

ESMA GEÇKİLİ

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2014

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

MANDİBULAR TAM PROTEZLERİ DESTEKLEYEN İKİ
FARKLI İMPLANTIN ÇEVRESİNDEKİ MARJİNAL KEMİK
KAYBININ VE KEMİK İÇİ STABİLİTE DEĞERLERİNİN
İNCELENMESİ

ESMA GEÇKİLİ

PROF. DR. TAYFUN BİLGİN

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
TOTAL PARSİYEL PROTEZLER PROGRAMI

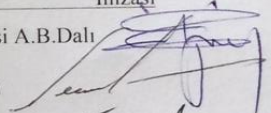
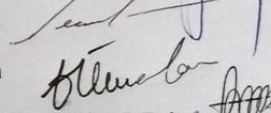
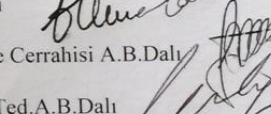
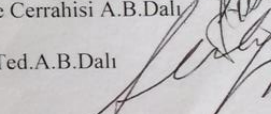
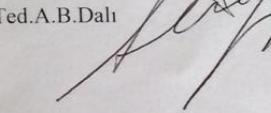
İSTANBUL-2014

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programında Dok.Öğr.Esma Geçkili tarafından hazırlanan Mandibular Tam Protezleri Deslekleyen İki Farklı İmplantın Çevresindeki Marjinal Kemik Kaybının ve Kemik İçi Stabilitate Değerlerinin İncelenmesi başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

24 / 03 / 2014

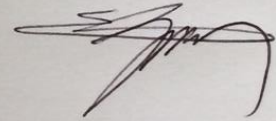
Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)	İmzası
1.Prof.Dr.Tayfun Bilgin(Danışmanı) İ.Ü.Diş Hek.Fak.Protetik Diş Tedavisi A.B.Dalı	
2.Prof.Dr.Necat Tuncer İ.Ü.Diş Hek.Fak.Protetik Diş Tedavisi A.B.Dalı	
3.Prof.Dr.Fatma Ünalın İ.Ü.Diş Hek.Fak. Protetik Diş Tedavisi A.B.Dalı	
4.Prof.Dr.Sami Yıldırım İ.Ü.Diş Hek.Fak. Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi A.B.Dalı	
5.Prof.Dr.Atilla Sertgöz Marmara Üni.Diş.Hek.Fakültesi Protetik Diş Ted.A.B.Dalı	

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 çalışmayla 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.

ESMA GEÇKİLİ



ITHAF

oğlum Demir'e ve eğime ithaf ediyorum..

TEŞEKKÜR

Doktoramda emeği geçen, bilgi ve donanımlarıyla bana yol gösteren, anlayışını ve sevgisini her zaman hissettiğim sevgili hocam **Prof. Dr. Tayfun Bilgin'e**,

Çalışmamda büyük emeği geçen ve her zaman bana destek olan **Doç. Dr. Hakan Bilhan'a**,

Doktora eğitimime katkıda bulunan değerli hocam **Prof. Dr. Ömer Kutay'a** ve kürsümüzün kıymetli öğretim üyeleri **Prof. Dr. Necat Tuncer, Prof. Dr. Fatma Ünalın, Prof. Dr. Gülsen Bayraktar, Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol, Prof. Dr. Olcay Şakar, Prof. Dr. Tonguç Sülün'e**,

Üniversiteye adım attığım günden itibaren birlikte yürüdüğüm canım dostum **Dt. İpek Yıldız'a**,

Bilgi birikimleriyle yol gösteren ve dostluklarını esirgemeyen sevgili **Doç. Dr. Canan Bural, Doç. Dr. Altuğ Çilingir, Doç. Dr. Hanefi Kurt** ve **Dr. Şebnem Sarıoğlu Kurt'a**, sevgili asistan arkadaşlarım **Dr. Derya Birler Yağlı, Dr. Çağla Pınar Eren Türk, Dr. Cihan Ş. Uğurel, Dr. Çağatay Dayan, Dt. Melih Yıldız, Dt. Arda Özdiler'e**, manevi destekleri için **Ahmet Emin Özdiler, Nermin Akyüz, Cihan Bozpınar, Mustafa Bacacı'ya**,

Çalışmamı birlikte sürdürdüğüm **Tasarımmed** ve **UMG Uysal Medikal** firmalarına,

Doktora eğitimime “2211-Yurtiçi Doktora Burs Programı” dahilinde burs vererek destek sağlayan **TÜBİTAK'a**,

Eğitim hayatım boyunca beni her zaman yüreklendiren sevgili babam **Hüseyin Sönmez'e**, her ihtiyacımda yanımda olan annem **Zehra Sönmez'e**, her zaman örnek aldığım ablalarım **Huriye Orhon** ve **Müzeyyen Yazıcıoğlu'na** ve **ailelerine**,

Bu zorlu süreçte daima yanımda olan ve inancımı hep taze tutan, deneyimleriyle yolumu aydınlatan sevgili eşim **Doç. Dr. Onur Geçkili'ye** ve desteklerini esirgemeyen sevgili **aillesine**,

Teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim..

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ii
BEYAN	iii
İTHAF	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ	x
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xiv
ÖZET	xvi
ABSTRACT	xvii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
1.1. Araştırma Konusunun Tanımı	2
1.2. Amaç	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Dental İmplantlar	6
2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi	6
2.1.2. Modern İmplantoloji	7
2.1.3. İmplant Materyalleri.....	8
2.1.3.1. Metaller	10
2.1.3.2. Seramikler	12
2.1.3.3. Polimerler	13
2.1.4. İmplant Dizaynı ve Yüzey Özellikleri	14
2.1.4.1. Protetik Arayüz.....	16
2.1.4.2. Platform Switch Konsepti	21
2.1.4.3. İmplant Yüzey Özellikleri	22
2.2. Osseointegrasyon.....	36
2.2.1. İmplant Kemik İlişkisi.....	38
2.2.1.1. Kemik Biyolojisi	38
2.2.1.2. Kemik-İmplant Ara Yüzeyi.....	40
2.2.2. Osseointegrasyonun Mekanizması	41

2.3. İmplantın Stabilitesi	42
2.3.1. Primer Stabilité	43
2.3.2. Sekonder Stabilité.....	44
2.3.3. Stabilité Ölçüm Yöntemleri.....	44
2.3.3.1. Radyografik Analiz	45
2.3.3.2. Yerleştirme Torku	46
2.3.3.3. Çıkarma Torku	47
2.3.3.4. Perküsyon Testi	48
2.3.3.5. Çekiç Darbesi Metodu	48
2.3.3.6. İmplatest.....	49
2.3.3.7. Dental Mobility Checker (DMC)	49
2.3.3.8. Periotest	50
2.3.3.9. Rezonans Frekans Analizi	52
2.4. Marjinal Kemik Kaybı	53
2.4.1. Peri-implantitis	53
2.4.2. Mikro Aralık.....	54
2.4.3. Biyolojik genişlik hipotezi	54
2.4.4. Biyomekanik faktörler hipotezi	55
2.5. İmplant Destekli Hareketli Protezler.....	56
2.5.1. İmplant destekli tam protezler için kullanılan tutucu sistemlerin sınıflandırılması	59
2.5.1.1. Top Başlı Tutucu Sistemler	59
2.5.1.2. Bar Tutuculu Sistemler	60
2.5.1.3. Teleskopik Tutuculu Sistemler	61
2.5.1.4. Mıknatıs Tutucular.....	61
2.5.1.5. LocatorTutuculu Sistemler.....	62
2.5.1.6. ERA tutucular	63
3. GEREÇ VE YÖNTEM	64
3.1. Hastaların Seçimi	65
3.2. Cerrahi Stentlerin Hazırlanması.....	65
3.3. Cerrahi İşlemler	72
3.4. Protetik İşlemler.....	75
3.5. Yerleştirme Torkunun Ölçülmesi.....	79

3.6. Periotest Değerlerinin Ölçülmesi	80
3.7. Radyografik Değerlendirme	82
3.8. Periodontal verilerin kaydedilmesi	84
3.9. ısırma kuvvetinin ölçülmesi.....	84
3.10. İki implant arası mesafenin ölçülmesi	84
3.11. İstatistiksel analiz.....	85
4. BULGULAR.....	86
4.1. Hastaların Değerlendirilmesi	87
4.2. İmplantların Yerleştirme Torku Açısından Değerlendirilmesi	88
4.3. İmplantların Periotest değerleri açısından değerlendirilmesi	89
4.4. İmplantların marjinal kemik kaybı düzeylerinin değerlendirilmesi	92
4.5. İmplantların periodontal cep derinliği açısından değerlendirilmesi.....	95
4.6. İmplantların sondalamada kanama açısından değerlendirilmesi	98
4.7. 6. ve 12. aydaki periodontal cep derinliği ile marjinal kemik kaybı ilişkisinin değerlendirilmesi	101
4.8. 6. ve 12. ayda sondalamada kanama varlığına göre marjinal kemik kaybı değerlendirilmesi	102
4.9. Yükleme seansı, 6. ve 12. aydaki Periotest düzeyleri ile marjinal kemik kaybı ilişkisinin değerlendirilmesi.....	104
4.10. 6. ve 12. aydaki ısırma kuvveti ile marjinal kemik kaybı ilişkisinin değerlendirilmesi	104
4.11. Yaş ile 12. aydaki Periotest düzeyi ve marjinal kemik kaybı ilişkisinin değerlendirilmesi	105
4.12. Cinsiyete göre 12. aydaki Periotest düzeyi ve marjinal kemik kaybı değerlendirilmesi	106
4.13. İmplantlar arası mesafe ile 12. aydaki marjinal kemik kaybı ilişkisinin değerlendirilmesi	109
4.14. İmplant konumunun dağılımı	109
4.15. İmplant konumuna göre mezial ve distal bölgelerdeki 12. ay marjinal kemik kaybı düzeylerinin değerlendirilmesi	110
4.16. Yerleştirme torku ile 12. aydaki MKK ilişkisinin değerlendirilmesi.....	111
4.17. Cerrahi sırasındaki Periotest düzeyi ile yerleştirme torku ilişkisinin değerlendirilmesi	111

4.18. Cerrahi sırasındaki Periotest düzeyi ile yükleme esnası, 6. ve 12. aydaki marjinal kemik kaybı ilişkisinin değerlendirilmesi	112
5. TARTIŞMA	114
5.1. Gereç ve yöntemin değerlendirilmesi	116
5.2. İmplant Başarısı Ve Sağ Kalım Oranlarının Değerlendirilmesi	124
5.3. Periotest Verilerinin Değerlendirilmesi	126
5.4. Yerleştirme Torqu Verilerinin Değerlendirilmesi	128
5.5. MKK Verilerinin Değerlendirilmesi	129
5.6. Yerleştirme Torqu ile MKK ilişkisinin değerlendirilmesi	135
5.7. İmplantlar arası mesafe ile MKK ilişkisinin değerlendirilmesi	136
5.8. Isırma kuvveti ile MKK ilişkisinin değerlendirilmesi	137
5.9. Periodontal Verilerin Değerlendirilmesi ve MKK ile olan İlişkileri	138
5.10. İmplantların yerleştirilme derinliklerinin MKK ile ilişkisinin değerlendirilmesi	140
5.11. Cinsiyet ile PTD ve MKK ilişkisinin değerlendirilmesi	142
5.12. Yaş ile PTD ve MKK ilişkisinin değerlendirilmesi	143
5.13. Cerrahi aşamadaki Periotest düzeyleri ile yerleştirme torqu ilişkisinin değerlendirilmesi	144
5.14. Periotest değerleri ile MKK ilişkisinin değerlendirilmesi	144
6. SONUÇLAR	146
7. KAYNAKLAR	148
FORMLAR	195
ETİK KURUL KARARI	202
ÖZGEÇMİŞ	204

TABLolar LISTESİ

Tablo 2-1: İmplant Materyalleri.....	9
Tablo 2-2: Farklı implant yüzeylerinin özellikleri.....	23
Tablo 2-3: İmplant stabilite ölçme yöntemleri	45
Tablo 2-4: PTD, Temas Süresi ve Klinik Diş Mobilitesi arasındaki ilişki	50
Tablo 2-5: İmplant destekli hareketli protezlerin endikasyonları, avantajları, dezavantajları ve implant destekli sabit protezlere olan üstünlükleri	58
Tablo 4-1: Çalışmaya katılan birey sayısı ve yaşları	87
Tablo 4-2: Octo ve Biohorizons implantlarının yerleştirme torkları	88
Tablo 4-3: Biohorizons ve Octo implantlarının yerleştirme torku değerleri ortalamaları	89
Tablo 4-4: Periotest değerlerinin karşılaştırılması	90
Tablo 4-5: İmplantların seanslara göre PTD'leri.....	90
Tablo 4-6: İmplantların marjinal kemik kayıplarının karşılaştırılması	93
Tablo 4-7: İmplantların Yükleme, 6. Ay ve 12. Aydaki Periodontal Cep Derinlikleri	96
Tablo 4-8: Biohorizons ve Octo implantlarının periodontal cep derinliklerinin karşılaştırılması	97
Tablo 4-9: Biohorizons ve Octo implantlarında sondalamada kanama görülme düzeyi.....	99
Tablo 4-10: İmplantların yükleme, 6. ve 12. aydaki sondalamada kanama sonuçları	100
Tablo 4-11: Periodontal cep ile MKK ilişkisi.....	102
Tablo 4-12: Sondalamada kanama ile MKK ilişkisi.....	103
Tablo 4-13: PTD ile MKK ilişkisi	104
Tablo 4-14: Isırma kuvveti ile MKK ilişkisi	105
Tablo 4-15: Yaş ile PTD ve MKK ilişkisi	105
Tablo 4-16: Cinsiyet ile PTD ve MKK ilişkisi.....	106
Tablo 4-17: İmplantlar arası mesafe ile MKK ilişkisi	109
Tablo 4-18: Kemik içindeki konumlarına göre implant sayıları	110
Tablo 4-19: İmplantların konumuna göre MKK.....	110

Tablo 4-20: Yerleştirme torku ile yükleme seansından 12. aya kadar olan MKK ilişkisi.....	111
Tablo 4-21: Primer stabilite ölçüm yöntemlerinin korelasyonu	112
Tablo 4-22: Primer stabilite ile MKK ilişkisi.....	113
Tablo 5-1: Başarılı, sağ kalan ve kayıp implant kriterleri	125
Tablo 5-2: Literatürde başarılı implantlar için belirtilen MKK değerleri	129
Tablo 5-3: İmplant destekli protezlerde meydana gelen MKK ile ilgili yapılmış çalışmalar.....	130

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Ektsernal altıgen bağlantı.....	16
Şekil 2-2: İnternal altıgen bağlantı.....	18
Şekil 2-3: Morse taper bağlantı	19
Şekil 2-4: Vidasız Morse taper bağlantı.....	20
Şekil 3-1: Alt ve üst çenelerden alınan aljinat ölçü	66
Şekil 3-2: Üst çeneden alınan ikinci ölçü.....	67
Şekil 3-3: Alt modeldeki diş diziminden elde edilen duplikat	68
Şekil 3-4: Paslanmaz çelikten hazırlanan kılavuzlar.....	68
Şekil 3-5: Paslanmaz çelik kılavuzların paralelometre ile yerleştirilmesi	69
Şekil 3-6: Kılavuzların şeffaf akrilik ile sabitlenmesi	70
Şekil 3-7: İki kılavuzun birbirine paralelliğinin sağlanması.....	70
Şekil 3-8: Cerrahi stentin son hali.....	71
Şekil 3-9: Cerrahi stentlerin soğuk sterilizasyon yöntemi ile sterilizasyonunun sağlanması.....	71
Şekil 3-10: Rehber frezin stent yardımıyla uygulanması	73
Şekil 3-11: İmplantlar hazırlanan kaviteye yerleştirilmesi	74
Şekil 3-12: Flebin başlangıç pozisyonuna getirilerek suture edilmesi.....	74
Şekil 3-13: Biohorizons implanta açık ölçü parçası, Octo implanta abutment yerleştirilmesi	75
Şekil 3-14: Kaidenin ölçü yüzeyine polieter ölçü maddesinin uygulanması	76
Şekil 3-15: Alt ölçünün son hali	76
Şekil 3-16: Pattern rezin anahtar yardımıyla abutmentlerin modelden ağza transferi	77
Şekil 3-17: Barların ağızda provası	77
Şekil 3-18: Biohorizons abutmentlar 30 Ncm torkla sıkıştırılması.....	78
Şekil 3-19: Vidasız Morse taper bağlantısının sabitlenmesi.....	78
Şekil 3-20: İmplant anahtarının torkmetrenin ucundaki raşete sıkıştırılması	79
Şekil 3-21: İmplant yerleştirilirken torkmetreyle yerleştirme torkunun ölçülmesi	80
Şekil 3-22: Periotest Classic.....	80
Şekil 3-23: Periotest cihazının implantın uzun eksenine dik olarak uygulanması	81

Şekil 3-24: Cerrahi işlem sonrasında alınan dijital panoramik röntgen	82
Şekil 3-25: Yüklemeden 12 ay sonra alınan dijital panoramik röntgen	82
Şekil 3-26: MKK'nın her implantın mezial ve distalinden ölçülmesi	83
Şekil 4-1: Çalışmaya katılan bireylerin cinsiyet dağılımları	87
Şekil 4-2: Biohorizons ve Octo implantlarının yerleştirme torkunun karşılaştırılması	89
Şekil 4-3: Biohorizons ve Octo implantlarının PTD'lerinin karşılaştırılması	91
Şekil 4-4: PTD'nin zamana bağlı değişimi	92
Şekil 4-5: Biohorizons ve Octo implantlarının distalindeki MKK	94
Şekil 4-6: Biohorizons ve Octo implantlarının mezialindeki MKK	95
Şekil 4-7: Biohorizons ve Octo implantların distalindeki periodontal cep derinliği	98
Şekil 4-8: Biohorizons ve Octo implantların mezialindeki periodontal cep derinliği	98
Şekil 4-9: Sondalamada kanama görülen Biohorizons ve Octo implant sayısı 100	
Şekil 4-10: Biohorizons implantlarının 12. aydaki Periotest değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması	107
Şekil 4-11: Biohorizons implantlarının 12. aydaki marjinal kemik kaybının cinsiyete göre karşılaştırılması	107
Şekil 4-12: Octo implantlarının 12. aydaki Periotest değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması	108
Şekil 4-13: Octo implantlarının 12. aydaki marjinal kemik kaybının cinsiyete göre karşılaştırılması	108
Şekil 4-14: İmplantların konumuna göre MKK	111

SEMBOLLER / KISALTMALAR LISTESİ

μm	Mikrometre
AAID	American Academy of Implant Dentistry
ADA	American Dental Association
Al_2O_3	Alumina
ATH	Acceleration time history
BID	Günde 2 kez
CaP	Kalsiyum Fosfat
DMC	Dental Mobility Checker
FDA İlaç Kurulu)	Food and Drug Administration (Amerikan Gıda ve İlaç Kurulu)
FFT	Fast Fourier Transform
g	Gram
HA	Hidroksiapatit
ISQ	İmplant Stability Quotient
in-vitro	Canlının dışında
in-vivo	Canlının içinde
kHz	Kilohertz
Ltd	Limited (Sınırlı)
mg	Miligram
MKK	Marjinal Kemik Kaybı
mm	Milimetre
N	Newton
NaCl	Sodyum klorür
nm	Nanometre

PTD	Periotest Değeri
R_a	Orta çizgiden yüzeyin pürüzlülük profilindeki deviasyonların aritmetik ortalaması
RFA	Rezonans Frekans Analizi
rpm	Rounds per minute (Belirli bir ekseninde 1 dakikada gerçekleşen tam rotasyon sayısı. Frekans birimi)
SLA	Sand Blasted-Large Grit-Acid Etched
Ti	Titanyum
Ti₂O₃	Titanseskioksit
Ti-6Al-4V	Titanyum 6 alüminyum 4 vanadyum
TiO	Titanyum Oksit
TiO₂	Titanyum Dioksit
TPS	Titanyum plazma sprej
UK	United Kingdom (Büyük Britanya)

ÖZET

Geçkili E. Mandibular tam protezleri destekleyen iki farklı implantın çevresindeki marjinal kemik kaybının ve kemik içi stabilite değerlerinin incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2014.

Dental implantlarda Morse taper bağlantı tipinin yüksek bir mekanik stabilite sağlayarak implant abutment bağlantısı düzeyindeki komplikasyonları azalttığı belirtilmektedir. Bu çalışmanın amacı internal altıgen bağlantıya sahip implantlar (Biohorizons) ile Morse taper vidasız bağlantıya sahip implantların (Octo) kemik içi stabilite değerlerinin ve marjinal kemik kayıplarının karşılaştırılmasıdır. Çalışmaya dahil edilen 20 dişsiz bireye alt çenede 33 numaralı bölgeye 20 adet Octo ve 43 numaralı bölgeye 20 adet Biohorizons implant olmak üzere toplam 40 adet kemik içi implant, cerrahi stentler yardımıyla uygulanmıştır. Cerrahi işlemden 6 hafta sonra alt çene için implant destekli bar ataşmanlı üst çene içinse tam protezler hastalara teslim edilmiştir. İmplantların yerleşime torkları cerrahi sırasında ölçülmüş; Periotest değerleri ise cerrahi sırasında, 6. haftada, 6. ayda ve 12. ayda ölçülmüştür. Her bir hastadan cerrahi işlemi takiben, 6. haftada, 6. ayda ve 12. ayda olmak üzere 4 kez dijital panoramik röntgen alınmış ve marjinal kemik kayıpları hesaplanmıştır. Octo ve Biohorizons implantların yerleşime torku ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). İmplantların cerrahi işlemden hemen sonraki Periotest düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Octo grubunun yükleme sırasındaki ve 6. aydaki Periotest değerleri Biohorizons grubundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Tüm ölçümlerde marjinal kemik kaybı düzeyleri açısından implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). Sonuç olarak vidasız Morse taper bağlantıya sahip implantlarla, internal altıgen bağlantıya sahip implantlar arasında primer stabilite ve yükmeden sonraki 1 yıl içerisinde marjinal kemik kaybı açısından bir fark yoktur; fakat internal altıgen bağlantıya sahip implantların kemik içi stabilitesi yükleme seansında ve 6. ayda vidasız Morse taper bağlantıya sahip implantlardan daha yüksektir.

Anahtar Kelimeler: implant destekli tam protezler, marjinal kemik kaybı, Periotest, dental implantlar, Morse taper

ABSTRACT

Geçkili E. Evaluation of the marginal bone loss and stability values of two different implants supporting mandibular complete dentures. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis. İstanbul. 2014.

It has been shown that self-locking Morse taper connection reduces the complications in implant abutment connections by providing mechanical stability in dental implants. The aim of this study is to compare the stabilities and marginal bone loss of implants with internal hexagonal connections and Morse taper connections. 20 Octo implants in number 33 region and 20 Biohorizons implants in number 43 region; a total of 40 implants were inserted in the mandibles of 20 included edentulous subjects using surgical stents. Mandibular implant retained overdentures with bar attachments and maxillary complete dentures were delivered to the patients 6 weeks after surgery. Insertion torque of the implants were measured during the surgery while the Periotest values were measured during the surgery and 6 weeks, 6 and 12 months after. Panoramic radiographs were taken from each patient 4 times; immediately after the surgery and 6 weeks, 6 and 12 months after and marginal bone losses were calculated. No significant differences were detected between the insertion torque values of Octo and Biohorizons implants ($p>0.05$). No significant differences were detected between the Periotest values of the implants ($p>0.05$) but the Periotest values of Octo implants were significantly higher than Biohorizons implants at the time of loading and at the 6th month ($p<0.05$). No significant differences were detected between the marginal bone loss of implants for all of the measurements ($p>0.05$). It may be concluded that the primary stability and marginal bone loss of implants with internal hexagonal connections and Morse taper connections do not differ; while the implants with internal hexagonal connections are more stable than implants with Morse taper connections at the time of loading and 6 months after.

Key Words: implant supported overdentures, marginal bone loss, Periotest, dental implants, Morse taper

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. Araştırma Konusunun Tanımı

Dental implantlar; sabit veya hareketli protezlere retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla ağız dokularına, mukozal ve/veya periostal tabakanın altına ve çene kemiğinin üstüne veya içine implante edilen alloplastik materyallerden üretilen yapılardır (425). Bölümlü ve tam dişsizlik vakalarının dental implantlar ile rehabilitasyonu, klinik olarak uzun dönem başarısı ortaya konmuş (2,36,371,411) ve günümüzde çok fazla tercih edilen bir tedavi seçeneği haline gelmiştir (122).

Osseointegrasyon, canlı kemik ve implant yüzeyi arasında direk yapısal ve fonksiyonel bağlantıdır. Osseointegrasyon aynı zamanda iki aşamada değerlendirilebilen bir stabilite değeridir: primer ve sekonder. İmplantın primer stabilitesini asıl olarak kortikal kemikle olan mekanik bağlantısı meydana getirir. Sekonder stabilite ise kemiğin rejenerasyonu ve yeniden şekillenmesiyle meydana gelen biyolojik bir olaydır (28). Sekonder stabilitenin sağlıklı bir şekilde sağlanabilmesi için primer stabilitenin elde edilmiş olması gerekmektedir. Dental implantların fiziksel ve kimyasal özellikleri primer ve sekonder stabiliteyi dolayısıyla implantın başarısını etkilemektedir. Primer stabilite yerleştirme torku, rezonans frekans analizi, Periotest gibi yöntemlerle ölçülebilmektedir. Sekonder stabilite ise yine Periotest yardımıyla ölçülebilmektedir (253,274). Periotest cihazının ucundaki piston, implanta vurarak hafifçe yer değiştirmesine sebep olur ve implantın stabilizasyon kapasitesini ölçer. Pistille implantın temas süresi Periotest değeri (PTD) olarak hesaplanır ve -8 ile +50 arasında bir sonuç elde edilir. -8 rijit bir bağlantıyı, +50 ise osseointegrasyonun gerçekleşmediğini gösterir (253).

İmplantların boyun kısmında görülen marjinal kemik kaybı (MKK) implant başarı kriterlerinden bir tanesidir. Bir implantın başarılı olduğunu söyleyebilmek için MKK'nın hangi sınırlar içerisinde olması gerektiği ile ilgili bir fikir birliği olmamasına rağmen araştırmacılar farklı fikirler ve rakamsal değerler ortaya koymuşlardır (10,15,71,380,478). MKK'nı ölçmek için en sık kullanılan yöntem geleneksel radyografilerdir. Geleneksel röntgenlerde yalnızca implantın mezial ve distalindeki kemik ölçülebilse de bu yöntemin kemik kaybının değerlendirilmesi için yeterli olduğu bildirilmiştir (307). İmplantın

yüklenmesinden 1 yıl sonra MKK'nın 2 mm'den az ve sonraki her yıl için 0,2 mm olması implant başarı kriterleri arasında yer almaktadır (15,409). Ancak 1993 yılında gerçekleştirilen 1. Avrupa Periodontoloji Seminerinde; MKK'nın yüklemmeden sonraki ilk yıl içerisinde 1,5 mm'yi, takip eden her yıl 0,2 mm'yi geçmemesi, klinik mobilite, enfeksiyon ve ağrı belirtisinin olmaması implant başarı kriterleri olarak belirlenmiştir (7).

2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda "McGill Uzlaşısı" olarak bilinen ortak bir görüşe varılarak tam dişsiz hastalarda alt tam protezlerin iki adet kemik içi implantla desteklenmesinin ilk tedavi alternatifi olarak önerilmesi gerektiği belirtilmiştir (141). İmplant destekli tam protezlerde, tutucu olarak; top başlı tutucular, bar tutucular, locator, mıknatıslar veya teleskop destekler kullanılmaktadır (400). Bar tipi tutucuların alt çene arka bölgedeki kemikte daha az strese neden olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (437). Bunun yanı sıra alt çene tam dişsizlikte bar tutucuların kullanımıyla, protez tesliminden sonra daha az komplikasyon görüldüğü bildirilmiştir (54).

İmplantın kemikle olan bağlantısını arttırmak için birçok çalışma yapılmış, implantın makroskopik ve mikroskopik yapısı geliştirilmeye çalışılmıştır. Bunun yanı sıra implant abutment bağlantısında da farklılıklar ortaya konmuştur. Morse taper tipi implant abutment bağlantısı yıllar önce ortaya konmuştur. Morse taper bağlantı, implant ve abutment yüzeyleri arasındaki yüksek kontak basıncı ve sürtünme direncinin ortaya çıkardığı "soğuk kaynak" prensibine dayanmaktadır (301). Günümüzdeki çalışmalar Morse taper bağlantı tipinin eksentrik yüklere ve bükme kuvvetlerine dayanabildiğini ve yüksek bir mekanik stabilite sağlayarak implant abutment bağlantısı düzeyindeki protetik komplikasyonları azalttığını göstermiştir (58,84,301).

1.2. Amaç

Bu tez çalışmasının amaçları;

1. Alt çeneye yerleştirilen boyun kısmı excimer lazer ile, gövdesi asitleme-kumlama ile pürüzlendirilmiş internal altıgen bağlantıya sahip implantlar ile asitleme-kumlama yöntemiyle pürüzlendirilmiş Morse taper vidasız

bağlantıya sahip implantların kemik içi stabilite değerlerinin Periotest yöntemiyle karşılaştırmalı olarak incelenmesi

2. Morse taper ve internal altıgen bağlantıya sahip implantların marjinal kemik kaybının panoramik röntgenler aracılığıyla ölçülerek karşılaştırılmasıdır.

Bu alışmada Biohorizons® firmasına ait internal altıgen bağlantıya sahip implantlar ile Tasarımmed firmasına ait Morse taper vidasız bağlantıya sahip Octo® implantlarının Periotest cihazı ve panoramik röntgen ölçümleriyle belirli aralıklara değerlendirilerek karşılaştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BILGILER

2.1. Dental İmplantlar

2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi

Günümüzde Akdeniz bölgesine ait 26 antik dental protez bilinmektedir. Bilinen tüm antik protezler yapımı kolay ve sağlıklı dişlerle birlikte kullanılan gereçlerdir. Söz konusu olan teknoloji gerçek bir dental implant üretmek için gerekli olandan oldukça farklıdır (44). Arkeolojik çalışmalarla ortaya konan antik protezler temel olarak ikiye ayrılabilir. Birincisi Tarquinia antik merkezine ve çevresindeki şehirlere özgü, Etrüsklere ait daha çok dekoratif olan bant şeklinde örneklerdir. Bu örneklerin Romalılara ait olduğu düşünülmemekle birlikte yalnızca Etrüskler ve Etrüsk kökenliler tarafından kullanıldığı görülmektedir. Bu dekoratif protezlerin M.Ö. 1. yüzyılda Etruria'nın Romalılaştırılması zamanında modası geçmiştir. İkinci tip antik dental gereçler Yakın Doğu'ya ait, travma nedeniyle desteğini kaybetmiş dişleri stabilize etmek için kullanılan fonksiyonel tellerdir (45,46).

İzmir'in batısında Kalabak nekropolisinde kireçtaşıdan yapılmış bir lahitte İyonyalılara ait diş büyüklüğünde ve şeklinde bir taş parçası bulunduğu bildirilmiştir. Bulunan taş parçasının büyüklüğü, şekli ve eğimi sağ üst kanin dişini işaret etmektedir. İmplant olduğu düşünülen bu 29 mm'lik taş parçasının yan dişlere altın tellerle bağlı olduğu varsayılmıştır. Ancak *Atila*'nın araştırmasıyla birlikte yürütülen petroloji çalışması bulunan taşın sertliğinin dental implant olarak kullanımına uygun olmadığını ortaya koymuştur (27).

Crubézy ve ark. Fransa'da Roma dönemine (M.S. 1 veya 2. yüzyıl) ait bir mezarlıkta işlenmiş demirden yapılmış yapay bir dental implant bulduklarını bildirmişlerdir. 30'lu yaşlarda bir erkeğe ait olduğu düşünülen üst çene sağ 2. premoların yerindeki bu metal parçanın dental implant olarak kullanıldığı düşünülmüş ve modern implantoloji dahilinde değerlendirilmiştir. Araştırmacılar alveol soketiyle implantın birbiriyle temas halinde olduğunu, kemikte periodontal bir patolojiye rastlanmadığını ve ölümden önce en az 1 yıl başarılı bir osseointegrasyon süreci gerçekleştiğini bildirmişlerdir (103). Birçok literatürde kaynak olarak gösterilmesine rağmen bulunan bu objenin demir oksitle lekelenmiş bir diş olma ihtimali de söz konusudur. Soketin düzgün ve pürüzsüz olması, bulunan objenin incelenemeyecek derecede korozyona uğramış olması

buna rağmen implant ve soketin mükemmel bir şekilde uyumlu olduğunun belirtilmesi başka araştırmacıların bulunan objenin dental implant olmadığını düşünmesine neden olmuştur (44).

Bazı arkeolojik çalışmalarda bahsedilen dental implantlar ait olduğu dönemin özelliklerini yansıtmaktan daha çok günümüz modern teknolojisinin yansıması gibi gözükmetedir. Antik çağlarda insanların eksik dişlerin yerine implant koyma istekleri tartışmalı gibi gözükmetedir.

2.1.2. Modern İmplantoloji

1960 yılların ortasında dental implantlar kullanılmaya başlanmıştır. Kullanılan implantlar; subperiostal iskeletler, blade tipi implantlar ve transmandibular aygıtlardır. Akademik toplantılarda başarılı vakalar tartışılrsa da genel olarak klinik sonuçlar çok başarılı değildi ve hiçbir üniversite dental implantları eğitim programına dahil etmemiştir. *Per-Ingvar Branemark* ilk ağız içi implantını 1965 yılında yerleştirmiştir. Bunu takip eden 5 yıl içerisinde klinik başarı %50 oranındaydı. *Branemark*'ın ilk yıllardaki klinik sonuçları yabancı maddelerin enfeksiyon riski gibi bazı nedenlerle ağız boşluğunda kullanılamayacağını doğrular nitelikteydi. 1970'li yıllarda implantlar daha geniş ve farklı tasarımlarda yapılmaya başlanmış, iyileşme zamanı uzatılmış ve cerrahi ve protetik tekniklerde değişiklikler yapılmıştır (8). 1978 yılında Kuzey Amerika'da gerçekleştirilen Harvard konferansında fikir birliğine varılan implant başarı kriterleri, implant etrafındaki kemik kaybının implantın boyunun üçte birini geçmemesi ve mobilitenin her yönde en fazla 1 mm olması şeklindeydi (390). *Zarb ve ark.*, 1979 yılında yayınladıkları çalışmada polimetilmetakrilat implantların köpeklerde başarısız sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmanın önemi, *Branemark*'ın uluslararası literatürde ilk defa site edilmesidir (8,333). 1981'de *Adell ve ark.* (3), *Branemark*'ın buluşundan tam 16 yıl sonra dişsiz hastalarda uyguladıkları implantların 15 yıllık sonuçlarını açıklamışlardır. Bu yayın, modern implantolojinin doğmasına ve dünyada yaygınlaşmasına ışık tutan ilk çalışmadır (333). 1982 yılında gerçekleştirilen Toronto konferansı ise modern implantolojideki bir başka dönüm noktasıdır. *George Zarb*, Kuzey Amerika'daki tüm büyük üniversitelerden konuşmacılar davet etmiş ve konferansın birinci günü osseointegrasyon konsepti açıklandıktan sonra klinik

vaka raporlarının oluşturulması üzerinde yoğunlaşmıştır (480). Bu tarihte Amerikan dergilerinde yayınlanmış tek bir vaka bulunmamaktaydı.

Daha sonra dental implantlar çok hızlı şekilde geliştirilmiştir. İmplantların fonksiyonel olabileceği ispatlandıktan sonra çalışmalar estetik ve kullanım kolaylığı üzerine yoğunlaşmıştır. İlk ticari dental implant Nobelpharma firmasının Biotes isimli implantlarıdır. Bu isim daha sonraları, Branemark implantları olarak değiştirilmiş ve günümüzde halen Nobel Biocare adı altında satılmaktadır. İşlenmiş titanyum yüzeyi, sıralı yivleri, dış heksagon bağlantısı ile bu implantlar kısa sürede piyasada en fazla satılan dental implantlar haline gelmiştir. Daha sonra birçok firma, gelişen bu piyasayı bir fırsat olarak görmüşler ve değişik yüzey özelliklerine sahip fakat *Branemark*'ın çalışmasını baz alan implantlar dizayn etmeye başlamışlardır. Amerikan Gıda ve İlaç Kurulu'nun (FDA) yürürlüğe soktuğu ve dental implantlar için önemli bir hukuki karar olan 510K kuralına göre, "titanyumdan imal edilmiş, vida dizaynında her implant, insan dental implant aygıtı olarak kullanılma onayı alabilmektedir" (333).

2.1.3. İmplant Materyalleri

İmplant yapımında kullanılan materyaller 2 farklı biçimde kategorize edilebilir (419) (Tablo 2.1):

Kimyasal yapıları açısından:

1. Metaller
2. Seramikler
3. Polimerler

Biyodinamik aktivite açısından:

1. Biyotolere maddeler
2. Biyo inert maddeler
3. Biyoaktif maddeler

Tablo 2-1: İmplant Materyalleri (419)

Biyodinamik aktivite	Kimyasal Yapı		
	Metaller	Seramikler	Polimerler
Biyotolere	Altın Krom-kobalt alaşımları Paslanmaz çelik Zirkonyum Niyobiyum Tantalum		Polietilen Poliamid Polimetilmetakrilat Politetrafloroetilen Poliüretan
Biyoinert	Saf titanyum Titanyum alaşımları (Ti-6Al-4V)	Alüminyum oksit Zirkonyum oksit	
Biyoaktif		Hidroksiapatit Trikalsiyum fosfat Tetrakalsiyum fosfat Kalsiyum pirofosfat Florapatit Burşit Karbon (vitröz, pirolitik) Karbon-silikon Biyocam	

Biyotolere maddeler yaşayan dokuya implante edildiğinde reddedilmeyen ancak kapsül şeklinde fibröz bir dokuyla etrafı sarılan materyallerdir. **Biyoinert maddeler** ise yüzeylerinde kemiğin yakın temasına izin veren, kontak osteogenezisine neden olan materyallerdir. **Biyoaktif maddeler** de yüzeylerinde yeni kemik oluşumuna izin verir bunun yanı sıra dokuyla aralarındaki iyon alışverişi ara yüzde kimyasal bir bağ oluşturarak bağlantı osteogenezisine neden olur. Biyoinert ve biyoaktif maddeler ayrıca *osteokondüktif* olarak da adlandırılır. Bunun anlamı materyalin kendi yüzeyinde kemik oluşumuna izin veren bir iskelet görevi görmesidir. Rekombinant insan kemiği morfogenetik proteini-2 (rhBMP-2) gibi *osteoindüktif* maddeler ise bunlardan farklı olarak yeni kemik yapımını tetikleme kapasitesine sahiptirler (373). Biyotolere, biyoinert ve biyoaktif maddelerin tamamı biyokompatibl maddelerdir. Sebep oldukları doku cevabı tahmin edilebilir olmakla birlikte hiçbirisi doku biyolojik ortam tarafından tamamen kabul edilmezler. Bu nedenle

yapay malzemelerin seçiminde yeterli fonksiyon sağlanırken, dokuda meydana gelen olumsuz yanıt minimumda tutulmalıdır (419).

2.1.3.1. Metaller

Biyomekanik özellikleri, sterilizasyona uygun olmaları ve üretim aşamalarının iyi bilinmesi gibi nedenlerle metaller implant materyalleri olarak tercih edilmektedir. Çeşitli metal ve metal alaşımları dental implantların üretiminde kullanılmış ancak dokuda ters reaksiyona neden olmuşlardır. Başarı oranlarının düşük olması nedeniyle birçok metal (altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt) artık kullanılmamaktadır. Günümüzde implantların kemik içine yerleştirilen kısmında titanyum (Ti) ve alaşımları (esas olarak Ti-6Al-4V) en çok tercih edilen metaldir. Ancak abutment vidaları, abutmentlar gibi protetik parçalarda hala altın alaşımları, paslanmaz çelik, krom-kobalt ve krom-nikel kullanılmaktadır.

2.1.3.1.1. Titanyum Ve Titanyum-6 Alüminyum-4 Vanadyum

Reaktif gruptaki metaller ve alaşımlar havayla ya da oksijenli bir solüsyonla temas ettiklerinde oksit oluştururlar. Titanyum, oda sıcaklığındaki havayla ya da normal doku sıvılarıyla temas ettiğinde oksitlenir yani pasifleşir. Bu reaktivite implant aygıtlarında istenilen bir durumdur. Elverişsiz doku şartlarında bu pasifize yüzey biyokorozyon fenomenini büyük oranda azaltır. İmplantın kemiğe sıkıca yerleştirildiği durumlarda, yerleştirme işlemi sırasında kazınan ve aşınan alanlar canlıda tekrar pasifize olur. Bu özellik, titanyumun dental implant olarak kullanılmasındaki ana nedenlerden birisidir (308).

Titanyumun mükemmel biyouyumluluğu, titanyum implant yüzeyindeki oksit tabakanın doku ile zararlı metalik iyonların temasını önlemesiyle açıklanmaktadır (61). Hava, su ya da herhangi bir elektrolite maruz kaldığında titanyum yüzeyinde oluşan oksit tabaka madeni dünyadaki en dirençli maddelerden biridir. Titanyum çeşitli tiplerde oksit oluşturabilir; TiO, TiO₂, TiO₃. Bu üç değişik kristal yapının dayanım dereceleri farklıdır (460).

Titanyum, biyolojik sıvılarla kararlı oksit tabakası aracılığıyla etkileşime girer. Bu oksit tabakası titanyumun biyokompatibilitesinin esas nedenidir (259,358). Havayla temas ettiğinde titanyumun yüzeyinde hemen (10⁻⁹ sn) oksit

tabakası oluşur ve 1 sn içerisinde 2-10 nanometre kalınlığına ulaşır, bu tabaka korozyona direnci sağlamaktadır (121,126). *Steinmann* (1988) 'ın bulgularına göre bu oksit tabakanın yoğunluğu ortalama 3 nm ile 20 atomik diyametre arasındadır. *Kasemo ve Lausmaa* (1985) ise saf titanyum yüzeyindeki oksit tabakanın kalınlığını 10 ila 100 Angström arasında olduğunu ve esas olarak TiO_2 içerdiğini bulmuşlardır (460).

Titanyum oksitin yüksek pasivitesi, kontrollü kalınlığı, hızlıca oluşması, zarar gördüğünde kendisini aniden tamir edebilmesi, kimyasal saldırılara direnci, bazı kimyasak reaksiyonlara gösterdiği katalitik aktivite ve elastik modülüsünün kemikle uyumlu olması kemik içi uygulamalarda titanyumu ilk seçenek yapmaktadır (237,348). Saf titanyum, oksijen içeriğine göre 4 sınıfa ayrılır. Sınıf 4 en yüksek oksijen oranına (%0.4), sınıf 1 ise en düşük oksijen oranına (%0.18) sahiptir. Oksijen içeriği oksit özelliklerini etkilememekle beraber sınıflar arasında mekanik farklılıklar görülmektedir (14). Oksit tabakasının saflığı ve yüzeyin temizliği osseointegrasyonun biyolojik sonuçları açısından oldukça önemlidir (5,34).

Metalik yüzeyin oksidasyonu termodinamik ve kimyasal interaksiyonlardan etkilenir. Oksit, koruyucu bir tabaka olarak görev yapar ve metal ile çevre yapıların direk temasını engeller. Bu yüzey biyolojik olarak bağımsız bir yüzey olarak düşünülmelidir. Oksit tabakada bazı defekt alanları bulunabilir, bu durum bazı biyolojik reaksiyonlara yol açabilir. İdeal olanı yüzeyin üniform kristal yapıya ve sitokiyometriye sahip olmasıdır. Saf oksidin reaktifliği yüksek yüzey gerilimi ve biyoyumluluk derecesi için çok önemlidir. Tüm bu vasıfları nedeniyle titanyum oksit osteofilik özellikleri olan ve biyomoleküllerle bağlanma kapasitesi yüksek bir yüzey olarak düşünülebilir (460).

Titanyum, alaşımlarla kıyaslandığında daha düşük elastik modülüsüne ve gerilim gücüne sahiptir. Kompakt kemiğe oranla 1.5 kat daha güçlü metalürjik özelliklere sahiptir. Birçok implant dizaynında bu büyüklükte bir güç yeterlidir. Ancak keskin kenarlar ve ince kesitler kullanılmamalıdır. Elastik modülüsü kompakt kemikten 5 kat daha fazladır ki bu durum implant dizaynının mekanik streslerin uygun bir şekilde dağıtılmasındaki önemini vurgulamaktadır (308). Titanyum alaşımı genellikle titanyum-alüminyum-vanadyum şeklinde

kullanılmaktadır. Bu alaşım kompakt kemikten 6 kat daha güçlüdür ve bu nedenle ince kesitlerin de kullanılabilirdiği farklı implant dizaynlarına olanak sağlar. Alaşımın elastik modülüsü saf titanyumdan çok az daha yüksek ve kompakt kemiğin 5.6 katıdır. Alaşım ve saf titanyumun ikisi de titanyum oksit yüzeye sahiptir. Titanyum ve alaşımları osseointegrasyon ara yüzeyini ortaya koymaktadır (308,460).

Saf titanyumun mekanik ve fizikokimyasal özelliklerini geliştirmek için eser miktarda nitrojen, karbon, hidrojen ve demir gibi elementler eklenmektedir. Demir korozyona direnç için kullanılırken, alüminyum dayanıklılığı arttırmak ve yoğunluğu azaltmak, vanadyum ise alüminyum kalıntılarını ortadan kaldırarak korozyonu engellemek için eklenir (281,473).

Vücudun tolerans sınırları içerisindeki yegane implant materyalinin titanyum olup olmadığı bilinmemektedir. Tantalum ya da niyobyum gibi metaller de tolere edilebilir ancak hastalar üzerindeki uzun vadeli deneyimler saf titanyum üzerinedir (61).

2.1.3.2. Seramikler

Oksit seramiklerin inert olmaları, yüksek dirençleri ve fiziksel özellikleri (renk, minimal ısı ve elektrik iletkenlikleri, elastik özellikleri) nedeniyle cerrahi implant olarak kullanılmaları söz konusudur. Hidroksiapatit (HA), trikalsiyum fosfat ve biyocam gibi seramiklerin koheziv yapıları nedeniyle kemikle kimyasal bir bağ oluşturdukları düşünülmektedir (191,251,459). Tüm implant seramikten üretilbileceği gibi, metalin üzerine kaplama şeklinde de uygulanabilir. Bükme dayanımının düşük ve kırılma olmaları, farklı oranlarda çözünmeleri seramiklerin daha çok kaplama olarak kullanılmasına neden olmuştur. Kaplama kullanılan materyalin kimyasal yapısına ve uygulama şekline göre yoğun ya da poröz olabilmektedir. Seramik kaplama uygulamasında önemli olan metal ile seramiğin fonksiyon sırasında birbirinden ayrılmayacak kadar kuvvetli şekilde birbirine bağlanmasıdır (308,470).

2.1.3.2.1. Alüminyum, Titanyum ve Zirkonyum Oksit

Alüminyum, titanyum ve zirkonyum oksitten elde edilen güçlendirilmiş seramikler kök şeklinde, endosteal blade ve pin tipinde implantların yapımında

kullanılmaktadır. Baskı, germe ve bükülme dirençleri kompakt kemiğin 3 ila 5 katı kadar fazladır (308). Bu özelliklerle birlikte yüksek elastik modülüsü, yorgunluk ve kırılma özellikleri bu tip biyomateryallerin özel dizaynlarda kullanılmalarını gerektirir. Örneğin güçlendirilmiş seramik kullanılarak bir subperiostal implant yapılması kırılma özellikleri ve üretim maliyeti nedeniyle mümkün değildir.

Alüminyum, titanyum ve zirkonyum oksit seramiklerin şeffaf, beyaz, krem veya açık gri bir rengi vardır (308). Bu özellikleri ön bölge uygulamalarında estetik avantaj sağlar. Isı ve elektrik iletkenliklerinin minimum olması, kemik, yumuşak doku ve çevre doku reaksiyonlarının çok az görülmesi diğer biyomateryallere üstünlük sağlar. Önceki çalışmalar kemikle aralarında direk bir arayüz var olduğunu göstermiştir. Bu olay daha önce de anlatıldığı gibi osseointegrasyon olarak adlandırılmaktadır (5,6,61).

1970'li yıllarda kullanılan bir seri kök ve blade tipi seramik implant birkaç yıl fonksiyon gördükten sonra ağız içinde kırılmışlardır. Kırılmalar bükülme ve gerilme kuvvetlerinin yoğunlaştığı bölgelerdeki yorgunluktan ileri gelmiştir. Yapılan ölçümler polikristalin alumina materyalinin yeterli mekanik güce sahip olduğunu gösterse de uzun vadeli klinik deneyimler dizayn ve materyale bağlı olarak sınırlamalar olduğunu ortaya koymaktadır (308). Biyouyumlulukları, safir ve zirkonyanın geliştirilmiş sertlik ve dayanım güçleri ve güçlendirilmiş seramiklerin temel özellikleri sayesinde bu biyomateryalin dental implantlar için uygun bir aday olduğunu söyleyebiliriz.

2.1.3.3. Polimerler

Polimerlerin esnekliklerinin periodontal ligamanın hareketine uyumlu olması doğal dişle bağlanabileceği düşüncesini ortaya çıkarmıştır. Ancak esnek implantlarla rijit implantlar arasında kemiğe iletilen stres bakımından istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır (283). Polimerler, mekanik özellikleri, canlı dokulara yapışmaması ve neden oldukları ters immünolojik reaksiyonlar nedeniyle implantlarda kaplama tabakası olarak kullanılmamaktadır. Günümüzde polimerlerin kullanımı implant üstü protezlerle sınırlıdır (89,238).

2.1.4. İmplant Dizaynı ve Yüzey Özellikleri

Albrektsson ve ark. (5) yapmış oldukları bir çalışmada osseointegrasyonun elde edilmesinde etkili olan 5 temel faktörü belirlemişlerdir. Bu faktörler; implant materyali, kemiğin kalitesi, implant dizaynı ve yüzey özellikleri, cerrahi teknik ve yükleme koşullarıdır. Bu faktörlerden implant materyali, implant dizaynı ve yüzey özellikleri teknolojik alandaki gelişmelerden en çok etkilenen faktörlerdir. Bu alandaki gelişmeler sayesinde günümüzde üretilen implantlar, osseointegrasyonun ve devamlılığının sağlanmasını olumlu yönde etkilemektedir.

Osseointegrasyonun oluşumunda etkili olan implant dizayn ve yüzey özellikleri 3 ana bölüm altında incelenebilir (233);

1.Makro Yapı

2.Mikro Yapı

3.Ultra Yapı

Makro yapı implant şekli veya formunu yani implant dizaynını içerir. İmplantlar üzerindeki girintiler, çıkıntılar, oluklar basamaklar, implantın mekanik tutuculuğunu sağlayan yüzey şekilleri implant dizaynını oluşturur (233).

Bilindiği gibi dental implantlar çeşitli aşamalar geçirdikten sonra bugünkü şekline gelmiştir. Tarihte birçok şekil ve malzeme kullanılarak çeşitli implantlar uygulanmıştır. Bunların içinde silindirik veya kök formunda denemeler de olmuştur. Modern ve sisteme dayanan implantolojinin başlangıcı olarak ilk kez 1966'da *Branemark* tarafından kullanılmaya başlayan sistem kabul edilir. Modern kabul edilebilecek implantlar kullanılmaya başlandıkları ilk yıllarda blade (bıçak) veya içi boş silindir şeklinde üretilmiş, ancak gerek kemik içinde uygun olmayan kuvvet dağılımları, gerekse başarısızlık durumunda çok fazla miktarda kemik kaybına neden olmaları nedeniyle, yerlerini ilk kez 1966'da *Branemark* tarafından kullanılmaya başlayan silindir şeklindeki vida yivli, ayrıca silindir veya konik kök biçiminde implantlara bırakmaya başlamışlardır. İlk kez 1976'da önemi vurgulanan kök formunda implantlar artık giderek fazla tercih edilmeye başlanmıştır. Yapılan çalışmalar kemik içinde en uygun kuvvet dağılımını

doğada görüldüğü gibi diş kökü formunun (silindirik veya konik) sağladığını göstermiştir.

Günümüzde en çok kullanılan 3 temel implant dizaynı şunlardır;

- 1.Silindir tipi implantlar
- 2.Vida tipi implantlar
- 3.Blade (bıçak) tipi implantlar

Silindir tipi implantlarda stabilizasyon implant yüzeylerinin pürüzlendirilmesi veya kaplamalarla sağlanmaktadır. Bu metotlarla elde edilen yüzey pürüzlülüğü ile kemik yüzey arasında oluşan sürtünme kuvveti implantın primer stabilizasyonunu sağlar. Bu tip implantlar press-fit implantlardır. Silindir implantlarda yivlerin olmaması nedeniyle primer stabilizasyon implantların kemik içerisine sıkıca oturtulmasıyla elde edilmektedir (233).

Vida tipi implantlarda stabilizasyon, implant üzerindeki yivler sayesinde sağlanmaktadır. Günümüzde en yaygın olarak kullanılan ve üretilen implant dizaynidir. Bu yivler sayesinde implant-kemik temas alanı artmakta, primer stabilizasyon kolaylıkla elde edilmektedir. Bu tip implant dizaynı, protez kullanımı sırasında kemiğe iletilen yüklerin eşit dağılımını sağlamaktadır. Yapılan çalışmalarda değişik tip yiv dizaynlarının kuvvet dağılımını etkilediği gösterilmiştir.

Günümüzde yapılan çalışmalar doğrultusunda üç tip yiv dizaynı ön plana çıkmıştır. Bunlar; V-tipi yivler, kare yivler ve buttress (destekli) yivlerdir. V-tipi ve buttress yivler kare yivlere göre makaslama kuvvetlerine dizaynlarından ötürü 10 kat daha fazla maruz kalırlar. Bunun sonucu olarak da kemiğe iletilen yükler V-tipi ve buttress yivlerde daha fazla olmaktadır. Kemiğe gelen yüklerin fazla olması osseointegrasyonu dolayısıyla da implantın uzun dönem başarısını olumsuz yönde etkileyebilir (308). Vida tipi implantlarda gündeme gelen diğer bir konu da implant yüzeyindeki yivlerin yiv derinliği ve yiv adedidir. Yiv adedinin ve derinliğinin belli ölçülerde artırılmasının osseointegrasyonu olumlu yönde etkileyeceğini gösteren deneysel çalışmalar vardır (419).

Blade tipi implantlar modern implantolojinin ilk dönemlerinde yaygın olarak kullanılmıştır. Bu tip implantlarda, implant tutuculuğu implantların

yüzeylerinin pürüzlendirilmesi ve implant içindeki boşluklara kemiğin büyümesi sonucu gerçekleşmektedir. Fakat bu tip implantların uygulama zorluğu ve uzun dönemde elde ettiği başarısız sonuçlar, bu implantların kullanımını sınırlamıştır (233).

İmplant dizaynı kendisini oluşturan tüm özellikleri içinde barındıran 3 boyutlu bir kavramdır. Piyasada bulunan birçok dental implantın dizaynındaki ortak amaç uzun dönem osseointegrasyon başarısını sağlaması ve protetik açıdan komplikasyonsuz olarak fonksiyon yapmasıdır (419).

2.1.4.1. Protetik Arayüz

Abutment ya da üst yapının implanta bağlandığı seviye protetik arayüz olarak adlandırılır. Bu bağlantı internal ya da eksternal olabilmektedir.

2.1.4.1.1. Eksternal Altıgen Bağlantı

Antirotasyonel eksternal altıgen bağlantı Branemark tarafından tanıtılmış ve en çok kullanılan implant dizaynı haline gelmiştir (Şekil 2.1). Eksternal altıgen bağlantı ilk başta implantın yerleştirilmesini kolaylaştırmak için geliştirilmişti. Bu süreçte implant tedavisi tüm ağız sabit restorasyonlardan oluşmaktaydı ve implantlar antirotasyonel özelliğe sahip değillerdi (359).

Şekil 2-1: Eksternal altıgen bağlantı



Eksternal altıgen sistemin bazı avantajları ve dezavantajları vardır:

Avantajları:

1. İki aşamalı metoda uygun olması
2. Antirotasyonel mekanizması
3. Farklı sistemlerle uyumlu olması

Dezavantajları:

1. Altıgenin büyüklüğüne bağlı olarak meydana gelen mikro hareketler
2. Rotasyon merkezinin daha yukarda yer alması nedeniyle rotasyona ve lateral hareketlere direncin düşük olması
3. Bağlantıdaki mikro aralığın kemik rezorpsiyonuna sebep olması

Ancak eksternal altıgen bağlantıdaki bu zayıflıklar, proteze aşırı yük geldiğinde vida gevşemesi gibi sonuçlar doğurarak implantı ve çevre dokuyu koruyan bir sigorta gibi görev yaptığını düşündürmektedir (273). Ancak sistemin aşırı yük durumunda kullanılması kontraendikedir. Oklüzal yükün, vidanın sıkılma gücünü aştığı durumlarda stresler direk olarak implant abutment arayüzüne iletilir. Sonuç olarak abutment vidası deforme olur ve arayüzde bir boşluk oluşur.

Eksternal altıgen yapıya sahip tek implantlarda vida gevşemesinin üç sebebi vardır; aşırı vertikal yükler, çalışmayan taraftaki aşırı lateral yükler ve uyumsuz üst yapılar (385,435). Altın abutment vidası kullanıldığında, vida sıkılırken galvanize saf altın deforme olarak sürtünme rezistansı artmakta ve vida gevşemesi olmamaktadır (435). Altın vidaların başlangıçtaki ön yükü titanyum vidalara oranla anlamlı derecede yüksektir (277).

2.1.4.1.2.İnternal Altıgen Bağlantı

İnternal altıgen bağlantıda protetik arayüzün implantın daha derininde yer alması kuvvet kolunu kısaltmaktadır (Şekil 2.2). Protez-implant fulkrumunun implantın orta 1/3'üne kaymasıyla birlikte kemikteki stres dağılımı daha homojen hale gelmektedir. İnternal altıgen bağlantının dizaynı nedeniyle implant etrafındaki stresler daha eşit dağılmakta böylece krestal kemikte daha az stres meydana gelmektedir. Ek olarak abutment vidası daha stabil hale geldiği için vida kırığı ve protetik komplikasyonlar daha az görülmektedir (359).

İmplant boynunda daha az kemik rezorpsiyonu görülmesinin yanı sıra internal altıgen bağlantıda abutmentin tam olarak yerine oturması hissedilebilir hale gelmekte ve antirotasyonel sistem daha güçlü ve etkin olmaktadır.

Şekil 2-2: İnternal altıgen bağlantı



İnternal altıgen sistemin bazı avantajları ve dezavantajları vardır:

Avantajları:

1. Abutment bağlantısının kolaylığı
2. Bağlantı alanının daha geniş olması nedeniyle antirotasyonel ve daha stabil olması
3. Rotasyon merkezinin daha aşağıda olması nedeniyle lateral kuvvetlere dirençli olması
4. Kuvvetlerin daha iyi dağılması

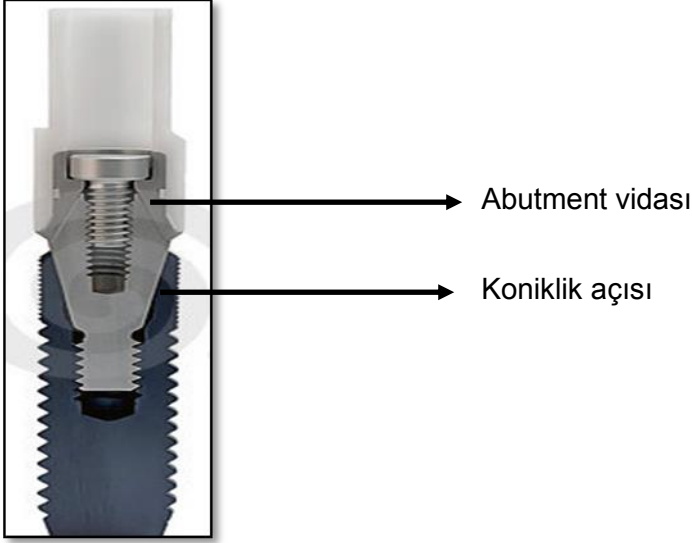
Dezavantajları:

1. Protetik arayüzde implant gövdesinin daha ince olması
2. İmplant açıkları arasındaki uyumsuzlukların giderilmesinin daha güç olması (273)

2.1.4.1.3.Morse Taper Bağlantı

Diğer bağlantılardan farklı olarak Morse taper bağlantıda abutment implanta internal bir açıyla bağlanır (Şekil 2.3). Bu sistemdeki kilitlenme abutmentin dış duvarı ile implantın iç duvarı arasındaki mekanik sürtünme yoluyla gerçekleşir (273). Morse taper bağlantının önemli bir özelliği ise bağlantının dişeti sulkusunun altından, sulkusun içine taşınmasıdır. Böylece protetik komponentlerde gevşeme ve kırılma problemleri ortadan kalkar ve uzun dönem klinik başarı sağlanmış olur (301).

Şekil 2-3: Morse taper bağlantı



Morse taper bağlantıda abutment vidası eksternal bağlantıya göre daha dirençlidir çünkü bağlantı çok daha derindedir ve 8-11 derecelik koverjan iç duvarlara sahiptir. İmplantın iç duvarları abutment desteklerken meydana gelen stresleri azaltmaktadır. Sonuç olarak vidayı gevşetmek için gereken kuvvet sıkmak için gerekenden %30 daha fazladır (211,418). Bu bağlantı diğer geleneksel eksternal ve şinternal bağlantılara oranla abutmentin bükme dayanımını da arttırmaktadır (330).

Fonksiyonel yükler altında eksternal bağlantıda mikro hareketler meydana gelmektedir ve bu durum abutment kayıplarını arttırmaktadır (385). Ancak implant üstü tek kuronlarda Morse taper bağlantı kullanıldığında da vida gevşemesi görülmüştür, bu nedenle simante protezler yapmak teknik problemleri azaltacaktır (265). Yapılan bir çalışmada 5439 Morse taper bağlantıya sahip implant üstü tek kuronlarda 11 yılın sonunda başarı oranı %98,7 olarak bulunmuştur (326).

Morse taper ve eksternal altıgen bağlantının karşılaştırıldığı bir çalışmada, 5 yılın sonunda kemik rezorpsiyonu incelenmiştir. Yükleme tarihinden 5. yılın sonuna kadar üst çenede gerçekleşen toplam kemik kaybı Morse taper implantlarda 1,74 mm iken eksternal altıgen bağlantıda 1,98 mm olarak hesaplanmıştır. Alt çenede ise Morse taper bağlantıda 1,06 mm olan

kemik kaybı eksternal bağlantıda 1,38 mm bulunmuştur. Bunun yanı sıra Morse taper implantların sağ kalım oranı %98,4 eksternal altıgen implantların ise %94,6 olmuştur (26).

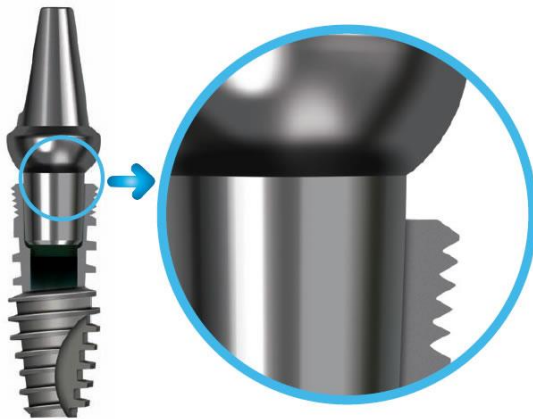
Morse taper dizaynı dişeti fenotipi ince olduğunda dahi abutment boyun bölgesinde daha fazla yumuşak doku oluşmasına olanak sağlamaktadır (461).

Diğer yandan çoklu restorasyonlarda pasif oturmayı sağlamak daha güç olmaktadır. Cerrahi sırasında implantların açılı yerleştirilmemesi gerekmektedir. Abutmentlerin paralel olabilmesi için implantların kemik içindeki doğru pozisyonları çok önemlidir. Sistemin maliyeti göreceli olarak bir dezavantaj sayılabilir.

2.1.4.1.3.1.Vidasız Morse Taper Bağlantı

Bu bağlantıda konik iki yüzey arasındaki temas aracılığıyla üçüncü bir eleman olmaksızın (anahtar, pin, vida) kilitleme sağlanır. Vidasız Morse taper bağlantıda abutment ve implantın karşılıklı yüzeyleri arasındaki sürtünme sayesinde sistemin en zayıf halkası olan vida yer almamaktadır (Şekil 2.4). Bibiriyle temas eden yüzeyler arasındaki sürtünme kuvveti okluzal yükün de taşınmasına olanak sağlar (58,301).

Şekil 2-4: Vidasız Morse taper bağlantı



Morse taper bağlantıda, koniklik açısı aynı olan iki yüzey arasındaki kuvvetli sürtünme bağlantıyı oluşturur. Yüzeyler mikroskobik düzeyde tam olarak pürüzsüz olmadığı için bu bağlantı şekli “soğuk kaynak” olarak adlandırılabilir. İki yüzey arasındaki kontak basıncı pürüzlü alanlarda yüzeylerin birbirine nüfuz etmesine ve kaynaşmasına neden olur. Yüzeyler arasında mikro kaynak noktalarının oluşması implant ve abutmentin tek bir bütün gibi davranmasını sağlar. Stresler tüm sistem içerisinde homojen olarak dağılır. Geleneksel vidalı sistemde ise stres sistemin en zayıf noktası olan vidada birikmektedir (387). Geometrik açıdan vidasız Morse taper bağlantı ISO (International Organization for Standardization) 296 Standartlarına göre koniklik açısı 1,5 dereceden daha küçük olan bağlantı olarak tanımlanmaktadır (217). Bu sistemin en büyük avantajı mekanik stabilitesidir, mikro hareket meydana gelmemekte (301,330), implant-abutment arayüzünde mikro aralık oluşmamakta ve bunlara bağlı komplikasyonlar çok daha az görülmektedir (355).

Morse taper bağlantı mühendislikte torna tezgahındaki parçaları birleştirmek için kullanılmaktadır (418). Medikal uygulamalarda ise dental implantların yanı sıra kalça protezlerinde kullanılmaktadır.

2.1.4.2. Platform Switch Konsepti

Platform switch konsepti implant etrafındaki kemik kaybını azaltmak için ortaya çıkmıştır. Bu sistemin özelliği implanttan daha dar bir abutment kullanılmasıdır. Böylece implant etrafındaki stres dağılımı daha uygun şekilde gerçekleşerek, birinci yıl sonundaki marjinal kemik kaybı azalmaktadır (73,260,269,272).

Platform switch implantlarda kemiğin korunması bakteriyel sızıntıya karşı implant abutment arayüzünün biyolojik olarak mühürlenmesiyle sağlanmaktadır. Böylece çevre doku krestal kemiği korurken interdental papillada da daha estetik sonuçlar elde edilir (73). Bu konseptte biyolojik kalınlık sağlanır. Boyun bölgesinde implantın dizaynı, yüzey pürüzlülüğü, implantın kemik içerisindeki derinliği ve abutment dizaynı gibi diğer faktörler de kemiğin korunmasında rol oynar (192).

Platform switch konseptinin avantajları aşağıdaki gibi özetlenebilir (269):

1. Marjinal kemik kaybının azalması
2. Daha estetik sonuçlar elde edilmesi
3. Kemik implant temasının artması
4. Daha yüksek primer stabilite

Nebot ve ark. yaptığı bir çalışmada hastalara yerleştirilen 60 implant 2 gruba ayrılmış, deney grubundaki 30 hastaya platform switch konsepti uygulanırken diğer 30 hastaya kontrol grubu olarak geniş platformlu abutment uygulanmıştır. Her implantın mezial ve distalindeki kemik rezorpsiyonu 1.,4. ve 6. aylarda değerlendirilmiştir. Kontrol grubundaki hastalarda mezialdeki kemik kaybı 2,53 mm olarak hesaplanırken, deney grubunda bu değer 0,76 mm olarak hesaplanmıştır. Distal bölgede ise kontrol grubunda 2,56 mm deney grubunda 0,77 mm olarak hesaplanmıştır. Platform switch gruptaki kemik kaybı istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur (325).

2.1.4.3. İmplant Yüzey Özellikleri

İmplant yüzey özellikleri yani yüzey topografisi mikro yapı olarak adlandırılmaktadır. İmplant yüzey özelliklerinin osseointegrasyonun elde edilmesinde önemli bir faktör olduğu bulunmuştur. En önemli özellikler yüzeyin topografisi, kimyası, elektriksel yükü ve ıslanabilirliği olarak sayılabilir. Yüzey özellikleri protein adsorpsiyonunu, hücre-yüzey etkileşimini ve biyomateryal-doku arayüzeyindeki hücre/doku gelişimini etkileyerek osseointegrasyon sürecinde rol oynar (13,69). Yüzey topografisi yüzey pürüzlülüğüyle alakalıdır ve 10 yılı aşkın bir süredir pürüzlülük implantlar için önemli konulardan biridir (12). Yapılan çalışmalarda mikron düzeyinde implant yüzeylerinin pürüzlendirilmesinin stabilizasyonu arttırdığı bilinmektedir. Literatürde ortalama yüzey pürüzlülüğü 1 µm'den az olan implantlar cilalı yüzey; 1 µm ve 1 µm'den fazla olan implantlar ise pürüzlü yüzey olarak isimlendirilmektedir (233). Orijinal Branemark implantlar (Nobel Biocare) vida tipinde ve yüzey pürüzlülüğü 0.5-1 µm arasındaydı (12). Uzunca bir süre bu implant altın standart olarak kabul görmüş ve beraberinde iyi klinik sonuçlar getirmiştir (6,131). Ancak 1990'ların ortasında cilalı ve plazma sprey kaplamalı implantlara göre yüzey

pürüzlülüğünün 1.5 μm civarında olduğu implantlarda kemik cevabının daha güçlü olduğu deneysel çalışmalar tarafından ortaya konmuştur. Yapılan çalışmalarda (12,13) ideal kemik-implant teması ve kemik retansiyonunun sağlanması için optimum pürüzlülüğün $R_a=1-2 \mu\text{m}$ olması gerektiği gösterilmiştir (Tablo 2.2).

Tablo 2-2: Farklı implant yüzeylerinin özellikleri (12)

Pürüzlülük (R_a)	Klinik Kullanım	Olası Yararları	Olası Zararları
0.0-0.4 μm (cılalı)	Abutment ve deneyler için kullanılan cılalı implantlar	Yok	Osseointegrasyon için çok cılalıdır
0.5-1.0 μm (minimal pürüzlülük)	Cılalı implantlar, Osseotite, 1995'ten önce kullanılan birçok implant	Tüm implantlar içerisinde en eski klinik deneyim ve belgeler	Cerrahların hatalarını daha az kamufle etmesi
1.0-2.0 μm (orta derecede pürüzlü)	Tioblast, SLA, TiUnite, Frialit-2, günümüzde kullanılan çoğu implant	Daha güçlü kemik cevabı, cılalı implantlara oranla daha iyi klinik sonuçlar	Uzun bir klinik geçmişe sahip değiller
>2.0 μm (pürüzlü)	Titanyum plazma sprej ve HA kaplı implantlar	5 yıllık pozitif sonuçlar	İki çalışmada ortaya konan artmış peri-implantitis riski

Ancak arayüzdeki daha fazla kemik daha fazla klinik başarı anlamına gelmemektedir. Bunun yanı sıra implant yüzeyinin pürüzlendirilmesinin daha fazla peri-implantitis riski ve iyonik sızıntı gibi potansiyel sakıncaları bulunmaktadır. Pürüzlü yüzeylerdeki artmış peri-implantitis riski plazma sprej kaplamalı aşırı pürüzlü implantlarla ($R_a>2.0$) yapılmış birbirinden bağımsız araştırmalarla doğrulanmıştır (117,449). Diğer yandan orta derecede pürüzlendirilmiş vida tipi Tioblast (Astra Tech) implantlar artmış peri-implantitis insidansı göstermemekle beraber, 5 yıllık takiplerde kemik seviyesinin korunduğu gözlenmiştir (331,411). Pürüzlendirilmiş yüzeylerin bir başka sakıncası da iyonik sızıntı riskinin artmasıdır. Daha pürüzlü bir yüzeyde daha fazla doku-implant temasının oluşması dolayısıyla iyon sızıntısının daha fazla

olacağı fiziksel bir gerçektir. Ancak risk seviyeleri tanımlanmamıştır ve hafif bir pürüzlendirmeye ortaya çıkacak iyon sızıntısı göz ardı edilebilir (465). Günümüzde piyasadaki dental implantların çoğunun orta derecede pürüzlendirilmiş olması bu implantların başlıca faydalarındandır (12).

2.1.4.3.1.Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri

Yüzeylerin pürüzlendirilmesi için aşındırma ve ekleme olmak üzere başlıca 2 metot kullanılmaktadır.

2.1.4.3.1.1.Aşındırma Teknikleri

Aşındırma tekniğinde uygulanan işlem sonucunda yüzeyden madde kaybı sonucunda yüzey pürüzlülüğü oluşmaktadır. Aşındırma tekniğinde en yaygın kullanılan metotlar; kumlama ve asitleme metotlarıdır.

2.1.4.3.1.1.1.Kumlama

Kumlama metodunda implant yüzeyine yüksek süratle püskürtülen partiküllerle yüzeyde aşındırma yapılmakta böylece yüzey pürüzlülüğü sağlanmaktadır. Günümüzde kumlama metodunda en çok kullanılan partiküller alüminyum oksit (Al_2O_3), titanyum oksit (TiO_2), hidroksiapatit (HA) granülleri ve ortamdan uzaklaştırılması diğer partiküllere göre daha kolay olan trikalsiyum fosfat (TKP) partikülleridir (233).

Kumlama metodunda pürüzlülüğü etkileyen faktörler (419);

- 1.Partikül büyüklüğü
- 2.Kumlama süreci
- 3.Kuclamada kullanılan basınç
- 4.Partikülün çıkış noktası ile implant yüzeyi arasındaki mesafedir.

Wennerberg ve ark. (467) yapmış oldukları çalışmada 25 μm ile pürüzlendirilmiş implantlarda, 250 μm ile pürüzlendirilmiş implantlara göre kemik implant temasının daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. 250 μm ile pürüzlendirilmiş implantlarda enflamatuar yanıtın arttığını bulmuşlar ve bunun nedeninin artan yüzey pürüzlülüğü ile iyon sızıntısının da artması olduğu sonucuna varmışlardır.

Kumlama sonrası implant yüzeyine gömülen ve dekontaminasyon işlemleriyle uzaklaştırılmayan partiküllerin implant yüzeyi yakınında enflamatuvar cevap yarattığına dair çalışmalar bulunmaktadır (465,466). Ancak *Wennerberg ve ark.* yapmış olduğu bir çalışmada kumlama sonrası gömülen Al_2O_3 iyonlarının osseointegrasyon üzerine negatif bir etkisi olmadığını, bunun nedeni olarak da yüzeye saplanan partiküllerin çok küçük ve az sayıda olmasını, geçici iyon salınımı yapmalarını göstermişlerdir (469). Literatürde kumlama sonrası implant yüzeyine gömülü Al_2O_3 partiküllerinin biyouyumlu olduğunu ve osseointegrasyona zarar vermediğini gösteren çalışmalar vardır (226,242,243). Ayrıca kumlama sonrası osseointegrasyona engel olabileceği düşünülen kum partiküllerinin uzaklaştırılması için yapılan dekontaminasyon işlemlerinin, kumlama sonrası implant yüzeyinde oluşturulan mikron düzeyindeki girinti çıkıntılarının meydana getirdiği pürüzlülüğü azaltacağı belirtilmiştir (232).

2.1.4.3.1.1.2.Asitleme

Aşındırma tekniğinde kullanılan diğer bir metot ise asitleme metodudur. Bu teknikte yüzey pürüzlülüğünün sağlanması için implantlar HCl/H₂SO₄ gibi asitlerle muamele edilir.

Asitleme metodunda pürüzlülüğü etkileyen faktörler (232);

- 1.Kullanılan asidin tipi
- 2.İmplantın asit solüsyonunda kaldığı süre
- 3.Sıcaklık
- 4.Asidin konsantrasyonudur.

Asitleme metodunun kumlama metoduna göre avantajları şunlardır (57,78,99);

- 1.Kontaminasyon önlenmiş olur.
- 2.Yüzeyin homojen olmayan durumu ortadan kalkar.
- 3.İmplantın mekanik direncini azaltabilecek ana materyalin kaybı önlenmiş olur.

Aşındırma tekniğinde kullanılan diğer metotlar ise kumlama-asitleme (SLA) ve çift asitleme teknikleridir (98). Cilalı yüzey implantlarının çift asitleme uygulaması sonrası çekme testlerinde ortaya çıkan mekanik kuvvet değerleri cilalı yüzeylere göre 3-5 kat daha fazladır (35,100). *Cochran ve ark.* kumlanmış-asitlenmiş implantlarda daha az marjinal kemik kaybına rastladıklarını belirtmişlerdir (99).

Tüm bunların yanı sıra kumlanmış-asitlenmiş titanyum implant yüzeylerinin kimyasal olarak modifiye edilmesi de gündeme gelmiştir. Yapılan bir çalışmada kontrol grubu standart kumlanmış-asitlenmiş yüzeye (0.25-0.50 mm kum taneleriyle kumlanmış ve HCl/H₂SO₄ ile asitlenmiş) sahipken, deney grubunun kumlanmış-asitlenmiş yüzeyi N₂ kontrolünde yıkanmış ve izotonik NaCl solüsyonunda saklanmıştır. Temiz yüzeylerin ıslatılabilirlik değerlerinin yüksek olduğunu doğrulayan sonuçlar ortaya çıkmıştır. Dinamik kontakt açısı ölçümleri, kontrol grubunun (SLA yüzey) hidrofobik, deney grubunun (modifiye SLA yüzey) hidrofilik olduğunu ortaya koymuştur. Modifiye edilen kumlanmış-asitlenmiş yüzey standart yüzeye oranla daha yüksek titanyum ve oksijen seviyesine sahiptir. Ancak modifiye edilen yüzeydeki karbon seviyesi daha düşüktür. Deney grubu kontrol grubuna oranla ilk 2-4 haftada daha fazla kemik-implant teması ortaya koymuştur (69).

2.1.4.3.1.2.Ekleme Teknikleri

Bu metotta kullanılan teknikle yüzeye dışardan madde eklenerek pürüzlülük sağlanmaktadır. Günümüzde kullanılan en yaygın ekleme metodu, implant yüzeylerinin değişik materyallerle kaplanmasıdır. Kaplama yönteminde en sık kullanılan teknikler biyoaktif kalsiyum fosfat seramik kaplamalar ve titanyum plazma sprej kaplamalarıdır.

2.1.4.3.1.2.1.Biyoaktif Kalsiyum Fosfat Seramikler

Kalsiyum fosfat seramikleri yüksek derecede biyouyumlu ve biyoaktiflerdir. Biyoaktif seramikler direk kemik apozisyonunu uyarırlar ve kemiğe yerleştirildiklerinde bağ dokusu oluşumu olmaksızın kemik yapımını tetiklerler (460). Kalsiyum fosfat kaplı implant kaplı implantlar daha hızlı kemik yapımına neden olurlar ve yükmeden sonraki integrasyon sürecini

hızlandırırlar (187). Tüm bu avantajlarına karşın biyoaktif kalsiyum fosfat seramiklerinin mekanik özellikleri yetersizdir. Kırılgan olmaları nedeniyle kuvvetle karşısında yeterli direnci gösteremezler. Bu nedenle metal yapıdaki bir implantın üzerine kaplama şeklinde kullanılırlar. Bu yolla hazırlanmış bir implant kalsiyum fosfat seramiklerinin osteofilik özellikleri ile metalik materyalin mekanik özelliklerinin bir kombinasyonu olarak düşünülebilir. Böylece yeterli mekanik özellikler ve yüksek kemik apozisyonu sağlanmış olur. Kalsiyum fosfat seramikleriyle kaplama yönteminde hidroksiapatit (HA) ve trikalsiyum fosfat kullanılmaktadır (460). Ancak hidroksiapatit kaplamalar daha çok tercih edilmektedir (187).

2.1.4.3.1.2.HA Kaplamalı İmplantlar

Hidroksiapatit, $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$, bir kalsiyum fosfat bileşenidir ve kemik mineral matriksinin ana komponentidir. Vücuttaki birçok sert doku yapısında bulunur. 1960'lı ve 70'li senelerden itibaren kemik grefti olarak hem tıp hem de diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. 1980'li yıllarda hidroksiapatitin biyouyumlu olma özelliğinden yola çıkılarak implant yüzeylerinin hidroksiapatitle kaplanması düşüncesi ortaya çıkmıştır (172,175).

Günümüzde değişik teknikler kullanılarak titanyum implantların yüzeyleri HA ile kaplanmaktadır. Bu teknikler aşağıda belirtilmiştir (176):

- 1.Plazma sprej uygulaması
- 2.Yüksek hızlı alev sprej uygulaması
- 3.İyon püskürtme ile kaplama
- 4.Batırma/Sinterleme
- 5.Batırma

Plazma sprej tekniği günümüzde en sık kullanılan metottur. Kaplama prosedüründe HA tozları 30000^0 C sıcaklıktaki gaz akışına bırakılmaktadır. Bu yüksek sıcaklıktaki gaz akışı sebebiyle metal implant yapısının yüzeyine HA tozları yapışmaktadır. HA kristalleri 1300^0 C' ye kadar stabildir. Plazma sprej tekniği ile yapılmış kaplamaların HA yüzeylerinde faz değişiklikleri tespit

edilmiştir (125). Bu tekniğin diğer dezavantajlarından biri de implantın iç yüzeylerinin HA ile kaplanmasıdır (47,175).

Yüksek süratli plazma sprey tekniğinde özel bir jet sprey aparatı kullanılmaktadır. Püskürtme ısısı 2950⁰ C'dir. Propilen ve oksijen gazı karıştırılarak yakıt olarak kullanılmaktadır. Bu şekilde termal sprey hızı, ses hızının 4.5 katına ulaşmaktadır. Geleneksel plazma sprey metoduyla karşılaştırıldığında bu metotla elde edilen HA kaplamada adezyon kuvvetinin daha fazla olduğu gözlenmiştir (424).

İyon püskürtme ile kaplamada yüksek ısıya çıkarılıp ani olarak soğutulan HA disk, vakumlu bir hazneye konmaktadır. Kaplaması düşünülen materyaller HA diskin etrafına yerleştirilir. Daha sonra yüksek hızlı gaz iyonu bombardımanı ile disk parçalanmaktadır ve bu sırada implantların yüzeyi HA ile kaplanmaktadır. Bu metotla 0.5-2.5 mikron kalınlığında, yoğun ve iyi yapışmış bir HA kaplaması elde edilmektedir. Bu tekniğin dezavantajı pahalı olması ve kaplama kalınlığının az olması sebebiyle rezorpsiyon riski taşımasıdır (173,175).

Batırma-Sinterleme tekniğinde kaplanacak materyal HA tozu içeren solüsyonun içine batırılır ve daha sonra sinterlenir. Bu teknikte uygulanan kaplamalarda metal-HA arasında zayıf bir bağlantı görülür ve saf titanyum, titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri üzerine negatif etkisi vardır (24).

Batırma tekniğinde kaplanacak metal eriyik haldeki seramik içine batırılır. HA-metal arasında zayıf bir bağlantı sağlanmış olur, ayrıca seramiğin yapısında ve birleşiminde değişiklikler olur (176).

HA kaplamalarda kaplamayı etkileyen parametreler (233);

- 1.HA partiküllerinin içeriği ve büyüklüğü
- 2.Plazma silahından kaplanacak implanta olan mesafe
- 3.Taşıyıcı gazdır.

HA kaplamaların kalınlığı, kristalin yapısı, yapışma kuvveti gibi özellikleri kaplama kalitesinin belirlenmesinde etkili olan faktörlerdir. Optimal kaplama kalınlığı, implant şekli, kaplama çözünürlüğü gibi faktörlere bağlıdır (282). Kaplama kalınlığının az olması mekanik özellikleri artırırken rezorpsiyon riskini

de ortaya çıkarmaktadır. Kaplama kalınlığının arttırılması kaplama stabilitesini arttırmaktadır (239). HA kaplama çözünürlük çalışmaları, HA kaplamalarda 15-20 mikron kalınlığında rezorpsiyon olduğunu, en az kaplama kalınlığının 30 mikron olması gerektiğini göstermiştir. Günümüzdeki kaplama teknikleriyle genellikle 50-100 mikron kalınlığında HA kaplamalar elde edilmektedir (477).

Kullanılan HA'in kristalin yapısı kaplama rezorpsiyonunda etkili olmaktadır. Yüksek kristalin yapısı, rezorpsiyonu azaltmaktadır. Yapılan çalışmalar, ticari olarak piyasada bulunan HA kaplamalı implantların %5 ile %47 arasında değişen oranlarda kristalin yapıya sahip olduklarını göstermiştir (477).

HA kaplama ile metal alt yapı arasındaki yapışma kuvveti, kaplamanın metal yüzeyden kopmasında önemli bir etkidir ve bu yapışmanın fazla olması rezorpsiyonu engellemektedir. Yapışma kuvveti kaplama tekniğine ve kaplama yoğunluğuna bağlıdır (239).

Yapılan deneysel çalışmalarda HA kaplamalı implantlar çevresinde, kaplamasız saf titanyum implantlara oranla daha erken ve daha hızlı olgun bir kemik oluştuğu görülmüştür (124,460). HA kaplamalı implantların, kaplamasız saf titanyum implantlara nazaran yüzde olarak daha fazla kemik-implant ara yüz ilişkisi sergilediğini gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (124). *Weinlaender ve ark.* (462) yaptıkları deneysel çalışmada implantların kemik içerisine yerleştirilmesinden 12 hafta sonra HA kaplamalı ve kaplamasız saf titanyum implantlar etrafında kemik-implant ara yüz alanını yüzde olarak ölçmüşlerdir. Kaplamasız implantların kemikle temas eden yüzey alan ortalaması %45.66 iken, HA kaplamalı implantlarda bu değer %71.35 olarak tespit edilmiştir. *Gottlander ve ark.* (173) yaptıkları çalışmada 6 ay sonunda HA kaplamalı implantlar için direkt kemik temas alanı olarak %56.4, kaplamasız implantlar için %50.7'lik değerler bildirmişlerdir.

Biyoaktif yüzeylerdeki iyon değişimi dokunun alkalizasyonuna neden olmakta ve osteoblastik aktiviteyi uyarmaktadır. Bu kaplamaların osteojenik potansiyeli, direk kemik-kaplama temasının olmadığı biyoseramik yüzeylerdeki yeni oluşmuş büyük kemik alanlarıyla doğrulanmıştır. Yeni oluşan kemik 30-40 µm çapındadır. Bu ince lameller kemik daha sonra implantla çevre kemik arasında bir köprü görevi oynayacaktır (460).

HA kaplamalı implantların yukarıda bahsedilen avantajlarının yanı sıra uygulamada birtakım dezavantajları da ortaya çıkmıştır. Bunlar;

1.Klinik olarak uzun dönem başarı oranları karşılaştırıldığında HA kaplamalı implant sistemleri ile diğer implant sistemleri arasında başarı oranları açısından istatistiksel olarak büyük farklar ortaya çıkmamaktadır. Bu sebeple araştırmacılar, HA kaplamalı implantların diğer titanyum implantlara nazaran dental implant uygulamalarına ilave bir katkı getirmediğini ileri sürmektedirler (471).

2.Yapılan çalışmalarda HA kaplamalarda rezorpsiyon riski olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmalar HA kaplamalarda 15-20 mikron kalınlığında bir rezorpsiyon gözleendiğini, bu sebeple minimum HA kaplama kalınlığının 30 mikron olması gerektiğini belirtmektedir (174,175).

3.Yapılan uzun dönem çalışmalarında HA kaplamalı ve kaplamasız saf titanyum implantlar arasında kemik-implant ara yüz alanı açısından istatistiksel olarak farklılık olmadığı gösterilmiştir. Bazı çalışmalarda 12 aylık dönem sonunda saf titanyum implantlar etrafında HA kaplamalı implantlara nazaran daha fazla kemik kontağı olduğu gösterilmiştir (174).

4.HA kaplama sebebiyle artmış yüzey düzensizliği, bakteri plağı birikimi riskini arttırarak peri-implantitis ve kemik rezorpsiyonuna neden olabilmektedir (282).

5.Etrafında enfeksiyon gözlenen problemlili HA kaplamalı implantlara müdahale edildiğinde ilk aşama, implant yüzeyinin dekontaminasyonudur (235,281,477).

6.Kaplama işlemleri sırasında metal ve seramik materyallerinin özelliklerini kaybetme riski söz konusudur (460).

Dezavantajlarına rağmen kısa dönemde implant-kemik ara yüz ilişkisinin, kaplamasız saf titanyum implantlara kıyasla daha fazla olması, daha çabuk fiksasyonun sağlanması, mekanik retansiyon yanında biyoaktif retansiyon sağlanması gibi özellikler HA kaplamalı implantları, yetersiz kemik hacmi sebebiyle kısa implantların kullanılması gerektiği durumlarda, üst çenenin posterior bölgeleri gibi spongiöz kemikten zengin bölgelerde avantajlı hale

getirmektedir (344). Bu avantajlar HA kaplamalı implantları immedat implantasyon uygulamalarında da öne çıkarmaktadır (235).

2.1.4.3.1.3. Titanyum Plazma Sprey Kaplamalı İmplantlar

Titanyum yüzeyin cilalanmasından sonra yüzeyde saniyeler içerisinde oluşan oksit tabaka, titanyum implantların biyoaktif komponentidir. Titanyum implantların kuvvetlere direnci metalik yapılarından, biyolojik özellikleri ise pasifize oksit tabakadan ileri gelmektedir. Ancak bu implantların osteofilik özelliklerini arttırmak için çeşitli endüstriyel kaplama yöntemleri kullanılmaktadır (460).

Titanyum plazma sprej (TPS) kaplama yöntemleri *Schroeder ve ark.* (1976) ve *Steinemann* (1988) tarafından tanımlanmıştır ve endosseöz implantlarda modern kaplama tekniklerinin kullanılmasının başlangıcıdır (460). Kaplama teknikleri içerisinde en uzun süredir kullanılanı, titanyum plazma sprej kaplama tekniğidir. Bu teknikle implantın yüzey pürüzlülüğü sağlanarak implant yüzeyine olan kemik yapışması ve kemik temasının artırılması amaçlanmaktadır (233).

Bu teknikte çok yüksek ısıdaki gaz akışı içerisinde bırakılan ortalama 40 µm büyüklüğündeki titanyum hidrit partikülleri, yüksek ısı ve yüksek hız nedeniyle kaplanması düşünülen metal alt yapı üstüne yapışmaktadır (402,460). Bu teknikte argon ve hidrojen gibi soy gazlar kullanılmaktadır. Kullanılan gaz işlemin özelliği sebebiyle atom ve elektronlarına ayrılmış şekilde bulunmaktadır. Gazların bu özel haline "plazma hali" denmektedir (402).

Bu tip kaplama özel bir püskürtme aparatı ile yapılmaktadır. Gaz karışımı bu özel aparatın yardımı ile 15000-20000°C sıcaklıkta püskürtülmektedir. Oluşan gaz huzmesinin çıkış anındaki sürati 3000 m/sn'dir. Titanhidrit partikülleri oluşturulan bu gaz huzmesinin içine bırakılmaktadır. Gaz huzmesi içinde titanhidrit partikülleri 600 m/sn'lik hıza ulaşmaktadırlar. Yüksek ısı sebebiyle gaz huzmesi içerisinde eriyik haline geçmiş partiküller yüksek süratle kaplanması istenen metal alt yapıya çarparlar ve yapışırlar. Bu teknikle elde edilen kaplamanın kalınlığı 20-30 µm, ve kaplamanın porözite derinliği 15 µm civarındadır (233,460). Bu şekilde elde edilen kaplama yüzeyi, yumuşak ve

yuvarlatılmış bir porözite göstermektedir. Elektron mikroskobu ile yapılan çalışmalarda yüzeyde keskin çıkıntılar görülmemektedir. Yüzey kaplaması kendi içinde bir bütünlük sergilemektedir (403).

Bu işlem sonucunda yüzey alanı 1:15 oranına kadar artmaktadır (460). Kaplamanın kimyasal analizinde kaplama tabakasının %9 oksijen, %3 azot, %0.1 karbon içerdiği gözlenmiştir. Bu elementlerin kaplama içerisinde bulunması kaplama işlemi sırasında gaz huzmesi içerisindeki eriyik halindeki metal yapısına bu elementlerin karışmasıyla olmaktadır. Eriyik haldeki metal alt yapı içerisine giren bu elementler metali olumlu yönde etkilemektedirler. Metalin sertleşme ısısını yükselterek yüzey porözitesinin artmasına sebep olmaktadır (404).

Weinlaender ve ark. yaptıkları deneysel çalışmada titanyum plazma sprey kaplamalı implantlar etrafında saf titanyum implantlara oranla 12 haftalık dönemde daha fazla kemik apozisyonu olduğunu bulmuşlardır. Bu dönem içerisinde vida tipi saf titanyum implantlar etrafında %45.66'lık kemik teması varken, titanyum plazma sprey kaplamalı silindirik implantlarda bu oran %54.96'dır (462).

TPS kaplamalı implantlar, kaplama nedeniyle yüzey alanlarının daha geniş olması, rezorpsiyon riski taşımamaları, kaplama tekniği nedeniyle kaplama ile metal alt yapı arasında çok sıkı bir bağ olması, artmış yüzey alanı sebebiyle TPS kaplamalı implantlar etrafında daha fazla kemik apozisyonu gözlenmesi gibi faktörlerden dolayı oral implantolojide sıkça kullanılmaktadır.

TPS ve HA kaplamaların avantajları; yüzey alanını arttırmaları, uygun pürüzlülüğün oluşturulabilmesi, primer stabilitenin sağlanmasındaki üstünlükleri ve artmış kemik-implant temasıdır. Dezavantajları ise implant çevresindeki kemik yıkımı sonucu açığa çıkan kaplanmış yüzeyin plak retansiyonu için uygun ortam sağlaması, kaplama metotlarının aşındırma metotlarına göre daha kompleks olmaları, HA kaplamalarda implantasyon sırasında ve sonrasında görülebilen kaplamanın kopması, parçalanması, çözülmesi ve erimesidir (82,119,177,245,472). Plazma sprey metodu ile HA kaplanan implantların; kemik matriks-implant arası boşlukların olduğu, primer stabilitenin iyi olmadığı, iyileşme sırasında ideal olmadığı durumlarda bile kumlanmış saf titanyum

implantlara göre daha iyi entegre olabildiği gösterilmiştir. HA kaplı implantlar kemik-implant arası boşluğun 1 mm'den daha az olduğu primer stabilitenin iyi olmadığı durumlarda, kumlanmış saf titanyum implantlara göre daha fazla kemik teması sağlamaktadırlar (230,414). *Karabuda ve ark.* köpeklerde yapmış oldukları deneysel çalışma da 8. hafta sonunda ortalama kemik temasını, HA kaplı implantlarda $61,84 \pm 7,84$, TPS kaplamalı implantlarda ise $51,35 \pm 12,1$ olarak belirtmişlerdir. Çalışma sonucunda immedat yerleştirilen HA kaplı implantlar TPS kaplı implantlara göre daha iyi kemik-implant teması göstermiştir (231). Uzun dönem kaplamalarla ilgili çalışmalarını incelediğimizde, *Block ve ark.* HA kaplı implantlarla yapmış oldukları 10 yıllık çalışma sonucunda başarı oranının %65'ten daha az olduğunu belirtmişlerdir (57). *Periklis T. ve ark.* yapmış oldukları bir çalışmada, HA kaplı 2 implantı 7 yıl fonksiyonda kaldıktan sonra çevresindeki kemikle beraber maksillanın kanin bölgesinden çıkartıp histolojik olarak incelemişlerdir. 7 yıl sonunda implantlardan birinde %84, diğerinde %79 kemik teması görmüşlerdir (363). Tavşanlarda çift asitlenmiş, cilalı, TPS ve HA kaplı implantlarla yapılmış 8 hafta süren deneysel çalışmada 8. haftanın sonunda HA, cilalı ve TPS yüzeyli implantların kemik-implant temas değerleri aynı bulunmuştur. Çift asitleme uygulaması pürüzlülüğü saf titanyum implantlara göre 2-3 kat artırırken TPS ve HA kaplı implantlar ortalama 30 kat arttırmaktadır. Çift asitlenmiş implantlar kendisine göre daha az veya daha çok pürüzlülük gösteren yüzeylerden daha fazla kemik-implant teması göstermişlerdir. Bu çalışma sonucunda araştırmacılar implant yüzey pürüzlülüğünün spesifik özelliğinin, pürüzlülük derecesinden çok daha önemli olduğu görüşüne varmışlardır (271).

2.1.4.3.1.4.Lazer Vuruş Tekniği

İmplant yüzey pürüzlülüğünün artırılması için geliştirilmekte olan bir diğer kaplama tekniğidir. Lazer vuruş tekniği cilalı ya da kumlanmış-asitlenmiş bir çok implant yüzeyine uygulanabilmektedir (354,374). Yapılan bir çalışmada cilalı ve asitlenmiş-kumlanmış implant yüzeyleri 1064 nm dalga boyunda, 0,5-3 J vuruş enerjisine sahip 30 ns'lik cam lazer vuruşlarına maruz bırakılmıştır. Lazer uygulamasıyla titanyum yüzey erime sıcaklığının üzerine çıkmaktadır. Termal işlem yüzeyin orijinal morfolojisini modifiye etmekte ve kontaminasyonu

ortadan kaldırmaktadır. Oluşan yeni morfoloji 10 mikronluk ve mikrondan daha küçük alanlarda farklılık göstermektedir. Ancak yüzey titanyum bileşimi hiçbir farklılık göstermemektedir. Çalışmanın devamı olarak tavşanlarda yapılan hayvan deneyi sonucunda lazerle muamele edilmiş implantların osseointegrasyona katkısı olabileceği görülmüştür (354).

Lazer uygulamasıyla mikron düzeyinde oluşan farklılıklarda dekontaminasyonu mümkün olmayan kavitasyonlara rastlanmamaktadır. Bu uygulamayla yüzeyin kontaminasyonu ve yüzey düzensizlikleri ortadan kaldırılmış olur (354,374). Tüm bu parametreler göz önünde bulundurulduğunda lazer uygulamalarının titanyum implant yüzeylerinin hazırlanmasında umut verici bir teknik olduğu söylenebilir.

Titanyum ve alaşımları, sert doku implantları olarak sıkça kullanılmaktadır ancak biyopasif özelliklerine bağlı olarak titanyum implantlarda iyileşme süreci hidroksiapatit gibi biyoaktif materyallere oranla daha yavaştır (266,417). Ayrıca Ti implantların fiksasyonu da kalsiyum fosfat (CaP) materyallerine göre daha zayıftır (386). Diğer yandan kalsiyum fosfat seramiklerinin mekanik özelliklerinin yetersiz olması bu materyallerin implant ana materyali olarak kullanılmasını engellemektedir (179). Titanyumu CaP esaslı materyallerle kaplamak için çeşitli stratejiler geliştirilmiştir, bunların birçoğu yukarıda açıklanmıştır. Ancak belirtildiği gibi sınırlı adezyona sahip bu kaplamaların implantasyon işlemi sırasında dahi yüzeyden ayrılmaları söz konusudur (179,202). İmplant yüzeylerinin kaplanması sonrasında görülen kaplamanın çözülmesi, erimesi gibi olumsuz gelişmelerin iyileştirilmesi için son yıllarda uygun implant yüzeylerinin oluşturulması amacıyla yeni metotlar kullanılmaya başlanmıştır. İmplant yüzey özelliklerinin kimyasal olarak geliştirilmesi bu metotlardan biridir. Yüzeyin kimyasal özellikleri “**ultra yapı**” olarak adlandırılmaktadır.

Ultra yapının geliştirilmesi için uygulanan başlıca iki yöntem iyon implantasyon tekniği ve anodik plazma kaplama (APK) tekniğidir.

2.1.4.3.1.5. İyon İmplantasyon Tekniği

Bu teknikte önceden seçilmiş ve yüksek sürata hızlandırılmış iyonlar ile implant yüzeyi bombardıman edilir. İyonlar yüksek kinetik enerjileri sayesinde materyalin en dış yüzeyine nüfuz ederler ve dağılırlar. İyon implantasyon sürecinde implantların açılarının doğruluğu, metal kontaminasyonu, çapraz kontaminasyon, iyon çapının doğruluğu sürekli kontrol altında tutulmalı ve herhangi bir yanlışta prosedür durdurulmalıdır (221,406). Böylece ekleme metodunda görülen kaplamanın ayrılması, çözülmesi ya da aşındırma metotlarında görülen ana materyalin kaybı gibi riskler ortadan kalkmış olur (114,278,313,388).

Bu uygulamanın avantajı olarak implantların aşınmaya ve sürtünmeye karşı mekanik dirençlerinin artması, materyalin sertliğinin ve korozyona direncinin artması, elektrokimyasal olarak iyonik stabilitenin sağlanması ve biyolojik olarak daha iyi doku absorpsiyonu gösterilebilir (114).

2.1.4.3.1.6. Anodik Plazma Kaplama (APK) Tekniği

Bu teknikle biyomedikal uygulamalar için saf titanyum yüzeylerinin kimyasal ve morfolojik modifikasyonları elde edilir. Kaplama sonucunda birkaç mikrometre kalınlığında büyük kısmı titanyum oksit ve az miktarda da elektrolit içeriği bulunan bir tabaka sağlanır. APK da inorganik cam seramikler ile metal yüzeylerin kaplanması amaçlanmaktadır. Metal yüzeylerin kaplanması için elektrolit havuzunda kalsiyum fosfat, kalsiyum dihidrojen fosfat, kalsiyum asetat veya kalsiyum B-glikoserofosfat kullanılabilir (213-215,270,391). Bu kaplamalar sonucunda lokal olarak artmış mineral yapı sayesinde hızlı yeni kemik oluşumu ve TiO₂ yapının bütünlüğünün korunması amaçlanmaktadır.

Yapılan bir çalışmada, kalsiyum fosfat partiküllerini titanyum oksit matriksiyle tek bir anodik oksidasyon basamağıyla birleştirmek için plazma anodizasyon tekniği kullanılmıştır (391). Bu anodik plazma uygulaması metal (örneğin titanyum, tantalum, zirkonyum) yüzeylerin cam seramiklerle kaplanması için kullanılan gelişmiş bir yöntemdir (270). Sonuçta oluşan yüzey hem metal anottan (titanyum) hem de elektrolitten (kalsiyum ve fosfat) öğeler taşımaktadır (148).

APK tekniği ile birkaç mikrometre kalınlığında kaplamalar elde etmek mümkündür. İşlem tek bir basamakta ve hızlı gerçekleşmektedir. Bu nedenle maliyet etkinliği açısından da avantajlı olduğu söylenebilir. Termal sprej yöntemiyle yapılan kaplamalara bir alternatif olarak düşünülebilir ancak üzerinde araştırma yapılması gereken yeni bir yöntem olduğu söylenebilir.

2.1.4.3.1.7.Yüzeyin Florla Modifiye Edilmesi

Flor, kalsiyuma özel çekimi olan bir elementtir. Titanyum, flor ile modifiye edildiği zaman hem yüzey pürüzlülüğüne hem de florun osseointegrasyonu hızlandırıcı etkisine sahip olmaktadır (261). Flor kemik rejenerasyonunu artırırken kemikte kalsifikasyona neden olan büyüme faktörlerinin sayısını çoğaltır. Osteoprogenitör hücreler veya farklılaşmamış osteoblastlar üzerinde de etkilidir (134). Yapılan bir *in vitro* hücre kültürü çalışmasında florun osteoblast çoğalma hızını arttırdığının saptandığı belirtilmektedir (258). Deneysel çalışmalarda flor iyonlarının, kemik dokusunun hem organik hem de inorganik komponentlerinin oluşmasını etkilediğinin tespit edildiği açıklanmaktadır. Böylece flor trabeküler kemiğin yoğunluğunu artırır ve hem kollajenin kemik matriksi içerisine girmesini sağlar (19,139).

İmplant yüzeyinin önemli bir özelliği kalsifiye dokuyla ve dolayısıyla da kalsiyum ve fosfat iyonlarıyla reaksiyona girebilme kabiliyetidir. Kalsiyum ve fosfat iyonları ne kadar fazla oranda implant yüzeyine yapışabilirse, implant kemik birleşimi o oranda artacaktır (134).

2.2. Osseointegrasyon

Oral implantolojinin temeli sayılan osseointegrasyon kavramı, *Branemark* tarafından 1952 yılında İsveç Lund Üniversitesinde tavşan tibiaları üzerinde kemik iyileşmesi ile ilgili olarak yapılan mikroskobik çalışmalara dayanmaktadır. Bu multidisipliner çalışmada değişik koşullar altında kemik ve kemik iliğinin rejenerasyon ve doku tamiri yetenekleri araştırılmıştır. Daha sonraki yıllarda da bu alandaki çalışmalara devam edilmiştir. Tavşan tibialarına kemik ve kemik iliğinin incelenmesi için yerleştiren ve özel optik sistem içeren titanyum halkaların iyileşme tamamlandıktan sonra çevre kemik dokusundan uzaklaştırılmadığı, titanyum metal yapının kemikle tamamen kaynaştığı

gözlenmiştir. 1960'larda yapılan çalışmalar sonucunda osseointegrasyon kavramı ortaya çıkmıştır (235).

Osseointegrasyon kavramı *Branemark ve ark.* tarafından "yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direk temas" olarak tanımlanmıştır. Aynı araştırmacılar daha sonra bu olguyu "canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında direk yapısal ve işlevsel bağlantı" tanımı ile pekiştirmişlerdir (61,203). Bu kavram ortaya atıldığında kemik ile saf titanyum implant arasındaki kimyasal bir bağlantı da kastedilmiştir. Ancak ultrastrüktürel çalışmalar, kimyasal bağlantının olmadığını, osseointegrasyonda sadece arada fibrotik dokular olmaksızın görülen kemik temasının olduğunu ortaya koymuştur. 1986 yılında AAID (American Academy of Implant Dentistry) osseointegrasyonu; "implant ve kemik arasında kemik dışı bir doku olmaksızın yükleri ideal bir şekilde implanttan kemiğe aktarıldığı bağlantı" olarak tanımlamıştır (8).

Meffert ve ark., osseointegrasyon kavramını 1987'de yeniden tanımlamış ve adapte osseointegrasyon ve biyointegrasyon olmak üzere 2 alt gruba ayırmışlardır. Adapte osseointegrasyonda ışık mikroskobu seviyesinde implant ara yüzeyinde yumuşak doku olmaksızın osseöz doku, biyointegrasyonda ise elektron mikroskobu seviyesinde direk biyokimyasal kemik yüzey bağlantısı söz konusudur (203).

Daha sonraları 1991 yılında *Zarb ve Albrektsson*, osseointegrasyonu 'Fonksiyonel yükleme sırasında kemikte var olan alloplastik materyalin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyon reaksiyonlarının tümü olarak tanımlamışlardır (8). Günümüzde saf titanyum implantlar ile kemik arasında ultrastrüktürel düzeyde glikoproteinlerden oluşan amorf bir tabakanın varlığı kabul edilmektedir (5,279).

Osseointegrasyonun gerçekleşmesi ve devamlılığının sağlanması için dokunun iyileşme, tamir ve yeniden şekillenme kapasitesinin anlaşılması gerekir. Cansız bir protezin canlı dokularda minimum yan etkiyle uzun süreli integrasyonunu sağlamak için ileri derecede farklılaşmış sert ve yumuşak dokuların cerrahi ve protetik işlemlere yanıtı detaylı bir şekilde bilinmelidir (5,61).

2.2.1. İmplant Kemik İlişkisi

2.2.1.1. Kemik Biyolojisi

Osseointegrasyon kavramının anlaşılması için kemiğin temel biyolojisi kavranmalıdır. Kemik, kompakt kemik (kortikal kemik) ve süngersi kemik (kansellöz kemik) olmak üzere ikiye ayrılır.

Kompakt kemik lamellerden (hücre katmanları) ve inorganik ve organik içerikli matriksten meydana gelir. Var olan hücreler osteosit adını alır. Osteositler lakünler içinde bulunur ve uzantılarıyla küçük kanalcıklardan beslenirler. Matriks (osteoid madde) ağırlığın %40'ını oluşturur ve tip I kollajen, glikozaminoglikan ve osteonektinden oluşur. İnorganik kısım da ağırlığın yaklaşık %40'ıdır ve hidroksiapatitten oluşur. Kompakt kemik dış lamel, iç lamel, havers ve interstisiyel lamel bölümlerini içerir. İnterstisiyel lamel kemiğin sertliğinden ve yoğunluğundan sorumludur. Kompakt kemik periostla kaplıdır ve kollajen lifler, osteoblastlar ve osteoklastlar içerir. Periost kemik yüzeyine Sharpey lifleri aracılığıyla sıkıca yapışmıştır ve kemiği korumakla görevlidir. Periosttaki osteoblastlar ve osteoklastlar kemiğin yeniden şekillenmesinde, rezorpsiyonunda ve apozisyonunda rol alırlar (203,204,364).

Kompakt kemik içerisindeki süngersi kemik trabekül adı verilen üç boyutlu bir ağ yapısına sahiptir. Süngersi kemik yapısı kavernözdür ve kompakt kemiğe kıyasla yoğunluğu ve sertliği daha azdır. Trabeküler yapı çok sayıdaki osteoblast ve osteoklastlar için büyük bir yüzey alanı oluşturur. Büyük kan damarları trabeküllerin içerisinde bir taraftan diğer tarafa geçerler. Süngersi kemik düşük yoğunluk ve sertliğiyle implant gövdesinin primer stabilizasyonu için sağlam bir temel değildir. Yalnızca kompakt kemik primer stabilizasyon için sağlam bir temel sağlar. Kemiğin iyileşme süreci düzgün işlediği takdirde süngersi kemikteki kemik hücreleri implant gövdesinin etrafında yüksek yoğunlukta kemik oluştururlar, bu süreç "osseointegrasyon" olarak adlandırılmaktadır. Mandibuladaki süngersi kemik maksilladakine oranla daha yoğundur. Maksillada, kompakt kemikteki primer stabilizasyonu takiben süngersi kemikteki yoğunluk farkına bağlı olarak osseointegrasyon için daha uzun bir iyileşme periyodu gerekmektedir (203).

2.2.1.1.1.Kemiğin Yeniden Şekillenme Mekanizması

Osseointegrasyon için implant gövdesi etrafında yeni kemik oluşumu gerçekleşmelidir. Bu da kemiğin yeniden şekillenmesi anlamına gelir. Kemiğin yeniden şekillenmesi, rezorpsiyonu ve apozisyonu kan kalsiyum seviyesini korumaya yardımcı olur ve kemiğin hacmini değiştirmez. Süngersi kemikte bulunan çok sayıdaki osteoblast ve osteoklastlar vasıtasıyla trabeküllerin yüzeyinde remodelaj gerçekleşir. Süngersi kemiğe gelen okluzal kuvvetler alıcı bölgeye bir uyarı gibi etki eder. Bu uyarı kemik hücrelerinin rezorpsiyondan sorumlu osteoklastlara farklılaşmasına sebep olurken, aynı uyarı osteoprogenitor hücrelerin kemik yapımında rol alan osteoblastlara farklılaşmasına sebep olur. Bu fenomen kompakt kemik için de geçerlidir (203,364).

Yetişkin ve yaşlılarda azalmış olan aktif kemik yapımı, implant cerrahisinde implant yuvası hazırlanırken aktif bir döneme girer. Burada rol alan aktif osteoblastlar kollajen yapımı için protein üretirler. Kemiğin yeniden şekillenme mekanizmasında tiroit hormonu, kalsitonin ve D vitamini sistemik, okluzal kuvvetler ise lokal olarak önemli bir yer tutar.

Fibröz dokuda yoğunlaşmış stres ise indirek bir bölgede rezorpsiyona neden olabilir. Stresler ortadan kalkmadan kemiğin onarımı mümkün değildir. Bir kere fibröz bağ dokusu oluştuğu zaman okluzal kuvvetlere bağlı olarak doku kalınlığı artacaktır. Uzun vadede ise fibroosseöz entegrasyonlu implantların mobilite riskleri fazladır.

İmplant-kemik ara yüzeyi ile ilgili ikinci teori osseointegrasyon teorisidir. *Brunski ve ark.* fibröz bağ dokusunun implantın immedat yüklenmesiyle oluşabildiğini ortaya koymuşlardır. Direk kemik-implant ara yüzeyi ise implantın kemik içinde rahatsız edilmediği bir iyileşme süreciyle mümkün olabilmektedir. *Branemark ve ark.* daha sonra (1969) direk kemik-implant ara yüzeyi oluştuktan sonra osseointegrasyonun kemiğin yeniden şekillenmesi ve ideal bir yüklemeye sağlandığını ve implantlarda dikey ve hafif açılı kuvvetlerin kemiğe eşit olarak dağıtıldığını ileri sürmüşlerdir (5,61,66,203,364).

2.2.1.2. Kemik-İmplant Ara Yüzeyi

Kemik implant ara yüzeyini tanımlayan iki temel teori vardır. Bunlardan biri *Linkowc* (1970), *James* (1975) ve *Weiss* (1986) tarafından desteklenen fibroosseöz integrasyon, diğeri ise *Branemark* (1985) tarafından ortaya konan osseointegrasyon kavramıdır. *Branemark*'ın bahsettiği osseointegrasyon kavramı histolojik bir açılamdır. 1986 yılında AAID (American Academy of Implant Dentistry) osseointegrasyonu; “implant ve kemik arasında kemik dışı bir doku olmaksızın yükleri ideal bir şekilde implanttan kemiğe aktarıldığı bağlantı” olarak tanımlamıştır. Bu bağlantının ultra strüktürel seviyede oluştuğu söylenmiştir. *Meffert ve ark.* osseointegrasyon kavramını 1987’de yeniden tanımlamış ve adapte osseointegrasyon ve biyointegrasyon olmak üzere 2 alt gruba ayırmışlardır. Adapte osseointegrasyonda ışık mikroskobu seviyesinde implant ara yüzeyinde yumuşak doku olmaksızın osseöz doku, biyointegrasyonda ise elektron mikroskobu seviyesinde direk biyokimyasal kemik yüzey bağlantısı söz konusudur (203).

1986’da AAID fibröz integrasyonu “implant ve kemik arasındaki sağlıklı ve yoğun kollajen dokudan ibaret doku-implant bağlantısı” olarak tanımlamıştır. Fibroosseöz integrasyonda implant ve kemik arasında organize kollajen liflerden yapılmış bir bağ dokusu esas kabul edilir. Bu teoride kollajen liflerin doğal dentisyondaki Sharpey lifleri gibi görev yaptığı kabul edilir. İdeal yükleme koşullarında gerilim oluşur ve lifler kemiğin yeniden şekillenmesine katkıda bulunur. İmplant etrafındaki kollajen lifler doğal dişteki periodontal ligamentten farklı biçimde dizilirler. Kollajen lifler implant gövdesine paralel, dağınık olarak konumlanırlar. Uygulanan kuvvet doğal dişteki gibi lifler aracılığıyla iletilmez. Kemikle implant arasında Sharpey lifleri olmadığı için yüklerin iletimi güçtür. Bu nedenle fibröz integrasyonda kemiğin yeniden şekillenmesi beklenemez. *Ichida ve Caputa* 1986’da farklı implant dizaynlarında kuvvetlerin iletimini görmek için foto elastik analiz yöntemini kullandılar. Bu çalışma, implant yivleri ya da keskin kenarlar etrafında yoğun bir stres oluştuğunda kemik rezorpsiyonunun oluşabileceğini ve bu olayın fibröz doku oluşumuna sebep olabileceğini göstermiştir. Bunun yanı sıra kemik rezorpsiyonu okluzal travma sebebiyle de gerçekleşebilir. Şayet osseointegrasyon gerçekleşmez ya da bazı nedenlerden

ötürü kaybedilirse implant etrafında fibröz bir bağ dokusu oluşur. İmplant materyaline karşı organizasyon prosesi devam eder ve muhtemelen kronik iltihap ve granülasyon dokusu oluşumuyla sonuçlanır. Bu durumda osseointegrasyon hiçbir zaman gerçekleşmeyecektir (203,281). Fibröz bağ dokusu belli bir dereceye kadar organize olabilir ancak iyi bir destek doku olamaz çünkü mekanik ve biyolojik kapasitesi dolayısıyla da direnci düşüktür (61).

2.2.2. Osseointegrasyonun Mekanizması

Branemark sisteminde iyileşme normal kemik iyileşmesiyle (primer kemik iyileşmesi ya da sekonder kemik iyileşmesi) aynıdır. Primer kemik iyileşmesi temiz kırık bölgesinde gerçekleşir. Kırık kenarları birbirine yaklaştırılır ve fiksasyon sağlanır. Primer kemik iyileşmesinde minimal granülasyon dokusu görülür ve iyi organize olmuş yeni kemik oluşumu söz konusudur. Bu tip iyileşme implant sistemleri için ideal olandır. Primer kemik iyileşmesini taklit edebilmek için cerrahi işlemler sağlıklı dokuda, enfeksiyondan ve nekrotik dokudan izole gerçekleştirilmelidir. Büyük bir defekt ya da geniş kırık kenarları söz konusu olduğunda sekonder iyileşme gerçekleşir. Primer kemik iyileşmesinin aksine sekonder kemik iyileşmesinde granülasyon dokusu ve enfeksiyon varolabilir ve bu durum iyileşme sürecini uzatır. Bazı durumlarda kemik dokusu yerine fibrokartilaj oluşur, bu tip iyileşme implantın stabilizasyonu açısından istenmeyen bir durumdur (5,61,203,204).

Branemark sisteminde iyileşme süreci primer kemik iyileşmesine benzer. Kemik ile implant gövdesi arasında ilk önce kan vardır, daha sonra ise pıhtı oluşur. Pıhtı daha sonra fagositik hücreler tarafından değişime uğratılır. Cerrahi işlemden 1-3 gün sonra fagositik aktivite zirveye ulaşır. Bu süreçte fibroblast, fibröz doku ve fagositlerden meydana gelen “prokallus” oluşur. Prokallus daha sonra yoğun bağ dokusuna dönüşür ve mezenkimal hücreler osteoblast ve fibroblastlara farklılaşır. İmplant yüzeyindeki osteoblast içeren bağ dokusuna “kallus” adı verilir. Osteoblastlar tarafından oluşturulan osteogenetik lifler kalsifiye olma potansiyeline sahiptirler. Yoğun bağ dokusu daha sonra fibrokartilojen kallusu oluşturur. Yeni kemik penetre olur ve yeni kemik matriksi “kemik kallusu” olarak adlandırılır. Bu yeni kemiğin yoğunluğu giderek artar ve

sertleşir yani olgunlaşır. Bu sırada implantların üzerine protez bağlandığında uyarılar sayesinde kemik yeniden şekillenir. Okluzal kuvvetler çevre kemiği uyarak yeniden şekillenmeyi sağlarlar ve osseointegre implantlar çiğneme fonksiyonuna dayanıklı hale gelirler (203).

Travmatik okluzyon, erken yükleme gibi faktörlerin yanı sıra implant oksit tabakasının kontaminasyonu ve cerrahi işlemler esnasında kemik ısısının kontrol altında tutulmaması da osseointegrasyonun başarısını olumsuz yönde etkiler. Oksit tabakasının kontaminasyonu osseointegrasyonu engelleyebilir. Saf titanyumdaki özel oksit tabaka başka metal yüzeylerle temas etmemelidir. Oksit tabaka biyomolekülleri çekip bağlama özelliğine sahiptir. Oksit tabaka farklı bir metalle, proteinle ya da lipitle temas ettiğinde kontamine olur. Kontaminasyon bölgesi oksit tabakanın bileşimini değiştirir ve granülasyon dokusu oluşumuyla sonuçlanan iltihabi bir reaksiyon gelişir (5).

Olgun kemik sıcaklığa duyarlıdır ve kritik sıcaklık 56° olarak tanımlanmıştır. Bu sıcaklığın ötesinde geri dönüşümsüz bir hasara uğrar. Kemiğin 1-5 dk. 47° sıcaklığa maruz kalması da kemik dokusunun hasarına yol açar. Bu nedenle cerrahi işlemler sırasında bolca irrigasyon yapılmalıdır. Şayet sıcaklık yükselecek olursa kemikteki alkalın fosfataz denatüre olacaktır. Sonuç olarak alkalın kalsiyum sentezi buna bağlı olarak da osseointegrasyon gerçekleşmeyecektir (203).

İmplantın yerleştirilmesinden sonraki bir ay başlangıç iyileşmesi için kritik zamandır. Başlangıç iyileşmesi sürecinde implanta gelecek yükler primer stabilizasyonu bozacaktır.

2.3. İmplantın Stabilitesi

İmplant stabilitesi osseointegrasyonun indirek göstergesi olarak düşünülebilir. Stabilite etraftaki dokularla hakkında da bilgi vermektedir bu nedenle farklı zamanlarda ölçülebilmesi uzun dönem implant başarısı için önem taşımaktadır. Stabilite iki farklı aşamada oluşmaktadır: primer stabilite ve sekonder stabilite.

2.3.1. Primer Stabilite

Cerrahi işlemden sonra ilk elde edilen sonuç implantın primer stabilitesidir. Primer stabilite implantın kemik kavitesinde mikro hareketi olmaksızın oluşan rijit fiksasyonudur (156,302). Elde edilen bu ilk stabilite esas olarak kortikal kemikle implantın arasında oluşan mekanik bir kavramdır (66,98).

İmplantın kavitede hareket etmesi implant etrafında fibröz bir membran oluşmasına neden olarak osseointegrasyonu engelleyecektir (357,410). Kortikal kemiğin implanta sağladığı mekanik destek süngersi kemikten daha fazladır (395). Üst çene arka bölgedeki implant kayıplar alt çene ön bölgeye oranla daha fazladır, bunun nedeninin üst çenede kompakt kemik oranının daha az olmasıdır (3). Bu nedenle vida tipi implantlar kullanarak implantın birkaç yivinin kortikal kemiğe vidalanmasıyla mekanik olarak stabilite elde edilebilir (396). İnsan kadvralarında yapılan bir çalışmada yumuşak kemiğe yerleştirilen konik implantlar silindirik implantlara oranla daha yüksek primer stabilite sağlamışlardır (336). İmplant yivlerinin kemik kavitesine mekanik olarak kilitlemesi implantın güvenli şekilde fiksasyonunu sağlar (302). İmplant ve kemik arasında kalan birkaç yüz mikron büyüklüğündeki boşluklarda kan hücreleri ve doku kalıntıları gözlemlenmiştir. İmplant ve kemik arasında çok sıkı temas olduğunda osteogenezis gerçekleşmeyebilir çünkü bu alanlarda erken kemik oluşumu gözlenmemektedir (51,146,147). Ancak boşlukların büyüklüğü 500 µm'yi geçtiğinde yeni oluşan kemiğin kalitesi ve miktarı azalmaktadır (156).

İmplant stabilitesinin istenilen düzeyde olması rejenere olan dokudaki gerilimleri azaltarak kemiğin büyümesine yardımcı olur. İmplant stabilitesinin yetersiz olduğu ve implantın kavitede hareket ettiği durumlarda gerilme ve kayma hareketleri fibröz doku oluşumuna neden olacaktır (80).

Primer stabiliteyi etkileyen faktörler (28):

1. Kemiğin kalitesi ve miktarı
2. Cerrahi teknik
3. İmplantın dizaynı olarak sayılabilir.

2.3.2. Sekonder Stabilite

Sekonder stabilite kemiğin rejenerasyonu ve yeniden şekillenmesiyle meydana gelen biyolojik bir olaydır (66,98). Başarılı bir sekonder stabilite için primer stabilitenin sağlanması şarttır (395). Primer stabiliteden sonra elde edilen her değer sekonder stabilite olarak kabul edilmektedir.

Primer stabilitenin aksine sekonder stabilite daha çok süngersi kemikle alakalıdır. Sekonder stabilite aynı zamanda yüklenme zamanı için belirleyici bir faktördür. Sekonder stabilite implant yerleştirildikten 4 hafta sonra yükselir (368). Bu zaman diliminde stabilitenin en düşük değerlerde olması beklenmektedir. Bu nedenle orijinal Branemark protokolünde yeterli stabilitenin sağlanması için yüklemmeden önce 3-6 ay beklenmesi önerilmektedir.

Sekonder stabiliteyi etkileyen faktörler (28):

1. Primer stabilite
2. Kemiğin şekillenmesi ve yeniden şekillenmesi
3. İmplant yüzey özellikleri olarak sayılabilir.

Primer stabilitesi iyi olan bir dental implantın yeniden şekillenme safhasında rezorpsiyona sebep olan hücrelerin aktivitesinden dolayı, sekonder stabilitesi düşük olabilir. Tam aksine primer stabilitesi düşük olan bir implantın yeni kemik oluşumu sonucunda sekonder stabilitesi sağlanabilir (335,336).

2.3.3. Stabilite Ölçüm Yöntemleri

Osseointegrasyon aynı zamanda hastaya bağlı birçok faktörden etkilenen bir yara iyileşme sürecidir. Bu nedenle farklı zamanlarda implant stabilitesinin ölçülebilmesi kişiye özel en uygun iyileşme zamanı hakkında bilgi sağlamaktadır (28).

Cerrahi öncesinde, sırasında ve sonrasında implant stabilitesini ölçmek için kullanılan objektif yöntemler Tablo 2.3'te avantajları ve dezavantajlarıyla gösterilmiştir.

Tablo 2-3: İmplant stabilite ölçme yöntemleri (28)

İmplant Stabilitesini Ölçmek İçin Kullanılan Yöntemler ve Kullanıldıkları Zaman Dilimi					
	Cerrahi Öncesi	Cerrahi Sırasında	Cerrahi Sonrasında	Noninvazif	Objektif
Histolojik Analiz	+	+	+	-	+++
Perküsyon Testi	-	++	++	+	+
Radyografik Analiz	++	++	++	++	-
Çıkarma Torku	-	-	++	-	++
Yerleştirme Torku	-	+++	-	+	++
Vibrasyon Analizleri					
Periotest	-	++	++	++	++?
Rezonans Frekans Analizi	-	+++	+++	+++	++?

+++ : en yüksek güvenilirliğe sahip metot; ++ : güvenilir metot; + : şüpheli güvenilirliğe sahip metot; - : uygulamanın mümkün olmaması; ? : daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulması

2.3.3.1. Radyografik Analiz

Radyografik değerlendirme iyileşmenin herhangi bir safhasında uygulanabilen noninvazif bir tekniktir. İmplant başarısında önemli bir kriter olan marjinal kemik seviyesinin ölçüldüğü ısırma radyografileri kullanılabilir (29,30,195). Bu teknikteki en büyük problem görüntünün büyütülmesiyle ya da küçültülmesiyle ortaya çıkan distorsiyondur. Bu distorsiyon marjinal kemikte meydana gelen küçük değişiklikleri değerlendirmede problem yaratmaktadır. Günümüzde distorsiyonu azaltmak ya da ortadan kaldırmak için çalışmalar yapılmaktadır (195).

Başarılı bir implantta yüklemmeden bir yıl sonra radyografik olarak 1,5 mm MKK beklenirken, takip eden her yıl için ise 0,1 mm MKK normal kabul edilmektedir (3,409). Ancak radyografiler tek başına implant stabilitesi için hassas bir kaynak değildir. Krestal kemik kaybının distorsiyona uğramadan çekilebilmesi için x-ray kaynağının merkezindeki ışının implanta paralel olması gerekmektedir. Bunun için kişiye özel bir aparey yapılarak güvenilir ve tekrar edilebilen sonuçlar elde edilebilir (28).

Standart periapikal ve panoramik radyografiler vestibüldeki kemik hakkında fikir vermemektedir, elde edilen sonuç mezio-distal yöndeki kemik kaybını göstermektedir (305). Ancak kemik kalitesi ve yoğunluğu bu yöntemle belirlenmemektedir.

Marjinal kemik seviyesindeki değişikliklerin bilgisayar destekli yöntemlerle ölçülmesi radyografik analizlerin en güvenilir yoludur. Bilgisayar destekli ölçümlerde standart sapma 0,1 mm'ye (0,01-0,51 mm) kadar inebilmektedir (244).

2.3.3.2. Yerleştirme Torku

İlk olarak *Johansson ve Strid* (228) tarafından 1994 yılında uygulanmaya başlanan yerleştirme torku daha sonra *Friberg ve ark.* (151-154) tarafından in vivo ve in vitro insan modellerinde geliştirilmiştir. İmplant cerrahisi sırasında elektrikli bir motorun bir birim kemiği kesmesi için gereken enerji (J/mm^3) hesaplanmaktadır. Bu enerjinin kemiğin yoğunluğuna bağlı olduğu gösterilmiştir ki kemik yoğunluğu da primer stabiliteyi sağlamaktadır (151-154). Hekimler arasındaki farklılıkların ortadan kaldırılması için elle uygulanan basınç kontrol altında tutulmaktadır (153). Bunun için artık çoğu firmada da olan fakat ilk olarak Nobel Biocare tarafından çıkarılan OsseoCare™ ünitesinde implant yerleştirilirken "Measure Mode" düğmesine basıldığında implantın yerleştirme torku ölçülebilmektedir. Yerleştirme torku düşük yoğunluktaki kemik bölgelerinin tespiti için ve osteotomi bölgelerinde kemiğin sertliğinin belirlenmesinde kullanılabilir. Angldrivaya bağlı olan tork geyç implantın yerleştirme torkunu Ncm olarak ölçmektedir (334).

Yapılan birçok çalışmada ileri derecede rezorpsiyon olan ve kemik kalitesinin düşük olduğu bölgelerde özellikle üst çenede implant kayıplarının daha fazla görüldüğü bildirilmiştir (3,443). Bu nedenle yerleştirme torku kemik kalitesini ortaya koyarak iyileşme periyodu hakkında bilgi sağlayabilmektedir (154).

Yerleştirme torkunun en büyük sınırlaması osteotomi bölgesinin hazırlığı tamamlanmadan kemik kalitesi hakkında bilgi vermemektedir. Bunun yanı sıra implantın riskte olabileceği alt sınır değerini de ortaya koymamaktadır (151).

Tüm bunlara ek olarak implant yerleştirildikten sonra kemikte nasıl değişiklikler olduğuna dair veri elde edilememektedir. Bu sebeple yerleştirme torkunun birincil kullanım alanı implantın primer stabilitesini değerlendirmektir. *Misch*'in sınıflamasına göre implant kayıpları 6 farklı zamanda gerçekleşebilmektedir (304):

1. cerrahi sırasında
2. osseöz iyileşme safhasında
3. erken yüklemde
4. ara dönemde
5. geç yüklemde
6. uzun vadede

Yerleştirme torku bu süreçlerden ilk ikisi hakkında bilgi sağlayabilmektedir fakat kayıplar daha çok ilk üç safhada çok görüldüğü için bu bilgi yine de değerlidir.

2.3.3.3. Çıkarma Torku

İlk olarak *Roberts ve ark.* (375) tarafından bulunan daha sonra *Johansson ve Albrektsson* tarafından geliştirilen çıkarma torku, implant yüzeyi ve onu çevreleyen kemiğin arasındaki bağlantının ortadan kalkması için gerekli torku ölçerek yapılan ve klinikte değil in-vitro hücre kültürü veya in-vivo hayvan deneylerinde kullanılan bir metottur (227,468). Bu işlem, basit bir tork anahtarı veya daha komplike kuvvetlerin elektronik olarak ölçülebildiği motorlu aletlerle yapılabilir (291). Kademeli olarak artan bir kuvvetle birleşimin ayrıldığı andaki skorun ölçülmesiyle çıkarma torku değeri elde edilmiş olur (293). Bu sonuç ölçülen implantın kemikle olan kontağı hakkında dolaylı olarak bilgi sağlar.

Johansson ve Albrektsson yapılan çalışmada tavşan tibialarına uygulanmış implantlara 1.,3.,6. ve 12. aylarda çıkarma torku uygulanmış ve en yüksek tork değeri en uzun iyileşme döneminden sonra ölçülmüştür (227). Çıkarma torku değeri kemik implant kontağının ve klinik osseointegrasyonun indirek ölçümüdür. *Sullivan ve ark.* yaptığı bir çalışmada klinik olarak osseointegre olmuş 404 implantta çıkarma torku 45-48 Ncm olarak ölçülmüştür

(416). *Sullivan* daha sonra 20 Ncm' den daha yüksek çıkarma torkuna sahip implantların osseointegrasyonunun başarılı olarak kabul edilebileceğini bildirmiştir.

Bu yöntem osseointegrasyonun değerlendirilmesinde güvenilir olmasına rağmen yıkıcı bir uygulamadır. *Branemark ve ark.* implanta gereksiz yük uygulandığında implantı çevreleyen kemikte plastik deformasyon olabileceğini ve implantın kaybedebileceğini bildirmişlerdir (61). Bunun yanı sıra çıkarma torku yalnızca implantın osseointegre olup olmadığını göstermekle birlikte osseointegrasyonun derecesi hakkında fikir vermemektedir. Tüm bu nedenlerle çıkarma torku sadece deneylerde kullanılmaktadır.

2.3.3.4. Perküsyon Testi

Bu basit metot, osseointegrasyonun testi için çoğu hekim tarafından sürekli uygulanan bir metottur. Yöntem vibrasyon ve akustiğe dayanmaktadır. İmplant iyileşme başlığının üzerine metal künt bir aletle vurulduğunda berrak yüksek frekansta bir ses duyulmasının başarılı bir osseointegrasyonu, bulanık ve düşük frekanslı ton alınmasının ise implantın kemikle bütünleşmediğini işaret etmektedir (108).

Alınan sesin frekansı ve berraklığının implant stabilite ölçümü olarak kullanılması bilimsel olan bir metot değildir. Bu yöntem klinisyenin deneyimlerine ve sübjektif gözlemine dayanmaktadır. Bu nedenle deneylerde standardize bir metot olarak uygulanması mümkün değildir.

2.3.3.5. Çekiç Darbesi Metodu

Bu yöntem perküsyon testinin geliştirilmiş şeklidir. *Elias ve ark.* (133) 1996 yılında geliştirdikleri bu teknikte, saat sarkacına benzer dairesel bir çekiç kullanmıştır. Çekiç implanta çarparak bir titreşim oluşturmaktadır. Çekicinin ucunda piezoelektrik bir kristal bulunmakta ve gelen kuvvete göre bir voltaj sinyali vermektedir. Bu verilere göre bir kuvvet zaman ($f[t]$) grafiği elde edilir. Grafikteki $f[t]$ çizgisinin altındaki alan itme kuvvetine eşittir. Bu test implantın stabilitesini serbest halde iken ölçemez. Elde edilen veriler kuvvetin uygulandığı yöne ve büyüklüğüne bağlıdır. Özellikle zayıf stabiliteye sahip implantların

ölçümünün oldukça güç olduğu bildirilmiştir. Periotest ve Dental Mobility Checker bu yöntemle dayanarak geliştirilmiştir.

2.3.3.6. İmplatest

Dario ve ark.'nin 2002 yılında geliştirdikleri İmplatest, implant stabilitesinin dijital olarak görüntülenmesini sağlamaktadır. İmpuls testi, mühendislikte kullanılan gelişmiş bir analizdir. Geleneksel impuls testlerinde bir veya birden fazla hızlandırıcı test edilecek yapıya adapte edilir. Ayrıca hızlandırıcılar hızlanmayı zaman fonksiyonu olarak ölçen kayıt cihazına da yerleştirilir. Daha sonra yapıya kalibre edilmiş bir çekiçle vurulur ve hızlanma zamanı hikâyesi (acceleration time history (ATH)) tüm hızlandırıcılar tarafından kaydedilir.

Frekans analiziyle zaman etkisindeki hızlandırıcı sinyalleri frekans etkisine matematiksel olarak dönüştürülür ve buna Fast Fourier Transform (FFT) denilir. *Dario ve ark.* da aynı prensipte geliştirdikleri metotla, perküsyon testini dijital ortama aktarmışlardır ve elde edilen ATH ve FFT değerlerinin dental elektrokardiyogram olduğunu belirtmişlerdir (108).

2.3.3.7. Dental Mobility Checker (DMC)

Aoki (21) ve Hirakawa (201) tarafından geliştirilmiş bu yöntemde kısa süreli darbe kuvveti kullanılarak çekiç darbesi yöntemiyle diş mobilitesi ölçülmektedir. *Aoki ve Hirakawa* dişin ve alveol kemiğinin rijitliğini akustik sinyallere dönüştürerek dişin mobilite derecesini belirlemişlerdir. Cihaz ağız içinde arka bölgede dahi kolaylıkla kullanılabilir. Cihaz ağız içinde arka bölgede dahi kolaylıkla kullanılabilir.

DMC osseointegre olmuş implantlarda tekrar edilebilen ölçümler yapabilmektedir (133). Yöntemin dezavantajı implant yerleştirildikten hemen sonra ufak da olsa bir kuvvetin uygulanması osseointegrasyon sürecini bozabilmesidir (61).

2.3.3.8. Periotest

Bu yöntem ilk olarak *Schulte ve ark.* tarafından Tübingen Üniversitesinde geliştirilmiştir (393). Metot belirli bir yük altında periyodonsiyumun tepkisinin dinamik olarak ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Günümüzde Periotest (Medizintechnik Gulden e. K., Modautal, Germany) implant stabilitesinin ölçülmesi için güvenilir bir yöntem olarak kullanılmaktadır (293,339,445). DMC'de kullanılan çekicinin yerine Periotest'te uygulama kolunda elektromanyetik olarak çalışan ve elektronik olarak kontrol edilen 8 gr ağırlığında metal bir çubuk vurma işlemini gerçekleştirmektedir. Bu çubuk saniyede 4 kez belirli bir hızla implanta vurur. İmplantın çarptıktan sonra metal çubuk yavaşlamaktadır. İmplant ne kadar rijitse yavaşlama daha fazla olur ve çevre dokuların yavaşlatma kapasitesinin fazla olduğu kabul edilir. Metal uç çarpmadan sonra geri çekilir. Daha hızlı bir geri çekilme yine yavaşlatma kapasitesinin yüksek olduğunu göstermektedir (339). Çarpmaya verilen cevap başlığa iliştilirilmiş bir hız ölçer tarafından ölçülmektedir. DMC'deki gibi test edilen objeyle vurma işlemini yapan çubuk arasındaki temas süresi bir sinyal oluşturarak, zaman ekseninde hesaplanır. Sinyaller daha sonra Periotest Değeri (PTD) olarak özgün bir değere dönüştürülür (Tablo 2.4) (393).

Tablo 2-4: PTD, Temas Süresi ve Klinik Diş Mobilitesi arasındaki ilişki (339)

Temas Süresi (milisaniye)	Periotest Değeri	Mobilite Derecesi
1.21	30	III (dudak temasıyla oluşan mobilite)
0.86	20	II (gözle görülür mobilite)
0.65	10	I (dokunarak hissedilen mobilite)
0.502	4	0 (sabit)
0.426	0	0

DMC ve Periotest cihazlarında farklı alıcılar kullanılsa da teorik olarak aynı düşünceye dayanmaktadırlar. İki sistem de dişlerin mobilitesini ölçmek için geliştirilmiştir (339).

Doğal dişlerde periodontal ligamanın (PDL) tamponlama kapasitesi kuvvet dağılımının analizinde problem yaratmaktadır. Periotest de dahil olmak üzere tüm yumuşak dokular vizkoelastik kabul edilmektedir. Bu nedenle lineer elastik maddeler için geçerli olan ve bir maddenin bozunumunun, bozunuma sebep olan kuvvetle yaklaşık doğru orantılı olduğunu açıklayan *Hooke kanunu* (208) kuvvet altındaki periodontal ligaman için geçerli olmayacaktır. Periodontal ligamanın viskoelastisitesi periodontal dokuların fiziksel özelliklerinin analizini güçleştirmektedir. İmplant kemik arayüzünde PDL olmaması Hooke kanununu geçerli kılmakta böylece mobilite ölçümleri daha kolay yapılabilir (28).

Birçok çalışmada diş mobilitesini ölçmek üzere tasarlanmış Periotest gibi cihazların implant mobilitesini ölçmek için hassasiyetlerinin yetersiz olduğu bildirilmiştir (292,445). Bu cihazlar doğal dişin mobilitesini ölçmek üzere tasarlandığı için geniş bir dinamik aralığa sahiptirler (445).

Dişi ve implantı çevreleyen dokular çok fazla benzerlik gösterse de periodontal çalışmalardan elde edilen sonuçların direk olarak implantlara uygulanması mümkün değildir. İmplant stabilitesini değerlendirmek için mobilite ölçümlerinin kullanıldığı durumlarda PDL'in varlığı ya da yokluğu büyük fark yaratmaktadır. Periotest ölçümlerinde metal uygulama kolunun konumu ve yönü de önem taşımaktadır. Ölçümler sırasında vuruş vestibül yüzeyin ortasından yapılmalı ve uygulama kolu dişin uzun eksenine dik ve 0.5-2.5 mm mesafede tutulmalıdır (393).

Yapılan çalışmalar Periotest'in implant stabilitesini değerlendirmek için güvenli bir yöntem olduğunu ortaya koymuştur (434,454). *Aparicio* yaptığı çalışmada implant stabilitesini ölçmek için Periotest'i kullanmış ve başlangıçtaki osseointegrasyon derecesiyle PTD arasında direk korelasyon bulmuştur (23).

Periotest'ten elde edilen değerler -8 ile + 50 arasında değişmektedir. -8 rijit bir yapıyı, +50 ise yüksek mobilitayı gösterir. Ancak osseointegre olmuş implantlardan elde edilen sonuçlar daha dar bir skalada (-5 ile +5 arası) yer

almaktadır (339). Başka çalışmalar klinik olarak osseointegre implantlarda daha dar skalalar (-4 ile -2, -4 ile +2 arası) elde etmişlerdir (315,423).

2.3.3.9. Rezonans Frekans Analizi

Rezonans Frekans Analizi implant stabilitesini ve kemik yoğunluğunu vibrasyon ve yapısal analizle değerlendiren invazif olmayan bir teşhis yöntemidir. İmplant stabilitesinin RFA ile ölçülmesi ilk olarak 1996 yılında *Meredith* tarafından geliştirilmiş ve doktora tezi olarak Göteburg Üniversitesi'nde sunulmuştur (22,343). Bu teknikte implant veya abutmentin üzerine vidalanılabilen L şeklinde küçük bir dönüştürücü (Transducer) parçanın rezonans frekansı ölçülmüştür (22,291). Transducer paslanmaz çelik veya saf titanyumdan yapılmıştır ve üzerinde iki adet piezo-seramik parça bulunan bir çubuktan meydana gelir.

Bu parçalardan birisi sinüzoidal dalga ile uyarılıp titreşim yaparken, ikinci parça bu titreşimin frekansını ölçer. İkinci parçadan elde edilen veri, sisteme geri dönmeden önce bir şarj amfisi tarafından yükseltilir. Rezonans; spesifik bir frekansta iki sistem arasındaki enerji değişimini, frekans ise birim zamandaki siklus sayısını tanımlar. Rezonans frekansı Hertz birimiyle ölçülür. Birim zamandaki titreşim sayısını gösterir ve kilohertz (khz) olarak ifade edilir. Sistemin uyarıcı sinyali 5-15 kHz arasında değişir. Rezonans frekansı, frekans ölçüldüğünde oluşan en üst değerdir (291).

Piyasada 2 adet RFA cihazı bulunmaktadır: Osstell (Integration DiagnosticAB, Goteborg, Sweden) ve Implomates (BioTech One Inc, San-Chung City, Taiwan).

RFA tekniği ilk geliştirildiği dönemlerde Hertz olarak elde edilen rezonans frekans değerleri daha sonraları Osstell cihazıyla 'Implant Stability Quotient (ISQ)' skoruna dönüştürülmeye başlanmış ve günümüzde de bu şekilde kullanılmaktadır. ISQ değerleri 0-100 arasında değişmektedir. ISQ skorunda 1 birimlik bir değişim rezonansta 50 hertze eşdeğerdir. Değerlerin yüksek olması stabil bir implant, düşük olması ise daha az stabil bir implant olduğunu gösterir. 65'in üzerinde bir ISQ değeri başarılı bir implantı, değer 50'nin altında olması implant kaybı riskinin fazla olduğunu gösterir (253).

2.4. Marjinal Kemik Kaybı

Alt çenede hareketli protezleri destekleyen implantların başarısı %95'in üzerindedir. Yüklemeden sonraki birinci yılda 1-1,5 mm marjinal kemik kaybı, takip eden her yıl için ise 0,1-0,2 mm'lik kayıp normal kabul edilmektedir (3,15). *Smith ve Zarb*, implant yerleştirilmesinin ilk yılını takiben yıllık 0,2 mm'den daha az kemik kaybını implant başarı kriterleri arasında değerlendirmişlerdir (409).

İmplantlar etrafında görülen ilk bir yıldaki erken kemik kayıplarının nedenleri arasında kemik kalitesi, cerrahi travma, okluzal aşırı yükler, peri-implantitis, implant abutment bağlantısındaki mikro aralık, implant yüzey özellikleri, implant dizaynı, çapı ve boyu, yükleme zamanı, boyun bölgesindeki cilalı yüzeyin kemikle teması, cerrahinin flep kaldırılarak/kaldırmadan yapılmış olması olarak sayılabilir (15,95,110,136,137,337,366,392). MKK'nın asıl nedeni bilinmemekle birlikte varsayılan ana iki hipotez aşırı okluzal yükler ve peri-implantitistir (95,366).

2.4.1. Peri-implantitis

Peri-implantitis primer ve sekonder olarak ikiye ayrılabilir. Primer peri-implantitiste enfeksiyon marjinal kemik kaybının asıl nedenidir. Sekonder peri-implantitis ise marjinal kemik kaybına neden olan asıl nedeni takiben ortaya çıkmaktadır (365).

Heitz-Mayfield tarafından 2008 yılında bir konsensüs raporu yayınlanmış ve peri-implantitisi mukozayı ve kemiği tutan enfeksiyöz bir hastalık olarak tanımlamıştır (190). İmplant üstü kron restorasyonunda bakterilerin kümelenmesiyle ilk olarak mukozal bağ dokunun marjinal kısmında mukozitis meydana gelir. MKK'na neden olduğu söylenen bakteriler cerrahi sırasındaki kontaminasyondan ya da daha sonra ağız içindeki bir enfeksiyondan kaynaklanabilmektedir (353). İmplantlar etrafında gelişen peri-implantitis birçok yönden dişler etrafında gelişen periodontitisle benzerlik göstermektedir. Doğal diş çevresindeki kemik kaybı bakteriyel kökenlidir, okluzal travma olaya dahil olabilir ancak tek başına belirleyici değildir (311). Dental implant çevresindeki bakteriyel flora doğal diş çevresindeki florayla benzerlik göstermektedir bu nedenle marjinal kemik kaybının bakteriyel kaynaklı olduğu söylenebilir (264).

Ancak implantın etrafında periodontal ligaman bulunmamaktadır. Periodontal ligaman kan damarlarından ve sinir hücrelerinden zengin bir ara yüzdür. Oysa implantın etrafındaki ara yüzdeki kanlanma kemik aracılığıyla olur ve sinir hücreleri yoktur ya da çok az miktarda bulunur. Bu yüzden ligaman ve kemik ara yüzündeki enfeksiyonun birebir örtüşmesi şaibelidir (365).

Van Dyke yaptığı literatür derlemesinde peri-implantitis göstergesi olabilecek belirli bir genotip ya da fenotipe sahip immün cevap bulunmadığını bildirmiştir (439).

Cerrahi sonrasında implantların çevresinde yapışık gingiva rejenerasyonu meydana gelir. Yapışık gingiva implant çevresini sıkı sıkı sararak bir tıkama bölgesi oluşturur ve ağız florasını implant çevresindeki dokulardan ayırır. Rejenere olan bu epitelyum “serbest gingival marjin” (SGM) adını alır. SGM’in implant çevresindeki kemiği ağız florasından yeterince koruyabilmesi için en az 4 mm olması gerektiği olduğu bildirilmiştir (168).

2.4.2. Mikro Aralık

MKK’na sebep olduğu söylenen sebeplerden biri de bakteriyel sızıntıya neden olduğu iddia edilen implant-abutment bağlantısındaki mikro aralıktır (426). *Hermann ve ark.* yaptıkları deneysel çalışmada mikro aralığın yerini değiştirmişler ve mikro aralığın kemik seviyesinde bulunduğu durumda, yumuşak dokuda bulunduğu durumdan daha çok MKK görüldüğünü bildirmişlerdir. *Hermann ve ark.* dokuda meydana gelen değişikliklerin kesin nedeninin bilinmediğini ancak enfeksiyonun sebeplerinden birisinin mikro aralıktaki sızıntı olduğunu bildirmişlerdir (196). *Broggini ve ark.* iltihap hücrelerinin en fazla mikro aralığın 0,5 mm kuralinde bulunduğunu bildirmişlerdir (64,65). *Tripodi ve ark.* yaptıkları bir çalışmada internal altıgen bağlantıya sahip implantlarda Morse taper bağlantıya sahip implantlara oranla bakteri sızıntısının daha fazla olduğunu bildirmişlerdir (428).

2.4.3. Biyolojik genişlik hipotezi

İmplant çevresindeki dişeti cebi ile doğal diş çevresindeki dişeti cebi birçok açıdan birbirine benzemektedir. İki arasındaki en büyük fark diş eti oluşu tabanında görülür. Doğal dişte alveol kemiğinin üzerinde yaklaşık 2.04

mm kalınlığında hemidesmozom ve dişeti fibrilleri aracılığı ile diş-dişeti bağlantısını sağlayan ve “biyolojik genişlik” adı verilen bir bölge bulunur. Biyolojik genişlik dişeti oluşu içerisindeki bakterilerin periodontal dokulara ulaşmasını engeller. Biyolojik genişlik her durumda korunur. Örneğin yapılan hatalı bir kuron restorasyonunu biyolojik genişliğin içine girerse diş etrafındaki kemik rezorbe olarak dişeti fibrillerinin tekrar organize olabilmesi için yer açar (309).

Doğal dişlerin çevresinde 11 farklı dişeti fibrili bulunur ve bunların en az 6 tanesi sement içerisine nüfuz etmektedir. Buna ek olarak periodontal lifler de sement içerisine girerek kökle bağlantı sağlamaktadır. Ancak implant çevresini saran SGM’de ise sadece iki farklı diş eti fibrili bulunur. İmplant çevresinde periodontal lifler yer almamaktadır. Var olan bu iki tip fibril ise implantın içerisine girerek implanta bağlanmamaktadır (327).

İmplant yüklendiğinde marjinal kemiğin bir miktar geri çekilerek biyolojik genişliğin oluşması için yer sağladığı varsayılmaktadır (52). Marjinal kemik kaybı implantı saran SGM’deki fibrillere implant boynuna sıkıca tutunabilmeleri için daha fazla sağlamaktadır. Bu kalın bağlantı bölgesi daha önce bahsedilen tıkama bölgesini oluşturur. Platform switch dizaynına sahip implantlarda implant-abutment birleşimi horizontal olarak mediale taşınır. Bu taşıma sonucunda dişeti fibrillerinin implanta bağlanacağı yüzey artar (76,77,212,260).

Biyolojik genişliği sağlamak için oluşan MKK implant yerleştirildikten sonraki ilk bir yıl içerisinde yani erken dönemde görülmektedir ve uzun dönemdeki marjinal kemik kaybını açıklamamaktadır (267).

2.4.4. Biyomekanik faktörler hipotezi

Biyomekanik hipotez marjinal kemik kaybının büyük ölçüde kuvvet iletiminin büyüklüğü ve mekanizmasına bağlı olduğunu öne sürmektedir. Kemik, üzerine gelen yükün yarattığı gerilim miktarına göre tepki gösterir.

Belirli bir seviyede kemiğe gelen gerilimler kemik yoğunluğunda artışa sebep olurken, bu seviyenin çok altında ve çok üzerindeki gerilimler ise kemik yoğunluğunda azalmaya, kuvvetin devamı halinde kemik rezorpsiyonuna neden olurlar (79,155).

Dental implantlar saf titanyum veya titanyum alaşımlarından üretilmektedirler. Dental implantların elastik modülü en sert kortikal kemikten bile neredeyse 5-10 kat daha fazladır. Elastik modülü birbirinden farklı iki malzeme arada herhangi bir ara malzeme olmadan birleştirildiğinde gerilimler bu malzemelerin ilk temas ettiği bölgede yoğunlaşırlar (83). Streslerin biriktiği bu bölge marjinal kemik alanıdır. Yapılan birçok çalışmada dental implanta gelen yüklerin boyun bölgesinde yoğunlaştığı bildirilmiştir (74,183,184,207). İmplant boynunda yoğunlaşan bu streslerin neden olduğu gerilimler kemiğin devamlılığını devam ettirebileceği sınır değerini (≥ 4000 mikrogerinim) aşarsa kemik kaybı meydana gelir (383).

2.5. İmplant Destekli Hareketli Protezler

İmplant destekli hareketli protezler, implant uygulamasını takiben çeşitli tutucularla implantların üzerine yerleştirilen protezlerdir. Protetik tedavi hizmetinin belirli amaçları vardır ve bu amaçlar kendisini en çok tam dişsizlikte gösterir. Tam protez yapımının 5 temel amacı fonksiyon, estetik, fonasyon, psikolojik ve kalan dokuların sağlık ve bütünlüğünün korunmasıdır.

Geleneksel alt tam protezlerde gözlemlenen problemler, alt tam protezler implantlarla desteklendiği zaman elimine edilebilmektedir (324). Ayrıca alt çene ön bölgede iki implantla desteklenen tam protez yapımı sonucunda kemik rezorpsiyonunun beş yıl sonunda 0,5 mm olduğu ve yıllık 0,1 mm kemik kaybı gözlemlendiği bildirilmiştir (320,324). *Koratzis ve ark.* ise yaptıkları çalışmada alt tam protez kullandırdıkları hastalarda 5 sene sonunda kret yüksekliğindeki rezorpsiyonu ortalama 1,63 mm, alt implant destekli tam protez kullandırdıkları hastalarda ise 0,69 mm bulmuşlardır (324).

En az 2 implantla desteklenen alt tam protezlerde retansiyon ve stabilitenin önemli ölçüde arttığı belirtilmektedir (Tablo 2.5). 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda, iki adet kemik içi implantla desteklenmiş alt tam protezlerin tam dişsiz hastalara önerilmesi gereken ilk tedavi alternatifi olduğu konusunda görüş birliğine varılmıştır. Bu görüş "McGill Konsensüsü" olarak anılmaktadır (141).

Alt çenede, özellikle ileri yaşlarda dişlerini kaybetmiş, tam protez kullanmaya alışmamış veya uzun yıllar tam protez kullanmış ancak motor yeteneklerinin azalması ile protezini kullanamayan hastalarda implant destekli hareketli protezler büyük yarar sağlamaktadır (300,479). Tam protezden implant destekli hareketli protezler kullanımına geçilmesi sonucunda çiğneme hareketlerinde özellikle çiğneme hızı ve yeteneğinde belirgin artış olduğunu bilinmektedir. Geleneksel bir alt tam protez fonksiyon sırasında yaklaşık 10 mm kadar hareket edebilir. Bu şartlar altında okluzal kontakların tekrarlanabilirliği ve çiğneme kuvvetlerinin kontrol edilmesi imkansızlaşır. Bir çok çalışmada belirtildiği gibi çiğneme kuvvetlerinin alveolar kret üzerine dik gelmesi istenen bir durumdur (306). İmplant destekli protezin stabil olması sebebiyle, hasta tekrarlanabilir bir sentrik okluzyona sahip olur (224). Yumuşak doku abrazyonları ve hızlı kemik rezorpsiyonları lateral kuvvetlerin etkisiyle protezin horizontal yöndeki hareketinden kaynaklanabilir. İmplant destekli hareketli protezlerle lateral kuvvetler protezi daha az etkiler (306).

Alt implant destekli tam protezlerle ilgili yapılan çalışmaların sonuçlarına göre araştırmacıların fikir birliğinde olduğu bazı konular vardır (68).

Bunlar ;

- 1.Geleneksel protezlere göre daha iyi tutuculuk ve stabilite sağlar.
- 2.Alt çene ön bölgede implantlarla sağlanan başarı oranı %100'e yakındır.
- 3.İmplant destekli protezlerin geleneksel protezlere göre birçok avantajı vardır.
- 4.Alt çene ön bölgedeki implantlar fizyolojik kemik kaybını yavaşlatır.
- 5.Komplikasyonları nedeniyle rutin bir takip gerektirir.
- 6.Geleneksel protezlerle kıyaslandığında hasta memnuniyetinde anlamlı bir artış gözlemlenir.

Tablo 2-5: İmplant destekli hareketli protezlerin endikasyonları, avantajları, dezavantajları ve implant destekli sabit protezlere olan üstünlükleri (306,399)

İmplant Destekli Hareketli Protezlerin			
Endikasyonları	Avantajları	İmplant Destekli Sabit Protezlere Olan Üstünlükleri	Dezavantajları
Geleneksel protez için kemik desteğinin yetersiz olması	Anterior bölgede kemik kaybının önlenmesi	Daha az sayıda implant	Psikolojik (takıp çıkarılan bir protez istenmemesi)
Nöromusküler koordinasyonun zayıflığı	Estetiğin artması	Daha iyi dudak yanak desteği ve estetik	İnteralveolar mesafenin yetersiz olduğu durumlar
Mukozanın kaide için düşük toleransa sahip olması	Stabilizasyonun artması	Yumuşak dokulardaki üstünlük	Uzun dönem takip ve hekim desteği gerekliliği (besleme, tutucu değişimi)
Stabiliteyi etkileyen parafonksiyonel alışkanlıklar	Tekrarlanabilen sentrik ilişki okluzyonu	İmplantlara gelen yüklerde azalma	Posterior bölgede kemik yıkımının devam etmesi
Üst protezlerde aktif ya da hiperaktif kusma refleksi	Yumuşak doku yaralanmalarında azalma	Cerrahisi, protetik ve laboratuvar aşamalarının daha ucuz olması	Protezin altına gıda kaçması
Hareketli protez kullanımı için psikolojik yetersizlik	Çiğneme performansı ve kuvvetinde belirgin artış		Protezin hareket etmesi
Hastanın daha fazla stabilite ve rahatlık istemesi	Okluzal etkinlikte artış		
Konjenital veya oral ve maksillofasiyal defektler	Tutuculuğun artması		
Protetik beklentinin fazla olması	Daha düzgün fonetik		
	Protez hacminde azalma		

2.5.1. İmplant destekli tam protezler için kullanılan tutucu sistemlerin sınıflandırılması

İmplant destekli tam protezlerde retansiyonun sağlanması için esas olarak top başlı, bar, mıknatıs, teleskop veya locator tutuculu sistemler kullanılabilmektedir (400).

2.5.1.1. Top Başlı Tutucu Sistemler

Top başlı tutucu sistemi esas olarak simit şeklinde bir lastik, lastiğin içinde bulunduğu metal parça ve bu lastiğin oturduğu belirli andırkata sahip metal posttan oluşur. İmplant destekli hareketli protezlerde hemen hemen tüm sistemlerde yaygın olarak kullanılmakta olan bir sistemdir. Avantajları, maliyetinin düşük olması, farklı tutuculuk derecelerine sahip olması ve uygulamanın kolay olması nedeniyle zaman kazancı ve ekstra maliyet getirmemesi olarak sayılabilir (310).

Top başlı tutucular, menteşe ve rotasyon esnekliği sağlamaktadırlar. Top başlı tutucular abutmentı yıpratmamak için özel olarak dizayn edilmişlerdir ve çapları her firma için farklı olup, 2-3 mm arası değişmektedir.

Plastik tutucuların değiştirilmesi çok kolaydır. İnce bir frez yardımıyla plastik tutucu gevşetilip çıkarıldıktan sonra tutucu apareyiyle yeni tutucu yerine yerleştirilir. Ayrıca uygulamadan sonra retansiyon kaybı olduğunda plastik tutucuların retansiyonu *aktivasyon apareyi* ile artırılabilir. Retansiyon fazla olduğunda ise *deaktivasyon apareyi* ile retansiyonun azaltılması da mümkündür. Bu iki aparey metal yuvanın içerisindeki plastik tutucuların ortasına bastırılmak suretiyle uygulanır. Aktivasyon apareyi, plastik tutucuların uç kısımlarını içeri bükerek retansiyonu arttırmakta; deaktivasyon apareyi ise tutucuların uç kısımlarını dışa doğru ittirerek retansiyonu azaltmaktadır (398).

Zamanla tutuculuğun azalması, üst çene implant üstü protezlerde tutucu olarak tercih edilememesi ve interokluzal mesafesi kısıtlı hastalarda protez içerisinde çok fazla yer kaplamaları dezavantajları arasında sayılabilir (162,310,400).

2.5.1.2. Bar Tutuculu Sistemler

İmplant destekli tam protezlerde bar tutucu sistemlerin kullanımı ilk olarak 1980'li yılların başında başlamıştır. Bar tutucular, 1970 ve 1980'li yıllarda kök veya diş destekli protezlerdeki filozofiden kaynaklanmıştır (122,452).

Bar tutuculu sistemler üst çene protezlerinde, alt çenede aşırı rezorbe kret varlığında, oval kretlerde, kemik ve/veya yumuşak dokuda parsiyel rezeksiyon yapılan vakalarda, tutuculuğun ve stabilitenin fazla olmasının istendiğinde endikedir (310). İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu rezorpsiyona uğramamış kretlerde, hastanın ekonomik durumunun yetersiz olduğu (fazla sayıda implant gerekliliği), ağız hijyeninin iyi sağlanamayacağı düşünülen vakalarda kontrendikedir (310). Tutuculuk ve stabilizeyi olumlu yönde etkilemeleri avantaj olarak kabul edilirken, ekonomik olmaması ve yapım aşamalarının karmaşık olması dezavantajlarıdır (310,400,436).

Üst çenede implant destekli tam protezlerde tutucu sistem olarak bar kullanımı için en az 4 adet implant olması ve bunların birbirlerine bir bar ile birleştirilmesi gerekmektedir. Yapılan barda kantilever uzantısı olabilir veya olmayabilir. Ancak, birinci küçük azı bölgesinden daha öne yerleştirilebilen implantlarda distal kantilever uzantıların protezin stabilitesine olumlu etki yaptığı yapılan çalışmalarda bildirilmiştir. Literatürde bar tutucularda rijit veya esnek (rezilient) bağlantıların kullanılması konusunda çelişkiler mevcuttur (294,296).

Alt çenede implant destekli tam protezlerde tutucu sistem olarak bar kullanımı için ise 2 implant yeterlidir (319,382,457).

İmplant destekli tam protezlerde stabilizeyi arttırmak için distal kantilever uzantıların yapılması önerilmiştir. Yapılan barın birinci küçük azılardan daha distale uzanmaması ve sadece ön bölgede küçük bir bölgeyi kaplayacak kadar da kısa olmaması gerekmektedir (296).

Bar tutuculu sistemlerin birçok çeşidi bulunmaktadır:

U şeklinde bar: Rijittir ve dört implant desteğinin olduğu durumlarda uygundur. Kennedy 3 bölümlü dişsizlik vakalarında kullanılabilir.

Yuvarlak kesitli bar: Esnektir ve implantlara gelen yatay ve çapraz kuvvetleri azaltır.

Yumurta kesitli bar (DOLDER): Hem esneklik, hem de endirekt tutuculuk açısından avantajlıdır (310).

HADER bar: Menteşe hareketine izin veren, yarı rezilient bir tutucu türüdür. Az da olsa paralellik problemlerini tolere edebilir (436,456).

2.5.1.3. Teleskopik Tutuculu Sistemler

Teleskopik tutuculu restorasyonlar çok yönlülüğü ve uzun dönem başarısından dolayı protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Destek dişlerin düşük miktardaki eğim farklılıkları teleskop tutucuların primer yapısının konturları ile giderilmekte, sekonder yapı ise protezin içinde yer almaktadır (361).

Teleskopik yaklaşım günümüzde implant destekli hareketli protezlerde de önem kazanmıştır. İmplant destekli protezlerde teleskop kullanımı 1989 yılında başlamıştır. İmplant abutmentleri primer olarak kullanılmakta ve paralel olmayan implantlarda konturlar modifiye edilerek bu şekilde proteze uygun bir giriş yolu sağlanabilmektedir. Ayrıca teleskop tutuculu protezlerde abutmentin vida boşlukları sadece primerler üzerinde bulunduğu için dış yapı üzerinde vida boşluklarının oluşmasını da önlemektedir (189,361).

Heckmann ve ark. (189) yaptıkları çalışmada 23 hastada interforaminal bölgeye yerleştirilen 2 implant destekli teleskopik tutuculu protezlerle 10 yıl süre sonunda klinik ve radyografik olarak olumlu sonuçlar elde ettiklerini bildirmektedirler.

2.5.1.4. Mıknatıs Tutucular

Mıknatıs tutuculu bağlantılar protetik diş hekimliği pratiğinde diş üstü protezlerde, çene-yüz protezlerinde, tam veya bölümlü protezlerde ve implant destekli protezlerde kullanılmaktadır (362).

Mıknatıs tutucular implant destekli tam protezler için alternatif bir retansiyon mekanizması sağlamaktadır. Mıknatıs tutucular, iki komponente sahiptir: Protezin içerisinde kalan mıknatıs parça ve abutment veya implantın üzerinde bulunan mıknatıslanabilen ancak mıknatıs olmayan metal kısım (312).

Mıknatıs tutucuların avantajı protezin giriş yolundan bağımsız olarak uygulanabilmeleridir. Bu özelliklerinden ötürü, mıknatıs tutuculu sistemler tek başlarına veya başka tipteki tutucu sistemlerle birlikte kullanılabilirler. *Tokuhisa ve ark.* protezin her yönde harekete olanak tanınması (üniversal esneklik) özelliğine bağlı olarak mıknatıs tutuculu protezlerde doğal dişe veya implanta lateral kuvvet iletiminin çok az olduğunu belirtmişlerdir (427).

Top başlı ve barlı bağlantılarla karşılaştırıldıklarında ise mıknatıs tutuculu sistemlerin tutuculuk ve hasta memnuniyeti değerleri daha az bulunmuştur (96,104,316,427).

Mıknatıslı tutucular hem klinikte direkt ağız içerisinde, hem de laboratuvarında endirekt olarak proteze bağlanabilmektedir (312).

2.5.1.5. Locator Tutuculu Sistemler

Top başlı tutucu sistemlerin kullanılmadığı interokluzal mesafenin az olduğu vakalarda, aşırı konturlu protezlerde, tutucuların protezlerden ayrıldığı, protezde çatlak veya kırılma olduğu durumlarda locator tutuculu sistemler düşük profillerinden dolayı top başlı tutucuların yerine tercih edilebilir (18,262).

Locator tutuculu sistemler Zaag, Zest, Preat gibi birçok hassas bağlantı üretici firmalarıyla işbirliğiyle hemen hemen tüm implant firmaları tarafından üretilmektedir.

2.5.1.5.1. Locator Tutuculu Sistemlerde Abutment ve Tutucular

Locator tutucu sistemi, tüm implant çap ve boylarına uygun Locator abutment, içerisinde siyah plastik bulunan metal tutucu ve şeffaf, pembe, mavi, yeşil ve kırmızı renklerde farklı retansiyon kuvvetine sahip locator tutuculardan oluşmaktadır (162). Locator abutment ve üzerindeki erkek parça dahil toplam 2,5 mm civarında bir uzunluğa sahiptir. Sistemin uygulanması için firmanın sağladığı "*Locator Core Tool*" adında 3 parçalı bir uygulama aпараты kullanılmaktadır.

Locator tutucular, menteşe ve dikey esneklik sağlamaktadırlar. Diğer tutuculardan farklı olarak, metal tutucunun içerisindeki siyah naylon, locator tutuculardan 0,4 mm daha uzundur. Bu sayede locator tutucular metal

tutucunun içerisine yerleştirildikleri zaman arada 0,4 mm'lik bir boşluk kalır. Böylece hem menteşe, hem de dikey esneklik sağlanmış olmaktadır. Locator tutucular da tüm tutucu şekillerinde olduğu gibi hem klinikte direk ağız içerisinde, hem de laboratuvarında endirekt olarak proteze yerleştirilebilirler (398).

2.5.1.6. ERA tutucular

Era tutucular, reziliant tutucular olarak sınıflandırılan ve hemen hemen tüm implant sistemlerine uygulanabilen tutucu sistemleridir. En önemli kullanım amaçları, ekonomik olmalarıdır (255). Farklı retansiyon özelliklerine sahip olan plastik dişi parçaları vardır (140,255,436). Ayrıca Era tutucu sistemlerinde, açılı abutment seçenekleri de mevcuttur. *Landa ve ark.* yaptıkları 2 senelik klinik çalışmanın sonucunda ERA tutucuların, hasta memnuniyetlerini olumlu yönde arttırdıklarını, implantların çevresindeki yumuşak doku ve kemiğin sağlığı açısından diğer ataşman türlerinden farkları olmadığını belirtmişlerdir (255). Ayrıca yapılan bir başka çalışmada, ERA tutucuların implant çevresindeki kemiğe en uygun yük transferini sağladığı belirtilmiştir (140).

ERA sisteminde açılı abutmentler, interokluzal mesafe problemi olan hastalarda sorun yaratabilmektedir. Ayrıca açılı abutmentlerin ayarlanmaları ve tutucuların protez içerisine bağlanması sırasında da problemlerle karşılaşılacağı belirtilmiştir. Bu yüzden ERA tutucuların birbirine paralel olan implantlarda tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (255).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Hastaların Seçimi

Bu doktora çalışması, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Total Parsiyel Protezler Bilim Dalı'na alt üst tam protez yaptırmak için başvuran tam dişsiz bireylerle gerçekleştirilmiştir. Üst çeneye geleneksel tam protez, alt çeneye ise 2 implant destekli hareketli protez seçeneğini kabul eden 20 birey bu çalışmaya dahil edilmiştir. Tüm bireylere, sistemik durumlarının öğrenilmesi amacıyla anamnez formu, implant hasta bilgilendirme ve planlama formu ile bilgilendirilmiş olur formu doldurtulup imzalatılmıştır (Form 1, 2, 3). Çalışmaya katılacak bireylerin seçiminde aşağıdaki kriterler göz önünde bulundurulmuştur:

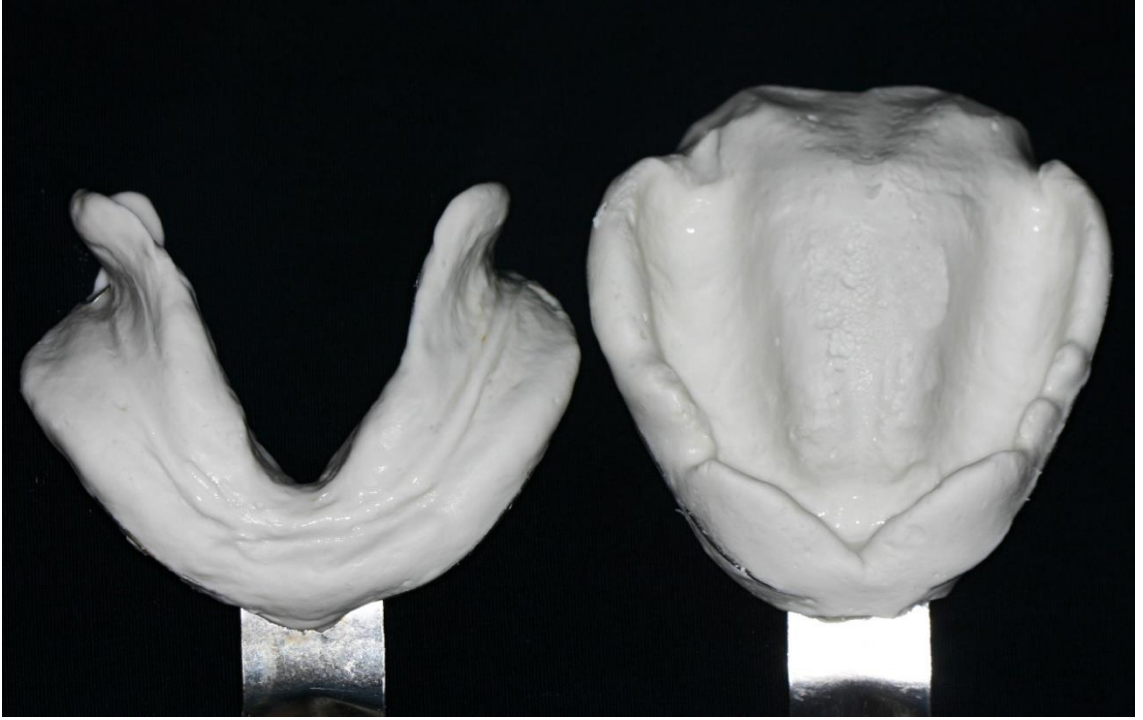
1. Bireyin sistemik olarak implant tedavisini engelleyecek sistemik bir rahatsızlığının bulunmaması
2. Yapılan ağız içi muayenede dental implant uygulanması için elverişsiz bir durumun saptanmamış olması
3. Panoramik radyografilerde ve yapılan ağız içi muayenede 12 mm uzunluğunda ve 4,0 mm çapında kemik içi implant uygulanması için yeterli miktarda kemiğin varlığının saptanması
4. Bireylerin rutin kontrollere gelebilecek genel sağlık durumuna sahip olmaları

Bu kriterlere uygun toplam 20 birey çalışmaya dahil edilmiştir. Bireylere alt çene interforaminal bölgede 33 ve 43 numaralı bölgelere birer tane olmak üzere toplam 40 adet kemik içi implant uygulanmıştır. Bu implantlar deney ve kontrol grubu olarak ikiye ayrılmıştır. Deney grubu, tüm bireylerin 33 numaralı bölgesine uygulanan 20 adet Octo® (Tasarımmed) implantlardan, kontrol grubu ise tüm bireylerin 43 numaralı bölgesine uygulanan 20 adet Biohorizons®implantlardan oluşturulmuştur.

3.2. Cerrahi Stentlerin Hazırlanması

Hastaların çalışmaya dahil edilmesinden sonra ilk görüşmede tüm hastaların alt ve üst çenelerinden irreversibl hidrokolloid ölçü maddesiyle (Kromopan 100, Lascod, Floransa, İtalya) birinci ölçü alınmıştır (Şekil 3.1).

Şekil 3-1: Alt ve üst çenelerden alınan aljinat ölçü



Alınan ölçülere tip II beyaz alçı (Universal alçı, Uluas Medikal, Şişli, İstanbul) dökülerek modeller elde edilmiştir. Elde edilen alt model üzerinde otopolimerizan akrilik reçine (Paladur, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) kullanılarak kaide plağı ve mum duvar (Dentsply Modelling Wax, Surrey, Birleşik Krallık) hazırlanmıştır. Elde edilen üst model üzerinde ise kaide sınırlarından 2 mm kısa olacak şekilde otopolimerizan akrilik reçine (Paladur, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) kullanılarak bireysel kaşıklar yapılmıştır.

Hastaların görüldüğü ikinci seansta üst çene için hazırlanan bireysel kaşığın kenarları hastalara fonksiyon yaptırılarak stenç (Kerr Green Sticks: 00444; Kerr Corp, Orange, Calif, A.B.D) ile şekillendirilmiştir. Daha sonra çinko oksit ojenol ölçü maddesi (S.S. White Mfg, Gloucester, İngiltere) kullanılarak ikinci ölçü işlemi tamamlanmıştır (Şekil3.2).

Şekil 3-2: Üst çeneden alınan ikinci ölçü



İkinci ölçülerin alınmasından sonra kutulama işlemi yapılarak ADA tip IV sert alçı (Anadolu Dental Malzemeler, İstanbul, Türkiye) ile üst çenenin modeli hazırlanmıştır. Elde edilen üst model üzerinde otopolimerizan akrilik reçine (Paladur, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) kullanılarak kaide plağı ve mum duvar (Dentsply Modelling Wax, Surrey, Birleşik Krallık) hazırlanmıştır.

Daha sonra hastadan dikey boyut ve yüz arkı (Face Bow ARTI S4, IML-Instrumenta Mechanik Labor System GmbH, Almanya) yardımıyla sentrik ilişki kaydı alınmıştır. Tüm hastalarda aynı marka akrilik yapay dişler (Trend GD Dent, Almanya) kullanılmıştır. Alınan kayıtların artikülatöre (IML; IML Instrumenta, Almanya) naklinden sonra, tüm diş dizimleri aynı teknisyen tarafından yapılmış ve hasta ağızında denenmiştir. Dişli prova seansı tamamlandıktan sonra alt çenedeki diş diziminin ısıyla polymerize olan şeffaf akrilikten (Rodex, Rodent, Italy) duplikatı elde edilmiştir (Şekil 3.3).

Şekil 3-3: Alt modeldeki diş diziminden elde edilen duplikat



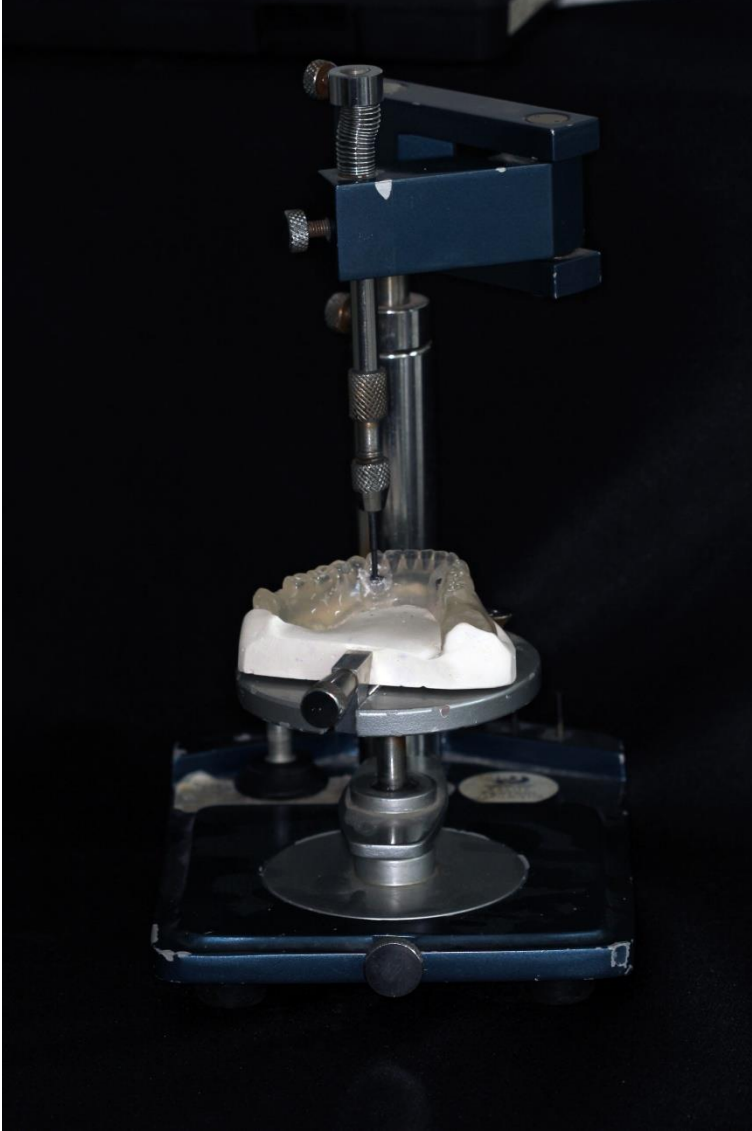
Elde edilen duplikatın ölçü yüzeyine vazelin sürüldükten sonra içerisine tip II alçı (Universal alçı, Uluas Medikal, Şişli, İstanbul) dökülerek model elde edilmiştir. Her iki implant firmasının rehber frezlerinin çaplarına uygun olarak paslanmaz çelik kılavuzlar hazırlanmıştır (Şekil 3.4).

Şekil 3-4: Paslanmaz çelikten hazırlanan kılavuzlar

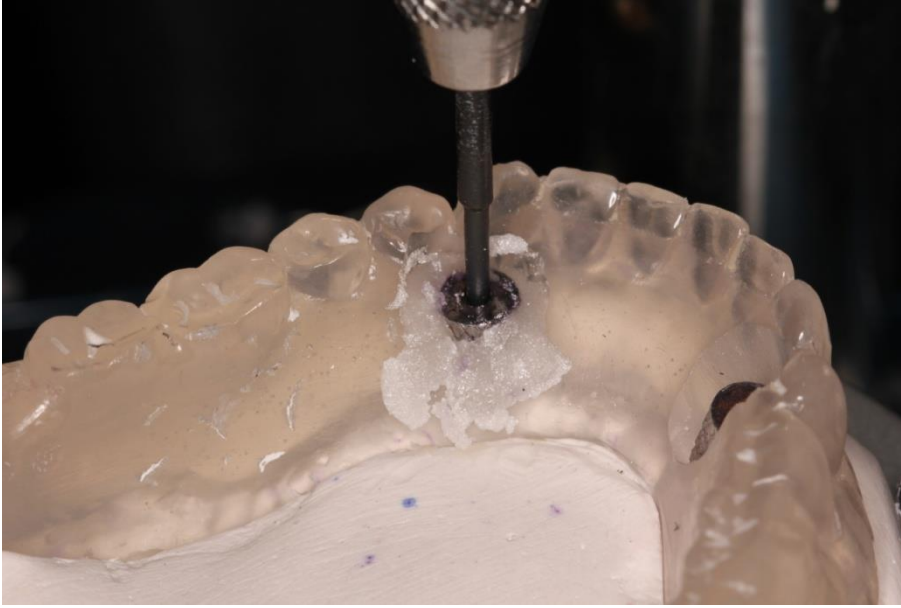


Modelde 33 ve 43 no'lu dişlerin olduğu bölgeler işaretilenerek, duplikatta bu alanlar boşaltılmış ve boşalan yerlere kılavuzlar paralelometre yardımıyla yerleştirilerek akrilikle sabitlenmiştir (şekil 3.5, şekil 3.6, şekil3.7).

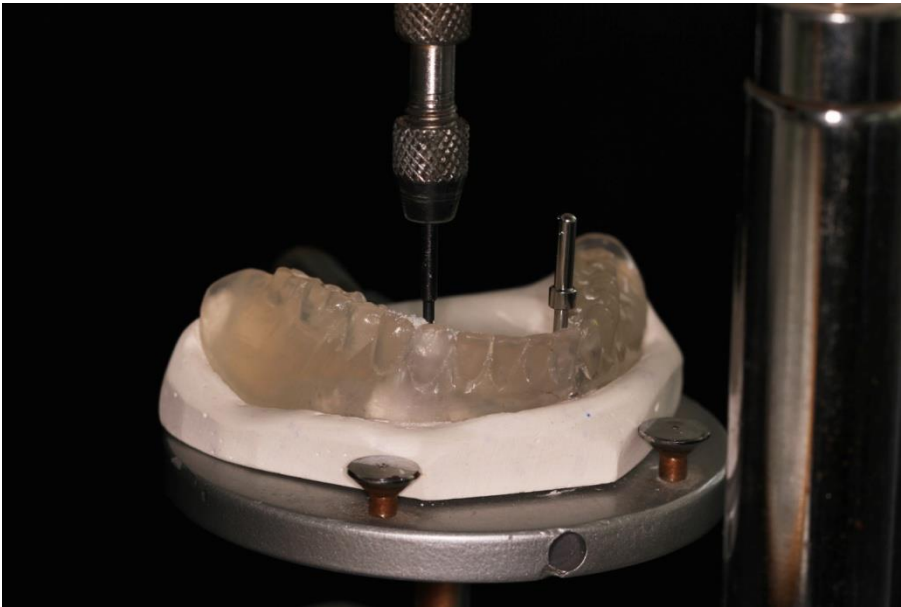
şekil 3-5: Paslanmaz elik kılavuzların paralelometre ile yerleştirilmesi



Şekil 3-6: Kılavuzların şeffaf akrilik ile sabitlenmesi



Şekil 3-7: İki kılavuzun birbirine paralelliğinin sağlanması

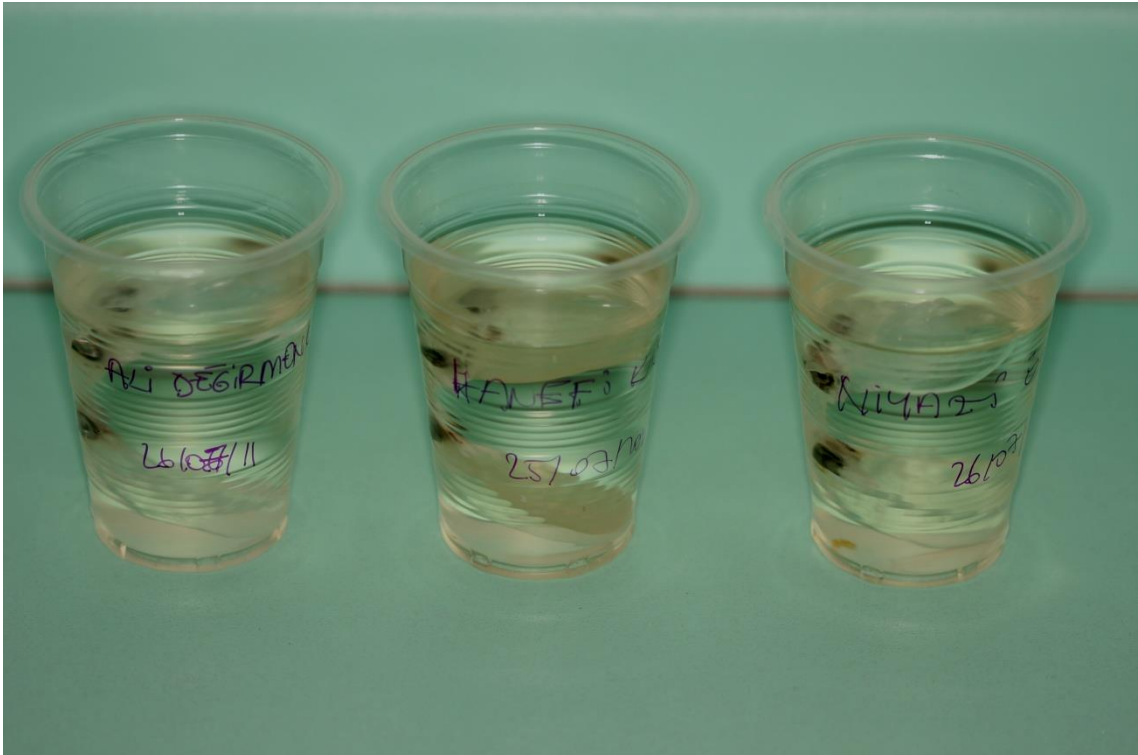


Cerrahi stentlerin tesviyesi yapılarak son halini aldıktan sonra %5'lik Lysetol AF (Schülke & Mayr GmbH, Norderstedt, Almanya) solüsyonunda 15 dakika bekletilerek sterilizasyonları sağlanmış, son olarak steril suyla yıkanarak cerrahi işleme hazır hale getirilmişlerdir (Şekil 3.8, Şekil 3.9).

Şekil 3-8: Cerrahi stentin son hali



Şekil 3-9: Cerrahi stentlerin soğuk sterilizasyon yöntemi ile sterilizasyonunun sağlanması



3.3. Cerrahi İşlemler

Çalışmaya katılan tüm bireylere operasyon günü için birer reçete hazırlanmıştır. Reçetede ki ilaçlar;

1. Augmentin Bid 1000 Mg 10 Filmtablet (875 mg amoksisilin aktivitesine eşdeğer amoksisilin trihidrat ve 125 mg klavulanik asit aktivitesine eşdeğer potasyum klavulanat, Glaxo Smith Kline İlaçları San. ve Tic. A.Ş.) (3x1)

2. Dicloflam 50 mg draje (diklofenak potasyum, Berksam İlaç A.Ş.) (3x1)

3. Andorex gargara 120 ml (0.180 g Benzidamin hidroklorür, 0.144 g Klorheksidin glukonat, Delta Vital İlaç San. Ltd. Şti.) şeklindedir.

Bireyler antibiyotik kullanımına işlem den 1 gün önce başlamış, analjezik, gargara ve antibiyotiğin geriye kalanını ise post-operatif olarak kullanmışlardır.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin cerrahi işlemleri aynı cerrah tarafından gerçekleştirilmiştir. Hastaların operasyon öncesi cilt temizlikleri %10 povidon iyot solüsyonu ile yapılmıştır. Lokal anestezi, 2 ml'lik Ultracaine DS forte (Artikain hidroklorür 40 mg/ml, Epinefrin hidroklorür 0.012 mg/ml, Sanofi Aventis) solüsyonu ile sağlanmıştır.

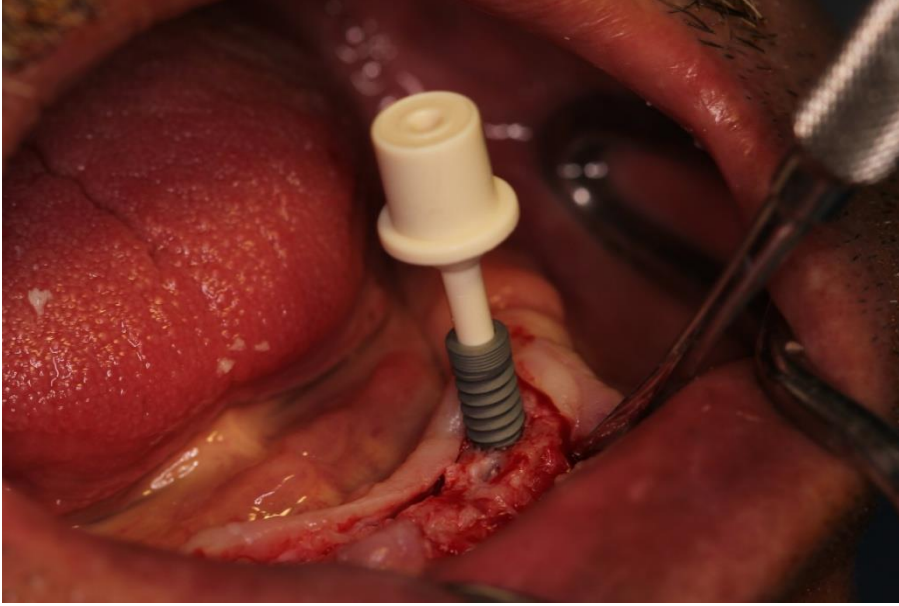
Operasyon bölgesinde asepsi ve antisepsi prensiplerine uyularak mukoperiostal flep kaldırılmıştır. Flep kaldırıldıktan sonra hazırlanan cerrahi stent alt çeneye yerleştirilmiştir. 33 ve 43 no'lu bölgelere rehber frezlerle giriş sağlanmıştır (Şekil 3.10). Daha sonra stent ağızdan çıkarılarak osteotomi işlemine devam edilmiştir. Osteotomi %0.9'lük NaCl irrigasyonu altında yapılmıştır.

Şekil 3-10: Rehber frezin stent yardımıyla uygulanması



Her iki firmanın önerileri doğrultusunda 4,0 x 12,0 mm çap ve boyuna uygun olarak ostetomi işlemi gerçekleştirilmiştir. Rehber ve pilot frezlerle 1500 rpm, konikal frezlerle de 750 rpm'de, tespit edilen bölgelere implant kavileri hazırlanmıştır. İmplant kavileri hazırlandıktan sonra her bireye 33 numaralı bölgeye 12 mm uzunluğunda 4,0 mm çapında Octo®, 43 numaralı bölgeye de yine aynı boy ve çapta Biohorizons® olmak üzere 2 adet kemik içi implant yerleştirilmiştir (Şekil 3.11).

Şekil 3-11: İmplantlar hazırlanan kaviteye yerleştirilmesi



Tek aşamalı cerrahi seçeneği tercih edilmiş, implantların üzerindeki dişeti yüksekliği dikkate alınarak, uygun olan iyileşme başlıkları yerleştirilmiştir. Flep başlangıç pozisyonuna 3/0 Vicryl (Ethicon Inc., Johnson & Johnson, New Brunswick, Amerika Birleşik Devletleri) ile suture edilmiştir (Şekil 3.12). Operasyondan 1 hafta sonra dikişler alınmıştır.

Şekil 3-12: Flebin başlangıç pozisyonuna getirilerek suture edilmesi

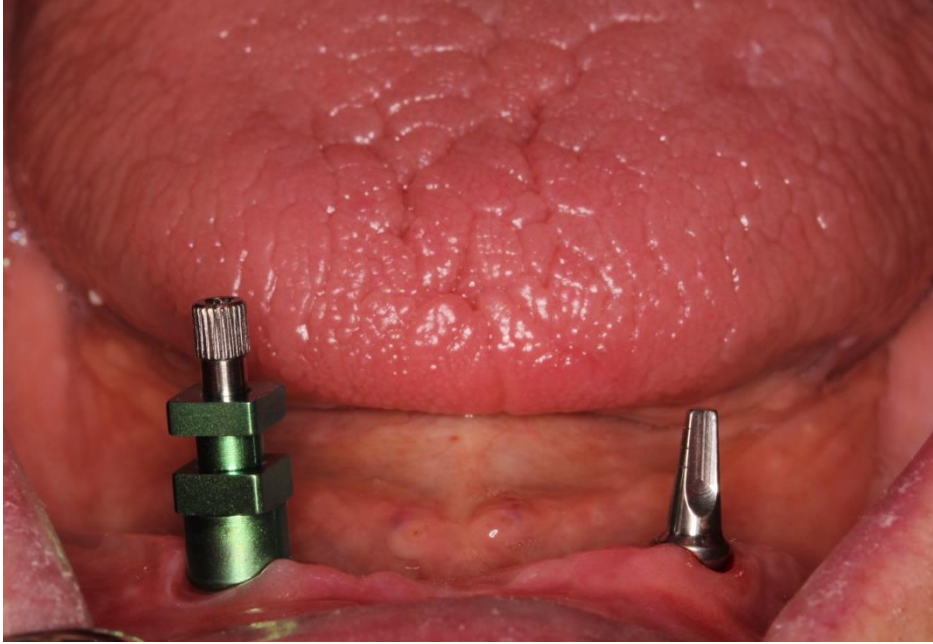


3.4. Protetik İşlemler

Cerrahi işlemden 5 hafta sonra alt çenedeki implantların ölçüsü alınarak laboratuvara transferi sağlanmıştır. Bu işlem için hastaların daha önce hazırlanan diş dizimi kullanılmıştır.

43 no'lu bölgedeki Biohorizons implantlar için, implantın çapına uygun olarak yeşil açık ölçü parçası, 33 nolu bölgedeki Octo implantlar için dişeti yüksekliğine uygun olarak seçilen 4 mm genişliğindeki abutmentlar implantların üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 3.13).

Şekil 3-13: Biohorizons implanta açık ölçü parçası, Octo implanta abutment yerleştirilmesi



Diş diziminin üzerinde bulunduğu kaide 43 no'lu bölgede tamamen boşaltılırken 33 no'lu bölgede abutmentta temas etmeyecek şekilde aşındırılmıştır. Kaidenin ölçü yüzeyine kaşık adezivi (Panasil® Adhesive, Kettenbach GmbH & Co. KG, Almanya) uygulanmıştır. Kaidenin ölçü yüzeyine polieter ölçü maddesi (Impregum F, 3M, St. Paul, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri) uygulanarak kapalı ağız ölçü yöntemiyle ölçü alınmıştır. Alt ve üst azılar arasına çinko oksit ölçü maddesi yerleştirerek hasta sentrik ilişki pozisyonuna getirilmiş ve ölçü maddesi son halini alana kadar bu pozisyon

korunmuştur (Şekil 3.14). Ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra ölçü parçaları ve abutmentlar implant analoglarıyla birleştirilerek ölçü içerisine yerleştirildikten sonra dolider bar yapımı için laboratuvara gönderilmiştir (Şekil 3.15).

Şekil 3-14: Kaidenin ölçü yüzeyine polieter ölçü maddesinin uygulanması



Şekil 3-15: Alt ölçünün son hali



Sonraki safhada hazırlanan dolder barların (Kobalt-krom-tungsten-molibden, Starbond CoS Disc, Scheftner, Mainz, Almanya) ağızda provası yapılmıştır. Bunun için öncelikle abutmentların konumlandırılması için teknisyen tarafından hazırlanan pattern rezin (Palavit G, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) anahtar yardımıyla abutmentlar modelden hasta ağızına transfer edilmiştir (Şekil 3.16,Şekil 3.17).

Şekil 3-16: Patern rezin anahtar yardımıyla abutmentların modelden ağza transferi



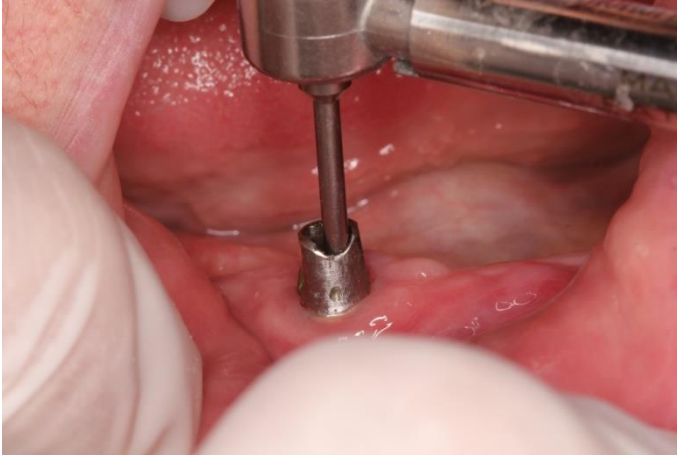
Şekil 3-17: Barların ağızda provası



Barlar ağızda prova edildikten sonra içlerine plastik tutucuların yerleştirildiği metal iskeletlerin dökümü gerçekleştirilmiş, ve sonrasında muflalama işlemi yapılarak ısıyla polimerize olan akrilik (Paladent 20, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) kullanılarak protezler bitirilmiştir. Mufladan çıkarılan protezlerin tesviye ve cila işlemleri tamamlanarak ağza uygulamaya hazır hale getirilmiştir.

Cerrahi işlemden 6 hafta sonra protezler hastaya teslim edilmiştir. Biohorizons abutmentlar üretici firmanın talimatları doğrultusunda özel raşet yardımıyla 30 Ncm torkla sıkıştırılmıştır. Octo abutmentlar ise yine firmanın talimatları üzerine özel apareyi aracılığıyla implantın uzun eksenine dik olarak 3 defa vurularak sabitlenmiştir (Şekil 3.18, Şekil 3.19).

Şekil 3-18: Biohorizons abutmentlar 30 Ncm torkla sıkıştırılması



Şekil 3-19: Vidasız Morse taper bağlantının sabitlenmesi

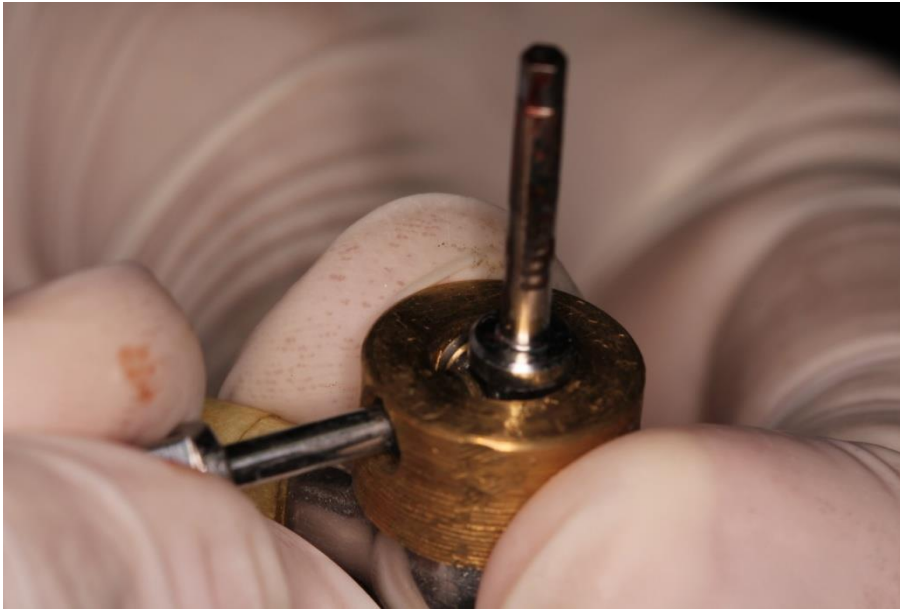


Barlar reçine bazlı siman (Panavia F 2.0, Kuraray, Hattersheim am Main, Almanya) ile simante edilerek protezler hastaya teslim edilmiştir.

3.5. Yerleştirme Torkunun Ölçülmesi

Cerrahi aşamada implantların boyun bölgesi kemik kavitesi içerisindeki son konumunu alırken, implant anahtarları özel olarak tasarlanmış torkmetrenin (Vishay Micro-Measurements, Strain Indicator and Recorder, Model P3, Serial No: 159606, Raleigh, NC, ABD) ucundaki raşete sıkıştırılmıştır (Şekil 3.20).

Şekil 3-20: İmplant anahtarının torkmetrenin ucundaki raşete sıkıştırılması



Bu raşet (Zimmer Dental, Carlsbad, Amerika Birleşik Devletleri) tüm implant sistemleriyle kullanılabilen ve üzerinde iki adet strain geyç taşımaktadır. İmplantlar tamamıyla kemiğin içine gömülürken ölçülen en yüksek değer yerleştirme torku (N) olarak kaydedilmiştir (Şekil 3.21).

Yerleştirme torku değerleri ile marjinal kemik kaybı, Periotest değerleri arasındaki ilişki ve Octo ve Biohorizons marka implantları arasında fark olup olmadığı istatistiksel olarak incelenmiştir.

Şekil 3-21: İmplant yerleştirilirken torkmetreyle yerleştirme torkunun ölçülmesi



3.6. Periotest Değerlerinin Ölçülmesi

Çalışmada implant stabilitesini ölçmek için Periotest Classic (Medizintechnik Gulden, Modautal, Almanya) cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.22).

Şekil 3-22: Periotest Classic



Her bir implant için cerrahi işlemi takiben, 6. haftada, 6. ayda (24. hafta) ve 12. ayda (48. hafta) toplam 4 Periotest değeri ölçülmüştür. Ölçümler şu şekilde gerçekleştirilmiştir:

İlk ölçüm implantların yerleştirilmesinden hemen sonra iyileşme başlıkları yerleştirildikten sonra yapılmıştır. Periotest ölçümü firmanın talimatları doğrultusunda kan, tükürük ve yumuşak doku gibi yabancı maddelerden izole edilen iyileşme başlıklarının vestibül yüzeyinden implantların uzun eksenine dik olacak şekilde ve iyileşme başlığından 0,7-2 mm mesafeden gerçekleştirilmiştir. Cihaz üzerindeki değer PTD olarak kaydedilmiştir.

Yükleme safhasında barın simantasyonundan önce abutmentlar üzerinden gerçekleştirilen ölçüm (Şekil 3.23), 6. ve 12. aylarda barlar desimante edildikten sonra aynı şekilde gerçekleştirilmiştir. Ölçülen her değer, her hasta için özel olarak hazırlanan değerlendirme formuna kaydedilmiştir.

İstatistiksel incelemelerde PTD ile yaş, cinsiyet, MKK, yerleştirme torqu arasında ilişki olup olmadığı saptanmış; iki implantın PTD'leri her ölçüm için ayrı ayrı karşılaştırılmıştır.

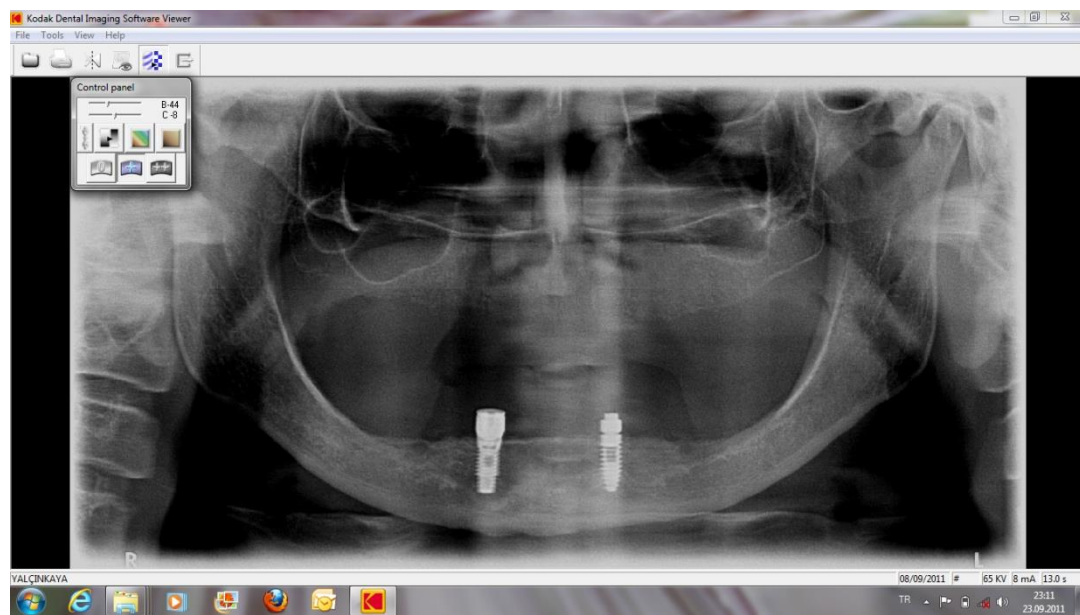
Şekil 3-23: Periotest cihazının implantın uzun eksenine dik olarak uygulanması



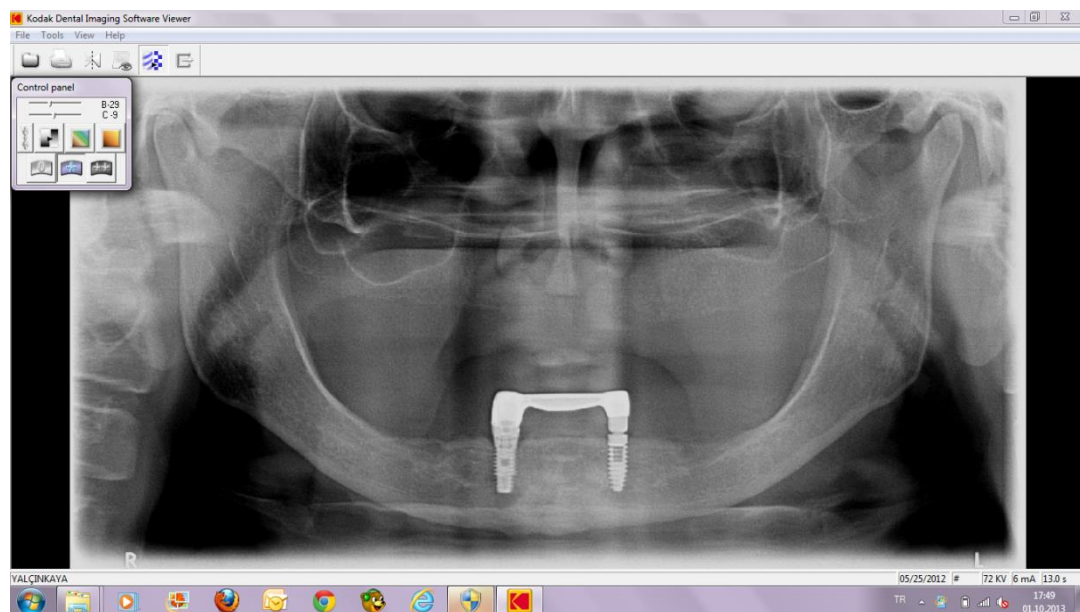
3.7. Radyografik Değerlendirme

Çalışmada marjinal kemik kaybının değerlendirilmesi için dijital panoramik röntgenler kullanılmıştır.Çalışmaya katılan bireylerin her birinden İstanbul Üniversitesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı'nda dijital panoramik röntgen (Kodak 8000 Digital Panoramic System, Carestream Health, New York, Amerika Birleşik Devletleri) çekilmiştir (Şekil 3.24, Şekil 3.25).

Şekil 3-24: Cerrahi işlem sonrasında alınan dijital panoramik röntgen



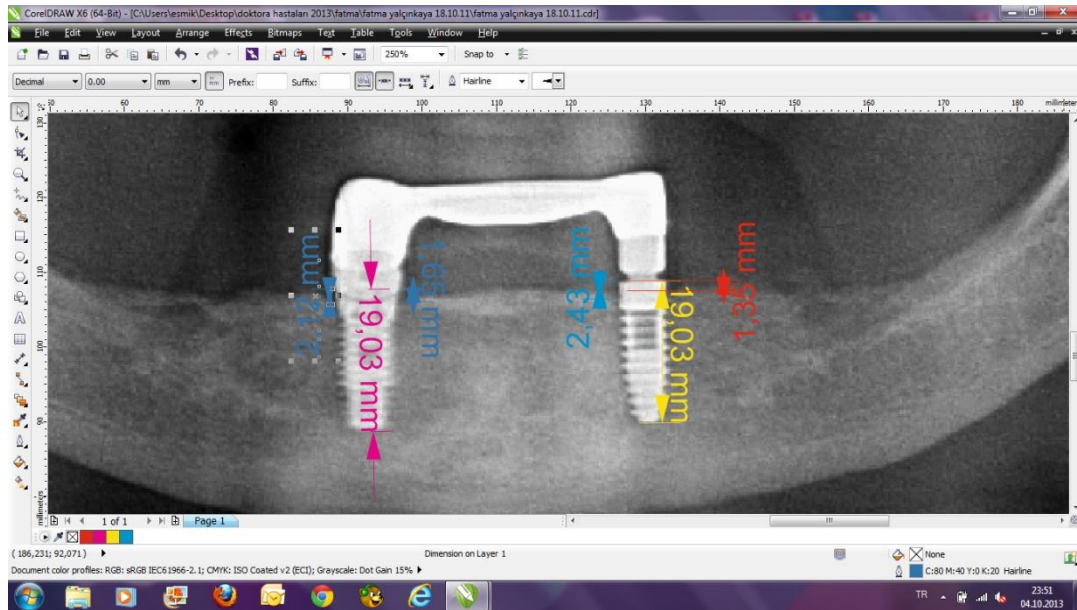
Şekil 3-25: Yüklemeden 12 ay sonra alınan dijital panoramik röntgen



Her bir hastadan cerrahi işlemi takiben, 6. haftada (yükleme sırasında), 6. ayda ve 12. ayda olmak üzere 4 kez dijital panoramik röntgen alınmıştır. Alınan dijital görüntüler CorelDraw (CorelDRAW X6 (64-Bit), Version 16.0.1.843, Corel Corporation) programı kullanılarak 10 kat büyütülmüştür. Büyütülen görüntüde Octo implantlarının en uzun olduğu mesafe ölçülerek referans uzunluk olarak kabul edilmiştir. Bu mesafe implantın gerçek boyuyla orantılanarak bir katsayı elde edilmiştir. Dijital görüntüde implantın boyun bölgesindeki marjinal kemik kaybı ölçüldükten sonra elde edilen katsayıya bölünerek milimetre cinsinden kaydedilmiştir. İmplantın kuronaldeki en tepe noktası referans alınarak her implantın mezial ve distalindeki marjinal kemik kayıpları hesaplanmıştır (Şekil 3.26):

1. Cerrahi safhadan 6. haftaya kadar olan MKK
2. Yüklemeden 6. aya kadar olan MKK
3. Yüklemeden 12. aya kadar olan MKK
4. Cerrahi safhadan 6. aya kadar olan MKK
5. Cerrahi safhadan 12. aya kadar olan MKK

Şekil 3-26: MKK'nın her implantın mezial ve distalinden ölçülmesi



İstatistiksel incelemeler sonucunda MKK ile yaş, cinsiyet, PTD, ısırma kuvveti ve periodontal veriler arasındaki ilişkiler saptanmış, her ölçüm için iki implant arasında fark olup olmadığı değerlendirilmiştir.

Her implant cerrahi sonrasında alınan panoramik röntgen aracılığıyla subkrestal veya suprakrestal olarak kaydedilmiş ve bu verinin MKK ile ilişkisi istatistiksel olarak incelenmiştir.

3.8. Periodontal verilerin kaydedilmesi

Çalışmada her bir implantın mezial ve distalindeki cep derinlikleri ve sondalamada kanama skorları periodontal sond kullanılarak ölçülmüştür. Ölçümler yükleme safhasında, yüklemekten 6 ve 12 ay sonra gerçekleştirilmiştir.

3.9. Isırma kuvvetinin ölçülmesi

Maksimum ısırma kuvveti bilateral olarak birinci büyük azı dişi bölgesinden bir straingeyç ölçüm aletine (Vishay Micro-Measurements, Strain Indicator and Recorder, Model P3, Serial No: 159606, Raleigh, NC, ABD) bağlı 2 adet strain geyç yapıştırılmış bir ısırma takozu (Measurements Group Inc., Micro-Measurements Division, Type EA-06-125MW-120, Raleigh, NC, ABD) ile ölçülmüştür. Bireylere ısırma takozunu bütün kuvvetleri ile ısırmaları söylenmiş; hem sağ, hem de sol tarafta ölçüm üç defa tekrarlanmış, ölçülen en yüksek değerler kaydedilmiştir. Güvenilir bir değer elde edilebilmesi için her ısırma sonrasında 10 dakikalık bir dinlenme periyodu süresince hastalar dinlendirilmiştir. Maksimum ısırma kuvvetleri, yükleme safhasında, yüklemekten 6 ve 12 ay sonra ölçülmüştür. Daha sonra ısırma kuvvetinin marjinal kemik kaybı ile olası etkisi istatistiksel olarak incelenmiştir.

3.10. İki implant arası mesafenin ölçülmesi

Her bireyden 5. haftada alt çeneden alınan ölçüler dökülüp model elde edildikten sonra abutmentların merkezinden geçecek ve kretleri takip edecek şekilde bir iplik implantların arasına yerleştirilmiş ve daha sonra bu ipliğin uzunluğu dijital kumpas (Mitutoyo Corporation, Kanagawa, Japonya) ile ölçülerek iki implant arası mesafe değeri saptanmıştır. Daha sonra iki implant arası mesafenin kemik kaybıyla ilişkisi istatistiksel olarak incelenmiştir.

3.11. İstatistiksel analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 15.0 programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmiştir. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (Ortalama, Standart sapma) yanısıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında normal dağılım gösteren parametrelerin karşılaştırmalarında paired sample t test, normal dağılım göstermeyen parametrelerin karşılaştırılmasında Wilcoxon sign test kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin ikiden fazla grup arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi, iki grup arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Mc Nemar testi kullanıldı. Normal dağılıma uygunluk göstermeyen parametreler arasındaki ilişkilerin incelenmesinde Spearman's rho korelasyon analizi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Hastaların Değerlendirilmesi

Çalışmada yer alan 10 kadın 10 erkek 20 hastanın tüm tedavileri İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Total Parsiyel Protezler Bilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Her hastaya alt çene interforaminal bölgeye 2'şer adet dental implant yerleştirilmiş ve toplam 40 adet dental implant çalışmaya dahil edilmiştir. Bireylerin yaş ortalamaları 61.60 ± 9.66 'tir. (Tablo 4.1). Cinsiyet dağılımları da Şekil 4.1'de gösterilmiştir.

Tablo 4-1: Çalışmaya katılan birey sayısı ve yaşları

	n	Minimum	Maksimum	Ortalama
YAŞ	20 hasta	43,00	80,00	61.60±9.66
	40 implant			

Şekil 4-1: Çalışmaya katılan bireylerin cinsiyet dağılımları



4.2. İmplantların Yerleştirme Torku Açısından Değerlendirilmesi

Her bir implant için cerrahi safhada ölçülen yerleştirme torku değeri Tablo 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4-2: Octo ve Biohorizons implantlarının yerleştirme torkları

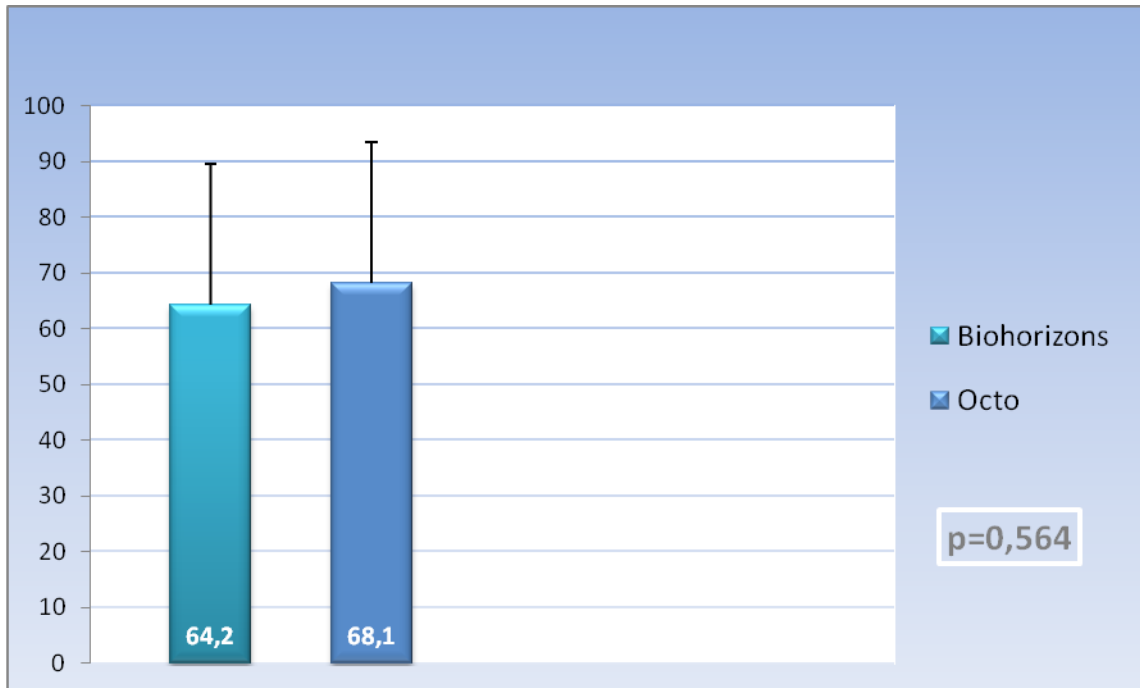
Hasta No	Yerleştirme Torku Octo	Yerleştirme Torku Biohorizons
1	25	32
2	77	54
3	29	10
4	76	42
5	64	57
6	99	116
7	48	45
8	60	20
9	57	140
10	87	120
11	75	94
12	90	79
13	101	64
14	59	79
15	42	26
16	73	65
17	68	30
18	73	87
19	34	27
20	125	97

Octo ve Biohorizons marka implantların yerleştirme torku ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Cerrahi işlem sırasında elde edilen yerleştirme torku değerleri Tablo 4.3'de gösterilmiştir. Biohorizons ve Octo implantlarının karşılaştırılması ise Şekil 4.2'deki gibidir.

Tablo 4-3: Biohorizons ve Octo implantlarının yerleştirme torku değerleri ortalamaları

	Yerleştirme Torku (N)		p
	Ort±SS		
Octo	68,10±25,41		0,564
Biohorizons	64,20±36,58		

Paired sample t test

Şekil 4-2: Biohorizons ve Octo implantlarının yerleştirme torkunun karşılaştırılması

4.3. İmplantların Periotest değerleri açısından değerlendirilmesi

İmplantların cerrahi işlemde hemen sonraki Periotest düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); octo grubunun yükleme sırasındaki ve 6. aydaki Periotest değerleri Biohorizons grubundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$; $p<0.01$). Octo grubunun 12. aydaki Periotest değeri, Biohorizons grubundan daha yüksek olmakla birlikte, bu farklılık anlamlılığa yakın ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.4). İmplantlardan her seansta elde edilen PTD'leri Tablo 4.5'te gösterilmiştir.

Tablo 4-4: Periotest değerlerinin karşılaştırılması

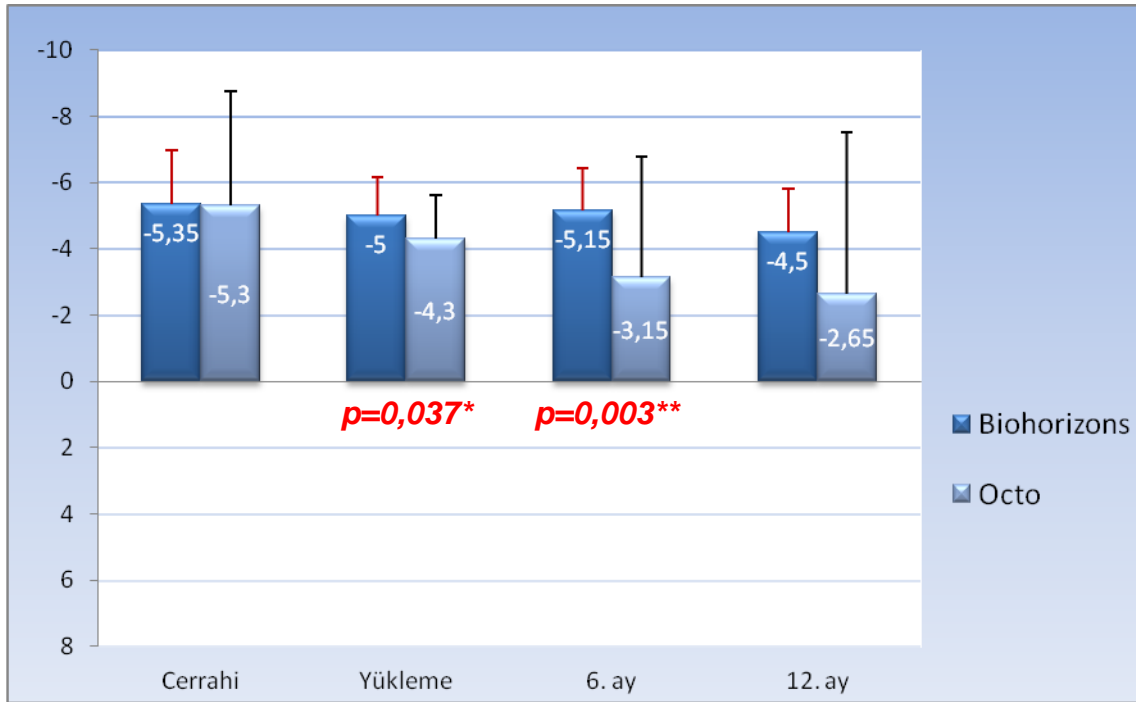
Periotest	Octo	Biohorizons	p
	Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)	
Cerrahi	-5,30±3,45 (-6,5)	-5,35±1,63 (-6)	0,398
Yükleme	-4,30±1,30 (-4,5)	-5,00±1,17 (-5)	0,037*
6. ay	-3,15±3,63 (-4,5)	-5,15±1,27 (-5)	0,003**
12. ay	-2,65±4,87 (-4)	-4,50±1,32 (-5)	0,082
Yükleme-12. ay	0,067	0,092	
<i>Wilcoxon sign test</i>	<i>* p<0.05</i>	<i>** p<0.01</i>	

Tablo 4-5: İmplantların seanslara göre PTD'leri

Hasta No	PTD Cerrahi Octo	PTD Yüklemeye Octo	PTD 6.ay Octo	PTD 12.ay Octo	PTD Cerrahi Biohorizons	PTD Yüklemeye Biohorizons	PTD 6. ay Biohorizons	PTD 12. ay Biohorizons
1	-4	-2	-2	-8	-2	-3	-5	-4
2	-5	-4	-5	-5	-5	-5	-5	-5
3	-6	-3	-3	-2	-6	-4	-4	-2
4	-7	-3	-5	-7	-6	-4	-4	-5
5	-6	-5	-5	-4	-6	-4	-5	-5
6	-8	-6	-6	-5	-7	-7	-8	-6
7	-5	-4	7	13	-6	-5	-5	-3
8	-5	-5	-4	-3	-4	-3	-4	-3
9	-7	-6	-6	-5	-6	-6	-6	-3
10	-7	-5	-5	-1	-6	-5	-6	-4
11	-7	-5	-5	-4	-5	-6	-6	-6
12	-4	-4	6	7	-6	-5	-4	-5
13	-8	-5	-4	-4	-5	-7	-6	-6
14	3	-3	-2	-3	-5	-4	-2	-3
15	5	-3	-2	-1	-1	-5	-4	-4
16	-5	-4	-4	-4	-6	-6	-5	-5
17	-8	-6	-6	-6	-7	-6	-6	-6
18	-8	-5	-5	-6	-8	-6	-6	-6
19	-7	-6	-6	-5	-6	-4	-6	-6
20	-7	-2	-1	0	-4	-5	-6	-3

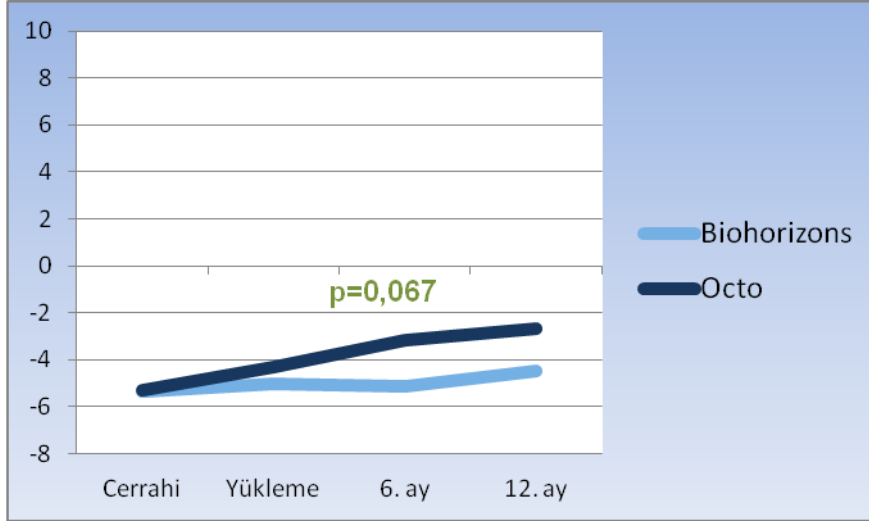
Elde edilen verilere göre yükleme seansında ve 6. ay kontrollerinde Biohorizons implantlarının kemik içi stabiliteleri daha rijit bir yapıyı işaret etmektedir (Şekil 4.3).

Şekil 4-3: Biohorizons ve Octo implantlarının PTD'lerinin karşılaştırılması



Octo grubunda; yükleme zamanına göre 12. ay PTD'nde bir artış görülmekle birlikte, görülen bu artış anlamlılığa yakın ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$). Biohorizons grubunda; yükleme zamanına göre 12. ay PTD'nde bir artış görülmekle birlikte, görülen bu artış anlamlılığa yakın ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$) (Şekil 4.4).

Şekil 4-4: PTD'nin zamana bağlı değişimi



4.4. İmplantların marjinal kemik kaybı düzeylerinin değerlendirilmesi

Cerrahi safhadan yüklemeye kadar, yüklemeden 6. aya kadar, 6. aydan 12. aya kadar, yüklemeden 12. aya kadar ve cerrahi safhadan 12. aya kadar implantların distalinde görülen marjinal kemik kaybı düzeyleri açısından implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Cerrahi safhadan yüklemeye kadar, yüklemeden 6. aya kadar, 6. aydan 12. aya kadar, yüklemeden 12. aya kadar ve cerrahi safhadan 12. aya kadar implantların mezialinde görülen marjinal kemik kaybı düzeyleri açısından implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.6).

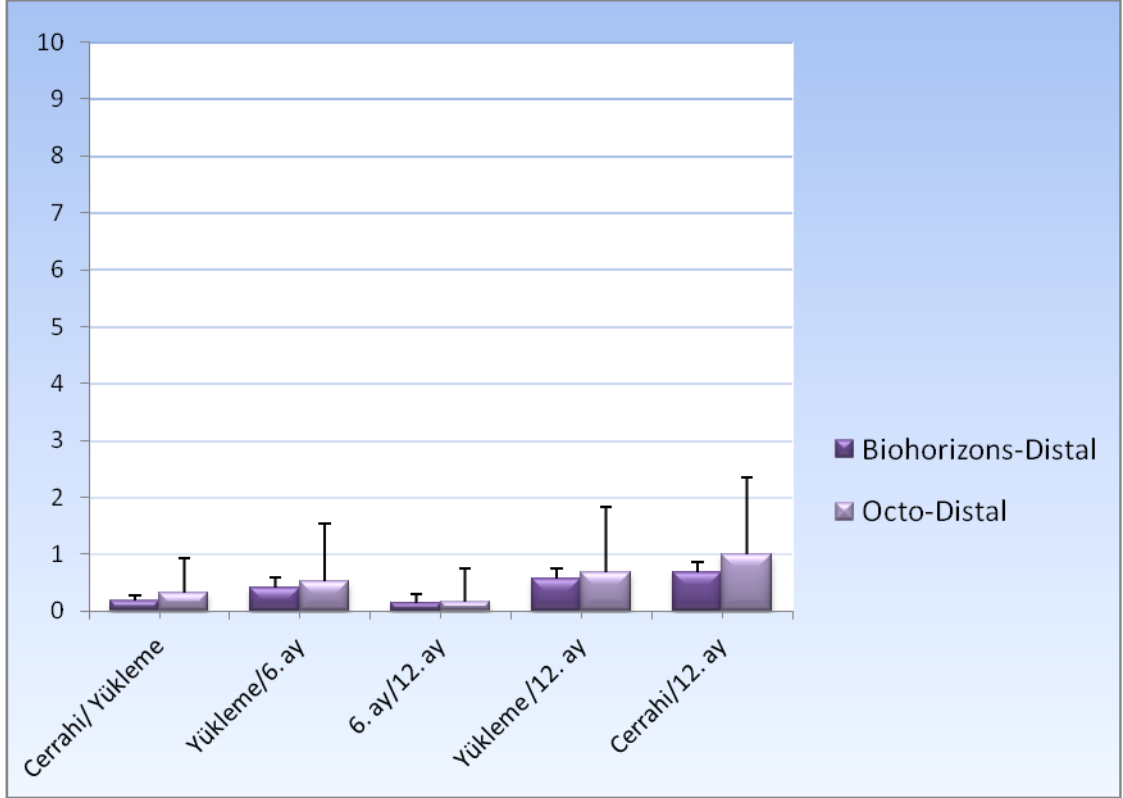
Tablo 4-6: İmplantların marjinal kemik kayıplarının karşılaştırılması

MKK	Octo	Biohorizons	p	
	Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)		
Distal	Cerrahi/ Yükleme	-0,32±0,60 (-0,27)	-0,18±0,55 (-0,10)	0,455
	Yükleme/6. ay	-0,52±1,02 (-0,26)	-0,42±1,17 (-0,17)	0,629
	6. ay/12. ay	-0,16±0,60 (-0,10)	-0,15±0,90 (-0,15)	0,809
	Yükleme /12. ay	-0,68±1,16 (-0,28)	-0,57±1,42 (-0,19)	0,872
	Cerrahi/12. ay	-1,00±1,34 (-0,69)	-0,68±1,44 (-0,18)	0,401
Mezial	Cerrahi/ Yükleme	-0,32±0,82 (-0,39)	-0,45±1,09 (-0,27)	0,765
	Yükleme/6. ay	-0,54±1,25 (-0,14)	-0,47±0,96 (-0,48)	0,351
	6. ay/12. ay	-0,28±0,73 (-0,28)	-0,28±0,74 (-0,20)	0,981
	Yükleme /12. ay	-0,82±1,39 (-0,46)	-0,75±0,90 (-0,55)	0,695
	Cerrahi/12. ay	-1,14±1,32 (-0,87)	-1,13±1,19 (-1,18)	0,970

Wilcoxon sign test

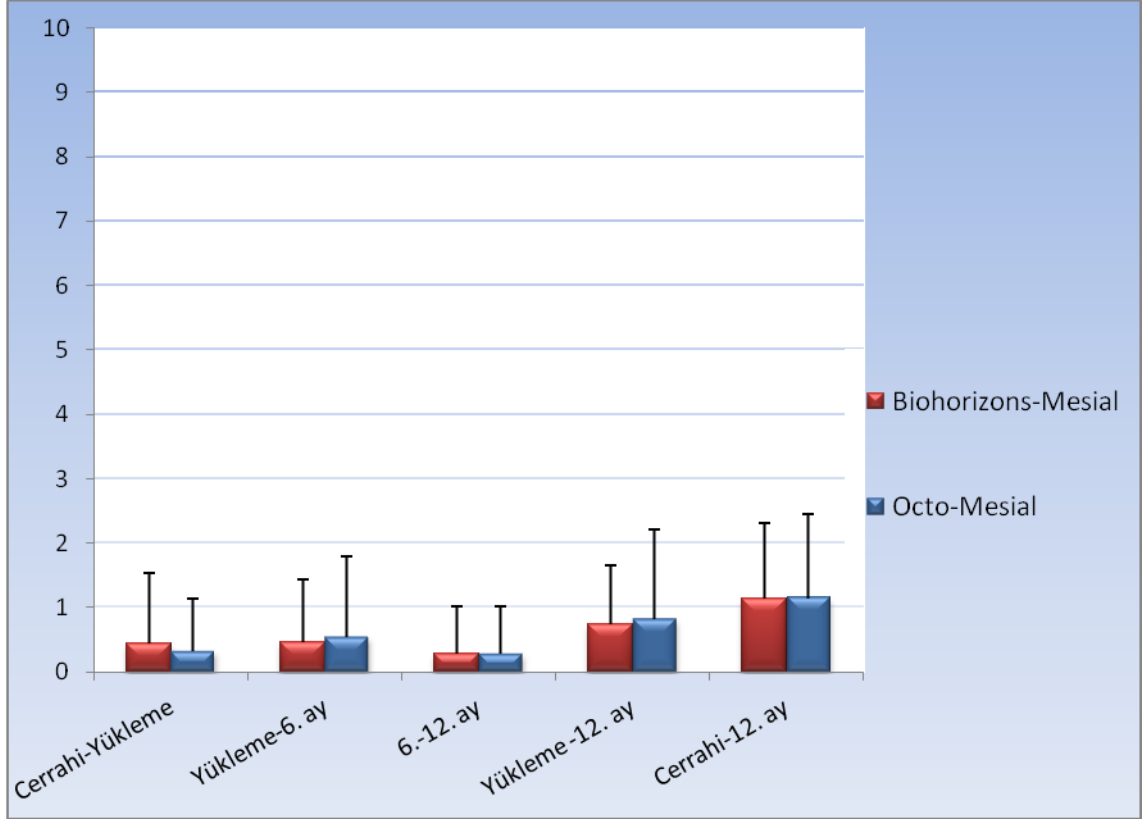
Biohorizons ve Octo implantlarının distalindeki MKK'nın karşılaştırılması Şekil 4.5'te gösterilmiştir.

Şekil 4-5: Biohorizons ve Octo implantlarının distalindeki MKK



Biohorizons ve Octo implantlarının mezialindeki MKK'nın karşılaştırılması Şekil 4.6'te gösterilmiştir.

Şekil 4-6: Biohorizons ve Octo implantlarının mezialindeki MKK



4.5. İmplantların periodontal cep derinliği açısından değerlendirilmesi

İmplantların yükleme seansında, 6. ayda ve 12. ayda ölçülen periodontal cep derinlikleri Tablo 4.7'de gösterilmiştir.

Tablo 4-7: İmplantların yükleme, 6. ay ve 12. aydaki periodontal cep derinlikleri (mm)

Hasta No	Yükleme	Octo			Yükleme	Biohorizons	
		6. Ay	12. Ay			6. Ay	12. Ay
1	m:1 d:4	m:5d:2	m:1 d:2		m:2 d:1	m:2 d:1	m:1 d:1
2	m:2 d:1	m:1 d:1	m:1 d:2		m:5d:1	m:1 d:0	m:1 d:1
3	m:3 d:2	m:1 d:2	m:2 d:3		m:2 d:3	m:5 d:2	m:2 d:2
4	m:5 d:7	m:5 d:7	m:1 d:1		m:3 d:3	m:1 d:3	m:3 d:4
5	m:2 d:3	m:2 d:2	m:1 d:2		m:3 d:0	m:2 d:1	m:3 d:1
6	m:2 d:2	m:3 d:2	m:3 d:4		m:2 d:2	m:3 d:2	m:2 d:3
7	m:2 d:2	m:2 d:2	m:1 d:1		m:5 d:5	m:5 d:5	m:2 d:3
8	m:3 d:2	m:3 d:2	m:2 d:4		m:3 d:1	m:3 d:1	m:2 d:2
9	m:2 d:3	m:2 d:2	m:1 d:1		m:1 d:3	m:2 d:3	m:2 d:2
10	m:2 d:3	m:1 d:2	m:2 d:1		m:3 d:2	m:2 d:1	m:2 d:2
11	m:2 d:2	m:2 d:3	m:2 d:2		m:2 d:2	m:2 d:2	m:2 d:2
12	m:3 d:1	m:2 d:3	m:1 d:1		m:2 d:1	m:2 d:1	m:1 d:1
13	m:4d:2	m:3 d:2	m:1 d:1		m:3 d:3	m:2 d:2	m:2 d:2
14	m:1 d:3	m:1 d:2	m:2 d:2		m:3 d:2	m:1 d:2	m:2 d:1
15	m:4d:2	m:1 d:5	m:3 d:1		m:4d:1	m:3 d:1	m:2 d:2
16	m:3 d:3	m:3 d:3	m:3 d:3		m:5 d:2	m:3 d:1	m:3 d:1
17	m:2 d:2	m:1 d:2	m:1 d:2		m:4d:1	m:2 d:0	m:2 d:0
18	m:2 d:2	m:3 d:2	m:2 d:1		m:1 d:1	m:2 d:1	m:2 d:1
19	m:2 d:3	m:1 d:1	m:1 d:1		m:2 d:3	m:3 d:3	m:3 d:3
20	m:5 d:4	m:6 d:4	m:3 d:3		m:5 d:3	m:4 d:4	m:1 d:3

m: mezial, d: distal

Yükleme sırasında, 6. ay ve 12. aylarda implantların mezialindeki periodontal cep derinliği düzeyleri açısından implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Yükleme sırasında, 6. ay ve 12. aylarda implantların distalindeki periodontal cep derinliği düzeyleri açısından implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.8).

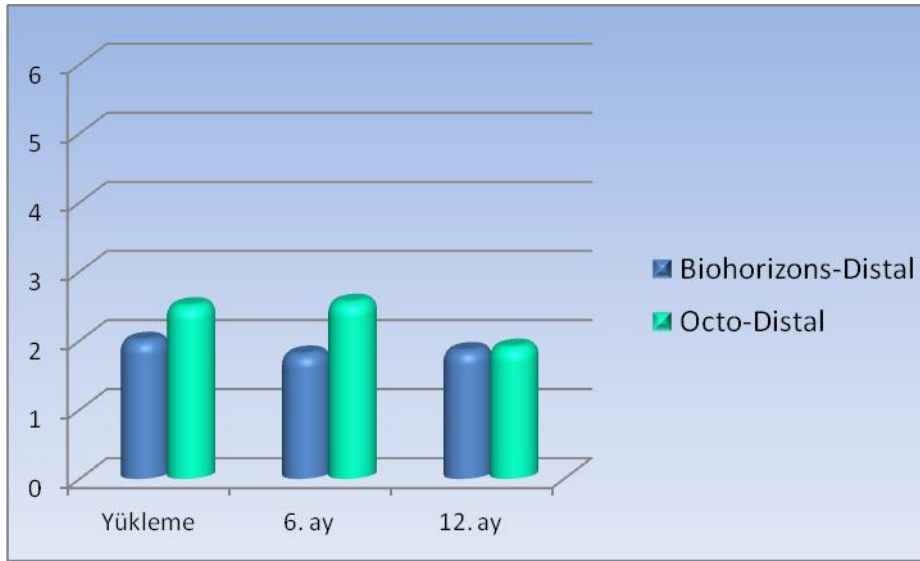
Tablo 4-8: Biohorizons ve Octo implantlarının periodontal cep derinliklerinin karşılaştırılması

	Periodontal Cep (mm)	Octo	Biohorizons	p
		Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)	
Mezial	Yükleme	2,60±1,14 (2)	3,00±1,30 (3)	0,210
	6. ay	2,40±1,50 (2)	2,50±1,15 (2)	0,788
	12. ay	1,70±0,80 (1,5)	2,00±0,65 (1,5)	0,207
Distal	Yükleme	2,65±1,31 (2)	2,00±1,17 (2)	0,055
	6. ay	2,55±1,39 (2)	1,80±1,28 (1,5)	0,064
	12. ay	1,90±1,02 (2)	1,85±0,99 (2)	0,831

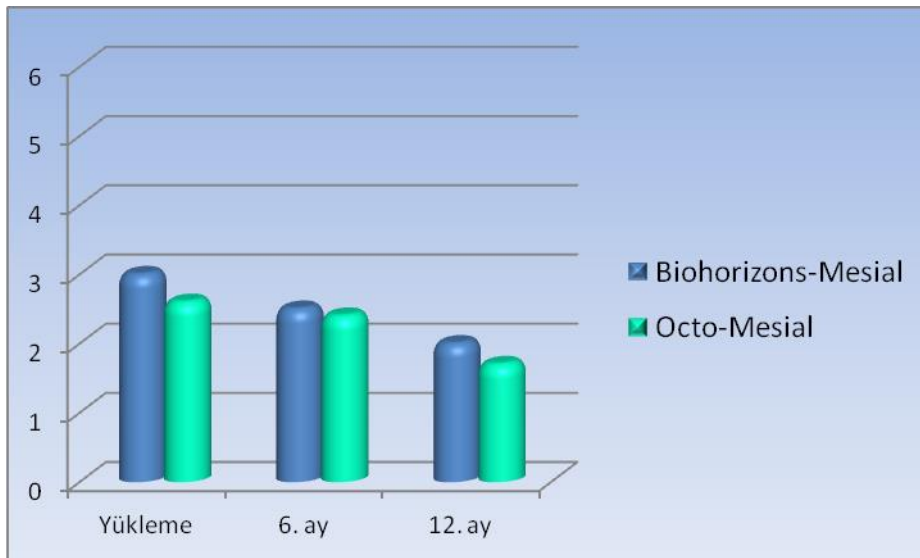
Wilcoxon sign test

Yükleme sırasında, 6. ay ve 12. aylarda Biohorizons ve Octo implantların distalindeki periodontal cep derinliği Şekil 4.7'de karşılaştırılmıştır. Yükleme sırasında ve 6. ayda implantların distalindeki periodontal cep derinlikleri karşılaştırıldığında elde edilen veriler istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte anlamlılığa yakındır ($p>0.05$). Yükleme sırasında, 6. ay ve 12. aylarda Biohorizons ve Octo implantların mezialindeki periodontal cep derinlikleri Şekil 4.8'de gösterilmiştir.

Şekil 4-7: Biohorizons ve Octo implantların distalindeki periodontal cep derinliği



Şekil 4-8: Biohorizons ve Octo implantların mezialindeki periodontal cep derinliği



4.6. İmplantların sondalamada kanama açısından değerlendirilmesi

Yükleme sırasında, 6. ay ve 12. aylarda implantların mezialinde sondalamada kanama görülme düzeyleri açısından implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

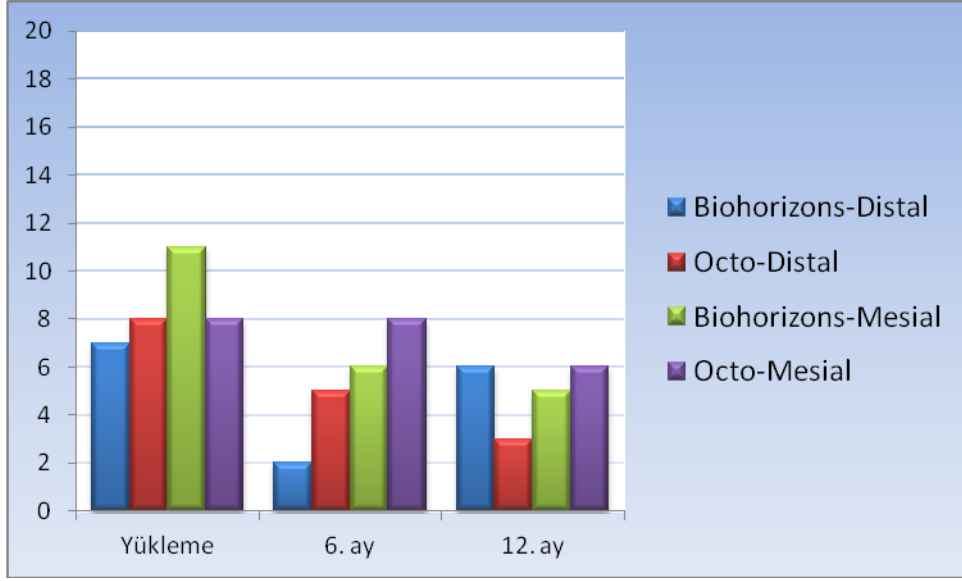
Yükleme sırasında, 6. ay ve 12. aylarda implantların distalinde sondalamada kanama görülme düzeyleri açısından implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.9).

Tablo 4-9: Biohorizons ve Octo implantlarında sondalamada kanama görülme düzeyi

	Sondalamada Kanama	Octo	Biohorizons	p
		n (%)	n (%)	
Mezial	Yükleme	8 (%40,0)	11 (%55,0)	0,366
	6. ay	8 (%40,0)	6 (%30,0)	0,414
	12. ay	6 (%30,0)	5 (%25,0)	0,655
Distal	Yükleme	8 (%40,0)	7 (%35,0)	0,705
	6. ay	5 (%25,0)	2 (%10,0)	0,257
	12. ay	3 (%15,0)	6 (%30,0)	0,257

Mc Nemar test

Yükleme seansında Octo implantlarının 8 tanesinin distalinde ve 8 tanesinin mezialinde , Biohorizons implantlarının ise 7 tanesinin distalinde ve 11 tanesinin mezialinde sondalamada kanama tespit edilmiştir. 6.ay kontrolünde Octo implantlarının 5 tanesinin distalinde ve 8 tanesinin mezialinde, Biohorizons implantlarının ise 2 tanesinin distalinde ve 6 tanesinin mezialinde kanama görülmüştür. 12. ay kontrolünde Octo implantlarının 3 tanesinin distalinde ve 6 tanesinin mezialinde, Biohorizons implantlarının 6 tanesinin distalinde ve 5 tanesinin mezialinde kanama saptanmıştır (Şekil 4.9, Tablo 4.10). İki implant arasında sondalamada kanama açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Şekil 4-9: Sondalamada kanama görülen Biohorizons ve Octo implant sayısı**Tablo 4-10:** İmplantların yükleme, 6. ve 12. aydaki sondalamada kanama sonuçları

Hasta No	Yükleme	Octo			Biohorizons		
		6. Ay	12. Ay		Yükleme	6. Ay	12. Ay
1	m:0 d:1	m:1 d:0	m:0 d:0		m:0 d:1	m:0 d:0	m:0 d:0
2	m:0 d:0	m:1 d:0	m:1 d:0		m:1 d:0	m:0d:1	m:0d:1
3	m:1 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0		m:0 d:0	m:1 d:1	m:0 d:1
4	m:1 d:1	m:1 d:0	m:1 d:1		m:1 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0
5	m:0 d:1	m:0 d:1	m:1 d:0		m:1 d:0	m:0 d:0	m:1 d:0
6	m:1 d:1	m:1 d:1	m:1 d:1		m:1 d:1	m:1 d:0	m:1 d:1
7	m:1 d:0	m:1 d:0	m:0 d:0		m:0 d:1	m:1 d:0	m:1 d:1
8	m:0 d:1	m:1 d:1	m:1 d:1		m:0 d:1	m:1 d:0	m:0 d:0
9	m:1 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0		m:0 d:1	m:0 d:0	m:0 d:0
10	m:0 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0		m:0 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0
11	m:1 d:0	m:1 d:1	m:0 d:0		m:1 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0
12	m:1 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0		m:0 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0
13	m:0 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0		m:0 d:1	m:0 d:0	m:0 d:0
14	m:0 d:1	m:0 d:0	m:0 d:0		m:1 d:1	m:0 d:0	m:0 d:0
15	m:0 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0		m:1 d:0	m:0 d:0	m:0 d:1
16	m:0 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0		m:1 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0
17	m:0 d:1	m:1 d:0	m:1 d:0		m:1 d:0	m:1 d:0	m:1 d:0
18	m:0 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0		m:0 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0
19	m:0 d:1	m:0 d:1	m:0 d:0		m:1 d:0	m:0 d:0	m:1 d:1
20	m:1 d:0	m:0 d:0	m:0 d:0		m:1 d:0	m:1 d:0	m:0 d:0

m: mezial, d:distal, 0: kanama yok, 1: kanama var

4.7.6. ve 12. aydaki periodontal cep derinliği ile marjinal kemik kaybı ilişkisinin değerlendirilmesi

Octo grubunda;6. ayda mezial bۆlgedeki periodontal cep derinliği ile marjinal kemik kaybı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$). 12. ayda mezial bۆlgedeki periodontal cep derinliği ile marjinal kemik kaybı arasında pozitif yönde, %44.2 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p<0.05$).

6. ayda distal bۆlgedeki periodontal cep derinliği ile marjinal kemik kaybı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$). 12. ayda distal bۆlgedeki periodontal cep derinliği ile marjinal kemik kaybı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Biohorizons grubunda;6. ayda mezial bۆlgedeki periodontal cep derinliği ile marjinal kemik kaybı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$). 12. ayda mezial bۆlgedeki periodontal cep derinliği ile marjinal kemik kaybı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$).

6. ayda distal bۆlgedeki periodontal cep derinliği ile marjinal kemik kaybı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$). 12. ayda distal bۆlgedeki periodontal cep derinliği ile marjinal kemik kaybı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.11).

Tablo 4-11: Periodontal cep ile MKK ilişkisi

Marjinal Kemik Kaybı		Periodontal Cep (mm)		
		R	p	
Octo	Mezial	6. ay	-0,036	0,880
		12. ay	0,442	0,050*
	Distal	6. ay	0,118	0,619
		12. ay	0,180	0,449
Biohorizons	Mezial	6. ay	-0,367	0,111
		12. ay	-0,206	0,384
	Distal	6. ay	-0,133	0,576
		12. ay	-0,244	0,300

Spearman's rho korelasyon testi * $p < 0.05$

4.8. 6. ve 12. ayda sondalamada kanama varlığına göre marjinal kemik kaybı değerlendirilmesi

Octo grubunda; 6.ayda sondalamada kanama varlığına göre 6. ayda mezial bölgedeki marjinal kemik kaybı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$). 12. ayda sondalamada kanama varlığına göre 12. ayda mezial bölgedeki marjinal kemik kaybı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

6. ayda sondalamada kanama varlığına göre 6. ayda distal bölgedeki marjinal kemik kaybı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$). 12. ayda sondalamada kanama varlığına göre 12. ayda distal bölgedeki marjinal kemik kaybı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Biohorizons grubunda; 6. ayda sondalamada kanama varlığına göre 6. ayda mezial bölgedeki marjinal kemik kaybı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$). 12. ayda sondalamada kanama varlığına göre 12. ayda mezial bölgedeki marjinal kemik kaybı

ortalamları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

6. ayda sondalamada kanama varlığına göre 6. ayda distal bölgedeki marjinal kemik kaybı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). 12. ayda sondalamada kanama varlığına göre 12. ayda distal bölgedeki marjinal kemik kaybı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.12).

Tablo 4-12: Sondalamada kanama ile MKK ilişkisi

	Marjinal Kemik Kaybı	Sondalamada Kanama		p
		Var	Yok	
		Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)	
Octo	Mezial			
	6. ay	-0,46±0,85 (-0,14)	-0,59±1,50 (-0,12)	0,787
	12. ay	-0,92±1,40 (-0,50)	-0,78±1,44 (-0,45)	0,805
	Distal			
	6. ay	-0,19±0,29 (-0,20)	-0,63±1,15 (-0,33)	0,513
	12. ay	-0,13±0,24 (-0,02)	-0,78±1,24 (-0,70)	0,491
Biohorizons	Mezial			
	6. ay	-0,29±0,59 (-0,34)	-0,54±1,09 (-0,48)	0,564
	12. ay	-0,60±0,84 (-0,90)	-0,80±0,94 (-0,44)	1,000
	Distal			
	6. ay	-1,12±0,85 (-1,12)	-0,35±1,19 (-0,16)	0,207
	12. ay	-1,15±1,42 (-1,14)	-0,33±1,40 (-0,01)	0,187

Mann Whitney U Test

4.9. Yükleme seansı, 6. ve 12. aydaki Periotest düzeyleri ile marjinal kemik kaybı ilişkisinin değerlendirilmesi

Yükleme seansındaki Periotest düzeyi ile cerrahiden yüklemeye kadar olan MKK düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$). 6. aydaki Periotest düzeyi ile MKK arasında pozitif yönde, %38.7 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p<0.05$). 12. aydaki Periotest düzeyi ile MKK düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4.13).

Tablo 4-13: PTD ile MKK ilişkisi

Marjinal Kemik Kaybı	Periotest	
	r	P
Yükleme	0,139	0,393
6. ay	0,387	0,014*
12. ay	0,225	0,162

Spearman's rho korelasyon testi * $p<0.05$

4.10. 6. ve 12. aydaki ısırma kuvveti ile marjinal kemik kaybı ilişkisinin değerlendirilmesi

Sol azılar bölgesindeki ısırma kuvveti ortalaması 6. ayda 66.6 N, 12. ayda 65.1 N olarak hesaplanmıştır. Octo grubunda; 6. aydaki ısırma kuvveti ile marjinal kemik kaybı düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$). 12. aydaki ısırma kuvveti ile marjinal kemik kaybı düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Sağ azılar bölgesindeki ısırma kuvveti ortalaması 6. ayda 69.75 N, 12. ayda 67 N olarak hesaplanmıştır. Biohorizons grubunda; 6.aydaki ısırma kuvveti ile marjinal kemik kaybı düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$). 12. aydaki ısırma kuvveti ile marjinal kemik kaybı düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.14).

Tablo 4-14: Isırma kuvveti ile MKK ilişkisi

Marjinal Kemik Kaybı	Isırma Kuvveti	
	r	p
Octo		
6. ay	0,038	0,875
12. ay	0,114	0,631
Biohorizons		
6. ay	-0,387	0,092
12. ay	-0,107	0,654

Spearman's rho korelasyon testi

4.11. Yaş ile 12. aydaki Periotest düzeyi ve marjinal kemik kaybı ilişkisinin değerlendirilmesi

Octo grubunda; yaş ile 12. aydaki Periotest düzeyi ve marjinal kemik kaybı düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Biohorizons grubunda; yaş ile 12. aydaki Periotest düzeyi ve marjinal kemik kaybı düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.15).

Tablo 4-15: Yaş ile PTD ve MKK ilişkisi

	Yaş	
	r	p
Octo		
Periotest (12. Ay)	-0,349	0,131
MKK (12. Ay)	-0,216	0,360
Biohorizons		
Periotest (12. Ay)	0,031	0,895
MKK (12. Ay)	-0,118	0,619

Spearman's rho korelasyon testi

4.12. Cinsiyete göre 12. aydaki Periotest düzeyi ve marjinal kemik kaybı değerlendirilmesi

12. ayda elde edilen PTD ve MKK ile cinsiyet ilişkisi Tablo 4.16'te gösterilmiştir.

Tablo 4-16: Cinsiyet ile PTD ve MKK ilişkisi

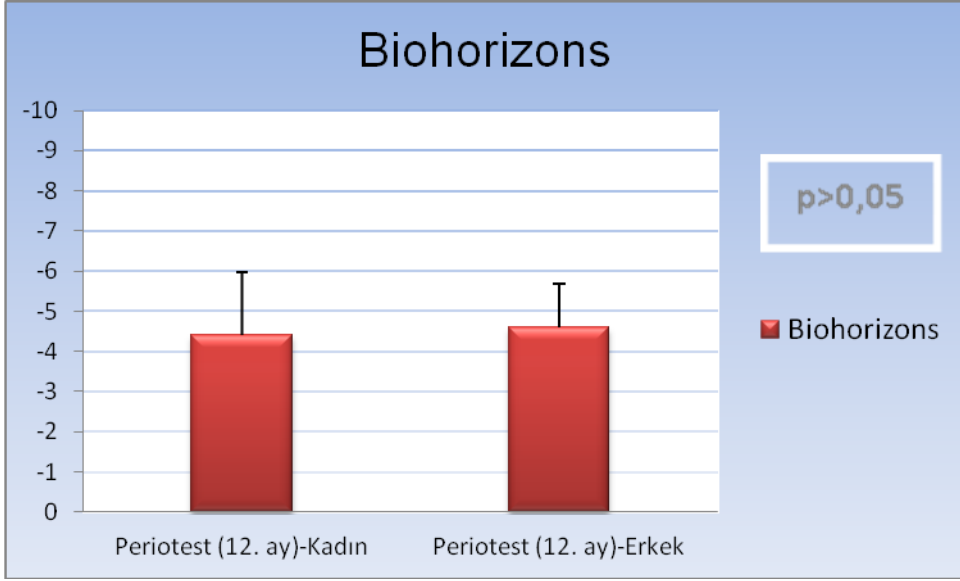
	Cinsiyet		P
	Kadın	Erkek	
	Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)	
Octo			
Periotest (12. Ay)	-2,50±5,78 (-4)	-2,80±4,08 (-4)	0,731
MKK (12. Ay)	-0,68±0,84 (-0,68)	-0,82±1,49 (-0,26)	0,650
Biohorizons			
Periotest (12. Ay)	-4,40±1,58 (-4,5)	-4,60±1,07 (-5)	0,876
MKK (12. Ay)	-0,75±1,20 (-0,86)	-0,58±0,81 (-0,47)	0,705

Mann Whitney U Test

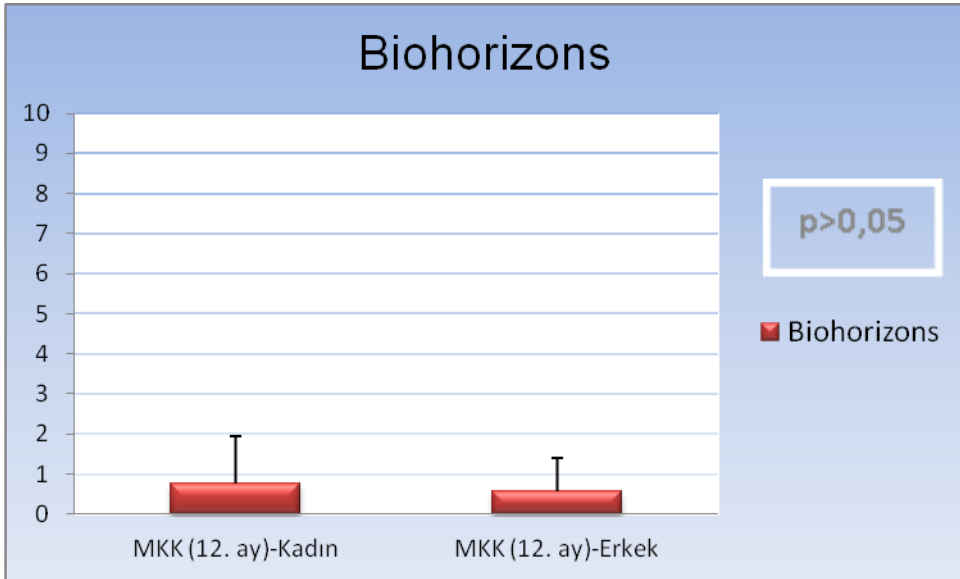
Biohorizons grubunda; cinsiyete göre 12. aydaki Periotest ve marjinal kemik kaybı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4.10, Şekil4.11).

Octo grubunda; cinsiyete göre 12. aydaki Periotest ve marjinal kemik kaybı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4.12, Şekil 4.13).

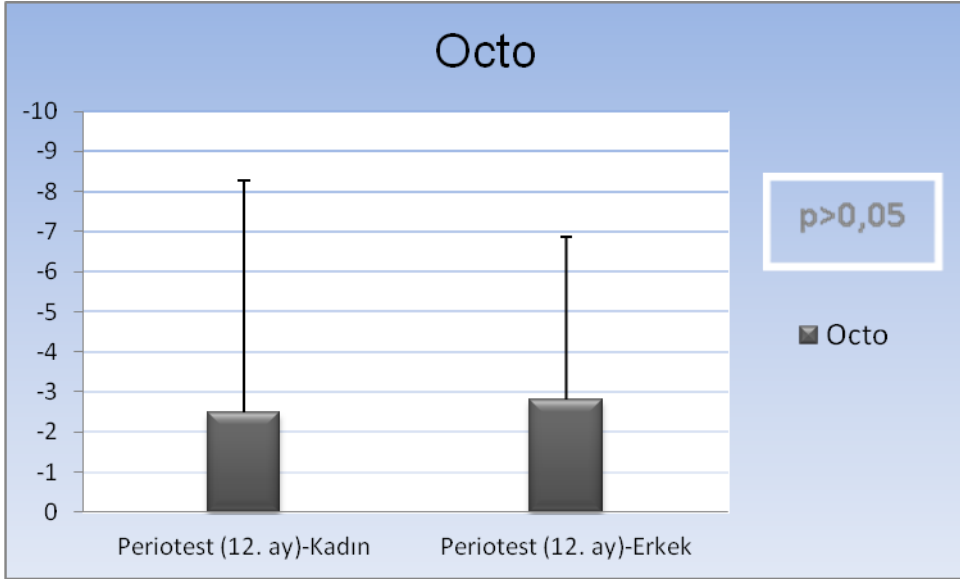
Şekil 4-10: Biohorizons implantlarının 12. aydaki Periotest değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması



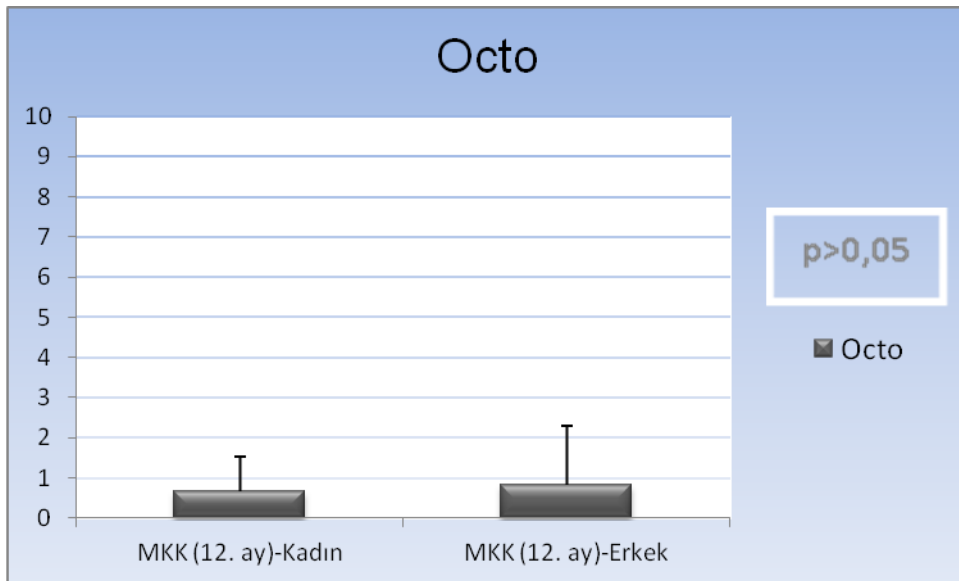
Şekil 4-11: Biohorizons implantlarının 12. aydaki marjinal kemik kaybının cinsiyete göre karşılaştırılması



Şekil 4-12: Octo implantlarının 12. aydaki Periotest değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması



Şekil 4-13: Octo implantlarının 12. aydaki marjinal kemik kaybının cinsiyete göre karşılaştırılması



4.13. İmplantlar arası mesafe ile 12. aydaki marjinal kemik kaybı ilişkisinin değerlendirilmesi

Octo grubunda; implantlar arası mesafe ile 12. ay marjinal kemik kaybı düzeyi arasında pozitif yönde, %50.7 düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p < 0.05$).

Biohorizons grubunda; implantlar arası mesafe ile 12. ay marjinal kemik kaybı düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 4.17).

Tablo 4-17: İmplantlar arası mesafe ile MKK ilişkisi

	İki İmplant Arası Mesafe (mm)	
	r	p
Octo		
MKK (12. Ay)	0,507	0,023*
Biohorizons		
MKK (12. Ay)	0,418	0,067
<i>Spearman's rho korelasyon testi</i>	* $p < 0.05$	

4.14. İmplant konumunun dağılımı

Octo implantların meziallerinin %50'si subkrestal, %30'u suprakrestal ve %20'si kemik seviyesindedir. Biohorizons implantların meziallerinin %50'si subkrestal, %50'si suprakrestaldedir.

Octo implantların distallerinin %40'ı subkrestal, %40'ı suprakrestal ve %20'si kemik seviyesindedir. Biohorizons implantların distallerinin %45'i subkrestal, %50'si suprakrestal ve %5'i kemik seviyesindedir (Tablo 4.18).

Tablo 4-18: Kemik içindeki konumlarına göre implant sayıları

İmplantın Konumu	Octo	Biohorizons
	n (%)	n (%)
Mezial	Subkrestal	10 (%50,0)
	Suprakrestal	6 (%30,0)
	Kemik seviyesinde	4 (%20,0)
Distal	Subkrestal	8 (%40,0)
	Suprakrestal	8 (%40,0)
	Kemik seviyesinde	4 (%20,0)

4.15. İmplant konumuna göre mezial ve distal bölgelerdeki 12. ay marjinal kemik kaybı düzeylerinin değerlendirilmesi

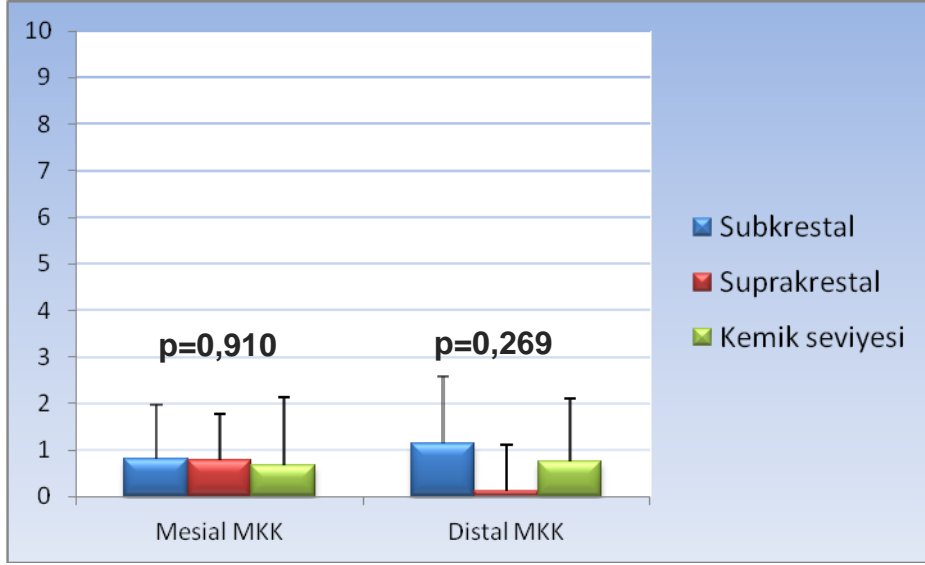
İmplantların kemik içindeki konumları ile MKK arasındaki ilişki Tablo 4.19'da gösterilmiştir.

Tablo 4-19: İmplantların konumuna göre MKK

İmplantın Konumu	Mezial	Distal
	Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)
Subkrestal	-0,81±1,15 (-0,43)	-1,13±1,45 (-0,70)
Suprakrestal	-0,78±1,16 (-0,64)	-0,12±0,91 (-0,09)
Kemik seviyesinde	-0,66±1,48 (-0,20)	-0,76±1,34 (-0,17)
*p	0,910	0,269

+ *Kruskal Wallis Test*

İmplantın konumuna göre mezial ve distal bölgelerdeki 12. ay marjinal kemik kaybı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Şekil 4.14)

Şekil 4-14: İmplantların konumuna göre MKK

4.16. Yerleştirme torku ile 12. aydaki MKK ilişkisinin değerlendirilmesi

12. aydaki MKK düzeyi ile yerleştirme torku arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p > 0.05$). (Tablo 4.20).

Tablo 4-20: Yerleştirme torku ile yükleme seansından 12. aya kadar olan MKK ilişkisi

12. ay MKK-	
Yerleştirme Torku	
r	-0,283
p	0,077

Spearman's rho korelasyon testi

4.17. Cerrahi sırasındaki Periotest düzeyi ile yerleştirme torku ilişkisinin değerlendirilmesi

Cerrahi sırasındaki Periotest düzeyi ile yerleştirme torku arasında negatif yönde, %34.8 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p < 0.05$). (Tablo 4.21)

Tablo 4-21: Primer stabilite ölçüm yöntemlerinin korelasyonu

	Periotest (Cerrahi)- Yerleştirme Torku
r	-0,348
p	0,028*
<i>Spearman's rho korelasyon testi</i> * $p < 0.05$	

4.18. Cerrahi sırasındaki Periotest düzeyi ile yükleme esnası, 6. ve 12. aydaki marjinal kemik kaybı ilişkisinin değerlendirilmesi

Octo grubunda; cerrahi sırasındaki Periotest düzeyi ile yükleme seansında ve 12. ay MKK düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmazken ($p > 0.05$); cerrahi sırasındaki Periotest düzeyi ile 6. ay MKK arasında pozitif yönde, %54.1 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p < 0.05$).

Biohorizons Grubunda; cerrahi sırasındaki Periotest düzeyi ile yükleme seansında, 6. ay ve 12. ay MKK düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tüm implantlarda; cerrahi sırasındaki Periotest düzeyi ile yükleme seansında ve 12. ay MKK düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmazken ($p > 0.05$); cerrahi sırasındaki Periotest düzeyi ile 6. ay MKK arasında pozitif yönde, %33.5 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p < 0.05$) (Tablo 4.22).

Tablo 4-22: Primer stabilite ile MKK ilişkisi

Marjinal Kemik Kaybı	Periotest (Cerrahi)	
	R	p
Octo		
Yükleme	0,188	0,427
6. ay	0,541	0,014*
12. ay	0,270	0,250
Biohorizons		
Yükleme	-0,109	0,649
6. ay	0,052	0,827
12. ay	0,218	0,356
Total		
Yükleme	0,056	0,732
6. ay	0,335	0,035*
12. ay	0,286	0,074
<i>Spearman's rho korelasyon testi</i>		* p<0.05

5. TARTIŞMA

Tam protezlerin retansiyon ve stabilitesi hasta memnuniyetinde büyük önem taşımaktadır. Üst tam protezlerde retansiyon sağlayan birçok faktör olmasına rağmen alt çenede asıl retansiyon kaslardan elde edilir. (218,401). Bu nedenle ideal bir anatomik yapıya sahip olmayan hastalarda alt tam protezlerin stabilite ve retansiyonu sorun yaratabilmektedir. Bu tip hastalarda implant destekli tedavi seçenekleri öngörülebilir bir çözüm olarak uygulanmaktadır (2,3,11,25,60,62,222,223,229,263,345). Günümüzde özellikle interforaminal bölgeye yerleştirilmiş iki implant destekli hareketli protezlerin geleneksel tam protezlere olan üstünlükleri bilinmektedir (33,413). Yapılan çalışmalarda hastaların geleneksel tam protezlere oranla implant destekli protezlerden daha memnun olduğu ve yaşam kalitesinin arttığı bildirilmiştir (16,112,143,198). Araştırmacılara göre iki implantla desteklenen hareketli protezler alt çene için standart bir çözüm haline gelmiştir (142). Alt çeneye uygulanan iki implant maksimum ısırma kuvvetini arttırmakta ve çiğneme fonksiyonunu iyileştirmektedir (145,441). Maksimum ısırma kuvveti çiğneme performansı ve etkinliği açısından önemli bir kriter olarak kabul edilmektedir (144).

Bir implantın hem hekim hem de hasta için başarılı sayılabilmesi için; planlanan proteze destek olabilmesi, implant bölgesinde ağrı, rahatsızlık, hassasiyet ve enfeksiyon olmaması, implantın klinik olarak mobil olmaması ve yüklemmeden bir yıl sonraki MKK'nın 2 mm'den az olması gerekmektedir. Takip eden her yıl için ise 0,2 mm'lik MKK kabul edilebilir bir değer olarak düşünülmektedir (15,409,478). Marjinal kemiğin korunması implantın uzun dönem başarısı açısından önem taşımaktadır. İmplantlar etrafındaki MKK'nın ölçülmesi için en çok geleneksel radyografilerden faydalanılmaktadır. Radyasyon dozunun düşük olması, kısa sürede görüntünün elde edilmesi ve düşük maliyeti nedeniyle panoramik radyografiler günümüzde sıkça kullanılmaktadır (346,376). Panoramik radyografilerin cerrahi işlem öncesi ve sonrasında ölçüm yapmak için güvenilir bir yöntem olduğunu gösteren birçok çalışma mevcuttur (182,447).

Dental implantın yerleştirilmesi için hazırlanan bölgede, kemik ve implant yüzeyi arasında sıkı bir temas sağlanmalıdır. Operasyonda elde edilen stabilite primer stabilitedir. Primer stabilite, implant yüzeyinde kemik birikimi ve implantın

kemikle bütünleşmesi için en önemli olaydır. Primer stabilite ne kadar fazla olursa implant ve çevreleyen kemikteki mikro hareketler o kadar az olur, dolayısıyla daha iyi bir osseointegrasyon elde edilir. Primer stabilite, implant geometrisi, kemik kalite ve miktarı, implant yüzey dokusu, uygulama tekniği ve implant ile çevreleyen kemiğin uyumuna bağlıdır (293). İmplant stabilite ölçümleri için; çıkarma torku, yerleştirme torku, perküsyon testi, dinamik model testi, implatest, Periotest ve rezonans frekans analizi gibi birçok metot kullanılmaktadır (28).

5.1. Gereç ve yöntemin değerlendirilmesi

Çalışmaya dahil edilen her birey için cerrahi stent hazırlanmıştır. Protez Terimleri Sözlüğü' ne göre cerrahi stentler implantların doğru açılmasına ve yerleştirilmesine yardımcı olan rehberlerdir (425). Cerrahi stentlerin asıl amacı implantların tedavi planına uygun olarak yerleştirilmesinin sağlanması ve birden çok implant uygulandığında paralelliğin elde edilebilmesidir. Cerrahi stent asıl olarak iki komponentten oluşur: pilot frezlerin içinden geçeceği metal kılavuzlar ve temas yüzeyi. Stentin temas ettiği yüzeye göre cerrahi stentler kemik destekli, mukoza destekli ya da diş destekli olarak hazırlanabilirler (370). İmplant üstü hareketli protezlerle ilgili yapılan birçok çalışmada tedavi planının doğru olarak uygulanabilmesi için cerrahi stent kullanılmıştır (113,342). Cerrahi stentler hastanın yapılmakta olan veya eski protezi duplike edilerek hazırlanabilmektedir (475). Çalışmamızda cerrahi stentler protez yapımında kullanılacak olan diş diziminin duplikatı elde edilerek hazırlanmıştır. Cerrahi stentler stabil, rijit, transparan, uygulanması kolay, küçük boyutta ve steril edilebilme özelliğine sahip olmalıdırlar (20). Bu bilgiler ışığında stentler şeffaf akrilikten hazırlanmış, temas yüzeyi retromolar kabartıları örtecek şekilde hazırlanarak stabil olmaları sağlanmış ve soğuk sterilizasyon yöntemiyle sterilize edilmişlerdir. İmplantların birbirine paralelliğini sağlamak için metal kılavuzlar paralelometre ile yerleştirilmişlerdir.

Alt çenede farklı dizaynlara sahip birçok implant destekli hareketli protez başarıyla uygulanmaktadır. Retansiyon miktarı açısından düşünüldüğünde, bar tutuculu sistemlerle sağlanan tutuculuğun en fazla, mıknatıs tutuculu sistemlerde ise retansiyonun en az olduğu bildirilmiştir (319,382). Bu nedenle

günümüzde retansiyon açısından en çok bar ve top başlı tutucu sistemler kullanılmaktadır (310). Ancak, felç, Parkinson hastalığı gibi çeşitli nedenlere bağlı olarak fiziksel kısıtlamaya sahip bireylerde veya kişinin protezini tek başına takıp çıkarmasının mümkün olmadığı durumlarda mıknatis tutucu sistemler kullanılabilir (53,93,312). Ayrıca, dişsiz kret çok kavisli ise yine top başlı veya locator tutucuların seçimi bar tutuculardan daha avantajlıdır (382).

İki implantla desteklenen top başlı tutuculu ve bar tutuculu sistemlerin uygulandığı alt tam protezlerin karşılaştırıldığı bir randomize klinik çalışmanın 3 yıllık verileri bar tutucu sistemlerin uygulandığı protezlerin top başlı tutucu uygulananlara nazaran 3 kat daha fazla başarılı olduğunu göstermektedir (457).

İmplantlar arası mesafe tutucu sistem seçiminde kritik rol oynamaktadır. İki implant arasındaki barın uzunluğunun kısa olduğu durumlarda klipsin protez kaidesinden ayrılmasına neden olabileceği öne sürülmektedir (296). Top başlı tutucu sistemlerin uygulandığı protezlerdeki komplikasyonların ise implantlar arası mesafeden veya implantlar arasındaki paralellikten daha çok implantların linguale veya bukkale doğru 6°'den fazla eğimli olduğu durumlarda ortaya çıktığı saptanmıştır (457).

İki implantla desteklenen alt implant destekli tam protezlerde uygulanan bar tutuculu sistemlerin implant çevresindeki kemikteki stres oluşumunun top başlı tutuculara göre daha fazla olduğunu bildiren çalışmalara ek olarak, (240,289,290) stres oluşumunda retansiyon miktarı ve tutucu tipinin etkisinin az olduğu, esas olarak okluzyonun ve üst yapının uyumunun etkili olduğu *in vivo* çalışmalarda ortaya konmuştur (129,295,298).

Başka bir klinik çalışmada ise, top başlı tutuculardaki aşınmaya bağlı çıkan sorunların altın alaşımından hazırlanan bar tutuculara göre daha az olduğunu bildirilmiştir (49). İnterokluzal mesafe problemi olan hastalarda ise top başlı tutucuların yerine locator tutucuların kullanımı tavsiye edilmektedir (162).

İnterforaminal bölgeye uygulanan implantlarla desteklenen bar tutuculu protezler günümüzde sıkça kullanılan bir tedavi seçeneğidir (247,248,451). Alt çene implant destekli tam protezlerde 1-10 yıl arasında implant sağ kalım oranının %97.1-100, protez sağ kalım oranının ise %88-100 olduğu bildirilmektedir. Splintlenmiş ya da splintlenmemiş iki implant, splintlenmiş dört

implant kadar etkin bir biçimde ağızda hizmet edebilmektedir (158). Yapılan farklı çalışmalarda, alt tam protezlerde geleneksel olarak yüklenen implantların splintlenmesinin implant çevresindeki doku açısından bir üstünlüğü olmadığı bildirilmiştir (234,254,320). *Çehrelî ve ark.* yayınladıkları bir derlemede implant ya da ataşman türünün implant destekli mandibular protezlerde MKK'na etkisi olmadığını bildirmişlerdir (86).

Bu çalışmada kullanılan Tasarımmed firmasına ait Octo implantlarının protetik seçenekleri arasında locator ve ball ataşman türleri bulunmamaktadır. Morse taper vidasız sisteme sahip olan bu implantlarda implant üstü hareketli protez seçeneği olarak sadece simante bar-klips sistemi kullanılabilir. Bu yüzden çalışmamızda hazırlanan dolder barların abutmentlar üzerine vidalanması mümkün olmamış; dolder barlar abutmentların üzerine simante edilmiştir.

Naert ve ark. atrofiye olmamış çenelerde tek ataşman kullanılmasının bar tutuculara oranla daha az retansiyon sağladığını ancak bu durumun hasta memnuniyetini etkilemediğini bildirmişlerdir. Aynı çalışmada ball ve mıknatıs tutucuların kullanımının Dolder bar tutuculu protezlere oranla daha zahmetli olduğu bildirilmiştir (321). *Desjardins* tek ataşman kullanıldığında oryantasyon problemlerinin ağız içinde çözülebileceğini bildirmiştir (118). *Mericke-Stern* tek ataşman ve bar tutucular arasında temizlenebilirlik açısından fark bulamamıştır (297). *Cune ve de Putter* tek ataşman ve bar tutuculu protezler kullanan hastalarda implant çevresindeki dokular açısından fark bulamamışlardır (105). Tek ataşmanlar barlardan daha ekonomik olmakla birlikte daha sık değiştirilmelerinin gerektiğini bildiren çalışmalar vardır (321). *Quirynen ve ark.* rezorbe çenelerde retansiyonun sağlanabilmesi için 13 mm'den kısa implantların splintlenmesini önermişlerdir (366). *Meijer ve ark.* yaptıkları in vitro çalışmada bar kullanılan ve kullanılmayan modellerde yükleme sırasında oluşan stres değerleri açısından önemli bir fark bulamamışlardır (287).

Batenburg ve ark. yaptıkları derlemenin sonucu olarak alt çene tam dişsiz hastalar için bir tedavi konsepti oluşturmuşlar ve interforaminal bölgeye yerleştirilen iki implantla desteklenen bar tutuculu protezlerin kullanımını önermişlerdir. Anatomik kısıtlamalar ya da hasta kaynaklı komplikasyonlar

varlığında 4 implant destekli bar tutucu ya da tek ataşman kullanımı tavsiye edilmiştir (41).

Barın tutucu elemanı olarak metal ya da plastik klipsler kullanılabilir. Plastik tutucular daha kolay değiştirildikleri ve daha ekonomik oldukları için avantajlıdır. Bunlara ek olarak plastik tutucular metal barda daha az aşınmaya neden olmaktadır. Ancak plastik klipsler ayarlanamamaktadır. Plastik ve metal klipsler arasında ortalama tutuculuk açısından bir fark bulunmamakla birlikte, metal klipsler daha fazla tutucu seçeneği sunmaktadırlar (456). Sonlu elemanlar analiziyle yapılan bir çalışmada implant üstü hareketli protezlerde rijit ve rezilient bağlantılar birbiriyle karşılaştırılmış, rezilient bağlantılarda protezin ölçü yüzeyi ile mukoza arasında daha geniş bir temas alanı saptanmış, çiğneme kuvvetleri mukozaya daha fazla iletildiğini bulan araştırmacılar, implantlar etrafında daha düşük stres meydana geldiğini bildirmişlerdir (107). İmplantlar ve çevre dokuların her ikisinden de destek sağlayabilmek için rezilient bağlantı kullanılmasını öneren yazarlar olduğu gibi (455) rijit ve rezilient bağlantılar arasında belirgin bir üstünlük sağlayan bir seçeneğin olmadığını bildiren çalışmalar da bulunmamaktadır (94,127). *Mericke-Stern* yaptığı in vivo çalışmada rezilient bağlantı kullanıldığında implantlar etrafında daha düşük kuvvetler oluştuğunu bildirmiştir (299). *Michelinakis ve ark.* implantlar arası mesafe ve ataşman tipine göre değişen protez tutuculuğunu değerlendirmiş, implantlar arası mesafenin 19,23,29 mm olduğu 3 durumda bar ataşmanla kullanılan plastik sarı klips benzer tutuculuk göstermiş, 23 mm'de ise kırmızı klipsler ball, mıknaş, sarı ve beyaz klipslerden anlamlı olarak daha tutucu bulunmuştur (303). Tüm bu bilgiler ışığında çalışmamızda dolder barla birlikte plastik sarı klipsler kullanılmıştır.

İki implantla desteklenen bar tutuculu sistemlerde barın uzunluğunun minimum 22 mm olması gerektiği bilinmektedir. Bu durumda iki implant arası mesafe en az 24-26 mm olmalıdır (397). Bu mesafe iki adet klips tutucunun yerleştirilmesi ve proteze yeterli desteğin ve retansiyonun sağlanması için gereklidir. Yayınlanan bir çalışmada Angle Sınıf I dentisyona sahip bireylerde alt çene kaninler arası mesafe 22 mm olarak saptanmıştır (405). *Michelinakis ve ark.* alt üst total protez kullanan 100 hastayla gerçekleştirdikleri ölçümler sonucunda alt çene kaninler arası mesafeyi 22.8 mm olarak tespit etmişlerdir

(303). Bu değerler göz önüne alındığında implantların kaninler bölgesine yerleştirilmesine karar verilmiştir.

Jäger ve *Wirz* yaptıkları çalışmada kaninler bölgesine yerleştirilen ve bar-klips sistemiyle birbirine bağlanan iki implantla en uygun yük dağılımının elde edildiğini bildirmişlerdir (219). Yapılan bir çalışmada alt çene implant destekli hareketli protezlerde implantlar arası mesafe ile komplikasyon görülme sıklığı arasındaki ilişki incelenmiştir. Kaninler ve lateraller bölgesine yerleştirilmiş implantlarla desteklenmiş protezler karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaya göre implantlar kaninler bölgesine yerleştirildiğinde daha sık komplikasyon gözlemlenmiştir. Araştırmacılar bu durumun implantlar kaninler bölgesinde olduğunda protezin daha fazla devrilme hareketi yapmasından kaynaklandığını ve daha sık tutucu deformasyonuna sebep olduğunu bildirmişlerdir (276). Sonlu elemanlar analiziyle yapılan bir başka çalışmada ise implantların lateraller, kaninler ve premolarlar bölgesine yerleştirildiği modeller birbiriyle karşılaştırılmış, en düşük stres seviyesi implantlar laterallere yerleştirildiğinde bulunmuştur. İmplantların bukkale ya da linguale eğimli olduğu durumda ise en düşük stres bukkale eğimli kanin bölgesindeki implantlarda gözlemlenmiştir (206). Yapılan bir çok çalışmada 2 implantla desteklenen hareketli protezler için kaninler bölgesi tercih edilmiştir (246,377,438).

Primer stabilite implantla implantı çevreleyen kemik arasında hemen oluşan mekanik adaptasyonun sonucudur. İmplantın kemik içine yerleştirilmesi için gereken moment kuvveti (yerleştirme torku) primer stabilitenin ölçülmesi için önemli bir parametredir (336). Yerleştirme torku ne kadar yüksek olursa elde edilen primer stabilite de artacaktır. Primer stabilitenin başarılı bir osseointegrasyon için ön koşul olduğu kabul edilmektedir. Yapılan birçok çalışmada MKK ile yerleştirme torku arasındaki ilişki değerlendirilmiş, yüksek yerleştirme torkunun implant etrafındaki kemikte strese neden olacağı öngörülmüş ancak böyle bir sonuca ulaşamamıştır (75,101,115,205,241,429). Çalışmamızda primer stabilitenin ölçülmesi için yerleştirme torku ve Periotest yöntemleri kullanılmış ve elde edilen değerlerin MKK ile ilişkileri değerlendirilmiştir.

İmplantlar yüklendikten sonra 1 yıl içerisinde gerçekleşen MKK implant başarı kriterleri arasında önemli bir rol oynamaktadır. İmplantın boyun

bölgesinde gerçekleşen değişimleri değerlendirmek için en sık kullanılan yöntemlerden biri panoramik röntgenlerdir. Panoramik röntgenler düşük doz radyasyona sebep olmakla birlikte iyi bir radyografik değerlendirme sağlamaktadırlar (128,149,186,448). Panoramik radyografilerde meydana gelen görüntü distorsiyonu bilinmekle birlikte, horizontal yöndeki büyütmenin güvenilir olmadığını ve vertikal büyütme oranla tekrar edilebilirliğinin düşük olduğunu gösteren çalışmalar vardır (42,389,431,432). Panoramik röntgen cihazıyla bir görüntü elde edildiğinde görüntü tabakasının orta düzlemiyle rotasyon merkezinin arasında kalan objeler büyürken, görüntü tabakasıyla film arasındaki objeler küçülür. Horizontal ve vertikal düzlemlerdeki büyüme oranları değiştiğinden görüntüde distorsiyonlar meydana gelir (280). *Catic ve ark.* üretici firmaların bildirdiği büyütme oranlarıyla hesaplanan büyütme oranları arasında belirgin bir farklılık bulmuşlardır (81). Belirli bir bölgedeki büyütme oranının tam olarak hesaplanabilmesi için, boyutları tam olarak bilinen referans objelerin kullanımı önerilmektedir (149,169,280,412). *Vazquez ve ark.* yaptıkları çalışmada implantın bilinen boyu referans alınarak panoramik röntgenin gerçek büyütme oranının belirlenebileceğini bildirmişlerdir. Farklı zamanlarda farklı gözlemcilerle güvenilir sonuçlar elde edilmiştir. Referans olarak titanyum implantların kullanılması, yüksek kontrast özelliği sayesinde ölçümleri kolaylaştırmıştır (447).

Çalışmamızda MKK'nın değerlendirilmesi için dijital panoramik radyografiler kullanılmıştır. Panoramik röntgen cihazıyla elde edilen görüntüler bilgisayara aktarılarak CorelDraw programı yardımıyla 10 kat büyütülmüştür. Referans objesi olarak implantlar kullanılmıştır. İmplantın bilinen boyuyla, görüntüde hesaplanan boyu oranlanarak büyütme oranı hesaplanmıştır. Marjinal bölgedeki kemik ile implantın tepe noktası arasındaki mesafe mezial ve distalden ölçülerek, büyütme oranına bölünmüş böylece MKK'nın gerçek değeri elde edilmiştir. Cerrahi seansında, yükleme seansında ve yüklemeden sonraki 6. ve 12. aylarda röntgenler alınarak ölçümler gerçekleştirilmiş, aynı seanslarda ölçülen Periotest değerleri ve periodontal verilerle ilişkileri araştırılmıştır.

Dental implantın yerleştirilmesi için hazırlanan bölgede, kemik ve implant yüzeyi arasında sıkı bir temas sağlanmalıdır. İmplant ile implant yuvası arasındaki mikro boşluklara kemik ilerlemeden önce implantlar yüklenecek

olursa, implantta meydana gelen mikro hareketler implant ve kemik arasında yumuşak doku kapsülü oluşmasına neden olabilir ve osseointegrasyon sürecini etkileyebilir. Bu durum implant kaybına dahi neden olabilir. Bu nedenle yüklemmeden önce implantlarda maksimum stabiliteyi sağlamak gerekmektedir. İmplantlarda klinik mobilite, osseointegrasyonun sağlanamadığını gösteren parametrelerden birisidir (135,181,222,293). Ancak mobilitenin tespit edilebilmesi için gözle görülür makroskobik bir hareket olmalıdır. Mikroskobik, niceliksel bir yöntem osseointegrasyonun varlığının ya da yokluğunun tespit edilmesinde önemli bir rol oynayabilmektedir.

Operasyonda elde edilen stabilite primer stabilitedir. Primer stabilite, implant yüzeyinde kemik birikimi ve implantın kemikle bütünleşmesi için ön koşuldur. Primer stabilite ne kadar fazla olursa implant ve çevreleyen kemikteki mikro hareketler o kadar az olur, dolayısıyla daha iyi bir osseointegrasyon elde edilir (293,367).

Primer stabilite, implant geometrisi, kemik kalite ve miktarı, implant yüzey dokusu, uygulama tekniği ve implant ile çevreleyen kemiğin uyumuna bağlıdır (293,367). Primer stabiliteden sonra elde edilen her değer sekonder stabilite olarak kabul edilmektedir. Başarılı bir sekonder stabilite, primer stabiliteye, yeni kemik oluşumuna ve kemiğin yeniden şekillenmesine bağlıdır (293,395). Sekonder stabilite hemen yüklenmeyen implantlarda yükleme zamanı için belirleyici bir faktördür.

Dental implantların stabilite ölçümü için günümüzde birçok yöntem kullanılmaktadır. İmplant stabilitesini ölçmek için kullanılacak yöntem doğru, tekrar edilebilir ve güvenilir olmalıdır (163). İmplant stabilitesi çıkarma torku gibi invazif tekniklerle veya yerleştirme torku, Periotest ve RFA gibi invazif olmayan tekniklerle ölçülebilmektedir. Yerleştirme torkunun sadece implantların yerleşimi sırasında primer stabiliteyi ölçebildiği düşünülecek olursa, RFA ve Periotest yöntemlerinin, implantlar yerleştirildikten sonraki durumlarının incelenmesinde primer ve sekonder stabilitenin ölçümünde kullanılabilen iki yöntem olduğu söylenebilir (347). Yapılan çalışmalarda implant stabilitesinin ölçümünde RFA altın standart olarak kabul edilmiştir (163,293,367). *Winter ve ark.* yaptıkları in vitro çalışmada RFA ve Periotest yöntemleri arasında iyi bir korelasyon olduğunu bildirmişlerdir (474). *Lachmann ve ark.* implantların

osseointegrasyonunun uzun dönem takibinde RFA ve Periotest yöntemlerinin kullanılabilirliğini bildirmişlerdir (253). *Noguerol ve ark.* Periotest cihazında okunan -2'den daha yüksek değerlerin implant kayıplarını ön görmeye etkili ve güvenilir bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir (329). Çalışmamızda kullanılan Octo implantları vidasız Morse taper bağlantıya sahip oldukları için stabilite ölçümü için RFA yönteminin kullanılması mümkün olmamıştır. RFA yerine diğer bir invazif olmayan stabilite ölçüm yöntemi olan Periotest yöntemi tercih edilmiştir. Periotest yönteminin RFA yöntemine göre bazı avantajları vardır bunlar, iyileşme döneminde implanta ters tork uygulamaya gerek olmaması, protez uygulanmış hastalarda protezin çıkartılmasına gerek kalmaması ve ayrı bir parça gerektirmediği için ekonomik olması olarak sayılabilir.

Osseointegre olmuş implantlar ankiloz olarak kabul edilir bu nedenle PTD'leri negatif veya düşük pozitif değerlerde seyretmektedir. *Olivé ve Aparicio* titanyum implantlar için PTD'lerinin -5 ile +5 arasında olması gerektiğini bildirmişlerdir (339). *Truhlar ve ark.* 2000 osseointegre olmuş implantla gerçekleştirdikleri çalışmada ortalama PTD'ni 2'nin altında saptamışlardır (433). *Drago* 113 implantla gerçekleştirdiği çalışmada Periotest cihazıyla osseointegre olmamış implantların %64'ünün, osseointegre olmuş implantların ise %99'nun tespit edilebildiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmaya göre 5'ten daha yüksek bir PTD yüklemeye 1 yıl sonra implantın başarısız olabileceğini düşündürmektedir (123). *Olivé ve Aparicio* 2 aşamalı cerrahi yapılan hastalarda 2. aşamadan sonra ölçülen PTD'nin klinik olarak mobil olmayan ancak okluzal yükleri taşımak için yeterince stabil olmayan implantları tespit etmek için yararlı bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir (339). Periotest yönteminin hassasiyetini ve tekrar edilebilirliğini gösteren birçok in vivo ve in vitro çalışma bulunmaktadır (88,90,338,423). Çalışmamızda yükleme sırasında Octo implantları arasında ölçülen en düşük stabilite değeri -2 iken, Biohorizons implantları için -3 olmuştur. Bu değerler yukarıda bahsedilen çalışmalardaki yükleme için belirlenen sınırlar içerisinde. İmplantların stabilitesini değerlendirmek için kullanılan Periotest yöntemiyle elde edilen sonuçların MKK verileriyle ilişkisi incelenmiştir.

5.2. İmplant Başarısı Ve Sağ Kalım Oranlarının Değerlendirilmesi

Osseointegrasyon 1985 yılında *Branemark* tarafından “canlı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki direk yapısal ve fonksiyonel bağlantı” olarak tanımlanmıştır (61). İmplant tedavisindeki başarı ve yüksek sağ kalım oranlarına ve günümüzdeki tüm gelişmelere rağmen implant kayıpları yaşanmaktadır. *Buser ve ark.* implant başarısını “tekrarlayan süperatif periimplant enfeksiyonunun olmaması, ağrı, yabancı cisim hassasiyeti veya his kaybı gibi subjektif ve ısrarcı şikayetlerin olmaması, implant etrafında devam eden radyolusentlik olmaması ve implantta gözle görülür mobilite olmaması” olarak tanımlarken implant sağ kalım kriterlerinde “süperatif periimplant enfeksiyonu olmaması” bilgisi yer almamaktadır çünkü bu tip implantlar birçok farklı tedavi yöntemiyle sağ kalabilmektedirler (70,72).

Esposito ise sağ kalan implantları “fonksiyon gören ancak implant başarı kriterleriyle test edilmemiş implantlar” olarak tanımlamıştır (136).

Misch ve ark. implant sağ kalımını 2 kategoride tanımlamıştır; yeterli sağ kalım ve şüpheli sağ kalım. Yeterli sağ kalım kategorisinde ideal durum kriterlerini karşılamayan ancak tedavi gerektirmeyen implantlar yer alırken, şüpheli sağ kalım kategorisinde ideal durum kriterlerini karşılamayan ve implant kaybının olmaması için tedavi gerektiren implantlar yer almaktadır (307).

1993 yılında gerçekleştirilen I. Avrupa Periodontoloji Seminerinde; MKK'nın yüklemmeden sonraki ilk yıl içerisinde 1,5 mm'yi, takip eden her yıl 0,2 mm'yi geçmemesi, klinik mobilite, enfeksiyon ve ağrı belirtisinin olmaması implant başarı kriterleri olarak belirlenmiş ve sıkça kullanılmıştır (7,197). Ancak bu kriterler ilk yıl içerisinde gerçekleşen MKK açısından ve MKK gerçekleşmesine rağmen stabil kalan implantlar konusuna açıklık getirmemesi sebebiyle eleştirilere maruz kalmıştır (307). Bir implantın başarılı olabilmesi için en az 1 yıl fonksiyon yapmalıdır bu nedenle başarının yeni kriterleri ortaya çıkmıştır, bunlar palpasyonda, perküsyonda ve fonksiyonda ağrının olmaması, 500 gr yük uygulandığında hiçbir yönde mobilite olmaması ve implant yerleştirildikten hemen sonraki radyografiye kıyasla MKK'nın 2.0 mm'yi geçmemesi olarak sayılabilir. İmplant kaybı ise implantın performansının belirli bir seviyenin altına düşmesi olarak nitelenmiştir (136). Kayıplar biyolojik, mekanik, iyatrojenik ya da hastanın adaptasyonunun yetersiz olmasına bağlı

olarak gelişebilmektedir (59). Bu kayıplardan en tehlikeli olanı biyolojik olanıdır çünkü bu durumda osseointegrasyonun gerçekleşmesi için verilen konak yanıtının yetersiz olduğu düşünülebilir (59,136). Kemikle olan integrasyonunu kaybeden ve çıkarılması zorunlu hale gelen implantlar biyolojik kayıp olarak adlandırılabilir (307). Biyolojik kayıplar erken ya da geç gerçekleşebilir. Kayıp abutment yerleştirilmeden gerçekleşirse erken, implant okluzal olarak yüklendikten sonra gerçekleşirse geç olarak adlandırılır (17,136). Erken kayıpların nedeni kemikteki iyileşmenin gerçekleşmemesidir. Cerrahi aşamada sıkı bir temas elde edilmesine rağmen kemikteki iyileşme yetersiz olduğunda implantla kemik arasında fibröz doku meydana gelerek integrasyonun kaybına neden olabilir (17,136,138). Erken kayıpların nedenleri cerrahi sırasında meydana gelen aşırı travma, iyileşmenin bozulması, bakteriyel kontaminasyon ve erken aşırı yükleme olarak sayılabilir (136-138). Geç kayıplara neden olarak ise peri-implantitis ve okluzal aşırı yükler gösterilebilir (443). Sonuç olarak erken kayıplar osseointegrasyonun gerçekleşmemesi olarak değerlendirilirken, geç kayıpla osseointegrasyonun korunamaması olarak değerlendirilebilir (136,138).

Misch ve ark.'na göre başarılı, sağ kalan ve kayıp olarak değerlendirilen implant kriterleri Tablo 5.1'de gösterilmiştir (307).

Tablo 5-1: Başarılı, sağ kalan ve kayıp implant kriterleri

Başarılı İmplant	Sağ kalan İmplant	Kayıp İmplant
1.Fonksiyon sırasında hassasiyet ya da ağrının olmaması 2. Mobilitenin olmaması 3.Başlangıç cerrahisinden sonra MKK'nın 2 mm'yi geçmemesi 4.Enfeksiyona bağlı eksuda olmaması	Mobilite olmamasına rağmen aşağıdaki kriterlerden birine sahip olan implantlar; 1.Fonksiyon sırasında hassasiyet 2.2 mm'den fazla ancak implant uzunluğunun yarısını geçmeyen MKK 3.Eksuda geçişinin olması	1.Fonksiyonda ağrı 2.Mobilite 3.İmplant uzunluğunun yarısını geçen MKK 4.Kontrol altına alınamayan eksuda 5.İmplantın yerinden çıkması

Çalışmamızda interforaminal bölgeye uygulanan 40 implantın hepsi osseointegre olmuş ve 1. yılın sonunda implant kaybı yaşanmamıştır. İmplant sağ kalım oranı %100'dür. İmplantların sağ kalım oranının bu denli yüksek bulunmasının nedeni olarak çalışmanın implant başarısının en yüksek olduğu alt çene ön bölgede gerçekleştirilmiş olması düşünülmektedir. Bu bulgumuz yapılan diğer çalışmalarla uyumludur (160,161,164,165,286,451). İmplantların hiçbirinde ağrı, hassasiyet şikayeti görülmemiş, enfeksiyon ya da peri-implantitis bulgularına rastlanmamıştır. Yüklemeden sonraki bir yıl içerisinde 20 Octo implantın 4'ünde ve 20 Biohorizons implantın 3'ünde 2 mm'den fazla MKK gerçekleşmiştir. *Misch ve ark.*'nin başarı kriterlerine (307) göre Octo implantlarındaki başarı oranı %80, Biohorizons implantlarındaki başarı oranı %85 olmuştur. Toplam başarı ise %82.5'tir. Octo implantlarının 5'inde ve Biohorizons implantlarının 4'ünde yüklemmeden sonraki bir yıl içerisinde 1,5 mm'den fazla MKK gerçekleşmiştir. I. Avrupa Periodontoloji Seminerinde (7) belirlenen kriterlere göre ise Octo implantlarının %75'i ve Biohorizons implantlarının %80'i başarılı sayılmaktadır. Toplam başarı oranı ise %77.5'tir.

5.3. Periotest Verilerinin Değerlendirilmesi

Singh ve ark. 56 hasta ve 100 implantla gerçekleştirdikleri çalışmalarında 6 ay sonunda ortalama PTD'ni -1.9 olarak hesaplamışlardır (407). *Aparicio* 315 ve 1182 implant üzerinde gerçekleştirdiği çalışmasında ortalama 43 aylık takip sürecinde üst çene için PTD'ni -7 ile +1, alt çene için -7 ile 0 arasında saptamıştır (23). *Krennmair ve ark.* 50 tanesi üst çene ön bölgeye 22 tanesi alt çene ön bölgeye olmak üzere 72 implantla gerçekleştirdikleri çalışmalarında iki implant üzeri sabit protezle hastaları tedavi etmişlerdir. 3 yılın sonunda üst çene için ortalama PTD'ni $-4,3 \pm 1,1$, alt çene için ise $-5,0 \pm 0,9$ olarak saptamışlardır (250). *Zix ve ark.* 65 hastada alt ve üst çeneye toplam 213 implant uygulamışlardır PTD'ni ortalama $-5,08 \pm 2,02$ olarak saptamışlardır (481).

Çalışmamızda PTD'leri cerrahi ve yükleme seanslarında ayrıca yüklemmeden 6 ve 12 ay sonra ölçülmüştür. Cerrahi safhada Octo implantları için ölçülen PTD'lerin ortalaması $-5,30 \pm 3,45$, Biohorizons implantları için ise $-5,35 \pm 1,63$ olarak hesaplanmıştır. Cerrahi aşamada Octo implantlarda 2 implant

için pozitif değerler ölçülmüş ancak 6 haftalık süreçte osseointegrasyonun sonucu olarak iki implantın stabilitesi artmış ve yüklemeye uygun hale gelmiştir.

Yükleme seansındaki (cerrahiden 6 hafta sonra) PTD'leri Octo implantları için $-4,30 \pm 1,30$, Biohorizons implantları için ise $-5,00 \pm 1,17$ olarak hesaplanmıştır. Yüklemeye seansında ölçülen en yüksek PTD Octo implantları için -2 , Biohorizons implantları için -3 olmuştur. Yüklemeyi geciktirecek bir değerle karşılaşılmamıştır (Tablo 4.5).

6. ayda Octo implantları için ölçülen ortalama PTD $-3,15 \pm 3,63$, Biohorizons implantları için ise $-5,15 \pm 1,27$ olmuştur. 12. ayda ise bu değerler Octo implantları için $-2,65 \pm 4,87$, Biohorizons implantları için ise $-4,50 \pm 1,32$ olarak hesaplanmıştır. Bu değerler Singh, Zix, Krennmair ve Aparicio'nun çalışmalarıyla uyumluluk göstermektedir (23,250,407,481).

Olivé ve Aparicio 36 hasta ve 204 implantla gerçekleştirdikleri çalışmalarında 1., 6. ve 12. ayda PTD'ni ölçmüşlerdir. Yüklemeye sonra +4'ten daha yüksek değerler ölçülen 8 implanttan 6'sı kaybedilirken, +9'dan yüksek değerlere sahip olan 7 implantın hepsi kaybedilmiştir. Alt çeneden elde edilen PTD'leri üst çeneye göre daha düşük bulunmuştur, bu durum alt çene kemiğinin yoğunluğuyla ilgilidir. Başlangıç PTD'leri yüksek olan 9 implantın yüklenmesi 4 ay ertelenmiş ve PTD'leri 3 puan düşmüştür. Ayrıca implantın boyuyla PTD'leri arasında ters orantı bulunmuştur (339).

Cerrahi aşamada ve yüklemeye seansında stabilitesi iyi olan iki Octo implantta 6. ve 12. aylarda yüksek pozitif değerler saptanmıştır. Ancak bu hastalarda yüksek pozitif değerlere başka bir klinik bulgu eşlik etmemesi ve radyografik değerlendirmede MKK normal sınırlar içerisinde seyretmesi nedeniyle hastalara ek bir tedavi girişiminde bulunulmamıştır. Biohorizons implantları 4 farklı seansta yapılan tüm ölçümlerde negatif değerler ortaya koymuşlardır (Tablo 4.5).

Yüklemeye seansında ve yüklemeye 6 ay sonra Biohorizons implantlarının kemik içi stabilitesi Octo implantlarına göre daha iyi bulunmuştur ($p < 0,05$). Yüklemeye 12 ay sonra da Biohorizons implantlarının kemik içi stabilitesi Octo implantlara oranla daha iyi bulunmuş, fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte anlamlılığa yakın tespit edilmiştir. ($p = 0,082$) Biohorizons implantlarda abutmentler implantlara 30 Ncm ile sıkıştırılmıştır,

Octo implantlarda ise abutmentlar üzerlerine 3 defa vurularak sabitlenmiştir. Abutment vidalarının raşet yardımıyla sıkıştırılması vidasız Morse taper bağlantıya oranla daha stabil bir implant-abutment bağlantısı sağlamış olabileceği, bu durumun Biohorizons implantlarının stabilite değerlerinin daha yüksek olmasına neden olmuş olabileceği düşünülmektedir. Cerrahi aşamada ise Biohorizons implantlarının iyileşme başlıkları cerrahın el kuvvetiyle sıkıştırıldığından implantlar arasında stabilite farkı gözlemlenmemiş olabilir.

5.4. Yerleştirme Torku Verilerinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda Octo implantları için yerleştirme torku ortalama 68,10 Ncm, Biohorizons implantları için ise 64,20 Ncm olarak hesaplanmıştır. İki implant arasında primer stabilite değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$). *Hof ve ark.* çalışmalarında 20 Ncm ve altındaki değerleri düşük tork değeri, 50 Ncm'nin üstündekileri ise yüksek tork değeri olarak değerlendirmiştir (205). Bu çalışmaya göre çalışmamızda yer alan iki gruptaki implantların ortalama yerleştirme torku değerleri yüksek olarak değerlendirilebilir. İmplantların alt çene interforaminal bölgeye yerleştirilmiş olmasının yüksek yerleştirme torku değerleri elde edilmesine neden olduğu düşünülmektedir.

Otoni ve ark. immedat yükleme yaptıkları tek implantlarda yerleştirme torku yaklaşık 20 Ncm olduğunda implantların % 90'ının kaybedildiğini bildirmişlerdir. 32 Ncm'nin üzerinde ise kayıp % 10 seviyesine düşmüştür. Yerleştirme torku 45 Ncm'nin üzerine çıktığında ise kayıp yaşanmamıştır (341). Başka bir çalışmada ise 35-45 Ncm tork değerlerine sahip 20 implant arasında kayıp olmamıştır (288). Çalışmamızda Biohorizons grubunda 2 implant düşük tork değerleri (10 Ncm ve 20 Ncm) ortaya koymuştur (Tablo 4.2). Bu implantlarda kayıp yaşanmazken, 10 Ncm ile en düşük tork değerine sahip implantta 4,4 mm'lik MKK görülmüştür. Bahsi geçen implantın sağ kaldığı ancak başarı kriterlerini yerine getirmediği söylenebilir.

5.5. MKK Verilerinin Değerlendirilmesi

MKK implant başarı kriterleri arasında önemli bir rol oynamaktadır. Literatürde bir implantın başarılı sayılabilmesi için belirlenen MKK miktarı hakkında birçok farklı görüş ortaya konmuştur (Tablo 5.2).

Tablo 5-2: Literatürde başarılı implantlar için belirtilen MKK değerleri

Araştırmacılar	Marjinal Kemik Kaybı
Albrektsson ve ark. ⁹	1 yıl fonksiyondan sonra her yıl <0.2mm
Albrektsson ve Zarb ¹⁰	1 yıl fonksiyondan sonra yıl başına ortalama <0.2mm
Albrektsson ve Isidor ⁷ (I. Avrupa Periodontoloji Semineri)	Yüklemeden sonraki ilk yıl <1.5mm, takip eden her yıl <0.2mm
Roos ve ark. ³⁸⁰	İlk yıl <1.0mm, takip eden her yıl <0.2mm
Zarb ve Albrektsson ⁴⁷⁸	1 yıl fonksiyondan sonra yıl başına ortalama <0.2mm
Misch ve ark. ³⁰⁷	İmplant cerrahisinden sonra <2mm

Yüklemede, 6. ayda ve 12. ayda ölçülen MKK ortalamaları literatürdeki tüm farklı görüşlerin başarı kriterleri sınırları içerisinde yer almıştır (7,9,10,307,380,478). Yüklemeden sonraki ilk yıl içerisinde Octo implantların distalinde 0.68 mm, mezialinde 0.82 mm, Biohorizons implantların distalinde 0.57 mm, mezialinde 0.75 mm MKK ölçülmüştür. Literatürde alt çenede implantla desteklenen hareketli protezlerin incelendiği bir çok çalışma mevcuttur (Tablo 5.3). Tablo 5.3'te görüldüğü üzere alt çene interforaminal bölgedeki MKK, çoğunlukla başarı kriterlerinin sınırları içerisinde. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar bu sonuçlarla benzerlik göstermektedir.

Tablo 5-3: İmplant destekli protezlerde meydana gelen MKK ile ilgili yapılmış çalışmalar

Çalışma	Bölge	Hasta sayısı	Gözlem süresi	İmplant Sistemi	Arktaki implant sayısı	Ataşman türü	MKK (mm)	İstatiksel fark
Cordioli ve ark. (102)	Tam dişsiz alt çene	21	Max. 5 yıl (15 hasta)	3i	1	1.O-ring 2.Ball	18 ay: 1.13 36 ay: 1.25 48 ay: 1.32 60 ay: 1.42	-
Gotfredsen (171)	Tam dişsiz alt çene	32	4 yıl	Astra Tech	2	1.Ball 2.Bar	0-1 yıl: 0.19 1-2 yıl: 0.19 2-3 yıl: 0.15 3-4 yıl: 0.07	-
Naert ve ark. (323)	Tam dişsiz alt çene	207	Max. 9 yıl (ort. 44.1 ay)	Brånemark	2	1.Dolder bar 2.Ball 3.Mıknatıs	1 yıl: 0.7 Takip eden her yıl: 0.05	Zamana bağlı olarak anlamlı
Naert ve ark. (322)	Tam dişsiz alt çene	36	3 yıl	Brånemark	2	1.Bar 2.Mıknatıs 3.Ball	Bar, Mıknatıs, Ball sırayla; 0-1yıl: 0.59, 0.27, 0.55 Takip eden her yıl:0.01,-0.09,0.07	-
Batenburg ve ark. (40)	Tam dişsiz alt çene	60	1 yıl	IMZ	Grup A: 2 Grup B: 4	Bar	Grup A ve B sırayla; 6 ay: 0.49, 0.31 12 ay: 0.73, 0.42	p>0.05
Batenburg ve ark. (39)	Tam dişsiz alt çene	90	1 yıl	1.Brånemark 2.IMZ 3.ITI	2	Bar	1 yıl; Brånemark: 0.34, IMZ: 0.53, ITI: 0.19	p>0.01
Bergendal ve Engquist (50)	Tam dişsiz alt ve üst çene	49	Max. 8 yıl (ort. 62 ay)	Brånemark	-	1.Bar 2.Ball	Alt çene 0.5-0.7 Üst çene <2	-
Naert ve ark. (319)	Tam dişsiz alt çene	36	5 yıl (5 hasta takipsiz)	Brånemark	2	1.Bar 2.Mıknatıs 3.Ball	Bar, Mıknatıs, Ball sırayla; ilk yıl: 0.59, 0.27, 0.55 Takip eden her yıl: -0.03, -0.05, 0.007	-
Naert ve ark. (317)	Tam dişsiz üst çene	13	Max. 4 yıl (7 hasta)	Brånemark	4	Bar (seka)	4 ay: 1.19, 48 ay: 2.1 Takip eden her yıl: 0.2	-

Çalışma	Bölge	Hasta sayısı	Gözlem süresi	İmplant Sistemi	Arktaki implant sayısı	Ataşman türü	MKK (mm)	İstatiksel fark
Davis ve Packer (109)	Tam dişsiz alt çene	25	5 yıl	Astra Tech	2 Mıknatis grubundaki 2 hastada 3	1.Ball 2.Mıknatis	Ball, Mıknatis sırayla; 1 yıl: -0.2, -0.3 2 yıl: -0.1, -0.4 3 yıl: 0.1, -0.2 4 yıl: 0.1, -0.2 5 yıl: 0.0, -0.3	Mıknatis grubunda MKK Ball grubuna oranla fazla (p=0.016)
Deporter ve ark. (116)	Tam dişsiz alt çene	52	5 yıl	Endopore	3	Protez abutmanı	1-2 yıl: 0.62 2-3 yıl: 0.74 3-4 yıl: 0.69 4-5 yıl: 0.74	-
Naert ve ark. (318)	Tam dişsiz alt çene	20	Max. 10 yıl (10 hasta)	Brånemark	3 (1'i uykuda)	1.Bar (18) 2. Mıknatis (2)	10 yıl (10 hasta) ortalama; sağ: 0.33, sol: 0.57, uykudaki: 0.15	Uykudaki implantta MKK daha az (p=0.05)
Smedberg ve ark. (408)	Tam dişsiz üst çene	20	Max. 6 yıl (14 hasta)	Brånemark	>4?	Bar (Seka)	0.97	-
Gotfredsen ve Holm (170)	Tam dişsiz alt çene	26	5 yıl (25 hasta)	Astra Tech	2	1.Ball 2.Bar	Ball, Bar sırayla; 0-1 yıl: 0.2, 0.3 1-2 yıl: 0.1, 0.2 2-3 yıl: 0.1, 0.0 3-4 yıl: 0.2, 0.3 4-5 yıl: 0.0, 0.0	Zamana bağlı olarak anlamlı (p=0.002)
Mangano ve ark. (275)	Tam dişsiz alt ve üst çene	72	5 yıl	Leone	4	Bar	1. yıl: 0.56 5. yıl: 0.7	-
Akça ve ark. (4)	Tam dişsiz alt ve üst çene	35	Alt grup1: <5 yıl Alt grup 2: ≥5yıl	ITI	Üst çenede 4 Alt çenede 2 ve 4	Bar	Üst çene: 1.145 Alt çene: 0.81	İki alt grupta da anlamlı olarak üst çenede MKK fazla

Çalışma	Bölge	Hasta sayısı	Gözlem süresi	İmplant Sistemi	Arktaki implant sayısı	Ataşman türü	MKK (mm)	İstatiksel fark
Payne ve ark. (350)	Tam dişsiz alt çene	10	1 yıl	Brånemark	2	Ball	Mezial: 0.22 Distal: 0.30	-
Meijer ve ark. (284)	Tam dişsiz alt çene	58	3 yıl	1.Brånemark 2.IMZ 3.ITI	2	Bar	Genç grup, yaşlı grup sırayla; 0-12 ay:-0.8,-0.8 0-36 ay:-1.2, -0.8	Gruplar arasında anlamlı fark yok
Tawse-Smith ve ark. (421)	Tam dişsiz alt çene	24	1 yıl	1.Steri-Oss 2.Southern	2	Ball	Yükleme ve 1 yıl sırayla; Steri-Oss: 0.90, 0.97 Southern: 0.73, 0.81	Gruplar arasında anlamlı fark yok
Deporter ve ark. (117)	Tam dişsiz alt çene	52	10 yıl (108 implant)	Endopore	3	Protez abutmentı	5-7 yıl: 0.85 7-10 yıl: 1.02	-
Gatti ve Chiapasco (159)	Tam dişsiz alt çene	10	2 yıl	1.Standart MKII Brånemark 2.Konikal transmukozal Brånemark	4	Bar (Kantilever)	1.grup; 1. yıl: mezial 0.7, distal 0.8 2.yıl: mezial 0.8, distal 0.9 2.grup; 1.yıl: mezial 0.5, distal 0.6 2.yıl: mezial 0.8, distal 0.8	Gruplar arası anlamlı fark yok
Heijdenrijk ve ark. (199)	Tam dişsiz alt çene	40	1 yıl	1.ITI 2.IMZ	2	Bar	0-12 ay; ITI: 0.6 IMZ: 0.6	P=1.00?
Heijdenrijk ve ark. (200)	Tam dişsiz alt çene	40	1 yıl	IMZ	2	Bar	76 implant (36 hasta, 0-12 ay); 2 aşamalı cerrahi: 0.6 Tek aşamalı cerrahi: 0.6	P=1.00?
Payne ve ark. (349)	Tam dişsiz alt çene	24 (22 hastada radyografik değerlendirme)	2 yıl	ITI Kontrol grubu: 12. haftada, Test grubu: 6. haftada yükleme	2	Ball	Kontrol grubu, Test grubu sırayla; 1 yıl: 0.35, 0.27 2 yıl: 0.09, 0.12	-

Çalışma	Bölge	Hasta sayısı	Gözlem süresi	İmplant Sistemi	Arktaki implant sayısı	Ataşman türü	MKK (mm)	İstatiksel fark
Rungcharassaeng ve ark. (381)	Tam dişsiz alt çene	5	1 yıl	Steri-Oss	4	Bar	0-1 ay: -0.42 1-3 ay: 0.21 3-6 ay: 0.10 6-12 ay: 0.003	0-1 ay ile 6-12 arasındaki MKK farklı ($p<0.001$)
Tawse-Smith ve ark. (420)	Tam dişsiz alt çene	48	2 yıl	1.Steri-Oss 2.Southern Kontrol grubu: 12. haftada yükleme Test grubu: 6. haftada yükleme	2	Ball	1 yıl; Steri-Oss: kontrol: 0.1, test: 0.12 Southern: kontrol: 0.16, test: 0.12 2 yıl; Steri-Oss: kontrol: 0.0, test: 0.0 Southern: kontrol: 0.0, test: +0.06	Gruplar arasında anlamlı fark yok
Meijer ve ark. (285)	Tam dişsiz alt çene	40	1 yıl	1.IMZ 2.ITI	2	Bar	IMZ: 0.6 ITI: 0.6	P=1.00?
Payne ve ark. (351)	Tam dişsiz alt çene	24 (1 ITI hastası takipsiz)	1 yıl	1.ITI 2.Southern	2	Ball	ITI; mezial: 0.18, distal: 0.34 Souhern; mezial: 0.26, distal:0.33	Anlamlı farklılık yok
Raghoobar ve ark. (369)	Tam dişsiz alt çene	30 (1 yıl: 151, 3 yıl: 146 implant)	3 yıl	Brånemark	4	Bar	1 yıl: 0.26 3 yıl: 0.41	-
Cune ve ark. (106)	Tam dişsiz alt çene	18	1 yıl	Frialoc (Friadent)	2	Ball	0.2	-
van Steenberghe ve ark. (444)	Tam dişsiz alt çene	158	Max. 12 yıl	Brånemark	2	Bar	4 yıl: 1.03 8 yıl: 1.41 12 yıl: 1.66	4 ile 8 yıl arasındaki artış anlamlı

Çalışmamızda tüm implantların mezial ve distallerindeki MKK cerrahi safhadan yüklemeye kadar, yüklemeden 6. aya kadar, 6. aydan 12. aya kadar, yüklemeden 12. aya kadar ve cerrahi safhadan 12. aya kadar olmak üzere ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Yüklemeye, 6. ayda ve 12. ayda Octo implantların mezial ile Biohorizons implantların mezial arasında ve Octo implantların distal ile Biohorizons implantların distal arasında MKK açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. ($p>0.05$)

Heckmann ve ark. implant abutment bağlantısındaki mikro hareketlerin implantlar etrafındaki dokunun stabilitesine yıkıcı etkisi olduğunu ve kemik rezorpsiyonuna neden olduğunu bildirmişlerdir (188). Morse taper bağlantı tipi implantla abutment arasında mükemmel bir stabilite sağlamaktadır. Bu bağlantı mikro hareketleri önleyerek MKK'nı engelleyebilir (58,185). Vidalı bağlantı tiplerinde implant ve abutment arasındaki mikro boşluklar (40-100 μ m), implant çevresinde enflamasyon hücrelerinin birikmesine zemin sağlayarak kemik kaybına neden olabilmektedir (64,340). Bu boşluğa yerleşen bakteriler implant gövdesinin içerisindeki boşluğa yerleşerek enflamasyon ve kemik rezorpsiyona neden olabilirler (220,356). *Gross ve ark.* implant ve abutment arasında mikro aralık olmadığında enflamasyonun azaldığını ve kemik kaybının minimum olduğunu bildirmişlerdir (178). Morse taper implantlarda bu aralık 1-3 μ m düzeyindedir ve mikrobiyal sızıntıya karşı sızdırmazlık sağlanır (120). Bunun yanı sıra Morse taper implantlarda abutmentin çıkış profili platform switch özelliğini de taşımaktadır. Platform switch implantlarda mikro aralık ile marjinal kemik arasındaki horizontal mesafe artmaktadır (157,260), bu nedenle bakteriler kemikten daha uzakta yer almaktadır ve kemik kaybı azalmaktadır (43,180,450). Ayrıca platform switch implantlarda yumuşak doku mükemmel bir şekilde iyileştiği için daha kalın ve geniş, uygun bir doku elde edilebilir. Bu alanda elde edilen transmukozal kapama da kemik rezorpsiyonunu azaltmaktadır (379). Çalışmamızda kullanılan Octo implantlar Morse taper bağlantıya ve platform switch çıkış profiline sahiptirler. Vidalı bağlantıya ve düz çıkış profiline sahip Biohorizons implantlarla Octo implantlarının arasında MKK açısından anlamlı bir fark bulunamamasının sebebi implantların alt çene interforaminal bölgeye yerleştirilmiş olması olabilir. İki sistemin arasındaki farkın

MKK'na etkisini daha net olarak görülebilmesi için üst çene posteriorda bir çalışma planlanabilir.

5.6. Yerleştirme Torku ile MKK ilişkisinin değerlendirilmesi

Çalışmamızda yerleştirme torku değerlerinin MKK üzerine anlamlı bir etkisi saptanamamıştır. Bu sonuç bilinen stres ve gerilim ilişkisi prensibiyle ters düşmektedir. Uygulanan mekanik stres ve kemiğin özellikleri meydana gelen gerilim miktarını etkilemektedir. Aşırı gerilimin kemikte rezorpsiyona ya da kırılmalara neden olduğu ortaya konmuştur (216). Bu nedenle yüksek yerleştirme torku değerlerinin implant çevresinde kemik kaybına neden olabileceği düşünülebilir (415).

Çalışmamızda yerleştirme torku ile MKK arasında anlamlı bir ilişki bulunmamasına sebep olarak implantların uygulandığı bölgede meydana gelen tork kuvvetlerinin yıkıcı seviyeye ulaşmaması veya çevre dokunun aşırı dinamik kuvvetlere maruz kalmaması gösterilebilir. *Hof ve ark.* yaptıkları çalışmada yüksek ve düşük yerleştirme torku değerlerinin bir yıl sonundaki marjinal kemik kaybı üzerine etkisini araştırmışlar ve iki grup arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır (205). *Khayat ve ark.* yüksek torkla yerleştirilmiş implantlarda 1 yılın sonunda düşük torkla yerleştirilenlere göre MKK açısından bir fark bulamamışlardır. 176 Ncm' a kadar ölçülen yüksek değerlerin osseointegrasyonu etkilemediğini bildirmişlerdir (241). *Cannizzaro ve ark.* 50 hastayla gerçekleştirdikleri çalışmalarında yüksek ve orta seviyede yerleştirme torkuyla yerleştirdikleri implantlarda 6 ayın sonunda MKK açısından anlamlı bir fark bulamamışlardır (75). Çalışmamız *Hof, Khayat ve Cannizzaro*'nun çalışmasıyla uyumludur (75,205,241). Yerleştirme torku yöntemi primer stabilitenin ölçülmesi için değerli bir yöntemdir (92,153,228). Yüksek yerleştirme torku değerleri elde edildiğinde implantın mikrohareketi ve buna bağlı olarak kayıp riski azalır (130,336,341). Çalışmamızda 10 Ncm ile en düşük yerleştirme torku değerinde sahip Biohorizons implantında 1 yılın sonunda 4,44 mm MKK gerçekleşmiştir. Bu MKK'nın büyük bir kısmı ise cerrahi aşamadan yüklemeye kadar olan 6 haftalık zaman diliminde gerçekleşmiştir. Bu durum yukarıda bahsedilen mikrohareketlilik teziyle açıklanabilir. Birçok çalışmada MKK'nın

önemli bir kısmının cerrahi safha ile yükleme arasında geçen sürede gerçekleştiği bildirilmiştir (86,111,212,249,352,463).

Trisi ve ark. koyunlar üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmalarında alt çenenin bir tarafına yüksek torkla (ortalama 110 Ncm) diğer tarafına ise düşük torkla (ortalama 10 Ncm) 4'er adet implant yerleştirilmiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre yüksek yerleştirme torku kemik nekrozuna ya da implant kaybına neden olmamakla beraber implantların primer stabilitesini arttırmıştır (429). Kemik yoğunluğunun fazla olması fonksiyon altındaki implantlarda marjinal kemikte meydana gelen gerilimleri ve buna bağlı olarak MKK'nı azalttığı bildirilmiştir (216). Farklı yerleştirme torkuna maruz kalmış farklı kemik tipleri incelenerek implant ve kemik arasında meydana gelen etkileşimlerin açıklığa kavuşması için yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

5.7. İmplantlar arası mesafe ile MKK ilişkisinin değerlendirilmesi

Dişsiz bireyler, iki implant destekli alt tam protezlerle tedavi edildikleri zaman genelde implantların kaninler bölgesine yerleştirildiği belirtilmektedir (87). Kanin bölgesinin tercih edilmesinin en büyük sebebi hekimlerin diş üstü protezlerde kaninleri dayanak diş olarak kullanma tecrübelerinden kaynaklanmaktadır (422). Alt kaninler genelde alt çenede en son kaybedilen dişlerdir ve kökleri diğer kesicilere oranla daha uzun ve dayanıklıdır (422). Fakat bu durum implantlar için her zaman doğru olmayabilir. Kanin bölgesinin implant yerleşimi için uygun bölge olup olmadığına dair kesin kanıt mevcut değildir. Tutucu olarak bar tercih edileceği zaman implantlar için kanin bölgesi seçildiği zaman dil odasını daraltmamak için barın ön bölgeye doğru kavisli yapılmak zorunda olması, protezlere ve implantlara daha fazla bükme kuvveti getirebilir (206,422). Bu yüzden implant yerleşim bölgesini lateral kesiciler veya kanin ve lateral kesiciler arsına taşımak bu bükme kuvvetlerini azaltmak için önerilmektedir. Yerleşim bölgesinin bu bölgeler olması mekanik bir avantaj sağlasa da bu konuda hiçbir objektif bir klinik bulgu yoktur.

Çalışmamızda tüm implantlar kanin bölgesine yerleştirilmiştir. Fakat hastalarda kanin dişlerinin dizim yerleri farklılık gösterdiği için bu farklılıklar implantlar arası mesafelere de yansımış; her hastada farklı bir mesafe gözlenmiştir. Çalışmamızın bulgularında Octo implantlarda implantlar arası

mesafe artınca daha fazla MKK gözlemlenmiş, Biohorizons implantlarda ise implantlar arası mesafe MKK'nı etkilememiştir. *Hong ve ark.* yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında implantların daha ön bölgeye yerleştirilmesinin implant çevresi kemikte daha az stres oluşmasına ve streslerin daha homojen dağılmasına neden olduğunu saptamışlardır (206). Çalışmamızın bulguları da bu çalışmayla uyumludur. İmplantlar arası mesafe arttıkça implantlar etrafındaki stres birikimi artmış ve bu durum da MKK'nın artmasına neden olmuş olabilir. Oral implantolojide interforaminal bölgeye yerleştirilecek implantların doğru konumları hakkında tartışmalar devam etmektedir. Yapılan başka bir çalışmada implantlar arası mesafe arttıkça daha fazla komplikasyon olduğu bildirilmiştir (276). Fakat aynı zamanda implantların kanin bölgesine yerleştirildiği zaman protezlerin daha retantif olduğu da bildirilmiştir (303). Bu konuda kesin hüküm verebilmek için daha fazla klinik ve laboratuvar çalışmasına ihtiyaç vardır.

5.8. Isırma kuvveti ile MKK ilişkisinin değerlendirilmesi

Yapılan birçok çalışmada alt çene implant destekli tam protezlerin stabilite, retansiyon, hasta memnuniyeti ve yaşam kalitesinde ilerleme sağladığı kanıtlanmıştır (31,32). İmplant destekli tam protezlerin ağız fonksiyonlarında sağladığı gelişim objektif metotlarla da ölçülmüştür. Maksimum ısırma kuvvetinde (MIK) implant destekli tam protezlerin geleneksel tam protezlere oranla üstünlüğü birçok çalışmayla ortaya konulmuştur (55,166,268,440). Çalışmamızda MIK'leri bir strain geyç ölçüm aletine bağlı 2 adet strain geyç yapılandırılmış bir ısırma takozu ile ölçülmüştür. MIK'nin implant destekli tam protezlerdeki bilinen olumlu etkisinin tekrar incelenmesi yerine, günümüzde tam olarak aydınlığa kavuşmamış olan MIK'nin MKK'na etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır. *Lindquist ve ark.* yaptıkları çalışmada okluzal yüklemenin fazla olduğu durumlarda MKK'nın fazla olduğunu saptamışlardır (268). Yapılan bir in vitro çalışma (458) ve bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında (442) da okluzal yüklemelerin fazla olduğu durumlarda implantların çevresinde daha fazla stres ve gerilim oluştuğu bildirilmiştir. *Geçkili ve ark.* yaptıkları retrospektif klinik çalışmada MIK ile MKK arasında ilişki bulmuşlar, 3.5-4 yıl sonunda MIK'nin fazla olduğu hastalarda daha fazla MKK saptamışlardır (166). *Van Kampen ve ark.* (440) ve *Jofre ve ark.* (225) ise yaptıkları klinik çalışmalarda, MIK ile MKK

arasında ilişki bulamamışlardır. Çalışmamızda MIK'leri, yükleme safhasında, yüklemmeden 6 ve 12 ay sonra ölçülmüştür. Daha sonra ısırma kuvvetinin marjinal kemik kaybı ile olası etkisi istatistiksel olarak incelenmiştir ve MIK ile MKK arasında ilişki saptanmamıştır. Bulgularımız, *Van Kampen ve ark.* (440) ve *Jofre ve ark.*'nin (225) yaptıkları çalışmalarla uyumluluk, *Geçkili ve ark.* (166). ve *Lindquist ve ark.*'nin (268) yaptıkları çalışmalarla ise uyumsuzluk göstermektedir. Çalışmamızda, 6. ayda sol ısırma kuvveti ortalaması 67 N; sağ ısırma kuvveti 70 N, 12. ayda sol ısırma kuvveti ortalaması 65 N; sağ ısırma kuvveti 67 N olarak bulunmuştur. *Bilhan ve ark.* (55) yaptıkları retrospektif çalışmada 2 implant destekli alt tam protezlerde ortalama olarak top başlı ataşman kullanımında 120 N, locator ataşman kullanımında ise 151 N MIK saptamışlardır. Çalışmamıza dahil edilen bireylerin MIK'lerinin düşük olması MKK'nı etkilememiş olabilir. Bu konuda kesin kanıya varabilmek için daha uzun süreli prospektif klinik çalışmaya ihtiyaç vardır.

5.9. Periodontal Verilerin Değerlendirilmesi ve MKK ile olan İlişkileri

Dental implantlar etrafında implant sisteminden bağımsız olarak 3-3,5 mm'lik bir yumuşak doku manşeti (abutment kısmında 2 mm'lik bağ dokusu epiteli ve bu epitelle marjinal kemik arasındaki 1 mm'lik bağ dokusu olmak üzere) gözlemlenmiştir (1). Başarılı bir implantta 3 mm'lik sondalama derinliği sınır değer olarak kabul edilmektedir (91,314). İmplant yerleştirilirken 5 mm'den daha derin cepler oluşmamasına özen gösterilmelidir (48).

Lang ve ark. sağlıklı implantlarda ve mukozitis durumunda yumuşak doku manşetinin mükemmel bir kapama sağladığını ancak peri-implantitis vakalarında yumuşak dokunun kapama özelliğinin kaybolarak alveol kretine rahatça ulaşılabildiğini bildirmişlerdir (257).

İmplant etrafındaki dokunun sondalanması implantların etrafındaki mukozanın uzun dönem takibinde güvenilir ve hassas bir yöntemdir (91). Sondalamada kanamanın varlığı ise cebin ya da sulkusun enflamasyonunu göstermektedir. Ancak sondalamada kanama olması periodontal hastalık olduğu anlamına gelmemektedir. Bununla birlikte kanamanın olmaması implantın stabil olduğu şeklinde yorumlanabilir (256). Çalışmamızda yükleme seansında tüm implantların %75'inde, 6. ayda %42.5'inde, 12. ayda ise

%35'inde sondalamada kanama saptanmıştır. (Tablo 5.4) Çalışmamızda iki implant grubunda da sondalamada kanama ile MKK arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Bu sonuç sondalamada kanamanın daha çok implant etrafındaki mukoza ile ilişkili olduğu ve periodontal hastalıkla birebir ilişkisi olmadığı düşüncesiyle örtüşmektedir.

Krennmair ve ark. alt çeneye uygulanan 22 implant destekli 11 sabit protezde ortalama 56 ay sonra implantlar etrafındaki cep derinliğini 1.4 mm ve MKK'nı 1.7 mm olarak bulmuşlardır (250). *Lachmann ve ark.* 74 hastada gerçekleştirdikleri çalışmalarında implantlar etrafındaki cep derinliğini 2.9 mm bulmuşlardır (252). *Ravald ve ark.* üst çeneye kıyasla alt çenede yapışık dişeti probleminin daha sık yaşandığını belirttikleri çalışmalarında alt çenedeki implantların çoğunda 1-3 mm arasında cep derinliği ölçmüşler ve MKK'nı 0,49 mm olarak hesaplamışlardır (372). *Karabuda ve ark.* 96 implantta cep derinliğini 2-3 mm arasında ölçmüşler ve yüklemiden 1. yılın sonuna kadar geçen zaman diliminde cep derinliğinin anlamlı derecede arttığını bildirmişlerdir (236). *El Mekawy ve ark.* 19 hastada alt çene posterior bölgeye yerleştirilen 38 implantta periodontal cep derinliğini yükleme sırasında, 6. ayda ve 12. ayda sırasıyla 1.1 mm, 1.3 mm ve 1.6 mm, MKK'nı ise yine aynı sırayla 0.1 mm, 0.2 mm ve 0.3 mm olarak bulmuşlardır (132). Çalışmamızda elde edilen periodontal cep değerleri tüm bu çalışmalarla uyumluluk göstermiş ve her iki implant grubunda da cep derinlikleri yükleme, 6. ay ve 12. aydaki ortalamaları 3 mm sınırını aşmamıştır.

Troeltzsch ve ark. 33 hastaya yerleştirilen 132 implantın periodontal verilerini ve MKK'nı inceledikleri çalışmalarında sondalamada kanama oranını üst çenede alt çeneye göre daha fazla bulmuşlardır. Alt çenede ortalama 3.2 mm cep derinliği ölçmüşlerdir. 32 ay takipten sonra MKK 1.2 mm olarak hesaplanmış ancak periodontal cep derinliği ve sondalamada kanama ile MKK arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (430). Çalışmamızda cep derinlikleri ile MKK ilişkisi değerlendirilmiş, yalnızca 12. ay kontrolünde Octo implantlarının mezialindeki cep derinliği ile yüklemiden 12. aya kadar olan MKK arasında pozitif yönde istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmıştır ancak çalışmamızın genelinde böyle bir sonuç elde edilmemiştir. Sondalamada kanama ile MKK

arasında anlamlı bir ilişki bulunmaması *Troeltsch ve ark.* 'nın çalışmasıyla paralellik göstermektedir (430).

Vasak ve ark. 107'si alt çeneye 53'ü üst çeneye yerleştirilmiş 163 implantla desteklenen sabit protezler üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmalarında 1. yılın sonunda 1.44 mm MKK gözlemlenmiştir. 1. ayda implantların %70'inde 1. yılda %49'unda sondalamada kanama görülürken 1. ayda 45 hastada 1. yılda 32 hastada 3 mm'nin üzerinde cep derinliği ölçülmüştür. Araştırmacılar bu durumu hastaların motivasyonuna bağlı olabileceğini bildirmişlerdir (446). Çalışmamızda yükleme sırasında 40 implantın 11'inde, 6. ayda 7'sinde ve 12. ayda 3'ünde 3 mm'nin üzerinde cep derinliği ölçülmüştür. (Tablo 5.3) Bu implantlardan hiçbirine ek bir tedavi girişiminde bulunulmadığı için *Vasak ve ark.*'nin (446) yorumu bizim çalışmamız için de geçerli olabilir.

5.10. İmplantların yerleştirilme derinliklerinin MKK ile ilişkisinin değerlendirilmesi

Cerrahi aşamadan yükleme seansına kadar gerçekleşen MKK'nı değerlendirmek için cerrahiden hemen sonra alınan radyografileri değerlendirdiğimizde bazı implantların tepe noktasının tam alveol kreti seviyesinde bazılarının kretin üzerinde (suprakrestal) bazılarının ise kretin altında yer aldığı gözlemlenmiştir. Tüm implantların mezialleri ve distalleri subkrestal, suprakrestal ve kemik seviyesinde olmak üzere değerlendirilmiştir. 40 implanttaki 40 mezial bölgenin %50'si subkrestal, %40'ı suprakrestal, %10'u kemik seviyesinde olarak saptanmıştır. 40 distal bölgenin %42.5'i subkrestal, %45'i suprakrestal, %12.5'i kemik seviyesinde olarak saptanmıştır.

Romanos ve ark. yaptıkları çalışmada 228 implantın mezial ve distallerini periapikal ve panoramik röntgen yardımıyla değerlendirmişlerdir. Suprakrestal implantları çalışma dışında bırakan araştırmacılar 197 subkrestal ve 65 krestal bölge saptamışlardır. Ortalama 7,5 yıllık bir takip süresinden sonra subkrestal ve suprakrestal grup arasında MKK açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (378). Çalışmamızda da implantların kemik içerisindeki başlangıç konumlarının 12. aydaki MKK değerleri üzerine etkisi saptanmamıştır. ($p>0.05$) *Romanos ve ark.*'nin (378) çalışmalarının gereç ve yöntemiyle büyük benzerlik gösteren çalışmamızın sonuçları bahsi geçen çalışmayla uyumluluk göstermektedir.

Pontes ve ark. köpeklerde gerçekleştirdikleri çalışmalarında implantları kret seviyesinde, 1 mm subkrestal ve 2 mm subkrestal olmak üzere farklı derinliklerde yerleştirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda implantların kemik içindeki derinliği ile MKK arasında ilişki bulunamamıştır (360). Suprakrestal durumun incelenmediği bu çalışmada elde edilen veriler çalışmamızla uyum içerisindedir.

Cochran ve ark. yine köpeklerde gerçekleştirdikleri çalışmalarında implantları kret seviyesinde, 1 mm suprakrestal ve 1 mm subkrestal yerleştirmişler ve subkrestal grupta MKK'nın daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Suprakrestal grupta ise 0,19 mm'lik bir kemik artışı gözlemlenmiştir (97). *Cochran ve ark.*'nin çalışması bizim çalışmamızla ve konuyla ilgili diğer çalışmalarla uyum göstermemektedir.

Weng ve ark. yaptıkları çalışmada implantları iki gruba ayırmışlar, 1.5 mm subkrestal yerleştirilen eksternal altıgen bağlantıya sahip implantlardaki MKK, kemik seviyesinde yerleştirilen Morse taper bağlantıya sahip implantlardan daha fazla bulunmuştur (464). Bu çalışmada subkrestal yerleştirilen implantlar eksternal altıgen bağlantıya sahip oldukları için sonuçlardaki farklılığın gereç ve yöntemin farklılığından kaynaklandığı söylenebilir.

Huang ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizinde implantları 0.5 mm subkrestal, 1 mm subkrestal, kemik seviyesinde, 0.5 mm suprakrestal ve 1 mm suprakrestal konumlandırmışlardır. Çalışmanın sonucunda en fazla stresin 1 mm suprakrestal implantın etrafında meydana geldiği bildirilmiştir (210).

Schwarz ve ark. 1.6 mm ve 0.4 mm cilalı yüzeye sahip implantları 0.4 mm suprakrestal yerleştirmişler ve cilalı yüzeyin 1.2 mm'sinin kemiğin içinde bırakıldığı implantlarda MKK'nı daha fazla bulmuşlardır (394). *Hermann ve ark.* 1.8 mm cilalı yüzeye sahip implantlarda cilalı yüzeyin 1 mm kemik içinde bırakıldığı durumda MKK'nı anlamlı derecede fazla bulmuşlardır (194). *Hermann ve ark.* başka bir çalışmada ise 3 mm cilalı yüzeye sahip implantların cilalı-pürüzlü yüzey sınırını kemik seviyesinde yerleştirirken, 4 mm cilalı yüzeye sahip implantlarda bu sınırı kretin 1 mm altında bırakmışlardır. Cilalı yüzeyin 1 mm'lik kısmının kemiğin içinde bırakıldığı grupta MKK anlamlı olarak fazla

bulunmuştur (193). Bu çalışmaların ışığında implantların cilalı kısımlarının kemik içerisinde bırakılmalarının MKK'nı arttırdığı söylenebilir. Çalışmamızda implantın kemik içindeki konumu ile MKK arasında ilişki bulunmamasının nedeni her iki implantta da cilalı yüzey bulunmayışı olabilir.

Barros ve ark. subkrestal yerleştirilen implantlardaki MKK'nı kret seviyesinde yerleştirilenlere oranla daha az bulmuşlardır (38). *Huang ve ark.* subkrestal yerleştirilen implantlardaki MKK'nı kemik seviyesinde yerleştirilen implantlara oranla daha az bulmuşlardır. Araştırmacılar vidalı Morse taper bağlantı ile vidasız Morse taper bağlantı arasında MKK açısından fark bulamamıştır (209). İmplantları subkrestal yerleştirmenin bazı avantajları vardır. İmplantların subkrestal yerleştirilmesiyle ilk yıl ve takip eden yıllar içerisinde gerçekleşen MKK ile implantların açığa çıkma riski azaltılabilir, bunun yanı sıra alveol kretinin apikali kuralından daha geniş olduğu için cerrahi sırasında ekstra işlemlere gerek kalmayabilir. Ancak implantların derine yerleştirilmesi için platform-switch konseptine sahip sistemlerin kullanılması gerekebilir. Çalışmamızda elde edilen subkrestal yerleşimin MKK'na etkisi olmadığı sonucuna dayanarak kret tepesindeki kemik kalınlığının yetersiz olduğu durumlarda implantların subkrestal yerleşimi önerilebilir.

5.11. Cinsiyet ile PTD ve MKK ilişkisinin değerlendirilmesi

Cinsiyetin osseointegrasyon sürecini, implant stabilitesini ve marjinal kemik kayıplarını etkileyebileceği bildirilmiştir (37,63,453). *Balshi ve ark.* (37), 344 implantın primer stabilite değerlerinde kadınlarda anlamlı düşüş gözlemlediklerini bildirmektedirler. Birinci ve ikinci aylardaki ölçümlerde kadınlardaki stabilite değerlerinin arttığı; 90 gün sonunda ise erkeklerle aynı seviyeye geldiği bildirilmektedir. *Brochu ve ark.* (63), başlangıç ve 4. aydaki RFA değerlerini ve krestal kemik kayıplarını ölçtükleri implantlarda, erkeklerde RFA değerlerinin anlamlı derecede düşük ve krestal kemik kaybının anlamlı derecede yüksek çıktığını belirtmektedirler. Bu çalışmaların tam tersine cinsiyetin stabilite değerlerine ve krestal kemik kayıplarına etkisini saptamayan çalışmalar da literatürde mevcuttur. *Wagenberg ve ark.* (453) 1187 implantı 1-22 yıl arası inceledikleri çalışmalarında erkeklerde krestal kemik kaybının anlamlı derecede düşük çıktığını belirtmektedirler. *Norton* (332), *Geçkili ve ark.*

(166), *Bilhan ve ark.* (56), yaptıkları çalışmalarda cinsiyetin kemik kayıplarını etkilemediğini bulmuşlardır. *Geçkili* yaptığı tez çalışmasında cinsiyetin stabilite değerlerini de etkilemediğini saptamıştır. Çalışmamıza 10 erkek, 10 kadın birey dahil olmuş; birey sayısının cinsiyet gruplarına ayrıldığında eşit olması düzgün bir karşılaştırma yapabilmemizi sağlamıştır. Çalışmamızın sonucunda cinsiyetin 12. aydaki stabilite değerlerine ve MKK'na anlamlı etkisi saptanmamıştır. bu bulgumuz, *Norton* (332), *Geçkili ve ark.* (166), *Bilhan ve ark.* (56) yaptıkları çalışmalar ve *Geçkili*'nin yaptığı tez (167) çalışmasının bulgularıyla uyumlu; *Balshi ve ark.* (37), *Brochu ve ark.* (63) ve *Wagenberg ve ark.*'nin (453) yaptıkları çalışmaların bulgularıyla uyumsuzdur. Cinsiyet faktörünün implant stabilitesinde ve kemik kaybında tek başına bir faktör olarak değerlendirilmesinin doğru olmayacağını, bu faktörünün erken iyileşme periyodunda etkisi olabileceğini, bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

5.12. Yaş ile PTD ve MKK ilişkisinin değerlendirilmesi

MKK'nı ve implant stabilitesini etkileyen bir diğer faktörün de yaş olduğu bildirilmiştir. Yaşlanmanın hem yumuşak doku hem de sert doku iyileşmesindeki olumsuz etkisi, genellikle osteoporoz gibi sistemik hastalıkların ve kötü ağız hijyeni ve agresif periodontitis gibi hastalıkların da etkisiyle kendini göstermektedir. Fakat genç yaşlılarda görülen daha fazla kemik kaybının sebebinin ileri yaştaki hastaların kemik rezorpsiyon sürecini daha önce yaşamış olmaları ve bu sürecin artık stabil hale gelmesi olduğu düşünülmektedir (67).

Friberg ve Jemt (150), *Bryant ve Zarb* (67) ve *Wagenberg ve ark.* (453) yaptıkları klinik çalışmaların sonucunda genç yaşlılarda yani 50 yaş altı bireylerde daha fazla MKK saptamışlardır. *Bilhan ve ark.* (56), *Geçkili* (167), *Geçkili ve ark.* (166) ise yaptıkları klinik çalışmaların sonucunda yaş faktörünün MKK'nı etkilemediğini bulmuşlardır. Yaş faktörünü etkili bulamayan tüm bu çalışmalara dahil edilen bireylerin büyük çoğunluğu 50 yaş üstü bireylerdir. Çalışmamıza katılan bireylerin yaş ortalamaları 61.60 ± 9.66 (min 43-max 80)'tir. Yalnızca 2 birey 50 yaşın altında geri kalan 18 birey 50 yaşın üstündedir. Çalışmamızın sonucunda yaş faktörünün 12. aydaki stabilite değerlerine ve MKK'na anlamlı etkisi saptanmamıştır. Çalışmamızda ileri yaştaki hastaların

yoğun olması ve bu bireylerde kemik rezorpsiyon sürecinin stabil hale gelmiş olmasının bu bulgumuza sebep olmuş olabileceği düşünülmektedir.

5.13. Cerrahi aşamadaki Periotest düzeyleri ile yerleştirme torku ilişkisinin değerlendirilmesi

İmplant stabilite ölçümü için birçok yöntem önerilmiştir. Bu yöntemler arasında klinikte kullanılabilecek en uygun primer stabilite ölçüm yöntemleri yerleştirme torku, Periotest ve RFA yöntemleridir. Bu yüzden klinikte kullanılan bu ölçüm yöntemleri arasındaki ilişkinin bilinmesi önem taşımaktadır. *Çehreli ve ark.* (85) yaptıkları meta analiz çalışmasının sonucunda RFA ile yerleştirme torku arasında kuvvetli bir korelasyon olduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmada Periotest ile diğer yöntemler arasında korelasyon çalışması yapan çok az araştırma olduğu bildirilmiş, bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğu vurgulanmıştır. Çalışmamızda da bu meta-analizin sonuçları ışığında Periotest ile yerleştirme torku arasındaki korelasyon incelenmiş ve anlamlı bir ilişki saptanmıştır. Yerleştirme torkunun yüksek olduğu implantlarda ölçülen PTD'leri düşük çıkmıştır ($p<0.05$). *Nkenke ve ark.* (328) kadavralar üzerinde yaptıkları çalışmada Periotest ve yerleştirme torku arasında anlamlı bir korelasyon bulmuşlar; aynı şekilde *Sakoh ve ark.* (384) da yaptıkları in vitro çalışmada ve yerleştirme torku arasında ileri derecede anlamlı bir korelasyon saptamışlardır. Çalışmamızın bulguları bu iki çalışmayla uyumludur. Periotest ve yerleştirme torku arasındaki korelasyonu incelendiği bir klinik çalışmaya ise literatürde rastlanmamıştır. Çalışmamız bu ilişkiyi inceleyen ilk klinik çalışma olarak göze çarpmaktadır.

5.14. Periotest değerleri ile MKK ilişkisinin değerlendirilmesi

Dental implantlarda başarılı bir osseointegrasyon gerçekleşmesinde primer stabilitenin rolü çok büyüktür. *Winter ve ark.* yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında, kemik kaybı ile primer stabilite arasında negatif bir korelasyon olduğunu bildirmektedirler (474). *Yang ve ark.* 19 hastaya yerleştirdikleri 43 implantta primer stabilite değerleri ile 4, 8 ve 12. haftalarda ölçtükleri MKK arasında bir korelasyon tespit edememişlerdir (476). *Geçkili ve ark.*, 52 hastada interforaminal bölgeye yerleştirdikleri 104 implantın primer

stabilitesi ile 6., 12., 24. ve 36. aylardaki MKK arasında bir korelasyon bulamamışlardır (164). Çalışmamızda da aynı yerleştirme torku değerleri ile 12. ay MKK arasındaki gibi cerrahi sırasındaki PTD'leri ile 12. ay MKK arasında da bir korelasyon saptanmamıştır. Hem yerleştirme torku hem de PTD'leri ile 12. ay MKK arasında bir korelasyon saptanmama sebebi olarak interforaminal bölgede elde ettiğimiz hemen hemen tüm PTD'lerinin düşük ve tork değerlerinin yüksek yani stabilitenin yüksek olması ve bu bölgenin kemik kaybına en az rastlanılan bölge olması sebep olmuş olabileceği düşünülmektedir.

Dental implantların osseointegrasyonundaki bir başka önemli faktör de sekonder stabilitedir. Sekonder stabilite hemen yüklenmeyen implantlarda yükleme zamanı için belirleyici bir faktördür (293,395). Çalışmamızda sekonder stabilitenin MKK'na olası etkisinin araştırılması amacıyla, yükleme anında ölçülen PTD'leri ile cerrahi safhadan yüklemeye kadar olan MKK'ları, 6. ayda ölçülen PTD'leri ile yüklemeden 6. aya kadar olan MKK'ları ve 12. ayda ölçülen PTD'leri ile yüklemeden 12. aya kadar olan MKK'ları arasındaki korelasyon ölçülmüş ve yalnızca 6. ayda ölçülen PTD'leri ile yüklemeden 6. aya kadar olan MKK'ları arasında bir korelasyon bulunmuştur. Buna göre, 6. ayda MKK'ları yüksek olarak saptanan implantların stabiliteyi düşük bulunmuştur. Yalnızca 6. ayda bile olsa tespit ettiğimiz bu korelasyon önemlidir ve dikkate alınmalıdır. Özellikle Tip 3 ve Tip 4 kemikte bu korelasyonun tüm ölçümlerde anlamlı bulunabileceğini ve bu tip kemiklerde yapılabilecek yeni çalışmalara bu bulgumuzun ışık tutabileceğini düşünmekteyiz.

6. SONUÇLAR

1. İki implant destekli alt tam protez kullanan hastalarda, vidasız Morse taper bağlantıya sahip implantlarla, internal altıgen bağlantıya sahip implantlar arasında yüklemeye sonra 1 yıl içerisinde MKK açısından fark yoktur ($p>0.05$).

2. İmplant grupları arasında primer stabilite açısından bir fark yoktur ancak internal altıgen bağlantıya sahip implantların kemik içi stabilitesi yükleme seansında ve 6. ayda vidasız Morse taper bağlantıya sahip implantlardan daha yüksektir.

3. Periodontal cep ve sondalamada kanama bakımından implantlar arasında bir fark yoktur.

4. Yaş ve cinsiyetin MKK ve implantın kemik içi stabilite değerlerine etkisi yoktur.

5. İmplantın kemik içinde yerleştirildiği derinliğin MKK üzerine etkisi yoktur. Buna bağlı olarak implantın yerleştirileceği bölgede kret tepesindeki kemiğin kalınlığı yetersiz olduğunda implant subkrestal yerleştirilebilir.

6. Primer stabilite ile 1. yılın sonundaki MKK arasında bir ilişki yoktur, bunun nedeni implantların alt çene interforaminal bölgeye yerleştirilmesi olabilir. Bu bölgedeki primer stabilite değerlerinin yüksek, MKK değerlerinin ise düşük olduğu bilinmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Abrahamsson I, Berglundh T, Wennström J, Lindhe J. The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 1996;**7**(3):212-9.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Longterm follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;**5**:347-59.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981 Dec;**10**(6):387-416.
4. Akca K, Cehreli MC, Uysal S. Marginal bone loss and prosthetic maintenance of bar-retained implant-supported overdentures: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010 Jan-Feb;**25**(1):137-45.
5. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1981;**52**:155-70.
6. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L ve ark. Osseointegrated oral implants. *J Periodontol* 1988; **59**: 287-96.
7. Albrektsson T, Isidor F. Consensus report of session IV. İçinde Lang NP, Karring T, editör. *Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology.* London, UK: Quintessence Publishing Co. Ltd.;1994. pp. 365-69.
8. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc* 2005;**71**(5):327.
9. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;**1**(1):11-25.
10. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont.* 1993;**6**(2):95-105.
11. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;**60**:75–84.
12. Albrektsson T. Oral implant surfaces: Part 1- Review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont* 2004;**17**: 536-43.

13. Albrektsson T. Oral implant surfaces: Part 2- Review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont* 2004;**17**:544-64.
14. Albrektsson T. The response of bone to titanium implants. *CRC Crit Rev Biocompatibility* 1985;**1**:53-84.
15. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The Long-Term Efficacy of Currently Used Dental Implants: A Review and Proposed Criteria of Success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;**1**:11-25.
16. Allen F, McMillan A. Food selection and perceptions of chewing ability following provision of implant and conventional prostheses in complete denture wearers. *Clin Oral Implants Res* 2002;**13**:320-26.
17. Alsaadi G, Quirynen M, Michiles K, Teughels W, Komárek A, van Steenberghe D. Impact of local and systemic factors on the incidence of failures up to abutment connection with modified surface oral implants. *J Clin Periodontol.* 2008;**35**:51-7.
18. Alsiyabi AS, Felton DA, Cooper LF. The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. *J Prosthodont* 2005;**14**:184-90.
19. Andersson PA, Copenhaver JC, Tencer AF, Clark JM. Response of cortical bone to local controlled release of sodium fluoride: the effect of implant insertion site. *J Orthop Res* 1993;**9**:890-901.
20. Annibali S, La Monaca G, Tantardini M, Cristalli MP. The role of the template in prosthetically guided implantology. *J Prosthodont.* 2009;**18**(2):177-83.
21. Aoki H. The mobility of healthy teeth as measured with the impact hammer method. *Kanagawa Shigaku.* 1987 Jun;**22**(1):13-31.
22. Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Implants Res* 2006; **17**(2):2-7.
23. Aparicio C. The use of the Periotest value as the initial success criteria of an implant: 8-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1997;**17**(2):150-61.
24. Astrand P, Anzen B, Karlsson U, Saltholm S, Svardström P, Hellem S. Nonsubmerged implants in the treatment of the edentulous upper jaw: A

- prospective clinical and radiographic study of ITI implants-Results after 1 year. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; **2**:166-74.
25. Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Gröndahl K. Astra Tech and Brånemark system implants: A prospective 5-year comparative study. Results after one year. *Clin Implant Dent Relat Res* 1999;**1**:17-26.
 26. Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Gröndahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra Tech and Branemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15**:413-20.
 27. Atilla G.A rare find in Anatolia--a tooth implant (mid-sixth century B.C.).*J Oral Implantol.* 1993;**19**(1):54-7.
 28. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to asses implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;**22**:743-54.
 29. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study.*Int J Prosthodont.* 2004;**17**(4):417-24.
 30. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study.*Int J Prosthodont.* 2004;**17**(4):425-33.
 31. Awad MA, Locker D, Korner-Bitensky N, Feine JS. Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res* 2000;**79**:1659-63.
 32. Awad MA, Lund JP, Dufresne E, Feine JS. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont* 2003;**16**:117-22.
 33. Awad MA ve ark. Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. *Int J Prosthodont* 2003;**16**:390-6.

34. Baier RE, Meyer AE, Natiella JR, Carter JM. Surface properties determining bioadhesive outcome: Methods and results. *J Biomed Mater Res* 1984;**18**:337-55.
35. Baker D, London RM, O'Neal R. Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: A comparative study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; **14**(5): 722-28.
36. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2002;**15**:575-81.
37. Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;**20**(4):584-94.
38. Barros RR, Novaes AB Jr, Muglia VA, Iezzi G, Piattelli A. Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2010;**21**(4):371-8.
39. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Van Oort RP, Boering G. Mandibular overdentures supported by two Brånemark, IMZ or ITI implants. A prospective comparative preliminary study: one-year results. *Clin Oral Implants Res*. 1998;**9**(6):374-83.
40. Batenburg RH, Raghoobar GM, Van Oort RP, Heijdenrijk K, Boering G. Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants. A prospective, comparative study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1998;**27**(6):435-9.
41. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Jul-Aug;**13**(4):539-45.
42. Batenburg RH, Stellingsma K, Raghoobar GM, Vissink A. Bone height measurements on panoramic radiographs: the effect of shape and position of edentulous mandibles. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 1997;**84**: 430-5.

43. Baumgarten H, Cocchetto R, Testori T, Meltzer A, Porter S. A new implant design for crestal bone preservation: initial observations and case report. *Practical Proceedings of Aesthetic Dentistry* 2005;**17**:735-40.
44. Becker MJ. Ancient "dental implants": a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;**14**(1):19-29.
45. Becker MJ. Early dental appliances in the Eastern Mediterranean. *Berytus*. 1995-96;**42**:71-102.
46. Becker MJ. Etruscan gold dental appliances: Origins and functions as indicated by an example from Orvieto in the Danish National Museum. *Dent Anthropol Newsletter* 1994;**8**(3):2-8.
47. Becker W ve ark. A prospective, multicenter trial comparing one- and two-stage titanium screw shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid screw fixtures. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;**2**:159-65.
48. Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S. Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;**5**(1):31-8.
49. Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. Internationales Team für Implantologie. *Clin Oral Implants Res* 1998;**9**:51-9.
50. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;**13**(2):253-62.
51. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. A model study in the dog. *Clinical Oral Implants Research* 2003;**14**, 251-62.
52. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 1991;**2**(2):81-90.
53. Bhat N. A close-up on obturators using magnets. Part 1 – Magnets in dentistry. *J Ind Prosthodont Soc*. 2005;**5**:114-8.

54. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bilmenoglu C. Maintenance requirements associated with mandibular implant overdentures: clinical results after first year of service. *J Oral Implantol*. 2011;**37**(6):697-704.
55. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Cilingir A, Bozdog E. The influence of implant number and attachment type on maximum bite force of mandibular overdentures: a retrospective study. *Gerodontology*. 2012;**29**(2):116-20.
56. Bilhan H, Mumcu E, Arat S. The comparison of marginal bone loss around mandibular overdenture-supporting implants with two different attachment types in a loading period of 36 months. *Gerodontology*. 2011;**28**(1):49-57.
57. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxyapatite-coated cylindrical implant in the posterior mandible: 10 year observations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;**11**(5): 626-33.
58. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech*.2003;**36**(11):1649-58.
59. Branemark P, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses. Chicago, IL: Quintessence Publishing; 1985:11–43.
60. Brånemark PI ve ark. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977;**11**:1–132.
61. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in clinical dentistry; Introduction to osseointegration. Chicago: Quintessence Pub Co 1985: 11-75.
62. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;**50**:399-410.
63. Brochu JF, Anderson JD, Zarb GA. The influence of early loading on bony crest height and stability: a pilot study. *Int J Prosthodont* 2005;**18**(6):506-12.
64. Brogгинi N ve ark. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003;**82**:232-7.
65. Brogгинi N ve ark. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2006;**85**:473-8.

66. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992;**10**(3):153-201.
67. Bryant SR, Zarb GA. Crestal bone loss proximal to oral implants in older and younger adults. *J Prosthet Dent* 2003;**89**:589-97.
68. Burns DR. Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *J Prosthodont* 2000;**9**(1):37-46.
69. Buser D ve ark. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 2004; **83**(7):529-33.
70. Buser D ve ark. Long-term evaluation of nonsubmerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res.* 1997;**8**:161-72.
71. Buser D, Weber HP, Brägger U, Balsiger C. Tissue integration of one-stage implants: three-year results of a prospective longitudinal study with hollow cylinder and hollow screw implants. *Quintessence Int.*1994;**25**(10):679-86.
72. Buser D, Weber HP, Lang NP. Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Clin Oral Implants Res.* 1990;**1**:33-40.
73. Calvo Guirado JL ve ark. Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. *Implant Dent* 2007;**16**:155-64.
74. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Aşık Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int* 1996;**27**(9):591-8.
75. Cannizzaro G, Leone M, Ferri V, Viola P, Gelpi F, Esposito M. Immediate loading of single implants inserted flapless with medium or high insertion torque: a 6-month follow-up of a split-mouth randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2012;**5**(4):333-42.
76. Canullo L, Pellegrini G, Allievi C, Trombelli L, Annibaldi S, Dellavia C. Soft tissues around long-term platform switching implant restorations: a histological human evaluation. Preliminary results. *J Clin Periodontol* 2011;**38**(1):86-94.

77. Canullo L, Rasperini G. Preservation of peri-implant soft and hard tissues using platform switching of implants placed in immediate extraction sockets: a proof-of-concept study with 12- to 36-month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;**22**(6):995-1000.
78. Carlsson L ve ark. Removal torque for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**3**:21-4.
79. Carter DR, Fyhrie DP, Whalen RT. Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *J Biomech.* 1987;**20**(8):785-94.
80. Carter DR, Giori NJ. Effect of mechanical stress on tissue differentiation in the bony implant bed. The bone–biomaterial interface. University of Toronto Press, Toronto 1991:367-79.
81. Catic A, Celebic A, Valentic-Peruzovic M, Catovic A, Jerolimov V, Muretic I. Evaluation of the precision of dimensional measurements of the mandible on panoramic radiographs. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 1998;**86**:242-8.
82. Caulier H ve ark. Effect of calcium phosphate (Ca-P) coatings on trabecular bone response: A histologic study. *J Biomed Mater Res* 1995;**29**:1061-9.
83. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15**(2):249-57.
84. Cehreli MC, Akca K, Iplikcioglu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant–abutment junction in an internally notched Morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin. Oral Impl. Res.* 2004;**15**,459-65.
85. Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;**24**(6):1015-32.
86. Cehreli MC, Karasoy D, Kokat AM, Akca K, Eckert S. A systematic review of marginal bone loss around implants retaining or supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;**25**:266-77.

87. Chaffee NR, Felton DA, Cooper LF, Palmqvist U, Smith R. Prosthetic complications in an implant-retained mandibular overdenture population: initial analysis of a prospective study. *J Prosthet Dent* 2002;**87**:40-4.
88. Chai J, Yamada J, Pang I. In vitro consistency of the Periotest instrument. *J Prosthodont* 1993;**2**:9-12.
89. Chapman RJ, Kirsch A. Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;**5**(4):369-74.
90. Chavez H, Ortman L, DeFranco R, Medige J. Assessment of oral implant mobility. *J Prosthet Dent* 1993;**70**:421-6.
91. Chen S, Darby I. Dental implants: maintenance, care and treatment of peri-implant infection. *Aust Dent J*. 2003;**48**(4):212-20.
92. Chowdhary R, Jimbo R, Thomsen C, Carlsson L, Wennerberg A. Biomechanical evaluation of macro and micro designed screw-type implants: an insertion torque and removal torque study in rabbits. *Clin Oral Implants Res* 2013;**24**(3):342-6
93. Chu FC, Deng FL, Siu AS, Chow TW. Implant-tissue supported, magnet-retained mandibular overdenture for an edentulous patient with Parkinson's disease: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2004;**91**:219-22.
94. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005;**32**(3):193-205.
95. Chung DM, Oh TJ, Lee J, Misch CE, Wang HL. Factors affecting late implant bone loss: a retrospective analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;**22**:117-26.
96. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont* 2004;**13**:221-6.
97. Cochran DL ve ark. Bone response to loaded implants with non-matching implant-abutment diameters in the canine mandible. *J Periodontol*. 2009;**80**(4):609-17.
98. Cochran DL ve ark. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A

- histomorphometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res* 1998;**40**:1-11.
99. Cochran DL ve ark. Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: Radiographic results. *Clin Oral Implants Res* 1996;**7**:240-52.
 100. Cochran DL. A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol* 1999;**70**:1523-39.
 101. Consolo U, Travaglini D, Todisco M, Trisi P, Galli S. Histologic and biomechanical evaluation of the effects of implant insertion torque on peri-implant bone healing. *J Craniofac Surg* 2013;**24**:860-5.
 102. Cordioli G, Majzoub Z, Castagna S. Mandibular overdentures anchored to single implants: a five-year prospective study. *J Prosthet Dent.* 1997;**78**(2):159-65.
 103. Crubézy E, Murail P, Girard L, Bernadou JP. False teeth of the Roman world. *Nature* 1998;**391**(6662):29.
 104. Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont* 2005;**18**:99-105.
 105. Cune MS, De Putter C. A comparative evaluation of some outcome measures of implant systems and superstructure types in mandibular implant-overdenture treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;**9**:548-55.
 106. Cune MS, Verhoeven JW, Meijer GJ. A prospective evaluation of Frialoc implants with ball-abutments in the edentulous mandible: 1-year results. *Clin Oral Implants Res.* 2004;**15**(2):167-73.
 107. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys.* 2008;**30**(2):218-25.
 108. Dario LJ, Cucchiaro PJ, Deluzio AJ. Electronic monitoring of dental implant osseointegration. *J Am Dent Assoc* 2002;**133**(4):483-90.

109. Davis DM, Packer ME. Mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants with either ball attachments or magnets: 5-year results. *Int J Prosthodont.* 1999;**12**(3):222-9.
110. De Bruyn H, Atashkadeh M, Cosyn J, van de Velde T. Clinical outcome and bone preservation of single TiUnite™ implants installed with flapless or flap surgery. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011;**13**:175-83.
111. De Bruyn H, Besseler J, Raes F, Vaneker M. Clinical outcome of overdenture treatment on two nonsubmerged and nonsplinted AstraTech microthread implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;**11**:81-9.
112. De Grandmont P ve ark. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: psychometric evaluation. *J Dent Res* 1994;**73**:1096-104.
113. De Kok IJ, Chang KH, Lu TS, Cooper LF. Comparison of three-implant-supported fixed dentures and two-implant-retained overdentures in the edentulous mandible: a pilot study of treatment efficacy and patient satisfaction. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;**26**(2):415-26.
114. De Maetzu M, Alava JI, Gay-Escoda C. Ion implantation: surface treatment for improving the bone integration of titanium and Ti₆Al₄V dental implants. *Clin Oral Imp Res* 2003;**14**:57-62.
115. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Implants inserted with low insertion torque values for intraoral welded full-arch prosthesis: 1-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;**14**(1):39-45
116. Deporter D, Watson P, Pharoah M, Levy D, Todescan R. Five- to six-year results of a prospective clinical trial using the Endopore dental implant and a mandibular overdenture. *Clin Oral Implants Res.* 1999;**10**(2):95-102.
117. Deporter D, Watson P, Pharoah M, Todescan R, Tomlinson G. Ten-year results of a prospective study using porous-surfaced dental implants and a mandibular overdenture. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002;**4**(4):183-9.
118. Desjardins RP. Prosthesis design for osseointegrated implants in the edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;**7**:311-20.

119. Dhert WJ ve ark. A histological and histomorphometrical investigation of fluorapatite, magnesium / whitlockite, and hydroxyapatite plasma-sprayed coatings in goats. *J Biomed Mater Res* 1993;**27**:127-38.
120. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants*.2005;**20**:732-7.
121. Donley TG, Gillette WB. Titanium endosseous implant–soft tissue interface: A literature review. *J Periodontol* 1991;**62**:153-60.
122. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc* 2003;**134**:1455-8.
123. Drago CJ. A Prospective Study to Assess Osseointegration of Dental Endosseous Implants with the Periotest Instrument. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**:389-95.
124. Ducheyne P, Radin S, King L. The effect of calcium phosphate ceramics composition and structure on in vitro behavior. I. Dissolution. *J Biomed Mater Res* 1993;**27**:25-34.
125. Ducheyne P, van Raemdonck W, Heughebaert JC, Heughebaert M. Structural analysis at hydroxyapatite coating on titanium. *Biomaterials* 1986;**7**:97-103.
126. Ducheyne P. Titanium and calcium phosphate ceramic dental implants, surfaces, coatings and interfaces. *J Oral Implantol* 1988;**14**:325-40.
127. Dudic A, Mericske-Stern R. Retention mechanisms and prosthetic complications of implant-supported mandibular overdentures: long-term results. *Clin Oral Implants Res* 2002;**4**(4):212-9.
128. Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Buser D. The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;**16**:80-9.
129. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clin Oral Investig* 1999;**3**:201-8.

130. Duyck J ve ark. Histological, histomorphometrical and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clin Oral Implants Res* 2010;**21**:877-84.
131. Eckert SE, Parein A, Myshin HL, Padilla JL. Validation of dental implant systems through a review of literature supplied by system manufacturers. *J Prosthet Dent* 1997;**77**:271-9.
132. El Mekawy NH, El-Negoly SA, Grawish Mel-A, El-Hawary YM. Intracoronal mandibular Kennedy Class I implant-tooth supported removable partial overdenture: a 2-year multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*.2012;**27**(3):677-83.
133. Elias JJ, Brunski JB, Scarton HA. A dynamic modal testing technique for noninvasive assessment of bone-dental implant interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;**11**(6):728-34.
134. Ellingsen JE. The Development of a Bone Regeneration Promoting Implant Surface. *App Osseointegration Res* 2006;**5**:18-23.
135. Ericsson I, Lekholm U, Brånemark P-I, Lindhe J, Glantz P-O, Nyman S. A clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol* 1986;**13**:307-12.
136. 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.
137. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 1998;**106**:721-64.
138. Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Lekholm U. Histopathologic observations on early oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;**14**:798-810.
139. Farley JR, Wergedal JE, Baylink DJ. Fluoride directly stimulates proliferation and alkaline phosphatase activity in bone-forming cells. *Science* 1983;**222**(4621):330-2.

140. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996;**76**(6): 624-56.
141. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S ve ark. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**17**(4):601-2.
142. Feine JS, Carlsson GE. Implant overdentures. The standard of care for edentulous patients İçinde Chicago, IL: Quintessence, 2003.
143. Feine JS, Maskawi K, de Grandmont P, Donohue WB, Tanguay R, Lund JP. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: evaluation of masticatory function. *J Dent Res* 1994;**73**:1646-56.
144. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000;**79**:1519-24.
145. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res* 1998;**77**:1832-39.
146. Franchi M, Bacchelli B, Martini D, De Pasquale V, Orsini E, Ottani V ve ark. Early detachment of titanium particles from various different surfaces of endosseous dental implants. *Biomaterials* 2004;**25**,2239-46.
147. Franchi M, Orsini E, Trire` A, Quaranta M, Martini D, Giuliani Piccari G ve ark.. Osteogenesis and morphology of the peri-implant bone facing dental implants. *The Scientific World Journal* 2004;**4**:1083-95.
148. Frauchiger VM, Schlottig F, Gasser B, Textor M. Anodic plasma-chemical treatment of CP titanium surfaces for biomedical applications. *Biomaterials* 2004;**25**:593-606.
149. Frei C, Buser D, Dula K. Study on the necessity for cross-section imaging of the posterior mandible for treatment planning of standard cases in implant dentistry. *Clinical Oral Implants Research* 2004;**15**:490-7.
150. Friberg B, Jemt T. Rehabilitation of Edentulous Mandibles by Means of Osseointegrated Implants: A 5-Year Follow-Up Study on One or Two-

- Stage Surgery, Number of Implants, Implant Surfaces, and Age at Surgery. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;**24**. doi: 10.1111/cid.12116
151. Friberg B, Sennerby L, Gröndahl K, Bergström C, Bäck T, Lekholm U. On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999;**1**(2):75-83.
 152. 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**(4):297-303.
 153. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res.* 1995;**6**(3):164-71.
 154. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res.* 1995;**6**(4):213-9.
 155. Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec.* 1987;**219**(1):1-9.
 156. Futami T, Fuji N, Ohnishi H, Taguchi N, Kusakari H, Ohshima H ve ark. Tissue response to titanium implants in the rat maxilla: ultrastructural and histochemical observations of the bone-titanium interface. *Journal of Periodontology* 2000;**71**:287-98.
 157. Gadhia MH, Holt RL. A new implant design for optimal aesthetics and retention of interproximal papillae. *Implant Dentistry* 2003;**12**:164-9.
 158. Gallucci GO, Morton D, Weber HP. Loading protocols for dental implants in edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;**24**:132-46.
 159. Gatti C, Chiapasco M. Immediate loading of Brånemark implants: a 24-month follow-up of a comparative prospective pilot study between mandibular overdentures supported by Conical transmucosal and standard MK II implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002;**4**(4):190-9.
 160. 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.* 2009;**24**(4):684-8.

161. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. Impact of mandibular two-implant retained overdentures on life quality in a group of elderly Turkish edentulous patients. *Arch Gerontol Geriatr.* 2011;**53**(2):233-6.
162. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures. *J Can Dent Assoc* 2007;**73**:679-82.
163. Geckili O, Bilhan H, Cilingir A, Mumcu E, Bural C. A comparative in vitro evaluation of two different magnetic devices detecting the stability of osseointegrated implants. *J Periodontol Res.* 2012;**47**(4):508-13.
164. Geckili O, Bilhan H, Mumcu E, Bilgin T. Three-year radiologic follow-up of marginal bone loss around titanium dioxide grit-blasted dental implants with and without fluoride treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;**26**(2):319-24.
165. Geckili O, Bilhan H, Geckili E, Cilingir A, Mumcu E, Bural C. Evaluation of possible prognostic factors for the success, survival, and failure of dental implants. *Implant Dent.* 2014;**23**(1):44-50.
166. Geckili O, Mumcu E, Bilhan H. The effect of maximum bite force, implant number, and attachment type on marginal bone loss around implants supporting mandibular overdentures: a retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;**14**(1):91-7.
167. Geçkili O. İki farklı implant yüzeyinin kemik içi stabilite ve krestal kemik kayıpları üzerine etkilerinin; iki farklı abutment tipinin hasta memnuniyetlerinin karşılaştırılması. Doktora tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2007.
168. Glauser R, Schupbach P, Gottlow J, Hammerle CH. Periimplant soft tissue barrier at experimental one piece mini-implants with different surface topography in humans: A light-microscopic overview and histometric analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;**7**(1):44-51.
169. Gomez-Roman G, Lukas D, Beniashvili R, Schulte W. Area-dependent enlargement ratios of panoramic tomography on orthograde patient positioning and its significance for implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;**14**:248-57.

170. Gotfredsen K, Holm B. Implant-Supported Mandibular Overdentures Retained with Ball or Bar Attachments: A Randomized Prospective 5-Year Study. *Int J Prosthodont* 2000;**13**:125-30.
171. Gotfredsen K. Implant supported overdentures--the Copenhagen experience. *J Dent*. 1997;**25**(1):39-42.
172. Gottlander M, Albrektsson T, Carlsson LV. A histomorphometric study of uncoated, hydroxyapatite coated and titanium coated implants in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Imp* 1992;**7**:485-90.
173. Gottlander M, Albrektsson T. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite coated and uncoated titanium implants. *Clin Oral Imp Res* 1992;**3**:71-6.
174. Gottlander M, Albrektsson T. Histomorphometric studies of hydroxyapatite coated and uncoated cp titanium threaded implants in bone. *Int J Oral Maxillofac Imp* 1991;**6**:399-404.
175. Gottlander M. On hard tissue reactions to hydroxyapatite coated titanium implants. Doktora tezi. Göteborg: University of Göteborg, 1994:3-14.
176. Gottlander M. On hard tissue reactions to hydroxyapatite coated titanium implants. Doktora tezi. Göteborg: University of Göteborg, 1994:9-20.
177. Gross KA ve ark. In vitro changes of hydroxyapatite coatings. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;**12**:589-97.
178. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;**14**: 94–100.
179. Gruner H. Thermal spray coatings on titanium. İçinde: Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P, editör. *Titanium in medicine*. Berlin& Heidelberg: Springer; 2001: 75-416.
180. Guirado JL, Yuguero MR, Zamora GP, Barrio EM. Immediate provisionalization on a new implant design for aesthetic restoration and preserving crestal bone. *Implant Dentistry* 2007;**16**:155-64.
181. Gunne J, Astrand P, Ahlen K, Borg K, Olsson M. Implants in partially edentulous patients: A longitudinal study of bridges supported by both implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res* 1992;**3**:49–56.

182. Haghnegahdar A, Bronoosh P. Accuracy of linear vertical measurements in posterior mandible on panoramic view. *Dent Res J*. 2013;**10**(2):220-4.
183. Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;**2**(1):33-41.
184. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res* 1999;**10**(5):394-405.
185. Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. *Clinical Oral Implants Research* 2003;**14**:286-93.
186. Harris D, Buser D, Dula K, Grondahl K, Haris D, Jacobs R ve ark. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. *Clinical Oral Implants Research* 2002;**13**:566-70.
187. Hayakawa T, Yoshinari M, Nemoto K, Wolke JGC, Jansen JA. Effect of surface roughness and calcium phosphate coating on the implant/bone response. *Clin Oral Impl Res* 2000;**11**:296-304.
188. Heckmann SM, Linke JJ, Graef F, Foitzik CH, Wichmann MG, Weber HP. Stress and inflammation as a detrimental combination for periimplant bone loss. *Journal of Dental Research* 2006;**85**:711-6.
189. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15**:560-9.
190. Heitz-Mayfield LJ. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *J Clin Periodontol* 2008;**35**(8):292-304.
191. Hench LL, Wilson J. Surface-active biomaterials. *Science* 1984;**226**:630-6.
192. Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors in influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant Dent* 2007;**16**:165-75.
193. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-

- submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2000;**71**(9):1412-24.
194. Hermann JS, Jones AA, Bakaeen LG, Buser D, Schoolfield JD, Cochran DL. Influence of a machined collar on crestal bone changes around titanium implants: a histometric study in the canine mandible. *J Periodontol.* 2011;**82**(9):1329-38.
195. Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;**16**(4):475-85.
196. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2001;**72**:1372-83.
197. Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;**20**:220-30.
198. Heydecke G, Locker D, Awad MA, Lund JP, Feine JS. Oral and general health-related quality of life with conventional and implant dentures. *Community Dent Oral Epidemiol* 2003;**31**:161-8.
199. Heydenrijk K, Raghoobar GM, Meijer HJ, van der Reijden WA, van Winkelhoff AJ, Stegenga B. Two-stage IMZ implants and ITI implants inserted in a single-stage procedure. A prospective comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2002;**13**(4):371-80.
200. Heydenrijk K, Raghoobar GM, Meijer HJ, Van Der Reijden WA, Van Winkelhoff AJ, Stegenga B. Two-part implants inserted in a one-stage or a two-stage procedure. A prospective comparative study. *J Clin Periodontol.* 2002;**29**(10):901-9.
201. Hirakawa K. An attempt to measure tooth mobility in terms of time domain wave forms. *Kanagawa Shigaku.* 1987;**21**(4):529-43.
202. Hlavac J. Ceramic coatings on titanium for bone implants. *Ceram-Silik* 1999;**43**:133-9.

203. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*; Biological considerations for osseointegration. Tokyo: Quintessence Pub Co 1990: 33-45.
204. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*; Introduction. Tokyo: Quintessence Pub Co 1990: 3-19.
205. Hof M, Pommer B, Strbac Gd, Vasak C, Agis H, Zechner W. Impact Of Insertion Torque And Implant Neck Design On Peri-Implant Bone Level: A Randomized Split-Mouth Trial. *Clin Implant Dent Relat Res*.2013;**7**. doi: 10.1111/cid.12042.
206. Hong HR, Pae A, Kim Y, Paek J, Kim HS, Kwon KR. Effect of Implant Position, Angulation, and Attachment Height on Peri-Implant Bone Stress Associated with Mandibular Two-Implant Overdentures: A Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;**27**:69-76.
207. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;**9**:91-9.
208. http://tr.wikipedia.org/wiki/Hooke_yasas%C4%B1
209. Huang B, Meng H, Piao M, Xu L, Zhang L, Zhu W. Influence of placement depth on bone remodeling around tapered internal connection implant: a clinical and radiographic study in dogs. *J Periodontol*. 2012;**83**(9):1164-71.
210. Huang CC, Lan TH, Lee HE, Wang CH. The biomechanical analysis of relative position between implant and alveolar bone: finite element method. *J Periodontol*. 2011;**82**(3):489-96.
211. Hunt PR, Gartner JL, Norkin FJ. Choice of a dental implant system. *Compend Contin Educ Dent* 2005;**26**:239-48.
212. Hurzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;**65**:33-9.
213. Ishizawa H, Fujino M, Ogino M. Mechanical and histological investigation of hydrothermally treated and untreated anodic titanium-oxide films containing Ca and P. *J Biomed Mater Res* 1995;**29**:1459-68.

214. Ishizawa H, Ogino M. Characterization of thin hydroxyapatite layers formed on anodic titanium-oxide films containing Ca and P by hydrothermal treatment. *J Biomed Mater Res* 1995;**29**:1071-9.
215. Ishizawa H, Ogino M. Hydrothermal precipitation of hydroxyapatite on anodic titanium oxide films containing Ca and P. *J Mater Sci* 1995;**34**:5893-8.
216. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res* 2006;**17**:8-18.
217. ISO 296:1991. Machine Tools – Self-Holding Tapers for Tool Shanks. Geneva: International Organization for Standardization, 1991.
218. Jacobsen TE, Krol AJ. A contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability, and support. Part I: Retention. *J Prosthet Dent* 1983;**49**:5-15.
219. Jäger K, Wirz J. In-vitro-Spannungsanalysen an Implantaten in Abhängigkeit von den hybridprothetischen Suprakonstruktionen. *Z Zahnärztl Implantol* 1993;**9**:42-9.
220. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;**12**:527-40.
221. Janssens T, Huyghebaert C, Vanhaeren D, Winderickx G, Satta A, Meuris M ve ark. Heavy ion implantation in Ge: Dramatic radiation induced morphology in Ge. *J. Vac. Sci. Technol.* 2006;**24**(1): 510-14.
222. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: A preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;**4**:211-7.
223. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws. A 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;**8**:635-40.
224. Jemt T, Stalblad PA. The effect of chewing movements on changing mandibular complete dentures to osseointegrated overdentures. *J Prosthet Dent* 1986;**55**:357-61.
225. Jofré J, Hamada T, Nishimura M, Klattenhoff C. The effect of maximum bite force on marginal bone loss of mini-implants supporting a mandibular

- overdenture: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 2010;**21**:243-9.
226. Johansson CB, Han CH, Wennerberg A, Albrektsson T. A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium implants in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:315-21.
227. Johansson CB, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone. *Clin Oral Implants Res* 1991;**2**(1):24-9.
228. Johansson P, Strid CG. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;**9**(3):279-88.
229. Johns RB, Jemt T, Heath MR, et al. A multicenter study of overdenture supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;**7**:513-22.
230. Johnson BW. HA coated dental implants: Long term consequences. *J Calif Dent Assoc* 1992;**20**(6):33-41.
231. Karabuda C ve ark. Histologic and histomorphometric comparison of immediately placed hydroxyapatite-coated and titanium plasma-sprayed implants: A pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;**14**:510-5.
232. Karabuda C, Gültekin A, Yalçın S, Özdemir T. İmplant yüzey özellikleri ve osseointegrasyona olan etkileri. *Dişhekimliğinde Klinik* 2004;**4**(18):122-8.
233. Karabuda C, Yalçın S, Özkan K, Sandallı P. Değişik tipte implant kaplama yüzeylerinin implant başarısına etkisi. *Türk Oral İmplantoloji Derneği VII. Bilimsel Kongresi*, Kemer, 1997.
234. Karabuda C, Tosun T, Ermis E, Ozdemir T. Comparison of 2 retentive systems for implant-supported overdentures: Soft tissue management and evaluation of patient satisfaction. *J Periodontol* 2002;**73**:1067-70.
235. Karabuda C. İmmediat implantasyon tekniği ile uygulanan hidroksilapatit ve titanyum plazma sprej kaplı implantların histolojik, histomorfometrik ve klinik olarak karşılaştırılması. Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi,1997:37-52.

236. Karabuda ZC, Abdel-Haq J, Arisan V. Stability, marginal bone loss and survival of standard and modified sand-blasted, acid-etched implants in bilateral edentulous spaces: a prospective 15-month evaluation. *Clin. Oral Impl. Res.* 2011;**22**:840-9.
237. Kasemo B, Lausmaa J. Metal selection and surface characteristics. İçinde: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (editör). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:99–116.
238. Kawahara H. Cellular responses to implant materials: Biological, physical and chemical factors. *Int Dent J* 1983;**33**:350-75.
239. Kay JF. Calcium phosphate coatings: understanding the chemistry and their effective use. *Compend Contin Educ Dent* 1993;**14**:520-5.
240. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998;**80**:559-623.
241. Khayat PG, Arnal HM, Tourbah BI, Sennerby L. Clinical Outcome Of Dental Implants Placed With High Insertion Torques (Up To 176 Ncm). *Clin Implant Dent Relat Res.*2013;**15**(2):227-33.
242. Kieswetter K, Schwartz Z, Dean DD, Boyan BD. The role of implant surface characteristics in the healing bone. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;**7**:329-45.
243. Kieswetter K, Schwartz Z, Hummert TW. Surface roughness modulates the local production of growth factors and cytokines by osteoblast like MG-63 cells. *J Biomed Mater Res* 1996;**32**: 55-63.
244. Kircos L, Misch C. Diagnostic imaging and techniques. İçinde: *Dental Implant Prosthetics*. St Louis: Elsevier Mosby, 2005:53-70.
245. Klein CP, Patka P, Wolke JG, de Blicke-Hogervorst JM, de Groot K. Long term in vivo study of titanium alloys of tetracalcium phosphate, hydroxyapatite and alfa-tricalcium phosphate. *Biomaterials* 1994;**15**:146-50.
246. Klemetti E, Chehade A, Takanashi Y, Feine JS. Two-Implant Mandibular Overdentures: Simple to Fabricate and Easy to Wear. *J Can Dent Assoc.*2003;**69**(1):29-33.

247. Krennmair G, Krainhofner M, Piehslinger E. Implant supported mandibular overdentures retained with a milled bar: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;**22**:987-94.
248. Krennmair G, Krainhofner M, Piehslinger E. The influence of bar design (round versus milled bar) on prosthodontic maintenance of mandibular overdentures supported by 4 implants: a 5-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2008;**21**:514-20.
249. Krennmair G, Suto D, Seemann R, Piehslinger E. Removable four implant-supported mandibular overdentures rigidly retained with telescopic crowns or milled bars: A 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2012;**23**:481-8.
250. Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthodontic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*.2011;**26**(5):1043-50.
251. Lacefield WR. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dent* 1998;**7**:315-22.
252. Lachmann S , Stehberger A, Axmann D, Weber H. The periimplant health in patients attending an annual recall program. A clinical and microbiological study in 74 patients from the Tu" bingen Implant Registry. *Clin. Oral Impl. Res.* 2013;**24**:1300-9.
253. Lachmann S, Ja"ger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 1: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin. Oral Impl. Res.* 2006;**17**:75-9.
254. Lachmann S, Kimmerle-M"ller E, Gehring K, Axmann D, Gomez-Roman G, Watzek G ve ark. A comparison of implant-supported, bar- or ball-retained mandibular overdentures: A retrospective clinical, microbiologic, and immunologic study of 10 edentulous patients attending a recall visit. *Int J Prosthodont* 2007;**20**:37-42.
255. Landa LS, Cho SC, Froum SJ, Elian N, Tarnow DP. A prospective 2-year clinical evaluation of overdentures attached to nonsplinted implants utilizing ERA attachments. *Pract Proced Aesthet Dent* 2001;**13**:151-7.

256. Lang NP, Adler R, Joss A, Nyman S. Absence of bleeding on probing. An indicator of periodontal stability. *J Clin Periodontol*. 1990;**17**(10):714-21.
257. Lang NP, Wetzel AC, Stich H, Caffesse RG. Histologic probe penetration in healthy and inflamed peri-implant tissues. *Clin Oral Implants Res*. 1994;**5**(4):191-201.
258. Lau KH, Baylink DJ. Molecular mechanism of action of fluoride on bone cells. *J Bone Miner Res* 1998;**13**(11):1660–7.
259. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 1993;**43**:245-53.
260. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;**26**:9-17.
261. 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.
262. Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2006;**95**:102-5.
263. Lekholm U, van Steenberghe D, Hermann I, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws. A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;**9**:627-35.
264. Leonhardt A, Berglundh T, Ericsson I, Dahlen G. Putative periodontal pathogens on titanium implants and teeth in experimental gingivitis and periodontitis in beagl dogs. *Clin Oral Implants Res* 1992;**3**:112-9.
265. Levine R, Clem D, Wilson TD, et al. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at six or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;**12**:237-42.
266. Lewis G. Hydroxyapatite-coated bioalloy surfaces: Current status and future challenges. *Bio-Med Mater Eng* 2000;**10**:157-88.
267. Lindhe J, Berglundh T. The interface between the mucosa and the implant. *Periodontol 2000* 1998;**17**:47-54.

268. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988;**59**:59-63.
269. Lo'pez-Mari' L, Calvo-Guirado JL, Marti'n-Castellote B, et al. Implant platform switching concept: an update review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;**14**:450-4.
270. Lohrengel MM. Thin anodic oxide layers on aluminum and other valve metals-high field regime. *Mater Sci Eng R-Rep* 1993;**11**:243-94.
271. London RM, Roberts FA, Baker DA, Rohrer MD, O'Neal RB. Histologic comparison of a thermal dual-etched implant surface to machined, TPS and HA surfaces: Bone contact in vivo in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**17**:369-76.
272. Maeda Y, Horisaka M, Yagi K. Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2008;**19**:271-5.
273. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;**33**:75-8.
274. Magno Filho LC, Cirano FR, Hayashi F, Hsu FS, Alexandre C, Dib L, Casati MZ. Assessment of the Correlation between Insertion Torque and Resonance Frequency Analysis of Implants placed in Bone Tissue of Different Densities. *J Oral Implantol.* 2012;**16**. doi:AAID-JOI-D-11-00183.1
275. Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Ricci M, Sammons R, Figliuzzi M. Morse taper connection implants supporting "planned" maxillary and mandibular bar-retained overdentures: a 5-year prospective multicenter study. *Clin. Oral Impl. Res.* 2011;**22**,1117-24.
276. Marin M, Tandara A, Preoteasa E. Correlations Between Inter-Implant Distance And Clinical Aspects In Two Implant Mandibular Overdentures. *International Journal of Medical Dentistry* 2011;**1**:304-9.
277. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;**86**:24-32.

278. Mason RE, Coleman PG. A technique for positron spectroscopy of monovacancies formed by low-temperature ion implantation of silicon. *Applied Surface Science* 2006;**252**:3228-30.
279. Massuda TT, Yliheikkilva PK, Felton DA, Cooper LF. Generalisations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part I. In vivo studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**14**:17-29.
280. McDavid WD, Dove SB, Welander U, Tronje G. Dimensional reproduction in direct digital rotational panoramic radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1993;**75**:523-7.
281. Meffert R, Langer B, Fritz ME. Dental Implants: a review. *J Periodontol* 1992;**63**:859-70.
282. Meffert R. Maxilla vs mandible: why use HA. *Compend Contin Educ Dent* 1993;**14**:533-8.
283. Meijer GJ, Heethaar J, Cune MS, de Putter C, van Blitterswijk CA. Flexible (polyactive) versus rigid (hydroxyapatite) dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997;**26**:135-40.
284. Meijer HJ, Batenburg RH, Raghoobar GM. Influence of patient age on the success rate of dental implants supporting an overdenture in an edentulous mandible: a 3-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;**16**(4):522-6.
285. Meijer HJ, Heijdenrijk K, Raghoobar GM. Mucosal and radiographic aspects during the healing period of implants placed in a one-stage procedure. *Int J Prosthodont*. 2003;**16**(4):397-402.
286. Meijer HJ, Raghoobar GM, Batenburg RH, Visser A, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2009;**20**:722-8.
287. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. A three dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 1994;**7**:271-9.
288. Meloni SM, De Riu G, Pisano M, De Riu N, Tullio A. Immediate versus delayed loading of single lower molars. One-year results from a randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2012;**5**:345-53.

289. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:369-445.
290. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: a clinical trial of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:851-7.
291. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res* 1997;**8**(3):226-33.
292. Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. *Int J Prosthodont*. 1998;**11**(3):269-75.
293. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;**11**(5):491-501.
294. Mericske-Stern R, Oetterli M, Kiener P, Mericske E. A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**17**:678-86.
295. Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 1996;**7**:387-96.
296. Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000;**11**:108-25.
297. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;**5**:375-83.
298. Mericske-Stern R. Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-D in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1997;**8**:142-51.
299. Mericske-Stern R. Three-Dimensional Force Measurements With Mandibular Overdentures Connected To Implants By Ball-Shaped

- Retentive Anchors. A Clinical Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:36-43.
300. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdenture clinical considerations. *J Prosthet Dent* 1998;**79**:66-73.
301. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;**15**(4):519-26.
302. Meyer U, Joos U, Mythili J, Stamm T, Hohoff A, Fillies T ve ark. Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials* 2004;**25**:1959-67.
303. Michelinakis G, Barclay CW, Smith PW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. *Int J Prosthodont*. 2006;**19**(5):507-12.
304. Misch C, Meffert RM. Implant quality of health scale: A clinical assessment of the health disease continuum. İçinde: Misch C (editör). *Dental Implant Prosthetics*. St Louis: Elsevier Mosby, 2005:596-603.
305. Misch C. An implant is not a tooth: A comparison of periodontal indexes. İçinde: Misch C (editör). *Dental Implant Prosthetics*. St Louis: Elsevier Mosby, 2005:18-31.
306. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. İçinde Misch CE, editör. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby Inc; 1999:67-87.
307. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P ve ark. Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent*. 2008;**17**:5-15.
308. Misch CE. Biomaterials for dental implants. İçinde Misch CE, editör. *Contemporary Implant Dentistry*,. St Louis: Mosby 1993:259-78.
309. Misch CE. Implant success or failure: clinical assessment. İçinde: Misch CE, editör. *Contemporary Implant Dentistry*. St Louis: Mosby, 1993:29-42.

310. Misch CE. Mandibular implant overdentures design and fabrication. İçinde: Misch CE, editör. *Dental Implant Prosthetics*. Mosby, St. Louis, 2005:228-51.
311. Misch CE. Stress factors: influence on treatment planning. İçinde: Misch CE, editör. *Dental Implant Prosthetics*, Mosby, St.Louis Missouri, 2005:71-87.
312. Mizutani H., Rutkunas V. Preparations of Abutments for Magnetically Retained Overdentures. İçinde: Ai M, Shiau YY, editörler. *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry*. Quintessence Pub Co Inc, Chicago, 2004:70-4.
313. Mok KRC, Jaraiz M, Martin-Bragado I, Rubio JE, Castrillo P, Pinacho R ve ark. Bimodal distribution of damage morphology generated by ion implantation. *Materials Science and Engineering* 2005; **B 124**:389-91.
314. Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol 2000*. 1998;**17**:63-76
315. Morris HE, Ochi S, Crum P, Orenstein I, Plezia R. Bone density: its influence on implant stability after uncovering. *J Oral Implantol*. 2003;**29**(6):263-9.
316. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;**17**:401-10.
317. Naert I, Gizani S, van Steenberghe D. Rigidly splinted implants in the resorbed maxilla to retain a hinging overdenture: a series of clinical reports for up to 4 years. *J Prosthet Dent*. 1998;**79**(2):156-64.
318. Naert I, Gizani S, van Steenberghe D. Bone behavior around sleeping and non-sleeping implants retaining a mandibular hinging overdenture. *Clin Oral Implants Res*. 1999;**10**(2):149-54.
319. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil* 1999;**26**:195-202.
320. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in

- the mandibular overdenture therapy. Part I: peri-implant outcome. *Clin Oral Imp Res* 1998;**9**(3):170-7.
321. Naert I, Quirynen M, Hooghe M, van Steenberghe D. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy: a preliminary report. *J Prosthet Dent* 1994;**71**:486-92.
 322. Naert IE, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A randomised clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in mandibular overdenture therapy. A 3-year report. *Clin Oral Investig.* 1997;**1**(2):81-8.
 323. Naert IE, Hooghe M, Quirynen M, van Steenberghe D. The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible. An up to 9-year longitudinal study. *Clin Oral Investig.* 1997;**1**(3):119-24.
 324. Narhi TO, Hevinga M, Voorsmit RA. Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;**16**:259-66.
 325. Vela-Nebot X, Rodríguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone. *Implant Dent* 2006;**15**:313-20.
 326. Nentwig GH. The Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol* 2004;**30**:171-7.
 327. Newman M, Takei H, Carranza F. The Norman Periodontium, İçinde: *Carranza's Clinical Periodontology*, WB Saunders Co., USA. 2002:15-58.
 328. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003;**14**(5):601-9.
 329. Noguero B, Muñoz R, Mesa F, de Dios Luna J, O'Valle F. Early implant failure. Prognostic capacity of Periotests: retrospective study of a large sample. *Clin. Oral Impl. Res.* 2006;**17**:459-64.
 330. Norton MR. An vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt-joint interface implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;**8**(4):290-8.

331. Norton MR. Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro- and microstructure. *Clin Oral Implants Res* 1998;**9**:91-9.
332. Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;**21**:777-84.
333. Norton MR. The History of Dental Implants. *US Dentistry* 2006;**7**:24-7.
334. 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.
335. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15**(4):474-80.
336. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: A human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;**2**:85-92.
337. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol* 2002;**73**:322-33.
338. Ohlenbusch B, Jepsen S, Brand G, Jepsen K. The reliability of Periotest values and peri-implant probing. İçinde: Proceedings, 5th International Congress on Pre-Prosthetic Surgery, Vienna, Austria. 1993;**46**:15-8:.
339. Olivé J, Aparicio C. Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;**5**(4):390-400.
340. Orsini G, Fanali S, Scarano A, Petrone G, Di Silvestro S, Piattelli A. Tissue reactions, fluids and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;**15**:283-6.
341. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-toothimplants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;**20**:769-67.
342. Ozan O, Turkyilmaz I, Yilmaz B. A preliminary report of patients treated with early loaded implants using computerized tomography-guided surgical stents: flapless versus conventional flapped surgery. *J Oral Rehabil.* 2007;**34**(11):835-40.

343. Özbey F. Titanyum Dioksit İle Pürüzlendirilmiş ve Titanyum Dioksit İle Pürüzlendirilip Flor İle Modifiye Edilmiş İmplant Yüzeylerinin Kemik İçi Stabilitelerinin Rezonans Frekans Analizi Yöntemi İle Karşılaştırılması. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Master tezi, İstanbul, 2005.
344. Özdemir T, Yalçın S, Karabuda C, Sandallı P. Hidroksilapatit kaplı titanyum implantlar. *Oral İmplantoloji Der* 1994;1:19-24.
345. Palmer RM, Smith B, Palmer P, Floyd P. A prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:173-9.
346. Park JB. The evaluation of digital panoramic radiographs taken for implant dentistry in the daily practice. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010;15:663-6.
347. 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. İçinde: Turkyilmaz I, editör. *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*. Croatia: InTech, 2011:111-28.
348. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent* 1985;54(3):410-4.
349. Payne AG, Tawse-Smith A, Duncan WD, Kumara R. Conventional and early loading of unsplinted ITI implants supporting mandibular overdentures. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(6):603-9.
350. Payne AG, Tawse-Smith A, Kumara R, Thomson WM. One-year prospective evaluation of the early loading of unsplinted conical Brånemark fixtures with mandibular overdentures immediately following surgery. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(1):9-19.
351. Payne AG, Tawse-Smith A, Thompson WM, Kumara R. Early functional loading of unsplinted roughened surface implants with mandibular overdentures 2 weeks after surgery. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(3):143-53.
352. Penarrocha M, Palomar M, Sanchis JM, 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 Implants* 2004;**19**:861-7.
353. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlén G, Lindhe J. Bacterial colonization of internal surfaces of Brånemark system implant components. *Clin Oral Implants Res* 1996;**7**:90-5.
 354. Peto G, Karacs A, Paszti Z, Gucci L, Divinyi T, Joob A. Surface treatment of screw shaped titanium dental implants by high intensity laser pulses. *Applied Surface Science* 2002;**186**:7-13.
 355. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G ve ark. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol.* 2001;**72**(9):1146-50.
 356. Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *Journal of Periodontology* 2003;**74**:346-52.
 357. Pilliar RM, Lee JM, Maniatopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous -surfaced implants. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1986;**208**:108-13.
 358. Pilliar RM, Weatherly GC. Developments in implant alloys. *CRC Crit Rev Biocompatibility* 1986;**1**:371-403.
 359. Pita MS, Anchieta RB, Barão VA, Garcia IR Jr, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg.* 2011;**22**(6):2327-31.
 360. Pontes AE, Ribeiro FS, Iezzi G, Piattelli A, Cirelli JA, Marcantonio E Jr. Biologic width changes around loaded implants inserted in different levels in relation to crestal bone: histometric evaluation in canine mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2008;**19**(5):483-90.
 361. Preiskel HW, Tsolka P. Telescopic prostheses for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:352-7.
 362. Preiskel HW. Magnetic Applications in Clinical Dentistry. İcinde: Ai M, Shiau YY, editörler. *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry.* Quintessence Pub Co Inc, Chicago. 2004:22-7.

363. Proussaefs PT, Tatakis DN, Lozada J, Caplanis N, Rohrer MD. Histologic evaluation of hydroxyapatite-coated root form implants retrieved after 7 years in function: A case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**:438-43.
364. Puleo DA, Nanci A. Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials* 1999;**20**:2311-21.
365. Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;**14**(6):792-807.
366. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark® system. *Clin Oral Implants Res* 1992;**3**:104-11.
367. Rabel A, Köhler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig* 2007;**11**(3):257-65.
368. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;**20**(3):425-31.
369. Raghoobar GM, Friberg B, Grunert I, Hobkirk JA, Tepper G, Wendelhag I. 3-year prospective multicenter study on one-stage implant surgery and early loading in the edentulous mandible. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;**5**(1):39-46.
370. Ramasamy M, Giri, Raja R, Subramonian, Karthik, Narendrakumar R. Implant surgical guides: From the past to the present. *J Pharm Bioallied Sci*. 2013;**5**(1): 98-102.
371. Rasmusson L, Roos J, Bystedt H. A 10-year follow-up study of titanium dioxide-blasted implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;**7**:36-42.
372. Ravald N, Dahlgren S, Teiwik A, Groöndahl K. Long-term evaluation of Astra Tech and Brånemark implants in patients treated with full-arch bridges. Results after 12–15 years. *Clin. Oral Impl. Res*. 2013;**24**:1144-51.
373. Remes A, Williams DF. Immune response in biocompatibility. *Biomaterials* 1992;**13**:731-43.

374. Ricci JL, Charvet J, Frenkel SR, Chang R, Nadkarni P, Turner J ve ark. Bone response to laser microtextured surfaces. *Bone Engineering* 2000;1-11.
375. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod.* 1984;**86**(2):95-111.
376. Rockenbach MI, Sampaio MC, Costa LJ, Costa NP. Evaluation of mandibular implant sites: Correlation between panoramic and linear tomography. *Braz Dent J* 2003;**14**:209-13.
377. Roe P, Kan JY, Rungcharassaeng K, Lozada JL, Kleinman AS, Goodacre CJ ve ark. Immediate loading of unsplinted implants in the anterior mandible for overdentures: a case series. . *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;**25**(5):1028-35.
378. Romanos GE, Aydin E, Gaertner K, Nentwig GH. Long-Term Results after Subcrestal or Crestal Placement of Delayed Loaded Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;**15**. doi: 10.1111/cid.12084.
379. Rompen E, Domken O, Degidi M, Farias Pontes AE, Piattelli A. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review. *Clinical Oral Implants Research* 2006;**17**:55-67.
380. Roos J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Gröndahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: a 5-year retrospective analysis of the Brånemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;**12**(4):504-14.
381. Rungcharassaeng K, Lozada JL, Kan JY, Kim JS, Campagni WV, Munoz CA. Peri-implant tissue response of immediately loaded, threaded, HA-coated implants: 1-year results. *J Prosthet Dent.* 2002;**87**(2):173-81.
382. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent* 2001;**86**:468-73.
383. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent* 2002;**30**(7-8):271-82.

384. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Nat R, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;**21**(4):560-6.
385. Salvi GE, Lang NP. Changing paradigms in implant dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001;**12**:262-72.
386. Sanden B, Olerud C, Larsson S. Hydroxyapatite coating enhances fixation of loaded pedicle screws: A mechanical in vivo study in sheep. *Eur Spine J* 2001;**10**:334-9.
387. Sannino G, Barlattani A. Mechanical evaluation of an implant-abutment self-locking taper connection: finite element analysis and experimental tests. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;**28**(1):17-26.
388. Satta A, Simoen E, Janssens T, Clarysse T, De Jaeger B, Benedetti A, Veerk. Shallow Junction Ion Implantation in Ge and Associated Defect Control. *Journal of The Electrochemical Society* 2006;**153**(3) 229-33.
389. Scarfe WC, Eraso FE, Farman AG. Characteristics of the Orthopantomograph OP 100. *Dentomaxillofacial Radiology* 1998;**27**: 51-7.
390. Schnitman PA, Shulman LB, editor. Dental implants: benefit and risk. An NIH-Harvard consensus development conference. Bethesda:U.S. Dept. of Health and Human Services. 1980; 1-351.
391. Schreckenbach JP, Marx G, Schlottig F, Textor M, Spencer ND. Characterization of anodic spark-converted titanium surfaces for biomedical applications. *J Mater Sci-Mater Med* 1999;**10**:453-7.
392. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg* 1981;**9**:15-25.
393. Schulte W, Lukas D. The Periotest method. *Int Dent J*. 1992;**42**(6):433-40.
394. Schwarz F, Herten M, Bieling K, Becker J. Crestal bone changes at nonsubmerged implants (Camlog) with different machined collar lengths: a histomorphometric pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;**23**(2):335-42.

395. Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont*. 1998;**11**(5):408-20.
396. Sennerby L, Thomsen P, Ericsson L. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;**7**:62-71.
397. Shafie HR, Ellison J. Bar Attachments. İçinde Shafie HR, editör. *Clinical and Laboratory manual of implant overdentures*. Blackwell, Oxford. 2007: 63-84.
398. Shafie HR, Ellison J. Stud Attachments. İçinde Shafie HR, editör. *Clinical and Laboratory manual of implant overdentures*. Blackwell, Oxford. 2007:37-63.
399. Shafie HR. Patient Preferences and Expectations. İçinde Shafie HR editör. *Clinical and Laboratory Manual of Implant Overdentures*. Blackwell, Oxford. 2007:4.
400. Shafie HR. Principles of attachment selection. İçinde Shafie HR, editör. *Clinical and Laboratory manual of implant overdentures*. Blackwell, Oxford. 2007:31-6.
401. Shay K. The retention of complete dentures. İçinde: Zarb G, Bolender C, Carlsson G, editörler. *Boucher's Prosthetic Treatment for Edentulous Patients*. St Louis: Mosby. 1997:400-11.
402. Shroeder A, Sutter F, Krekeller G. Oral implantologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1988:43-8.
403. Shroeder A, Sutter F, Krekeller G. Oral implantologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1988:48-51.
404. Shroeder A, Sutter F, Krekeller G. Oral implantologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1988:72-4.
405. Sinclair PM, Little RM. Maturation of untreated normal occlusions. *Am J Orthodont* 1983;**83**:114-23.
406. Sing DC, Rendon MJ. Implant process control: Going beyond particles and RS. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research* 2005;**237**:318-23.

407. Singh P, Garge HG, Parmar VS, Viswambaran M, Goswami MM. Evaluation of implant stability and crestal bone loss around the implant prior to prosthetic loading: A six month study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 2006;**6**(1):33-7.
408. Smedberg JI, Nilner K, Frykholm A. A six-year follow-up study of maxillary overdentures on osseointegrated implants. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1999;**7**(2):51-6.
409. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989;**62**(5):567-72.
410. Soballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen H, Jorgens PH, Bunger C. Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *Journal of Orthopaedic Research* 1992;**10**:285-99.
411. Steveling H, Roos J, Rasmusson L. Maxillary implants loaded at 3 months after insertion: results with Astra Tech implants after up to 5 years. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;**3**:120-4.
412. Stramotas S, Geenty JP, Petocz P, Darendeliler MA. Accuracy of linear and angular measurements on panoramic radiographs taken at various positions in vitro. *European Journal of Orthodontics* 2002;**24**:43-52.
413. Strassburger C, Kerschbaum T, Heydecke G. Influence of implant and conventional prostheses on satisfaction and quality of life: a literature review. Part 2: qualitative analysis and evaluation of the studies. *Int J Prosthodont* 2006;**19**:339-48.
414. Strnad Z, Strnad J, Povýsil C, Urban K. Effect of plasma sprayed hydroxyapatite coatings on the osteoconductivity of commercially pure titanium implants. *Int Oral J Maxillofac Implants* 2000;**15**:483-90.
415. Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, Tsutsumi S. Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2000;**1**:165-70.
416. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH. The reverse-torque test: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;**11**(2):179-85.

417. Sun L, Berndt CC, Gross KA, Kucuk A. Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: A review. *J Biomed Mater Res* 2001;**58**:570-92.
418. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implants system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;**13**:408-31.
419. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**:675-90.
420. Tawse-Smith A, Payne AG, Kumara R, Thomson WM. Early loading of unsplinted implants supporting mandibular overdentures using a one-stage operative procedure with two different implant systems: a 2-year report. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002;**4**(1):33-42.
421. Tawse-Smith A, Perio C, Payne AG, Kumara R, Thomson WM. One-stage operative procedure using two different implant systems: a prospective study on implant overdentures in the edentulous mandible. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;**3**(4):185-93.
422. Taylor TD. Indications and treatment planning for mandibular implant overdentures. İçinde: Feine JS, Carlsson GE, editörler. *Implant overdentures as the standard of care for edentulous patients*. Chicago: Quintessence, 2003:71-81.
423. 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;**6**(1):55-61.
424. Terashima R, Furuta I, Ichijo T, Ojima S, Hirayama Y, Rudelt HG. Apatite coating implant by high velocity flame spraying and experimental study of the characteristics of the spraying laser and histological reactions. Abstract 4. World Biomaterial Cong., Berlin. 1992:505.
425. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2005;**94**:10-92.
426. Todescan FF, Pustilioni FE, Imbronito AV, Albrektsson T, Gioso M. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a

- histomorphometric study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**17**:467-72.
427. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont* 2003;**16**:128-34.
428. Tripodi D, Vantaggiato G, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G et al. An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and Morse taper implant-abutment connections. *Implant Dent*. 2012;**21**(4):335-9.
429. Trisi P, Todisco M, Consolo U, Travaglini D. High versus low implant insertion torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;**26**(4):837-49.
430. Troeltzsch M, Troeltzsch V, Brodine AH, Frankenberger R, Messlinger K, Troeltzsch M. Clinical performance and peri-implant parameters of 132 implants supporting locator-retained overdentures: a case series of 33 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;**28**(4):1132-9.
431. Tronje G, Eliasson S, Julin P, Welander U. Image distortion in rotational panoramic radiography. II. Vertical distances. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 1981;**22**:449-55.
432. Tronje G, Welander U, McDavid WD, Morris CR. Image distortion in rotational panoramic radiography. I. General considerations. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 1981;**22**:295-99.
433. Truhlar RS, Lauciello F, Morris HF, Shigeru O. The influence of bone quality on Periotest values of endosseous dental implants at Stage II surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;**55**:55-61.
434. Truhlar RS, Morris HF, Ochi S. Stability of the bone-implant complex. Results of longitudinal testing to 60 months with the Periotest device on endosseous dental implants. *Ann Periodontol*. 2000;**5**(1):42-55.
435. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J* 2009;**28**:373-81.

436. Uludağ B, Polat S. İmplant Destekli Overdenture Uygulamalarında Kullanılan Tutucular. *Turkiye Klin J Dental Sci-Special Topics* 2010;**1**:80-6.
437. Vafaei F, Khoshhal M, Bayat-Movahed S, Ahangary AH, Firooz F, Izady A ve ark. Comparative stress distribution of implant-retained mandibular ball-supported and bar-supported overlay dentures: a finite element analysis. *J Oral Implantol* 2011;**37**(4):421-9.
438. van Brakel R, Meijer GJ, Verhoeven JW, Jansen J, de Putter C, Cune MS. Soft tissue response to zirconia and titanium implant abutments: an in vivo within-subject comparison. *J Clin Periodontol.* 2012;**39**(10):995-1001.
439. van Dyke T. The impact of genotypes and immune reactivity on peri-implant inflammation: identification and therapeutic use of anti-inflammatory drugs and immunomodulators. *Eur J Oral Implantol* 2012;**5**:51-60.
440. van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F. The effect of maximum bite force on marginal bone loss in mandibular overdenture treatment: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 2005;**16**:587-93.
441. van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant supported overdentures. *J Dent Res* 2004;**83**:708-11.
442. van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S ve ark. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;**9**:407–418.
443. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I ve ark. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: A prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;**5**:272-81.
444. van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I, Maffei G, Jacobs R. Marginal bone loss around implants retaining hinging mandibular overdentures, at 4-, 8- and 12-years follow-up. *J Clin Periodontol.* 2001;**28**(7):628-33.

445. van Steenberghe D, Tricio J, Naert I, Nys M. Damping characteristics of bone-to-implant interfaces. A clinical study with the Periotest device. *Clin Oral Implants Res.* 1995;**6**(1):31-9.
446. Vasak C, Kohal RJ, Lettner S, Rohner D, Zechner W. Clinical and radiological evaluation of a template-guided (NobelGuide™) treatment concept. *Clin. Oral Impl. Res.* 2014;**25**:116-23.
447. Vazquez L, Nizam Al Din Y, Belser UC, Combescure C, Bernard J-P. Reliability of the vertical magnification factor on panoramic radiographs: clinical implications for posterior mandibular implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 2011;**22**:1420-25.
448. Vazquez L, Saulacic N, Belser U, Bernard JP. Efficacy of panoramic radiographs in the preoperative planning of posterior mandibular implants: a prospective clinical study of 1527 consecutively treated patients. *Clinical Oral Implants Research* 2008;**19**:81-5.
449. Vigolo P, Givani A. Clinical evaluation of single-tooth mini-implant restorations: a five-year retrospective study. *J Prosthet Dent.* 2000;**84**(1):50-4.
450. Vigolo P, Givani A. Platform switched restorations on wide diameter implants: a 5-year clinical prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;**24**:103-9.
451. Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJ, Batenburg RH, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants. A 5-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2005;**16**:19-25.
452. Waddell JN, Payne AG, Swain MV. Physical and metallurgical considerations of failures of soldered bars in bar attachment systems for implant overdentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2006;**96**:283-8.
453. Wagenberg BD, Froum SJ, Eckert SE. Long-term bone stability assessment around 1,187 immediately placed implants with 1- to 22-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;**28**(2):605-12.
454. Walker L, Morris HF, Ochi S. Periotest values of dental implants in the first 2 years after second-stage surgery: DICRG interim report no. 8. Dental Implant Clinical Research Group. *Implant Dent.* 1997;**6**(3):207-12.

455. Walton JN, MacEntee ML. Problems with prostheses on implants: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1994;**71**:283-8.
456. Walton JN, Ruse ND. In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *J Prosthet Dent* 1995;**74**:482-6.
457. Walton JN. A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. *Int J Prosthodont* 2003;**16**:255-60.
458. Wang L, Sadler JP, Breeding LC, Dixon DL. An in vitro study of implant–tooth-supported connections using a robot test system. *J Biomech Eng* 1999;**121**:290-7.
459. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil* 1996;**23**:79-90.
460. Watzek G. Endosseous Implants: Scientific and Clinical Aspects; Surface preparation of endosseous implants. Quintessence. 1996: 101-26.
461. Weigl P. New prosthetic restorative features of the Ankylos implant system. *J Oral Implantol* 2004;**30**:178-88.
462. Weinlaender M, Kenny EB, Lekovic V, Moy PT. Histomorphometry of bone apposition of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Imp* 1992;**7**:491-6.
463. Weinlander M, Piehslinger E, Krennmair G. Removable implant prosthodontic rehabilitation of the edentulous mandible: Five-year results of different prosthetic anchorage concepts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;**25**:589-97.
464. Weng D, Nagata MJ, Bosco AF, de Melo LG. Influence of microgap location and configuration on radiographic bone loss around submerged implants: an experimental study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;**26**(5):941-6.
465. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ.. A histomorphometric and removal torque study of screw shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 1995;**6**:24-30.
466. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse

- particles of aluminum oxide. *Int Oral J Maxillofac Implants* 1996;**11**:38-45.
467. Wennerberg A, Albrektsson T, Lausmoa J. Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25 µm and 75 µm sized particles of Al₂O₃. *J Biomed Mater Res* 1996;**30**:251-60.
468. Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Danelli S. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res* 1998;**9**(1):11-9.
469. Wennerberg A. On surface roughness and implant incorporation. Department of Biomaterials / Handicap Research. Göteborg University, Göteborg, 1996;1-196.
470. Wheeler DL, Campbell AA, Graff GL, Miller GJ. Histological and biomechanical evaluation of calcium phosphate coatings applied through surface-induced mineralization to porous titanium implants. *J Biomed Mater Res* 1997;**34**:539-43.
471. Wheeler SL. Eight year clinical retrospective study of titanium plasma sprayed and hydroxyapatite coated cylinder implants. *Int J Oral Maxillofac Imp* 1996;**11**:340-50.
472. Whitehead RY, Lucas LC, Lacefield WR. The effect of dissolution of plasma sprayed hydroxyapatite coatings in titanium. *Clin Mater* 1993;**12**:31-9.
473. Williams DF. Implants in dental and maxillofacial surgery. *Biomaterials* 1981;**2**:133-46.
474. Winter W, Dipl-Ing SM, Holst S, Karl M. Parameters of Implant Stability Measurements Based on Resonance Frequency and Damping Capacity: A Comparative Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;**25**:532-9.
475. Wulfman C, Hadida A, Rignon-Bret C. Radiographic and surgical guide fabrication for implant-retained mandibular overdenture. *J Prosthet Dent*. 2010;**103**(1):53-7.
476. Yang SM, Shin SY, Kye SB. Relationship between implant stability measured by resonance frequency analysis (RFA) and bone loss during

- early healing period. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;**105**(2):12-9.
477. Zablotsky M. Hydroxyapatite coatings in implant dentistry. *Implant Dent* 1992;**1**:253-7.
478. Zarb GA, Albrektsson T. Consensus report: towards optimized treatment outcomes for dental implants. *J Prosthet Dent.* 1998;**80**(6):641.
479. Zarb GA, Schmitt A. Osseointegration for elderly patients: The Toronto Study. *J Prosthet Dent* 1994;**72**:559-68.
480. Zarb GA. Proceedings of the Toronto conference on osseointegration in clinical dentistry. St Louis, MO: Mosby; 1983. (*Journal of Prosthetic Dentistry* 1983;49-50:1-84.)
481. Zix J, Hug S, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;**23**(3):525-30.

FORMLAR

FORM 1. Anamnez Formu

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Total-Parsiyel Protezler B.D.

Soyadı	Protokol no
Adı	Cinsiyet O - ? (E) / O - ? (K)
Adres (ev)	Doğum Tarihi
Telefon (ev)	Notlar
Meslek	
Telefon (iş)	

- | | EVET | HAYIR |
|--|-------------|--------------|
| 1. Son senelerde Hastanede yattınız mı veya bir Hekim tarafından sürekli kontrol altında tutuluyormusunuz ve son defa kontrole ne zaman gittiniz?
..... | ? | ? |
| 2. Son Haftalarda ilaç aldınız mı (veya uyuşturucu madde)?
Hangi ilaç?..... | ? | ? |
| 3. Şu hastalıkları geçirdiniz mi: | | |
| • Kalp veya dolaşım sisteminde bozukluk | ? | ? |
| • Normalden uzun kanamalar | ? | ? |
| • Şeker hastalığı (diabet) | ? | ? |
| • Astım , saman nezlesi veya başka bir allerji | ? | ? |
| • Hiç iğne yapıldığında veya başka bir ilaç aldığınızda alışılmamış bir reaksiyon gösterdiniz mi? Şişme, kızarıklık vs. gibi..... | ? | ? |
| • Eklem romatizması..... | ? | ? |
| • Sarılık (Hepatitis)..... | ? | ? |
| • Sara nöbetleri..... | ? | ? |
| • Diğer herhangi (ciddi bir hastalık) | ? | ? |
| 4. HANIM HASTALAR: şu anda hamilemisiniz ? | ? | ? |

TARİH:

İMZA:¹

İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi

FORM 2. İmplant Hasta Bilgi ve Onay Formu

Adı soyadı:		Cinsiyeti:																																
Yaşı:		Protokol no:																																
Emekli:	Sevкли:	SSK:	Ücretli:																															
Adresi:																																		
.....																																		
.....																																		
Tel ev:	Tel iş:	Cep																																
Tel:																																		
Diagnostik işlemler:																																		
Diagnostik ölçü/model:																																		
Yüz arkı transferi:																																		
Diagnostik mum model (Sentrik ilişki/dikey boyut):																																		
Cerrahi stent:																																		
İmplantın yeri ve sayısı:																																		
<table border="1"> <tr> <td>8</td><td>7</td><td>6</td><td>5</td><td>4</td><td>3</td><td>2</td><td>1</td> <td>1</td><td>2</td><td>3</td><td>4</td><td>5</td><td>6</td><td>7</td><td>8</td> </tr> <tr> <td>8</td><td>7</td><td>6</td><td>5</td><td>4</td><td>3</td><td>2</td><td>1</td> <td>1</td><td>2</td><td>3</td><td>4</td><td>5</td><td>6</td><td>7</td> </tr> </table>				8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8																			
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7																				
immedat yükleme: diş çekimi sonrası immedat implantasyon: tek fazlı cerrahi:																																		
iki fazlı cerrahi :																																		
İmplantın firma ismi, boyu ve çapı;		boy:	mm/ çap: mm																															
<u>İlave işlemler (gerekliyse):</u>																																		

Augmentasyon türü: otojen kemik :	allogreft :	diğer:
Membran: gerekli :	gerekli değil :	membran türü:
Sinüs lifting: gerekli :	gerekli değil :	
Protetik planlama:		
Sabit implant-üstü protez (kron-köprü)	(Simante) :	(Vidalı) :
İmplant-diş destekli sabit protez (köprü)	(Simante) :	(Vidalı) :
Hareketli implant-üstü protez (İmplant-doku destekli):		
Hibrid implant-üstü protez (İmplant destekli):		
Tedavinin yaklaşık maliyeti:	a) cerrahi:	
	b) protez:	
	c) alet ve malzeme:	
	TOPLAM:	
Tedavinin hesaplanmış kesin maliyeti:	a) cerrahi:	
	b) protez:	
	c) alet ve malzeme:	
	TOPLAM:	

Bildiğiniz gibi, tüm planlanan tedavi hedeflerine ulaşılmasına dair herhangi bir garanti verememekteyiz. Tedavinin herhangi bir aşamasında, gerek cerrahi işlemler, gerekse diğer işlemler için, tedavi hedeflerini değiştirme hakkını saklı tutmaktayız. Doğal olarak, tedavi planımızdaki muhtemel değişikliklerden sizi hiç aksatmadan haberdar edeceğiz.

HASTANIN AÇIKLAMASI:

Tüm gerçekleştirilecek işlemlerle, tedavi alternatifleri ve oluşabilecek problemlerle ilgili anlayabileceğim şekilde ayrıntılı olarak bilgilendirildim ve şu anda aklıma takılan başka bir soru yok. Bu tedavi planını, hekimimin tedavi sırasında yapabileceği tedavi planı değişikliklerini, ayrıca öngörülen uzun yıllar sürebilecek olan kontrol randevularına (yılda en az 1 kere) gelmeyi kabul ediyorum.

Emekli sandığının implant yapılarının, malzemelerinin ücretlerini ve teknisyen masraflarını karşılamadığını biliyorum ve kendim ödemeyi kabul ediyorum.

HASTA İMZASI:

TARİH:

HEKİM İMZASI:

1.not: bir kopya hastaya verilecektir, bir kopya ise dosyada saklanacaktır.

2.not: Ameliyata geldiğiniz gün ödeme tutarını yanınızda getirmeniz rica olunur!

FORM 3. Bilgilendirilmiş Olur Formu

Bu katıldığınız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı **“Mandibular Tam Protezleri Destekleyen İki Farklı İmplantın Çevresindeki Marjinal Kemik Kaybının Ve Kemik İçi Stabilite Değerlerinin İncelenmesi.”**dir.

Bu araştırmanın amacı, 4,0/12 mm çap ve boya sahip 2 adet implantı alt tam dişsizlik vakalarına uygulayarak, implantların kemik içi stabiliteilerinin Periotest yardımıyla değerlendirilmesi, marjinal kemik kaybının radyografik ölçümler sonucunda karşılaştırılmasıdır.

Bu araştırmada sizden istenilen, verilen randevu tarihlerine ve saatlerine uymanızdır. Bu araştırmada sizin için hiçbir risk söz konusu olmamakla birlikte, sizin için beklenen yararlar ise yapılacak olan tedaviden sonra sürekli kontrol altında tutulmanız ve elde edilecek olan verilerden haberdar edilerek yapılan tedavinin ne kadar başarılı olup olmadığı konusunda bilgilendirilmenizdir. Araştırma sırasında sizi ilgilendirebilecek herhangi bir gelişme olduğunda, bu durum size veya yasal temsilcinize derhal bildirilecektir. Araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da diğer rahatsızlıklarınız için **0212-4142020/30256** no.lu telefondan Diş Hekimi Esmâ Geçkili'ye başvurabilirsiniz.

Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır; ayrıca, bu araştırma kapsamındaki bütün muayene, tetkik, testler ve tıbbi bakım hizmetleri için sizden veya bağlı bulunduğunuz sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyecektir.

Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; bu durum herhangi bir cezaya ya da sizin yararlarınıza engel duruma yol aēmayacaktır. Araştırıcı bilginiz dahilinde veya isteğiniz dışında, uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, ēalıřma programını aksatmanız veya tedavinin etkinliğini artırmak vb. nedenlerle sizi araştırmadan ēıkarabilir. Araştırmanın sonuēları bilimsel amaēla kullanılacaktır; ēalıřmadan ēekilmeniz ya da araştırıcı tarafından ēıkarılmanız durumunda, sizle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaēla kullanılabilir.

Size ait tım tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz .

ēalıřmaya Katılma Onayı:

Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tım soruları araştırıcıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tım aēıklamaları ayrıntılıyla anlamış bulunmaktayım. ēalıřmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu koşullar altında, bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyor ve söz konusu araştırmaya ilişkin bana yapılan katılım davetini hiēbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük iēerisinde kabul ediyorum.

Bu formun imzalı bir kopyası bana verilecektir.

Gönüllünün,

Adı-Soyadı:

Adresi:

Tel.-Faks:

Tarih ve İmza:

Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin,

Adı-Soyadı:

Adresi:

Tel.-Faks:

Tarih ve İmza:

Açıklamaları yapan araştırmacının,

Adı-Soyadı:

Görevi:

Adresi:

Tel.-Faks:

Tarih ve İmza:

Olur alma işlemine başından sonuna kadar tanıklık eden kuruluş görevlisinin/görüşme tanığının,

Adı-Soyadı:

Görevi:

Adresi:

Tel.-Faks:

Tarih ve İmza:

ETIK KURUL KARARI



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU



Sayı : 1387

Tarih : 29.07.2011

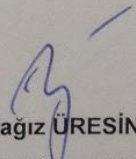
Konu : Prof. Dr. Ömer KUTAY hk,

Sayın Prof. Dr. Ömer KUTAY
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Öğretim Görevlisi

İlgi :25.05.2011 tarihli 2658 sayılı yazınız

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz ve Doktora öğrencisi Esmâ GEÇKİLİ ile birlikte yürüteceğiniz 2011/1273-640 dosya numaralı "Mandibular tam protezleri destekleyen iki farklı implantın çevresindeki marjinal kemik kaybının ve streslerin incelenmesi" başlıklı çalışma kurulumuzun 27.07.2011 tarihli 10 sayılı toplantısında etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize saygılarımla rica ederim.


Prof.Dr. A. Yağız ÜRESİN
İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar
Etik Kurul Başkanı

Eki: Tutanak

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	ESMA	Soyadı	GEÇKİLİ
Doğ.Yeri	İSTANBUL	Doğ.Tar.	06.05.1983
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	14261531968
Email	esmasonmez@yahoo.com	Tel	05326656814

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.		
Lisans	İstanbul Üniversitesi Dışhekimliği Fakültesi	2006
Lise	Beşiktaş Atatürk Anadolu Lisesi	2001

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
İngilizce	Çok iyi	İyi	Çok iyi	90	
Almanca	Zayıf	Zayıf	Zayıf		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	64.227	64.859	65.491
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	Orta
Corel Draw	Orta

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

1. Bilhan H, Geckili O, Bural C, Sonmez E, Guven E. Prosthetic rehabilitation of a patient after surgical reconstruction of the maxilla: a clinical report. *J Prosthodont.* 2011;**20**(1):74-8.
2. Bilhan H, Sönmez E, Mumcu E, Bilgin T. Immediate loading: three cases with up to 38 months of clinical follow-up. *J Oral Implantol.* 2009;**35**(2):75-81.
3. Geckili O, Bilhan H, Geckili E, Cilingir A, Mumcu E, Bural C. Evaluation of possible prognostic factors for the success, survival, and failure of dental implants. *Implant Dent.* 2014;**23**(1):44-50.
4. Geckili O, Sonmez E, Bural C, Yıldız İ. Parsiyel dişsizliğin dental implantlar ve teleskop tutuculu protezler ile tedavisi. Bir olgu sunumu. *Atatürk üniv dis hek fak derg.* 2012;**22**(3):298-305.