4V alloy. J Dent Res 1990;69: 1230-1235.
- Adell R, Eriksson B, Lekholm U, et al. A long term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J OralMaxillofac Implants. 1990;5:347-59.
- Akagi K, Okomoto Y, Matsuura T. Properties of test metal ceramic titanium alloys. J Prosthet Dent. 1992;68:462-467.
- Al-Askar M, O'Neill R, Stark PC, Griffin T, Javed F, Al-Hezaimi K. Effect of single and contiguous teeth extractions on alveolar bone remodeling: a study in dogs. Clin Implant Dent Relat Res. 2013 Aug;15(4):569–575.
- Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants-Past and Future,1966-2042. J Can Dent Assoc 2005; 71 (5):327.
- Al-Radha A.S.D, Dymock D, Younes C, O'sullivan D. Surface properties of titanium and zirconia dental implant materials and their effect on bacterial adhesion. J. Dent. 2012,40, 146_153.
- American Academy of Implant Dentistry. Glossary of implant terms. The Journal of oral implantology, 1986,12 (2), 284-294.
- Anil S, Anand P.S, Alghamdi H, Jansen JA. Dental implant surface enhancement and osseointegration, I. Türkyılmaz, (Ed.) Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice, 2011, 83-108. Rijeka: Intech Press.
- Anjard R. Mayan Dental Wonders. J. Oral Implantol. 1981, 9(3): 423-6.
- Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Grondahl K. Astra Tech and Branemark System implants: a prospective 5-year comparative study. results after one year. Clin ImplantDent Relat Res 1999;1:17-26.

- Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: Current status. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:743-54.
- Babbush CA. Immediate implant placement in fresh extraction sites. *Dent Implantol Update*; 2006, 17: 89-93.
- Bagno A, Di-Bello C. Surface Treatments And Roughness Properties Of Tibased Biomaterials. *J Mater Sci Mater Med*, 2004;15: (9), 935-49.
- Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxilla: report of 732 consecutive Nobel pharma implants, *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1993; 8(2): 151-61.
- Baig MR, Rajan M. Effects of smoking on the outcome of implant treatment: a literature review. *Indian J Dent Res* 2007; 18: 190–195.
- Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Mornicchioli G, Varriale A. Stability measurements of osseointegrated implant using Ostell in partially edentulous jaws after 1 year of loading: a pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002; 4: 128-32.
- Balshi S.F, Allen F.D, Wolfinger G.J, Balshi TJ. A Resonance Frequency Analysis Assessment Of Maxillary And Mandibular Immediately Loaded Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2005;20:(4), 584-94.
- Ban S, Iwaya Y, Kono H, Sato H. Surface modification of titanium by etching in concentrated sulfuric acid. *Dent. Mater.* 2006, 22, 1115_1120.
- Barewall 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: 641-51.
- Bass SL, Triplett RG. The effect of preoperative resorption and jaw anatomy on implant success: A report of 303 cases. *Clin Oral Implants Res*. 1991;2:193-198.
- Becktor JP, Eckert SE, Isaksson S, Keller EE. The influence of mandibular dentition on implant failures in bone-grafted edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Jan-Feb;17(1):69–77.
- Beddis H, S. Lello, Subperiosteal implants *British Dental Journal* 2012; 212(4)
- Benson BW, Shetty V. Dental Implants, In: *Oral Radiology Principles and Interpretation*, S.C. White & M. J. Pharoah, pp. 597-612, Mosby, Elsevier, ISBN 978-0- 323-04983-2, St. Louis, Missouri.2009.

- Bilhan H, Arat S, Geçkili O. Hekimin İmplant Cerrahisi Sırasında Hissettiği Kemik Direnci İle Radyografiden Elde Edilen Hounsfield Ünitesi Değerlerinin Karşılaştırılması: Bir Pilot Çalışmagü Diş Hek Fak Derg, 2012, 29(1): 19-24.
- 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: 900-907.
- Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard J P, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing . A clinical RFA study with SLA ITI implants. Clin Oral Implants Res 2004; 15: 529-39.
- 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: 529-539.
- Boronat-Lopez A, Penarrocha-Diago M, Martinez-Cortissoz O, Minguez- Martinez I. Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2006; 11: 272-6.
- Borsari V, Giavaresi G, Fini M, Torricelli P, Salito A, Chiesa R, Chiusoli L, Volpert A, Rimondini L, Giardino R. Physical characterization of different-roughness titanium surfaces, with and without hydroxyapatite coating, and their effect on human osteoblast-like cells. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2005 Nov;75(2):359–368.
- Boyan BD, Batzer R, Kieswetter K et al. Titanium surface roughness alters responsiveness of MG63 osteoblastic-like cells to 1a, 25-(OH)₂D₃. J Biomed Mater Res 2003; 39: 77-85.
- Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J Ve Ohlsson A. Intra- Osseous Anchorage Of Dental Prostheses. I. Experimental Studies. Scandinavian Journal Of Plastic And Reconstructive Surgery, 1969, 3, 2, 81–100
- Branemark PI, Engstrand P, Öhrnell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K. Branemark Novum: A New Treatment Concept For Rehabilitation Of The Edentulous Mandible. Preliminary Results From A Prospective Clinical Follow-Up Study. Clin Implant Dent Relat Res, 1999, 1; 2-16.
- Branemark 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. *Scandinavian Journal Of Plastic And Reconstructive Surgery. Supplementum*, 1997,16, 1–132.
- Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. *Quintessence* 1985;175-186.
- Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983; 50:399-410.
- Branemark PI. Vital Microscopy Of Bone Marrow In Rabbit. *Scandinavian Journal Of Clinical And Laboratory Investigation*, 1959, 11 Supp 38, 1–82.
- Breme J, Steinhäuser E ve Paulus G. Commercially pure titanium Steinhäuser plate-screw system for maxillofacial surgery. *Biomaterials*, 1988,9, 4, 310–3,
- Brett PM, Harle J, Salih V, Mihoc R, Olsen I, Jones FH. Roughness response genes in osteoblasts. *Bone* 2004;35:124-33.
- Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen, P. Tengvall Titanium in Medicine. New York: Springer -Verlag Berlin Heidelberg, 2001.
- Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):15-46
- Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update*. 1993 Oct;4(10):77–81.
- Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 2004;83:529-33.
- Buser D, Schenk RK, Steinemann S. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25: 889-902.
- Buyukguclu G. Ozkurt Z. , Kazazoglu E. Reliability Of The Osstell Implant Stability Quotient And Penguin Resonance Frequency Analysis To Evaluate Implant Stability Implant Dentistry 2018; 27, 3.
- Büchter A, Kleinheinz J, Joos U, Meyer U. Primary implant stability with different bone surgery techniques. An in vitro study of the mandible of the minipig. *Mund Kiefer Gesichtschir*. 2003;7(6):351-355.

- Carlo Ld Pm, Carinci F, Corradini M, Vannini F, Nardone M ve Diğerleri. A Brief History And Guidelines Of Blade Implant Technique: A Retrospective Study On 522 Implants. *Annals Of Oral And Maxillofacial Surgery*. 2013;1(1):1-15.
- Carmo Filho LCD, Marcello-Machado RM, Castilhos EDD, Del Bel CUR, Antoninha A, Faot F. Can implant surfaces affect implant stability during osseointegration? A randomized clinical trial. *Brazilian oral research*, 2018; 32.
- Chang PC, Lang NP, Giannobile WV. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(1):1-12.
- Chang PK, Chen YC, Huang CC, Lu WH, Chen YC, Tsai HH. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Nov-Dec;27(6):e96–e101.
- Chavez H, Ortman LF, DeFranco RL, Medige J. Assessment of oral implant mobility. *J Prosthet Dent* 1993; 70: 421-426.
- Chiapasco M, Abati S, Romeo E, Vogel G. Implant-retained mandibular overdentures with Branemark System MKII implants; a prospective comparative study between delayed and immediate loading. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2001; 16, 537-546.
- Cho HH, Park J W. Sorption and reduction of tetrachloroethylene with zero valent iron and amphiphilic molecules. *Chemosphere*, 2006, 64(6), 1047-1052.
- Cho S.-A, Park K.-T. The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching. *Biomaterials*. 2003;24, 3611-17.
- Cho SA, Park KT. The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching. *Biomaterials*. 2003;24(20):3611-3617.
- Chong L, Khocht A, Suzuki JB, Gaughan J. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *J Oral Implantol*. 2009;35(3):130–135.
- Chou B.Y. Chang E. Interface investigation of plasma-sprayed hydroxyapatite coating on titanium alloy with ZrO₂ intermediate layer as bond coat. *Scr. Mater*. 2001, 45, 487_493.
- Christina PC, Sim Niklaus PL. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstellmentor during implant tissue integration: Instrument positioning, bone structure, implant length, *Clin Oral Impl Res* 2010; 21: 598-604.

- Coelho P.G, Cardaropoli G, Suzuki M, Lemons J.E. Histomorphometric evaluation of a nanothickness bioceramic deposition on endosseous implants: a study in dogs. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2009, 11, 292_302.
- Cordioli G, Majzoub Z, Piatelli A, Scarano A. Removal Torque And Histomorphometric Investigaiton Of 4 Different Titanium Surfaces; An Experimental Study In The Rabbit Tibia. *Int J Oral Maxillofac Implants.*2000, 15:(5), 668-74.
- Cranin AN, Silverband H, Sher J, Salter N. The requirement and clinical performance of dental implants. *Đinde Smith DC, Williams DF, editör Biocompatibility of dental materials.* Boca Raton,Fla:CRC Press; 1982. pp: 198
- Crespi R, Capparè P, Gherlone E, Romanos GE. Immediate occlusal loading of implants placed in fresh sockets after tooth extraction. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007 Nov-Dec;22(6):955–962.
- Crespi R, Capparè P, Gherlone E, Romanos GE. Immediate versus delayed loading of dental implants placed in fresh extraction sockets in the maxillary esthetic zone: a clinical comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008 Jul-Aug;23(4):753–758.
- Damlar İ, Özyılmaz E, Altan A, Özyılmaz E. Üç Boyutlu Sonlu Eleman Analiz Yöntemiyle İki Ticari İmplant Sisteminin Gerilme Dağılımlarının İncelenmesi Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi 2(3),ÖS:BiyoMekanik, 2014, 175-180, 2014.
- de Freitas RM, Susin C, Spin-Neto R, Marcantonio C, Wikesjö UM, Pereira LA, Marcantonio E., Jr. Horizontal ridge augmentation of the atrophic anterior maxilla using rhBMP-2/ACS or autogenous bone grafts: a proof-of-concept randomized clinical trial. *J Clin Periodontol.* 2013 Oct;40(10):968–975. doi: 10.1111/jcpe.12148.
- Degidi M, Nardi D, Piattelli A. Immediate restoration of small-diameter implants in cases of partial posterior edentulism: a 4-year case series. *J Periodontol.* 2009 Jun;80(6):1006–1012.
- Delaunay CP, Kapandji AI. Acetabular screw rings and surface treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 1997 Jul;(340):130–141.
- Deppe H, Warmuth S, Heinrich A, Köhner T. Laser-assisted three-dimensional surface modifications of titanium implants: preliminary data. *Lasers Med. Sci.* 2005, 19, 229_233.

- Derhami K, Wolfaardt JF, Faulkner G, Grace M. Assessment of the periost device in baseline mobility measurements of craniofacial implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 221-229.
- Devlin H, Horner K, Ledgerton D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *J Prosthet Dent*, 1998,79, 323-7.
- Dhert WJ, Verheyen CC, Braak LH, de Wijn JR, Klein CP, de Groot K, Rozing PM. A finite element analysis of the push-out test: influence of test conditions. *J Biomed Mater Res*. 1992 Jan;26(1):119–130.
- Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res*. 2011, 13, 215–223.
- Drage NA, Palmer RM, Blake G, Wilson R, Crane F ve Fogelman I. A comparison of bone mineral density in the spine, hip and jaws of edentulous subjects. *Clinical oral implants research*, 2007,18, 4, 496–500.
- Drozdowska B, Pluskiewicz W, Tarnawska B. Panoramic based mandibular indices in relation to mandibular bone mineral density and skeletal status assessed by dual energy X-ray absorptiometry and quantitative ultrasound. *Dentomaxillofac Radiol*,2002, 31, 361-7.
- Elias CN, Oshida Y, Lima YHC, Muller C.A. Relationship Between Surface Properties (Roughness, Wettability And Morphology) Of Titanium And Dental İmplant Removal Torque. *Journal Of The Mechanical Behaviour Of Biomedical Behaviours*, 2007, 1, 234-242.
- Elias CN, Rocha AF. Influence Of İmplant Shape, Surface Morphology, Surgical Technique And Bone Quality On The Primary Stability Of Dental İmplants *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2012;16: 169-80.
- Ellingsen J.E. Pre-Treatment Of Titanium Implants With Fluoride Improves Their Retention İn Bone. *J Mat Science Mat Medicine*; 1995, 6:749-53.
- English C. An Overview Of İmplant Hardware. *J Am Dent Assoc*,1999,121: 360-368.
- Enhoş D. Rijit ve Semirijit Bağlantılı İmplant-Diş ve İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezlerde Kemik İçerisinde Oluşan Stres Dağılımının İncelenmesi Doktora Tezi Dt. Konya-2007.
- Ericsson I, Nilner K. Early functional loading using Branemark dental implants. *J Periodont Restor Dent*, 2002,22, 9-19.

- Ersanlı S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioğlu B. Resonance frequency analysis of one stage dental implant stability during the osseointegration period. *Journal of periodontology*. 2005; 76: 1066- 71.
- Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci*. 1998;106:527-51.
- Fancusu MI, Chang TL. Three dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: Microstructural data from maxilla and mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:213-218).
- Farley JR, Wergedal JE, Baylink DJ. Fluoride Directly Stimulates Proliferation And Alkaline Phosphatase Activity In Bone-Forming Cells. *Science* 1983;222:(4621):330-2.
- Faulkner MG, Wolfaardt JF, Chan A. Measuring abutment/implant joint integrity with the Periotest instrument. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 681-688.
- Fernandez I, Gracia A, Jerez L. Physiological Bases of Bone Regeneration. *Med.OralPatology* 2006;10:47-51
- Franchi M, Bacchelli B, Giavaresi G, De Pasquale V, Martini D, Fini M, Giardino R, Ruggeri A. Influence of different implant surfaces on peri-implant osteogenesis: histomorphometric analysis in sheep. *J Periodontol*. 2007 May;78(5):879-888.
- Franchi M, Bacchelli B, Martini D. Early Detachment Of Titanium Particles From Various Different Surfaces Of Endosseous Dental Implants, *Biomaterials*, 2004, 25:2239-2246.
- Friberg B, Ekestubbe A, Mellström D, Sennerby L. Brånemark implants and osteoporosis: a clinical exploratory study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(1):50-56
- Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L. Clinical outcome of Brånemark System implants of various diameters: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Sep-Oct;17(5):671-677.
- Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl 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: 266-72.

- Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20- month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999; 28: 297-303.
- Gaggl A, Schultes G, Müller W, Kärcher H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces—a comparative study. *Biomaterials*. 2000, 21, 1067_1073.
- Garber DA, Salama H, Salama MA. Two-stage versus one-stage – is there really a controversy? *J Periodontol*. 2001 Mar;72(3):417–421.
- Garg H, Bedi G, Garg A. Implant surface modifications: a review. *J. Clin. Diagn. Res*. 2012, 6, 319_324.
- Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. A 24-week prospective study comparing the stability of titanium dioxide grit-blasted dental implants with and without fluoride treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24: 684-688, 2009.
- Geçkili O. Mumcu E. Bural C. Bilhan H. Bilgin T.: Dental İmplant Yüzeylerinde Osseointegrasyonun Geliştirilmesi İçin Yapılan Modifikasyonlar, *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010, 34, 60-69.
- Gehrke N, Mertens C, Zillinger T, Wenzel J, Bald T, Zahn S, Barchet W. Oxidative damage of DNA confers resistance to cytosolic nuclease TREX1 degradation and potentiates STING-dependent immune sensing. *Immunity*, 2013, 39(3), 482-495.
- Gehron-Robey P, Boskey, A. L. The biochemistry of bone in Osteoporosis, Marcus E, Feldman D, Kelsey J., Eds., Academic Press, San Diego, 1986, chap. 4
- Gehron-Robey, P, Boskey, A. L. The biochemistry of bone in Osteoporosis. *Đinde Marcus E, Feldman D, Kelsey J, Eds, Academic Press, San Diego; 1996, chap. 4.*
- Genant HK, Gordon C, Jiang Y, Lang TF, Link TM, Majumdar S. Advanced imaging of bone macro and micro structure. *Bone* 25: 149–152, 1999.
- Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR et al. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant, *J Oral Rehabil.*, 2000; 31(3): 233-9.
- Gianserra R, Cavalcanti R, Oreglia F, Manfredonia MF, Esposito M. Outcome of dental implants in patients with and without a history of periodontitis: a 5-year pragmatic multicentre retrospective cohort study of 1727 patients. *European journal of oral implantology* 2010;3(4): 307-314.

- Glauser R, Lundgren A, Gottlow J, Sennerby L, Portmann M, Ruhstaller P. Immediate occlusal loading of Branemark TiUnitet implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2003, 5, 47_56.
- Gobbato L, Arguello E, Martin IS, Hawley CE, Griffin TJ. Early bone healing around 2 different experimental, HA grit-blasted, and dual acid-etched titanium implant surfaces. A pilot study in rabbits. *Implant. Dent.* 2012, 21, 454_460.
- Gokcen-Rohlig B, Yaltirik M, Ozer S, Tuncer ED, Evlioglu G. Survival and success of ITI implants and prostheses: retrospective study of cases with 5-year follow-up. *Eur J Dent* 2009; 3: 42–49.
- Gotfredsen K, Wennerberg A, Johansson C, Skovgaard LT, Hjorting-Hansen E. Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res* 1995;29:1223-31.
- Guizzardi S, Galli C, Martini D, Belletti S, Tinti A, Raspanti M, Taddei P, Ruggeri A, Scandroglio R. Different titanium surface treatment influences human mandibular osteoblast response. *J Periodontol.* 2004 Feb;75(2):273–282.
- Gulsahi A, Ozden S, Paksoy C.S, Kucuk O, Cebeci ARI, Genc Y. Assessment of Bone Mineral Density in The Jaws and Its Relationship to radiomorphometric Indices. *Dentomaxillofac Radiol*, 2010, 39, 284-89.
- Gulsahi A, Paksoy C.S, Yazicioglu N, Arpak N, Kucuk NO, Terzioglu H. The Assessment of Bone Density Differences between Conventional and Bone-Condensing Techniques using Dual Energy X-Ray Absorptiometry and Radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2007, 104, 692-98.
- Guo CY, Matinlinna JP, Tang ATH. Effects of surface charges on dental implants: past, present, and future. *Int. J. Biomater.* 2012, 5.
- Haas R, Haimbock W, Mailath G, Watzek G The relationship of smoking on peri-implant tissue: a retrospective study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1996;76:592-596
- Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Survival of 1,920 IMZ implants followed for up to 100 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(5):581-8.
- Hallman M. A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: results after 1 year of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001 Sep-Oct;16(5):731–736.

- Hansson S, Norton M. The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. a mathematical model. *J Biomech* 1999;32:829-36.
- Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech*. 2003 Sep;36(9):1247–1258.
- Heo SJ, Sennerby L, Odersjö M, Granström G, Tjellström A., Meredith, N. Stability measurements of craniofacial implants by the means of resonance frequency analysis. A clinical pilot study. *The Journal of Laryngology and Otology*, 1998, 112:537-542.
- Herrero-Climent M, Albertini M, Rios-Santos JV. Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments: Osstell mentor. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012;17:e801–e806.
- 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 Mar-Apr;20(2):220–230.
- Hiroshi Oue, Kazuya Doi, Yoshifumi Oki Influence of Implant Surface Topography on Primary Stability in a Standardized Osteoporosis Rabbit Model Study *J. Funct. Biomater*. 2015, 6
- Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration And Occlusal Rehabilitation*. 2nd. Ed. Quintessence Publishing Co., Tokyo. 1990.
- Hui E, Chow J, Li D, Liu J, Wat P, Law H. Immediate provisional for single-tooth implant replacement with Brånemark system: preliminary report. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(2):79–86.
- Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U et al. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report, *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1999; 14(2): 173-80.
- Jacobs R. Preoperative radiologic planning of implant surgery in compromised patients. *Periodontol* 2000. 2003;33:12–25.
- Jaffin R, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5 year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2–4.
- Jaffin RA, Kumar A, Bermann CL. Immediate loading of implants in partially and fully edentulous jaws: a series of 27 case reports. *J. Periodontol*, 2000;71: 833-837.

- Javed F, Romanos GE. Impact of diabetes mellitus and glycemic control on the osseointegration of dental implants: a systematic literature review. *J Periodontol*. 2009 Nov;80(11):1719–1730.
- Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent*. 2010 Aug;38(8):612–620.
- Jee, WSS. Integrated Bone Tissue Physiology: Anatomy and Physiology. İçinde Cowin SC (editör). *Bone Mechanics Handbook*. 2. ed. CRC Press:Florida; 2001. pp. 1-68.
- Jemat A, Ghazali MJ, Razali M, Otsuka Y. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. *BioMed Res. Int*. 2015, 11.
- Jemt T, Stenport V, Friberg B. Implant treatment with fixed prostheses in the edentulous maxilla. Part 1: implants and biologic response in two patient cohorts restored between 1986 and 1987 and 15 years later. *Int J Prosthodont*. 2011 Jul-Aug;24(4):345–355.
- Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, Watson RM, Herrmann I. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 Winter;7(4):513–522.
- Jongchul Park, Jung-Woo Lee, Jong-Ho Lee Implant Stability - Measuring Devices and Randomized Clinical Trial for ISQ Value Change Pattern Measured from Two Different Directions by Magnetic RFA 2011
- Junguera L.C, Carneiro J, Kelly R.O. Temel Histoloji 8. Baskı İstanbul: Barış Kitabevi Ltd. Şti. 1988; 132- 151, Soydan N. Genel Histoloji. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları; 1992
- Kaban B.L, Pogrel M.A, Perrott D.H. Complications in oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: WB Saunders Co. 1997; 343-349.
- Kadkhodazadeh M, Heidari B, Abdi Z, Mollaverdi F, Amid R. Radiographic evaluation of marginal bone levels around dental implants with different designs after 1 year. *Acta Odontol. Scand*. 2013, 71, 92–95.
- Kadler K.E, Holmes D.F, Trotter J.A, Chapman J.A. Collagen fibril formation. *Biochem J*. 1986;316: 1- 11

- Kılınç Y, Ergüven S, S. Erkmen E.: Dental İmplant Yüzey Özellikleri Ve Biyolojik Ortamla Etkileşimler: Bölüm I: Doku Ve İmplant Etkileşimleri Ve Moleküler Olaylar, Ado Klinik Bilimler Dergisi, 2011, 5, 816-820.
- Kılınç Y, Erkmen E.: Dental İmplantların Yüzey Teknolojisinde Yeni Yaklaşımlar, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş. Hek. Fak. Derg., 2011,3,9-18.
- Kieswetter K, Schwartz Z, Dean DD, Boyan BD. The role of implant surface characteristics in the healing of bone. Crit Rev Oral Biol Med 1996; 7: 329-345, Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminium oxide. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11(1): 38-45.
- Kim H, Choi SH, Ryu JJ, Koh SY, Park JH, Lee IS. The biocompatibility of SLA-treated titanium implants. Biomedical Materials 2008;3(2):02501. Cho SA, Park KT. The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching. Biomaterials 2003;24(20): 3611-7.
- Klemetti E, Kolmakov S, Kroger H. Pantomography in assessment of the osteoporosis risk group. Scand J Dent Res, 1994,102, 68-72.
- Kürkçüoğlu I, Koroğlu A, Özkır S.E. Dental implantlarda başarı kriterleri ve başarı değerlendirme yöntemleri. Atatürk Üniversitesi Dishekimliği Dergisi 2010;20(3): 221-229.
- Lages FS, Douglasde Oliveira DW, Costa FO. Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2018; 20(1), 26-33.
- Lasuma J, Hall, J. Properties of a new porous oxide surface on titanium implants, Appl Osseointegration Res, 2001;1,5-8.
- Lau KH, Baylink DJ. Molecular Mechanism Of Action Of Fluoride On Bone Cells. J Bone Miner Res; 1998, 13:(11),1660-7.
- Lauten Schlager EP, Monaghan P. Titanium and Titanium Alloys as Dental Materials. Int Dent J 1993;43:245-253.
- Lazzara R, Siddiqui AA, Binon P, Feldman SA, Weiner R, Phillips R, Gonshor A. Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five-year period. Clin Oral Implants Res. 1996 Mar;7(1):73-83.

- Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007;23(7):844-54.
- Ledgerton D, Horner K, Devlin H, Worthington H. Radiomorphometric indices of the mandible in a British female population. *Dentomaxillofac Radiol*, 1999;8,173-181.
- Lee ET. The Correlation Of Bone Mineral Density And Histologic Data Implant Dentistry / Volume 20, Number 3 2011; 202-13.
- Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review, *J Prosthetic Dentistry*, 2005 94(4): 377-8.
- Lee S, Gantes B, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Mar-Apr;22(2):208–212.
- Legeros RZ. Properties Of Osteoconductive Biomaterials: Calcium Phosphates. *Clin Orthop Relat Res*; 2002, 395:81-98.
- Le-Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface Treatments Of Titanium Dental Implants For Rapid Osseointegration. *Dent Mater*; 2007, 23:(7)844-54.
- Lekholm U, Zarb G.A. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. pp. 1985, 199-209, Chicago: Quintessence.
- Lindhe J, Karring T, Lang PN. *Clinical Periodontology And Implant Dentistry*. Ed: 2000. Sweden. Mach Tools Manufact; 1998, 38; (5-6), 657-662.
- Liddel GJ, Henry PJ. A prospective study of immediately loaded single implant-retained mandibular overdentures: Preliminary one-year results. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 126-37.
- Lien YH, Tseng MM, Stern R. Glucose and glucose analogs modulate collagen metabolism. *Exp Mol Pathol* 1982;57(3):215- 21
- Lindh C, Obrant K, Petersson A. Maxillary bone mineral density and its relationship to the bone mineral density of the lumbar spine and hip. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2004, 98, 102-109.
- Linkow LI, Chercheve R. *Theories and techniques of oral implantology*. St Louis: Mosby;1970.

- Lorenzoni M, Pertl C, Zhang K, Wimmer G, Wegscheider WA. Immediate loading of single-tooth implants in the anterior maxilla. Preliminary results after one year. *Clin Oral Implants Res*. 2003 Apr;14(2):180–187.
- Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants Review, *J Oral Implantology*, 1991; 17(2): 126-31.
- Lynch SE, Genco RJ, Marx RE. Applications In Maxillofacial Surgery And Periodontics, Grafting Materials in Repair and Restoration. Quintessence Publishing Co, Illionis: 1999, 83-103
- Majumdar S, Genant HK, Grampp S, Newitt DC, Truong VH, Lin JC, et al. Correlation of trabecular bone structure with age, bone mineral density, and osteoporotic status: in vivo studies in the distal radius using high resolution magnetic resonance imaging. *J Bone Mineral Res*, 1997, 12: 111–118.
- May D, Romanes GE. Konik kuronlar ile taşınan immediat implant destekli mandibular overdenture: yeni bir tedavi konsepti. *Quintessence Türkçe*, 2002;2: 61-68.
- McLean F, Urist MR. Bone. Fundamentals of the physiology of skeletal tissue, 3rd ed, 1968
- Menicucci G, Pachie E, Lorenzetti M, Migliaretti G, Carossa S. Comparison of primary stability of straight-walled and tapered implants using an insertion torque device. *Int. J. Prosthodont*. 2012, 25, 465–471.
- Meredith, N. A review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and osseointegration of bone anchored endosseous implants. *Crit Rev Biomed Eng* 1998; 26: 275-291.
- 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: 261-267
- 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: 226-233.
- 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;11:269-75. Sennerby L, Roos J. Surgical

- determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1998;11:408-20.
- Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin. Oral Implants Res.* 1997;8: 234-243
- Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *International Journal of Prosthodontics.* 1998;11: 491-501.
- Mertens C, Steveling HG. Early and immediate loading of titanium implants with fluoride-modified surfaces: results of 5-year prospective study. *Clin. Oral. Implants Res.* 2011, 22, 1354_1360.
- Misch C.,E. Density of Bone: Effects on surgical approach and healing, In: *Contemporary Implant Dentistry*, C.E. Misch (ed), pp. 645-667, Mosby, Elsevier, ISBN 978-0-323-04373-1, Canada.2008.
- Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale *Compendium Review*, 1994; 15(11): 1330-34.
- Misch CE. Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today* 1988;7(5):39–40.
- Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. 3rd, editor: Mosby; 2007.
- Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*, Elsevier Mosby, 2005.
- Misch CE. Divisions of available bone in implant dentistry. *Int J Oral Implantol.* 1990;7:17-21.
- Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone* 2005; 37: 776-80.
- Monov G, Fuerst G, Tepper G, Watzak G, Zechner W, Watzek G. The effect of platelet-rich plasma upon implant stability measured by resonance frequency analysis in the lower anterior mandibles. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16: 461-5.
- Moy PK, Medina D, Shetty V. Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:569-577.
- Mundy GR. Bone remodeling. In: Mundy GR(ed). *Bone Remodeling and Its Disorders*, Martin Duntiz, London: 1999,1-11.
- Nanci A. *Ten Cate's Oral Histology Development, Structure and Function*. 8th ed St. Louis: Mosby;2005

- Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Impl Res*, 2001, 12, 79-84.
- Norton MR. Resonance Frequency Analysis: Agreement and Correlation of Implant Stability Quotients Between Three Commercially Available Instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018 Oct 3.
- Novaes A, Souza S, de Oliveira P, Souza A. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:377-83.
- Novaes Jr AB, Papalexiou V, Grisi MF, Souza SS, Taba Jr M, Kajiwar JK. Influence of implant microstructure on the osseointegration of immediate implants placed in periodontally infected sites. a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:34-43.
- Olivé J, Aparicio C. Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):390-400.
- Orenstein IH, Synan WJ, Truhlar RS. Bone quality in patients receiving endosseous dental implants, DICRG Interim Report No 1. *Implant Dent* 1994;3(2):90-94.
- Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont* 2006; 19: 77-83
- 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.
- 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):474–480.
- Park JC, Lee JW, Kim SM, Lee JH. Implant stability measuring devices and randomized clinical trial for ISQ value change pattern measured from two different directions by magnetic RFA. *Implant Dentistry – A Rapidly Evolving Practice*. Publisher: In Tech; 2011.
- Paul F. Calcium metabolism of bone. 2nd ed. Blackwell Scientific, Oxford, Edinburg, 1958.

- Penarrocha M, Palomar M, Sanchis J, Guarinos J, Balaguer J. Radiologic study of marginal bone loss around 108 dental implants and its relationship to smoking, implant location and morphology. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2004, 19, 861-7.
- Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br*. 2002 Nov;84(8):1093–1110.
- Pet'ó G, Karacs A, Pa'szti Z, Guczi L, Divinyi T, Joo'b A.. Surface treatment of screw shaped titanium dental implants by high intensity laser pulses. *Appl. Surf. Sci.* 2002, 186, 7_13.
- Peterson LJ, Edward E, James HR, Myron TR. *Contemporary Oral And Maxillofacial Surgery*. 4th Ed. Missouri: Saunders Elsevier Mosby Inc;2003,
- Pham AN, Fiorellini JP, Paquette D, Williams RC, Weber HP. Longitudinal Radiographic Study Of Crestal Bone Levels Adjacent To On-Submerged Dental Implants. *Journal Of Oral Implantology*, 1994, 1:26-34.
- Piatelli M, Scarano A, Paolantonio M, Iezzi G, Petrone G, Piatelli A. Bone response to machined and resorbable blast material titanium implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol* 2002;28:2-8.
- Pozzi A, Mura P. Immediate Loading of Conical Connection Implants: Up-to-2-Year Retrospective Clinical and Radiologic Study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2016, 31, 142–152.
- Pozzi A, Tallarico M, Moy PK. Immediate loading with a novel implant featured by variable-threaded geometry, internal conical connection and platform shifting: Three-year results from a prospective cohort study. *Eur. J. Oral. Implantol*. 2015, 8, 51–63.
- Puleo DA, Thomas MV. Implant Surfaces. *Dent Clin NAm* 2006;50:323–38.
- Quirynen M, De Soete M, Van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin. Oral Impl Res*. 13, 2002; 1-19
- Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clinical oral implants research* 1992;3(3): 104-111.
- Rakesh K. Yadav, A. P. Tikku, Anil Chandra, *Natl J Maxillofac Surg*. 2014 Jan-Jun; 5(1): 70–73.

- Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz PO. Immediate Functional Loading Of Branemark Dental Implants. An 18-Month Clinical follow-Up Study. Clin. Oral Impl. Res. 1999; 10: 8-15.
- Rasmussen RA. The Branemark System Of Oral Reconstruction: A Color Atlas. Ishiyaku Euroamerica Inc., Saint Louis, Missouri, 1992.
- Rasmusson L, Meredith N, Kahnberg KE, Sennerby L. Stability assessments and histology of titanium implants placed simultaneously with autogenous onlay bone in the rabbit tibia. J. Oral Implant Surg. 1998;27: 229- 235.
- Rebaudi A, Trisi P, Cella R. Preoperative evaluation of bone quality and bone density using a novel CT/ microCT-based hard-normal-soft classification system. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25:75-85.
- Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in bone. Med Eng Phys 17: 347–355, 1995.
- Ribeiro CG, Maia ML, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HW. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. Journal of applied oral science : revista FOB 2011;19(4): 413-420.
- Ribeiro-Rotta R.F, Lindh C, Pereira A.C, Rohlin M. Ambiguity in bone tissue characteristics as presentes in studies on dental implant planning and placement: a systematic review. Clin Oral Impl Res, (in-press)2010
- Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants, J Prosthetic Dentistry, 1989; 62(4): 436-40.
- Rieger MR, Mayberry M, Brose MO et al. Finite element analysis of six endosseous implants, J Prosthetic Dentistry, 1990; 63(6): 671-6.
- Roccuzzo M, Wilson Jr, TG. A prospective study of 3 weeks' loading of chemically modified titanium implants in the maxillary molar region: 1-year results. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 2005, 24, 65_72.
- Rogers K. Bone and Muscle Structure Force Chapter 2 Nature of Bone Britannica Educational Publishing 2011; 48-55
- Romanos GE, Nentwig GH. Immediate functional loading in the maxilla using implants with platform switching: five-year results. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009 Nov-Dec;24(6):1106–1112.

- Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Wicht H, Yacoob H, Nentwig GH. Bone-implant interface around titanium implants under different loading conditions: a histomorphometrical analysis in the *Macaca fascicularis* monkey. *J Periodontol*. 2003 Oct;74(10):1483–1490.
- Romanos GE. Bone quality and the immediate loading of implants – critical aspects based on literature, research, and clinical experience. *Implant Dent*. 2009 Jun;18(3):203–209.
- Romanos GE. Treatment of advanced periodontal destruction with immediately loaded implants and simultaneous bone augmentation: a case report. *J Periodontol*. 2003 Feb;74(2):255–261.
- Ronold HJ, Lyngstadaas SP, Ellingsen JE. Analysing the optimal value for titanium implant roughness in bone attachment using a tensile test. *Biomaterials* 2003; 24: 4559-64.
- Roos J, Sennerby L, Albrektsson T, Romanos G. An update on the clinical documentation on currently used bone anchored endosseous oral implants. *Dent Update*. 1997 Jun;24(5):194–200.
- Roskams AJI, Connor JR. Iron, transferrin and ferritin in the rat brain during development and aging. *J Neurochem* 1994; 63: 2
- Sachdeva A. *BJMMR*, 12(3): 1-10, 2016; Article no.BJMMR.21877
- Sakka S, Coulthard P. Implant failure: etiology and complications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011 Jan 1;16(1):e42–e44.
- Sammons RL, Lumbikanonda N, Gross M, Cantzler P. Comparison Of Osteoblast Spreading On Microstructured Dental Implant Surfaces And Cell Behaviour In An Explant Model Of Osseointegration. A Scanning Electron Microscopic Study. *Clin Oral Implants Res*. 2005 Dec;16: (6), 657-66.
- Sandallı P. *Oral İmplantoloji*. İstanbul: Erler Matbaacılık; 2000.
- Scarano A, Piattelli M. *Superfici İmplantari*. In Novello G: *Implantologia Pratica*, Cordenons, Italy, New Service International.2005.
- Schliephake H, Hüls A, Müller M. Early Loading of Surface Modified Titanium Implants in the Posterior Mandible -Preliminary Results. *App Osseointegration Res* 2006; 5: 56-8.

- Schroeder, A. A Brief History Of Implantology. In: "Oral Implantology Basics Itü Hollow Cylinder System. "Eds. A Schroeder, F. Sutter, G. Krekeler, 60, Thieme Medical Publishers Inc., New York. 1991.
- Schulte W, d'Hoedt B, Lukas D, Maunz M, Steppeler M. Periotest for measuring periodontal characteristics correlation with periodontal bone loss. J Periodontal Res 1992; 27: 184-190.
- Schulte W, Lukas D. Periotest to monitor osseointegration and to check the occlusion in oral implantology. J Oral Implantol. 1993;19(1):23-32).
- Schwartz-Arad D, Samet N, Samet N. Single tooth replacement of missing molars: a retrospective study of 78 implants. J Periodontol. 1999 Apr;70(4):449–454.
- Schwarz F, Sager M, Ferrari D, Herten M, Wieland M, Becker J. Bone regeneration in dehiscence type defects at non-submerged and submerged chemically modified (SLActive) and conventional SLA titanium implants: an immunohistochemical study in dogs. J Clin Periodontol 2008; 35: 64-75
- Schwarz F, Wieland M, Schwartz Z, Zhao G, Rupp F, Geis-Gerstorfer J. Potential of chemically modified hydrophilic surface characteristics to support tissue integration of titanium dental implants. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009;88:544-57.
- Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications. Periodontology 2000. 2008;47:51-6.
- Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: A review of the literature. The International Journal of Prosthodontics. 1998;11(5):408-20.
- Shahlaie M, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003 Mar-Apr;18(2):224–231.
- Shapoff C.A. Clinical advantages of tapered root form dental implants. Compend. Contin. Educ. Dent. 2002, 23, 42–44.
- Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield Index. Int J Oral Maxillofac Implants, 2006, 21, 290–97.

- Shibli JA, Mangano C, Mangano F, Rodrigues JA, Cassoni A, Bechara K, Ferreira JD, Dottore AM, Iezzi G, Piattelli A. Bone-to-implant contact around immediately loaded direct laser metal-forming transitional implants in human posterior maxilla. *J Periodontol*. 2013 Jun;84(6):732–737.
- Sievänen H, Kannus P ve Järvinen TLN (2007). Bone quality: an empty term. *PLoS medicine*, 4, 3, e27. Licata A (2009). Bone density vs bone quality: what's a clinician to do? *Cleveland Clinic journal of medicine*, 76, 6, 331–6).
- Søballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen H, Bünger C. Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. *J Bone Joint Surg Br*. 1993 Mar;75(2):270–278.
- Soydan N. Genel Histoloji. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları; 1992).
- Spiekermann H, Donalt K, Hassell T. Color Atlas Of Dental Medicine Implantology. Ed: Rateitschak Kh, Newyork, English, C. (1990). An Overview Of İmplant Hardware. *J Am Dent Assoc*, 1995, 121: 360-368.
- Stephan G, Vidot F, Noharet R, Mariani P. Implant-retained mandibular overdentures: A comparative pilot study of immediate loading versus delayed loading after two years. *J Prosthet Dent* 2007; 97(6): 138-45.
- Stocchero M, Toia M, Cecchinato D, Becktor JP, Coelho PG, Jimbo R. Biomechanical, Biologic, and Clinical Outcomes of Undersized Implant Surgical Preparation: A Systematic Review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2016, 31, 1247–1263.
- Stoppie N, Pattijn V, Van Cleynenbreugel T, Wevers M, Vander Sloten J, Naert I. Structural and radiological parameters for the characterization of jaw bone. *Clin Oral Implants Res* 17: 124– 133, 2006.
- Suda T, Takahashi N, Martin TJ. Modulation of osteoclast differentiation. *Endocrinol Rev* 1992;13: 66.
- Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium*. 1994 Feb;15(2):152–152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
- Şener C. İmplant başarısında geometrik tasarımın etkisi Atatürk üni dergisi cilt 13 sayı 3 sf 48-54 2003-2004.
- Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with

- different cortical thickness: a laboratory study. *Clin. Oral Impl. Res.* 21, 2010; 213–220.
- Takeshita F, Suetsugu T, Higuchi Y, Oishi M. Histologic Study Of Failed Hollow Implants. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants.* 1996;11(2):245-50.
- Teerlinck J, Quirynen M, Darius P, van Steenberghe D. Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991 Spring;6(1):55–61.
- Telci A. Bağ Dokusu. Biyokimya. Editörler Gürdal F, Ademoğlu E. 1996
- Ten CAR. *Oral Histology Development, Structure and Function.* 5th ed.. St. Louis: Mosby;1998.
- Todisco M, Trisi P. Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:898-904.
- Togaya T, Mashaski S, Tsutsumi S: an appliication of pure titanium to the metal porcelain systems. *Dent Mater* 1983;2:210-219.
- Topçu V. Bilgisayarlı tomografide imaj oluşumu, gösterimi, üç boyutlu imaj işleme ve gösterim teknikleri: Multislice BT’de sanal laringoskopik uygulamalar. Uzmanlık tezi; İstanbul, 9-11, 2005.
- Traxler M, Ulm C, Solar P, Lill W. Sonographic measurement versus mapping for determination of residual ridge width. *J Prosthetic Dentistry*; 1992, 67: 358-361.
- Trisi P, Rao W. Bone classification: Clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res.* 1990;10:1-7.
- Tuncalı B. Oral İmplantoloji. İstanbul: Nobel tıp Kitabevi;2000, Sandallı P. Oral İmplantoloji. İstanbul: Erler Matbaacılık; 2000
- Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health.* 2008 Nov 24;8:32.
- Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C, Ozbek EN. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. *J Oral Rehabil.* 2006 Dec;33(12):881–888.
- Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C. Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *J Oral Rehabil.* 2007 Apr;34(4):267–272.

- Türker M YŞ. Oral İmplantoloji: Ağız, Diş, Çene Hastalıkları Ve Cerrahisi. . Ankara: Atlas Kitapçılık; 1997.
- Türkyılmaz I, Tözüm TF, Tumer C, Ozbek EN. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. J Oral Rehabil 2006(a); 33: 881-8.
- Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B, Donath K. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. Clin Oral Implants Res. 1999 Dec;10(6):459–467.
- Urban R.M, Jacobs JJ, Tomlinson MJ, Gavrilovic J, Black J, Peoc'h M. Dissemination Of Wear Particles To The Liver, Spleen, And Abdominal Lymph Nodes Of Patients With Hip Or Knee Replacement. J Bone Joint Surg Am;2002, 82: (4):457-76.
- Uzun G, Keyf F. İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2007;2:43-50.
- Uzun İH, Bayındır F. Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri J Dent Fac Atatürk Üni 2010; 20(2): 213-220.
- Valderrama P, Oates TW, Jones A a, Simpson J, Schoolfield JD ve Cochran DL. Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability: a clinical trial. The Journal of periodontology, 2007, 78, 2, 262–272.
- Valente M.L, de Castro D, Shimano AC, Lepri CP, dos Reis AC. Analysis of the influence of implant shape on primary stability using the correlation of multiple methods. Clin. Oral Investig. 2015, 19, 1861–1866.
- Van Lenthe GH, van Den Bergh JPW, Hermus ARMM, Huiskes R. The Prospects of estimating trabecular bone tissue properties from the combination of ultrasound, dual-energy X-ray absorptiometry, microcomputed tomography, and microfinite element analysis. J Bone Miner Res 16: 550–556, 2001.
- Veis AA, Papadimitriou S, Trisi P, Tsirlis AT, Parissis NA, Kenealy JN. Osseointegration of Osseotite and machined-surfaced titanium implants in membrane-covered critical-sized defects: a histologic and histometric study in dogs. Clin Oral Implants Res. 2007 Apr;18(2):153–160.
- Versteegh PA, Van Beek GJ, Slagter AP, Ottervanger JP. Clinical Evaluation Of Mandibular Overdentures Supported By Multiple-Bar Fabrication: A Follow-Up Study Of Two İmplant Systems. The International Journal Of Oral & Maxillofacial İmplants. 1995;10(5):595-603.

- Vidyasar L, Salms G, Apse P, Teibe U. Investigation of Initial Implant Stability with Different Dental Implant Designs. An Pilot Study Using Resonance Frequency Analysis. *Stomalogija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal* 2004; 6: 35-9.
- Waechter J, Madruga MM, Carmo Filho LCD, Leite FRM, Schinestsck AR, Faot F. Comparison between tapered and cylindrical implants in the posterior regions of the mandible: A prospective, randomized, split-mouth clinical trial focusing on implant stability changes during early healing. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2017, 19, 733–741.
- 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;28:40–47. doi: 10.11607/ijp.4063
- Wang X, Yan W, Hayakawa S, Tsuru K, Osaka A. Apatite Deposition On Thermally And Anodically Oxidized Titaniumbsurfaces In A Simulated Body Fluid. *Biomater*; 2003, 24: 4631–4637.
- Ward BP, Schendel SA, Hausamen JE. *Maxillofacial Surgery*, 1999,1563-1580,
- Weinlaender M, Kenney EB, Lekovic V, Beumer J, Moy PK, Lewis S, Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(4): 491-6.
- Weinstein RS, Jilka RL, Parfitt AM, Manolagas SC. Inhibition of osteoblastogenesis and promotion of apoptosis of osteoblasts and osteocytes by glucocorticoids. *J Clin Invest* 1998;102(2):274–282).
- Wennerberg A, Albrektsson T, Albrektsson B, Krol JJ. Histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implant Res* 1996;6:24-30.
- Wennerberg A, Albrektsson T. Effects Of Titanium Surface Topography On Bone Integration: A Systematic Review. *Clin Oral Implants Res*;2009, 20(Suppl4):172-184.
- Wennerberg A, Albrektsson T. Implant Surfaces beyond Micron Roughness. Experimental and Clinical Knowledge of Surface Topography and Surface Chemistry. *Inter Dent SA*, 2006; 8:14-8.
- Wirth J, Tahriri M, Surface modification of dental implants *Biomaterials for Oral and Dental Tissue Engineering* 2017; 85-96.

- Wyatt CC, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implantsupported fixed partial prostheses, *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1998; 13(2): 204-11.
- Xue W, Lui X, Zheng X, A.L. In Vivo Evaluation Of Plasma-Sprayed Titanium Coating After Alkali Modification, *Biomaterials*, 2005, 26:3029-3037.
- Yamashina A, Tanimoto K, Sutthiprapaporn P, Hayakawa Y. The reliability of computed tomography (CT) values and dimensional measurements of the oropharyngeal region using cone beam CT: comparison with multidetector CT. *Dentomaxillofacial Radiology* 37: 245–251, 2008.
- Yeo IS, Han JS, Yang JH. Biomechanical and histomorphometric study of dental implants with different surface characteristics. *J. Biomed. Mater. Res., B: Appl. Biomater.* 2008, 87, 303_311
- Yeo IS. Reality of dental implant surface modification: a short literature. *Open Biomed. Eng. J.* 8, 2014, 114_119
- Yoon HG, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee SY. Effect of bone quality and implant surgical technique on implant stability quotient (ISQ) value. *J Advanced Prosthodont.* 2011;3(1):10-15.
- Zablotsky MH. Hydroxyapatite coating in implant dentistry. *Implant Dent*, 1992; 1(4):253.
- Zinger O, Anselme K, Denzer A, Habersetzer P, Wieland M, Jeanfils J. Timedependent Morphology And Adhesion Of Osteoblastic Cells On Titanium Model Surfaces Featuring Scale-Resolved Topography. *Biomater*; 2004, 25:2695–2711.
- 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. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 2008, 23(3).
- Zupnik J, Kim S-W, Ravens D, Karimbux N, Guze K. Factors associated with dental implant survival: a 4-year retrospective analysis. *J Periodontol* 2011; 82: 1390–1395

HAM VERİLER

KEMİK YOĞUNLUĞU	İMLANT YÜZEYİ	YERLEŞTİRME TORKU N/m	OSTELL ISQ	PENGÜİN RFA	ÇIKARMA TORKU N/m
D1	HİDROKSİAPATİT	0.341	69	68	0.326
D1	HİDROKSİAPATİT	0.136	69	66	0.110
D1	HİDROKSİAPATİT	0.555	59	65	0.124
D1	HİDROKSİAPATİT	0.302	58	62	0.354
D1	HİDROKSİAPATİT	0.279	70	61	0.089
D1	HİDROKSİAPATİT	0.093	55	56	0.120
D1	HİDROKSİAPATİT	0.390	57	62	0.022
D1	HİDROKSİAPATİT	0.147	53	51	0.068
D1	HİDROKSİAPATİT	0.218	49	49	0.064
D1	HİDROKSİAPATİT	0.311	47	67	0.126
D2	HİDROKSİAPATİT	0.094	55	57	0.039
D2	HİDROKSİAPATİT	0.107	52	49	0.038
D2	HİDROKSİAPATİT	0.081	55	59	0.037
D2	HİDROKSİAPATİT	0.124	58	56	0.054
D2	HİDROKSİAPATİT	0.096	52	56	0.057
D2	HİDROKSİAPATİT	0.121	61	59	0.085
D2	HİDROKSİAPATİT	0.136	59	56	0.098
D2	HİDROKSİAPATİT	0.089	56	58	0.065
D2	HİDROKSİAPATİT	0.126	52	49	0.051
D2	HİDROKSİAPATİT	0.081	46	48	0.045
D3	HİDROKSİAPATİT	0.043	35	34	0.005
D3	HİDROKSİAPATİT	0.037	32	30	0.020
D3	HİDROKSİAPATİT	0.036	39	28	0.005
D3	HİDROKSİAPATİT	0.036	41	41	0.020
D3	HİDROKSİAPATİT	0.040	70	58	0.005
D3	HİDROKSİAPATİT	0.020	41	32	0.005
D3	HİDROKSİAPATİT	0.045	52	50	0.002
D3	HİDROKSİAPATİT	0.028	49	55	0.000
D3	HİDROKSİAPATİT	0.034	42	30	0.026
D3	HİDROKSİAPATİT	0.028	39	40	0.003
D4	HİDROKSİAPATİT	0.000	46	44	0.000
D4	HİDROKSİAPATİT	0.000	49	47	0.000
D4	HİDROKSİAPATİT	0.020	52	50	0.000
D4	HİDROKSİAPATİT	0.000	46	44	0.000
D4	HİDROKSİAPATİT	0.002	46	49	0.000
D4	HİDROKSİAPATİT	0.003	49	46	0.000
D4	HİDROKSİAPATİT	0.000	49	48	0.000
D4	HİDROKSİAPATİT	0.021	49	53	0.000
D4	HİDROKSİAPATİT	0.003	51	48	0.000
D4	HİDROKSİAPATİT	0.024	59	53	0.000

KEMİK YOĞUNLUĞU	İMLANT YÜZEYİ	YERLEŞTİRME TORKU N/m	OSTELL ISQ	PENGÜİN RFA	ÇIKARMA TORKU N/m
D1	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.240	46	63	0.394
D1	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.168	62	62	0.283
D1	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.231	66	65	0.355
D1	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.502	61	74	0.444
D1	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.380	64	58	0.420
D1	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.346	59	61	0.389
D1	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.189	66	62	0.314
D1	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.239	68	61	0.309
D1	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.304	63	56	0.315
D1	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.375	70	70	0.365
D2	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.061	63	61	0.066
D2	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.058	61	58	0.057
D2	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.058	63	60	0.033
D2	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.049	60	59	0.036
D2	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.039	57	55	0.048
D2	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.059	59	56	0.077
D2	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.046	61	59	0.062
D2	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.041	60	56	0.055
D2	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.063	61	57	0.056
D2	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.043	58	56	0.063
D3	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.022	49	47	0.00
D3	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.029	44	50	0.00
D3	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.025	53		0.02
D3	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.019	53	51	0.026
D3	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.026	51	50	0.00
D3	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.028	53	49	0.00
D3	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.020	51	50	0.022
D3	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.025	49	47	0.03
D3	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.037	52	50	0.018
D3	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.021	55	55	0.022
D4	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.00	44	49	0.00
D4	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.019	32	28	0.00
D4	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.024	58	53	0.00
D4	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.00	52	49	0.00
D4	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.00	52	50	0.00
D4	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.03	28	25	0.00
D4	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.00	30	36	0.00
D4	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.00	28	54	0.018
D4	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.00	28	54	0.00
D4	MAKİNE PÜRÜZLENDİRME	0.019	30	54	0.00

KEMİK YOĞUNLUĞU	İMLANT YÜZEYİ	YERLEŞTİRME TORKU N/m	OSTELL ISQ	PENGÜİN RFA	ÇIKARMA TORKU N/m
D1	SLA	0.415	63	61	0.384
D1	SLA	0.528	73	75	0.544
D1	SLA	0.581	88	61	0.512
D1	SLA	0.361	68	62	0.113
D1	SLA	0.512	67	70	0.408
D1	SLA	0.481	71	71	0.406
D1	SLA	0.666	48	47	0.481
D1	SLA	0.584	70	70	0.534
D1	SLA	0.481	69	70	0.549
D1	SLA	0.541	72	74	0.364
D2	SLA	0.090	63	61	0.098
D2	SLA	0.067	57	54	0.082
D2	SLA	0.078	61	60	0.135
D2	SLA	0.079	56	59	0.130
D2	SLA	0.059	58	56	0.070
D2	SLA	0.077	61	59	0.110
D2	SLA	0.105	62	60	0.106
D2	SLA	0.084	61	58	0.074
D2	SLA	0.064	58	56	0.117
D2	SLA	0.023	35	34	0.032
D3	SLA	0.021	49	47	0.024
D3	SLA	0.033	49	49	0.019
D3	SLA	0.028	44	44	0.023
D3	SLA	0.039	48	46	0.002
D3	SLA	0.023	48	46	0.026
D3	SLA	0.028	49	46	0.00
D3	SLA	0.020	52	50	0.027
D3	SLA	0.033	49	49	0.020
D3	SLA	0.029	48	44	0.005
D3	SLA	0.027	52	49	0.019
D4	SLA	0.023	28	50	0.00
D4	SLA	0.00	48	51	0.00
D4	SLA	0.022	54	53	0.00
D4	SLA	0.021	28	54	0.00
D4	SLA	0.024	52	51	0.00
D4	SLA	0.00	49	50	0.00
D4	SLA	0.020	28	51	0.018
D4	SLA	0.028	51	56	0.00
D4	SLA	0.00	49	55	0.00
D4	SLA	0.023	52	56	0.00

KEMİK YOĞUNLUĞU	İMLANT YÜZEYİ	YERLEŞTİRME TORKU N/m	OSTELL ISQ	PENGÜİN RFA	ÇIKARMA TORKU N/m
D1	DOUBLE ACİD	0.714	70	71	0.579
D1	DOUBLE ACİD	0.735	73	74	0.533
D1	DOUBLE ACİD	0.774	72	73	0.491
D1	DOUBLE ACİD	0.759	72	71	0.564
D1	DOUBLE ACİD	0.712	64	67	0.582
D1	DOUBLE ACİD	0.658	70	73	0.506
D1	DOUBLE ACİD	0.594	70	75	0.483
D1	DOUBLE ACİD	0.627	73	73	0.488
D1	DOUBLE ACİD	0.625	73	75	0.469
D1	DOUBLE ACİD	0.674	74	76	0.492
D2	DOUBLE ACİD	0.117	64	63	0.137
D2	DOUBLE ACİD	0.134	63	61	0.161
D2	DOUBLE ACİD	0.137	63	61	0.150
D2	DOUBLE ACİD	0.107	63	60	0.150
D2	DOUBLE ACİD	0.127	63	61	0.155
D2	DOUBLE ACİD	0.094	58	56	0.107
D2	DOUBLE ACİD	0.083	64	61	0.136
D2	DOUBLE ACİD	0.079	60	59	0.097
D2	DOUBLE ACİD	0.126	62	62	0.125
D2	DOUBLE ACİD	0.096	59	61	0.108
D3	DOUBLE ACİD	0.034	52	51	0.034
D3	DOUBLE ACİD	0.031	42	49	0.020
D3	DOUBLE ACİD	0.047	52	50	0.019
D3	DOUBLE ACİD	0.033	52	50	0.019
D3	DOUBLE ACİD	0.032	52	49	0.026
D3	DOUBLE ACİD	0.023	49	47	0.037
D3	DOUBLE ACİD	0.037	53	50	0.026
D3	DOUBLE ACİD	0.026	53	50	0.021
D3	DOUBLE ACİD	0.035	51	48	0.005
D3	DOUBLE ACİD	0.033	49	47	0.003
D4	DOUBLE ACİD	0.021	52	53	0.00
D4	DOUBLE ACİD	0.031	51	50	0.021
D4	DOUBLE ACİD	0.023	28	54	0.023
D4	DOUBLE ACİD	0.018	32	55	0.00
D4	DOUBLE ACİD	0.019	55	51	0.00
D4	DOUBLE ACİD	0.020	56	54	0.00
D4	DOUBLE ACİD	0.023	56	54	0.00
D4	DOUBLE ACİD	0.00	63	52	0.00
D4	DOUBLE ACİD	0.020	51	56	0.00
D4	DOUBLE ACİD	0.010	56	52	0.00

KEMİK YOĞUNLUĞU	İMLANT YÜZEYİ	YERLEŞTİRME TORKU N/m	OSTELL ISQ	PENGÜİN RFA	ÇIKARMA TORKU N/m
D1	TPS	0.458	70	70	0.488
D1	TPS	0.643	59	66	0.553
D1	TPS	0.694	71	72	0.548
D1	TPS	0.653	65	63	0.508
D1	TPS	0.687	65	63	0.508
D1	TPS	0.614	66	66	0.481
D1	TPS	0.598	61	69	0.452
D1	TPS	0.592	70	68	0.495
D1	TPS	0.613	63	61	0.354
D1	TPS	0.627	64	72	0.471
D2	TPS	0.135	62	61	0.119
D2	TPS	0.115	62	59	0.123
D2	TPS	0.111	61	57	0.116
D2	TPS	0.123	56	60	0.092
D2	TPS	0.119	56	60	0.091
D2	TPS	0.106	62	59	0.094
D2	TPS	0.039	61	59	0.048
D2	TPS	0.143	63	60	0.123
D2	TPS	0.119	63	61	0.108
D2	TPS	0.127	62	59	0.130
D3	TPS	0.044	52	49	0.026
D3	TPS	0.039	49	43	0.031
D3	TPS	0.037	44	44	0.018
D3	TPS	0.028	42	40	0.00
D3	TPS	0.024	48	46	0.025
D3	TPS	0.030	49	46	0.021
D3	TPS	0.030	41	40	0.029
D3	TPS	0.035	49	48	0.033
D3	TPS	0.024	41	41	0.031
D3	TPS	0.041	42	40	0.032
D4	TPS	0.022	52	52	0.00
D4	TPS	0.021	60	54	0.00
D4	TPS	0.020	55	52	0.00
D4	TPS	0.018	60	53	0.00
D4	TPS	0.021	61	55	0.00
D4	TPS	0.023	60	56	0.022
D4	TPS	0.019	56	53	0.00
D4	TPS	0.023	59	54	0.021
D4	TPS	0.020	53	53	0.018
D4	TPS	0.028	56	58	0.000

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

FARKLI MİKRO YÜZEYE SAHİP DENTAL İMPLANTLARIN,
FARKLI DANSİTEDEKİ KEMİK BLOKLARI ÜZERİNDE PRİMER
STABİLİZASYON ÜZERİNE ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI

ORIJINALLIK RAPORU

% 15	% 12	% 3	% 5
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	% 2
2	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	% 1
3	dergipark.ulakbim.gov.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
5	drerdemkaya.com İnternet Kaynağı	% 1
6	Submitted to Izmir Katip Āelebi Āniversitesi Öğrenci Ödevi	% 1
7	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
8	e-dergi.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Yunus Emre	Soyadı	Yavuz
Doğ.Yeri	İstanbul	Doğ.Tar.	20.12.1991
Email	Yunusemreyavuz00@gmail.com	Uyruğu	T.C.

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İstanbul Üni. Diş Hek. Fakül. Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD.	2020
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2014
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2014
Lise	Bayrampaşa Anadolu Lisesi	2009

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
ingilizce	İyi	İyi	İyi	80.00	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	84,58505	82,88215	68,08016
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Word, office	Orta

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri): Yüzme, fitness, masa tenisi