

GÖKÇEN ATEŞ

← Adınızı soyadınızı giriniz

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya (sol yandaki gibi) olacak .



DOKTORA TEZİ

← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;  
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

İSTANBUL-2019

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

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

**( DOKTORA TEZİ )**

**ALT ÇENEDE HEMEN YÜKLENEN İKİ İMPLANTIN VE  
BAĞLI OLDUKLARI İMPLANT ÜSTÜ HAREKETLİ  
PROTEZLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**GÖKÇEN ATEŞ**

**DANIŞMAN  
PROF. DR. NECAT TUNCER**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
TOTAL PARSİYEL PROTEZLER PROGRAMI**

**İSTANBUL-2019**

## DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği ,Fakültesi,Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Doktora Programında Doktora öğrencisi Gökçen ATEŞ tarafından Prof.Dr.Necat TUNCER'in danışmanlığında hazırlanan "Alt Çenede Hemen Yüklenen İki İmplantın ve Bağlı Oldukları İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Değerlendirilmesi "başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 16 /07/2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

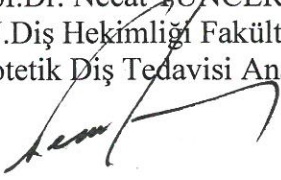
### Jüri Başkanı

Prof.Dr. Onur Geçkili  
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



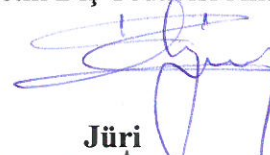
### Jüri-Danışman

Prof.Dr. Necat TUNCER  
İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



### Jüri

Prof.Dr. Tayfun BİLGİN  
İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



### Jüri

Prof.Dr. Muzaffer ATEŞ  
Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalı



### Jüri

Prof. Dr. Hamefi Kurt  
Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



**BEYAN**

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

GÖKÇEN ATEŞ



## İTHAF



asla vazgeçmeyenlere ithaf ediyorum

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitim sürecim boyunca çok değerli emeğini, bilgisini, desteğini ve anlayışını esirgemeyen çok sevdiğim hocam *Prof. Dr. Necat Tuncer'e*,

Eğitim süresince zorlandığım çıkmaza girdiğim her konuda desteklerini asla esirgemeyen, zaman ayıran, cesaretlendiren ve birlikte çalıştığım için kendimi çok şanslı hissettiğim çok değerli hocalarım *Prof. Dr. Tonguç Sülün'e*, *Doç. Dr. Hakan Bilhan'a* ve *Dr. Çağatay Dayan'a*,

Doktora girdiğim ilk yıllarımda klinik ve akademik olarak eğitimime katkıda bulunan bölümümüzden emekliye ayrılan değerli hocam *Prof. Dr. Muzaffer Ateş'e*, kürsümüzün her biri değerli kıymetli hocaları *Prof. Dr. Tayfun Bilgin*, *Prof. Dr. Gülsen Bayraktar*, *Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol*, *Prof. Dr. Olcay Şakar'a*

Bilgi birikimleri ile her zaman yol gösteren her zaman yanımda olduklarını bildiğim *Prof. Dr. Onur Geçkili*, *Prof. Dr. Canan Bural*, *Prof. Dr. Hanefi Kurt*, *Prof. Dr. Altuğ Çilingir*, *Yard. Doç. Burç Gencil'e*

Sekreterlerimiz *Nermin Saygılı Akyüz* ile *Özlem Tutan'a* ve hiç bıkmadan bana hep çok yardımcı olan teknisyenlerimiz *Mustafa Bacacı* ile *Cihan Bozpinar'a*,

Doktora sürecimde her anımı paylaştığım sevgili dönem arkadaşlarım *Selen Tokgöz*, *Melahat Çelik Güven*, *Ali Yabul*, *Özge Erdoğan Yılmaz'a*,

Hayatımın ikinci bir dönemi diyebileceğim bir zamanda karşıma çıkan ve hayatımın en büyük şansları diyebileceği herbiri birbirinden özel, yıllar geçse de asla ayrılmayacağımızı düşündüğüm çok sevgili dostlarım ve oda arkadaşlarım *Özge Kebapçioğlu*, *Mert Öntürk*, *Berk Kaffaf*, *Begüm Buzbaş*, *Merve Cansızoğlu*, *Pınar Şeşen'e*

Tüm hayatım boyunca şefkatini hiçbir zaman esirgemeyen, iyi ve kötü her anımda yanımda olan kahrımı çeken, eğitimlerinde büyük katkısı olduğu binlerce öğrenciler gibi benimde en büyük destekçim olan canımdan öte sevdiğim canım annem *Makbule Ateş'e*, eğitim hayatım boyunca arkamdaki gizli destekçim canım babam *Metin Ateş'e*, bakış açılarıyla hayatımı değiştiren iki insan, çocukluğumun oyun arkadaşları, büyürkenki en büyük dostlarım, birinin küçük kardeşi diğerinin ablası olmaktan gurur duyduğum hayatımda tanıdığım en güzel insanlar canım abim *Gökhan Ateş'e* ve canım kızkardeşim *Gizem Ateş'e*

Doktora tezimin hazırlanması ve yazımı süresince tanıştığım ve beni bu konuda motive eden ufak da olsa katkısı olan nazımı çeken herkese

ne kadar teşekkür etsem azdır.

İyi ki varsınız...

Gökçen Ateş

İstanbul, 2019

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI .....	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER .....	VI
TABLOLAR LİSTESİ.....	XI
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	Xİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....	XİV
ÖZET .....	XVII
ABSTRACT.....	XVIII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
1.1. ARAŞTIRMA KONUSUNUN TANIMI .....	1
1.2. AMAÇ.....	3
2. GENEL BİLGİLER .....	4
2.1. Yaşlanma ve Tam Dışsızlık .....	4
2.1.1. Total Dışsız Hastalarda Tedavi Seçenekleri .....	5
2.2. DENTAL İMPLANTOLOJİ.....	6
2.2.1. Dental İmplantların Tarihçesi .....	6
2.2.2. Dental İmplantların Yapısal Özellikleri .....	8
2.2.3. Dental İmplantların Makro Yapıları .....	8
2.2.3.1. İmplant Gövdesi .....	9
2.2.3.2. Yiv Tasarımları .....	9
2.2.3.3. İmplant Boyun Bölgesi Tasarımı .....	11
2.2.3.3.1. Boyun Bölgesi Formu .....	14
2.2.3.3.2. Boyun Bölgesi Çapı .....	17
2.2.3.3.3. Boyun Bölgesi Yüzey Özellikleri .....	18
2.2.3.3.4. Mikroyivlerin ve Mikroolukların Varlığı .....	20
2.2.3.3.5. Genişletilmiş Platform ( <i>Platform Switching</i> - PS) Konsepti .....	22
2.2.4. Dental İmplantlarda Mikro Yapı Özellikleri.....	23
2.2.4.1. Yüzey Özelliklerine Göre Sınıflama .....	23
2.2.4.1.1. Kumlama ile Pürüzlendirme .....	24
2.2.4.1.2. Asitleme ile Pürüzlendirme .....	25
2.2.4.1.3. Biyoaktif Kalsiyum Fosfat Seramikler .....	26

2.2.4.1.4.	Hidroksiapatit (HA) Kaplama.....	26
2.2.4.1.5.	Titanyum Plazma Sprey Kaplama .....	27
2.2.4.1.6.	Anodik Plazma Sprey Kaplama.....	28
2.2.4.1.7.	Lazer Vuruş Tekniği .....	28
2.2.4.1.8.	İyon İmplantasyon Yöntemi .....	28
2.2.4.1.9.	Flor ile Yüzey Modifikasyonu.....	29
2.2.4.2.	İmplant Materyalleri.....	29
2.2.4.2.1.	Metaller .....	30
2.2.4.2.1.1.	Titanyum Ve Titanyum-6 Alüminyum-4 Vanadyum .....	31
2.2.4.2.2.	Seramikler .....	31
2.2.4.2.2.1.	Alüminyum, Titanyum ve Zirkonyum Oksit .....	32
2.2.4.2.3.	Polimerler.....	32
2.3.	OSSEOİNTEGRASYON .....	33
2.3.1.	İmplant-Kemik İlişkisi .....	34
2.3.1.1.	Kemik Yapısı .....	34
2.3.1.2.	Kemik Yoğunluğu Sınıflaması.....	36
2.3.1.3.	Kemiğin Yeniden Yapılanma Mekanizması .....	37
2.3.1.4.	Kemik – İmplant Ara Yüzeyi.....	38
2.3.2.	Osseointegrasyonun Mekanizması.....	39
2.4.	DENTAL İMPLANTLARIN STABİLİTESİ.....	40
2.4.1.	Primer Stabilite .....	40
2.4.2.	Sekonder Stabilite .....	41
2.4.3.	Stabilite Ölçüm Yöntemleri .....	41
2.4.3.1.	Radyografik Analiz .....	43
2.4.3.2.	Yerleştirme Torqu .....	44
2.4.3.3.	Çıkarma Torqu .....	45
2.4.3.4.	Perküsyon Testi.....	45
2.4.3.5.	Çekiç Darbesi Metodu.....	46
2.4.3.6.	İmplatest.....	46
2.4.3.7.	Dental Mobility Checker (DMC).....	46
2.4.3.8.	Periotest.....	47
2.4.3.9.	Rezonans Frekans Analizi.....	49
2.5.	MARJİNAL KEMİK KAYBI (MKK).....	51
2.5.1.	Enfeksiyon Teorisi .....	53
2.5.1.1.	Peri-implantitis.....	53
2.5.1.2.	Mikro Aralık.....	54



2.5.1.3. Biyolojik genişlik hipotezi .....	54
2.5.1.4. Biyomekanik Faktörler Hipotezi Oklüzal Aşırı Yükler Teorisi.....	55
2.6. İMPLANT DESTEKLİ TAM PROTEZLER .....	56
2.6.1. Diş Üstü Hareketli Protez Kavramı .....	57
2.6.2. İmplant Destekli Tam Protezlerin Avantajları .....	58
2.6.3. İmplant Destekli Tam Protezlerin Dezavantajları.....	59
2.6.4. İmplant Destekli Tam Protezlerde Tutucu Şekilleri .....	59
2.6.4.1. O–Ring veya Top Başlı Tutucular .....	61
2.6.4.2. Bar Tutucular .....	62
2.6.4.3. Teleskopik Sistemler .....	65
2.6.4.4. Mıknatıs Tutucular .....	65
2.6.4.5. Locator Tutucular .....	66
2.6.5. Alt İmplant Destekli Tam Protezlerde Tutucu Seçiminde Dikkat Edilecek Faktörler .....	69
2.6.6. Alt İmplant Destekli Tam Protezlerde Tedavi Seçenekleri .....	70
2.6.7. Alt İmplant Destekli Tam Protezlerde Yükleme Protokolleri .....	70
2.6.7.1. Hemen (İmmediat) Yükleme Protokolü.....	73
2.6.7.2. Erken Yükleme Protokolü.....	74
2.6.7.3. Geleneksel(Konvansiyonel) Yükleme Protokolü.....	75
2.7. HEMEN (İMMEDIAT) YÜKLEME.....	75
2.7.1. Hemen Yükleme Prensipleri .....	76
2.7.2. Hemen Yükleme Protokolüne Karar Verilirken Dikkat Edilmesi Gerekenler .....	76
2.8. İMPLANT DESTEKLİ TAM PROTEZLERDE HASTA MEMNUNİYETİ.....	79
2.8.1. OHIP (Oral Health Impact Profile).....	79
2.8.2. VAS (Visual Analog Scale) .....	80
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	81
3.1. HASTALARIN SEÇİMİ .....	81
3.2. PROTETİK İŞLEMLER.....	82
3.2.1. Protezlerin Hazırlanması.....	82
3.3. CERRAHİ İŞLEMLER .....	86
3.3.1. İmplantların Primer Stabilitesinin Hemen Yükleme Yapmak İçin Değerlendirilmesi.....	88

3.4. BAR VE LOCATOR DESTEKLİ PROTEZLERİN HEMEN YÜKLEME İŞLEMLERİ.....	90
3.5. PERİ-İMLANT YUMUŞAK DOKU VERİLERİNİN KAYDEDİLMESİ .....	95
3.6. MKK’NİN RADYOGRAFİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ.....	96
3.7. OHIP-14 VE VAS ANKET FORMLARININ KAYDEDİLMESİ .....	99
4. BULGULAR.....	101
4.1. HASTALARIN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	101
<i><sup>1</sup>p:Student t test</i> .....	101
4.2. PTD BULGULARIN DEĞERLENDİRMESİ .....	102
4.2.1. Tutucu Tipleri İçinde ve Arasında PTD Verilerinin Değerlendirilmesi .....	102
4.2.2. Cinsiyete Göre PTD Bulgularının Değerlendirilmesi .....	103
4.2.3. Yaşa Göre PTD Bulgularının Değerlendirilmesi .....	103
4.3. OSTELL BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ .....	104
4.4. MKK YÜZEYLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ .....	105
4.4.1. Cerrahi Esnasında, 6. Ay ve 12. Aydaki PTD İle MKK İlişkisinin Değerlendirilmesi.....	106
4.4.2. Cerrahi Sırasında Ölçülen Primer Stabilizasyon (ISQ ve PTD) İle MKK İlişkisinin Değerlendirilmesi.....	106
4.4.3. Cerrahi Esnasından 12. ay Arasındaki MKK ile Yaş Değerlendirilmesi.....	107
4.4.4. Cerrahi Esnasından 12. ay Arasındaki MKK ile Cinsiyet Değerlendirilmesi.....	108
4.5. PERİODONTAL BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ .....	108
4.5.1. İmplantların Plak İndeksleri Açısından Değerlendirilmesi.....	108
4.5.2. İmplantların Plak İndeksinin MKK ile Değerlendirilmesi.....	109
4.5.3. İmplantların Sondalamada Kanama İndeksleri Açısından Değerlendirilmesi .....	109
4.5.4. İmplantların Sondalamada Kanama ile MKK’nin Değerlendirilmesi .....	110
4.5.5. İmplantların Sondalamada Cep Derinliği Açısından Değerlendirilmesi .....	111
4.5.6. İmplantların Sondalamada Cep Derinliği ile MKK İlişkisi .....	112
4.5.7. Peri-İmplanter Veriler ile Yaş İlişkisinin Değerlendirilmesi .....	112
4.6. OHIP BULGULARININ DEĞERLENDİRİLMESİ.....	113
4.7. MEMNUNİYET VERİLERİN DEĞERLENDİRMESİ.....	116
4.8. PROTETİK KOMPLİKASYONLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	119
5. TARTIŞMA .....	121
5.1. GEREÇ VE YÖNTEMİN DEĞERLENDİRİLMESİ .....	121

5.2. İmplant Başarısı Ve Sağ Kalım Oranlarının Değerlendirilmesi .....	129
5.3. Periotest ve RFA Verilerinin Değerlendirilmesi.....	133
5.4. MKK BULGULARININ DEĞERLENDİRİLMESİ.....	138
5.4.1. Primer ve sekonder stabilite ile MKK ilişkisinin değerlendirilmesi.....	144
5.4.2. Yaş ile PTD ve MKK İlişkisinin Değerlendirilmesi.....	145
5.5. PERİODONTAL VERİLER VE MKK'NİN DEĞERLENDİRİLMESİ .....	145
5.6. OHIP-14 VE VAS ANKET FORMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ.....	148
5.7. PROTETİK TAKİPLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ .....	151
6. SONUÇLAR.....	155
FORMLAR .....	204
ETİK KURUL KARARI .....	206
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	218
ÖZGEÇMİŞ .....	219

## TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1:Yiv sayısı ile ilgili literatürde yer alan bazı çalışmalar .....	11
Tablo 2-2: Farklı pürüzlendirme prosedürlerinin yüzey pürüzlülük oranları .....	24
Tablo 2-3: İmplant Materyalleri .....	30
Tablo 2-4: Süngerimsi ve kompakt kemiğin özellikleri .....	37
Tablo 2-5: İmplant stabilite ölçüm teknikleri .....	43
Tablo 2-6: PTD, Temas Süresi ve Klinik Diş Mobilitesi arasındaki ilişki .....	48
Tablo 2-7: MKK'da etkili kombine faktörler .....	52
Tablo 2-8: İmplant başarısı ve kemik seviyeleri .....	57
Tablo 2-9:İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemlerin sınıflaması...	61
Tablo 2-10:Yükleme protokolleri .....	72
Tablo 2-11: Alt çeneye uygulanan implant destekli hareketli protez seçenekleri ve bunların yüklemeye protokolleri ile kıyaslanması .....	72
Tablo 4-1: Çalışmada değerlendirilen hastaların yaşları ve sayıları .....	101
Tablo 4-2: Protez gruplarına göre yaş ortalamalarının değerlendirilmesi .....	101
Tablo 4-3: Tutucu tipleri içinde ve arasında implantlara cerrahi esnasında, 6.ay ve 12.ayda uygulanan periotest değerlerinin değerlendirilmesi .....	102
Tablo 4-4: Protez gruplarının cinsiyet dağılımına göre PTD verilerinin değerlendirilmesi .....	103
Tablo 4-5: Protez gruplarının yaş dağılımına göre PTD verilerinin değerlendirilmesi	104
Tablo 4-6: Protez Gruplarındaki ISQ Değerleri .....	104
Tablo 4-7: Protez Grupları Arasında Ostell Değerlendirilmesi .....	104
Tablo 4-8:Locator ve Bar destekli implantların MKK düzeylerinin değerlendirilmesi	105
Tablo 4-9: Cerrahi esnası, 6. ay ve 12. aydaki PTD ile MKK'nın değerlendirilmesi ..	106
Tablo 4-10: Primer stabilizasyon (Ostell) ile MKK ilişkisi.....	107
Tablo 4-11:Primer stabilizasyon (PTD) ile MKK ilişkisi.....	107
Tablo 4-12: Yaşa göre cerrahi esnasından 12. ay arasındaki MKK ilişkisi.....	108
Tablo 4-13: Cinsiyete göre cerrahi esnasından 12. ay arasındaki MKK ilişkisi.....	108
Tablo 4-14: Tutucu tipleri içinde ve arasında 6. ay ve 12. ay plak indeksi ölçümlerinin değerlendirilmesi .....	108
Tablo 4-15: İmplantların plak indeksinin MKK ile kıyaslanması .....	109
Tablo 4-16: Tutucu tipleri içinde ve arasında implantların yüzeyinin 6. ay ve 12. aydaki sondalamada kanama indeksi ölçümlerinin değerlendirilmesi .....	110
Tablo 4-17: Sondalamada kanama ile MKK ilişkisi.....	111
Tablo 4-18: Tutucu tipleri içinde ve arasında implantların 6. ay ve 12. aydaki sondalamada cep derinliğinin ölçümlerinin değerlendirilmesi .....	111
Tablo 4-19: İmplantların sondalamada cep derinlikleri ile MKK ilişkisi.....	112
Tablo 4-20: İmplantların Peri-implanter Veriler ile Yaş İlişkisinin Değerlendirilmesi	113
Tablo 4-21: Tutucu tipleri içinde OHIP skorlarının değerlendirilmesi .....	114
Tablo 4-22:Tutucu tiplerinin arasında OHIP skorlarının değerlendirilmesi.....	115
Tablo 4-23: Tutucu tipleri arasında memnuniyet değerlendirilmesi .....	117
Tablo 4-24: Tutucu tipleri içinde memnuniyet değerlendirilmesi .....	118
Tablo 4-25: 6. ay ve 12. aylarda görülen protetik komplikasyonların değerlendirilmesi .....	120
Tablo 5-1: Alt çeneye hemen yüklemeye ile yerleştirilmiş implant destekli hareketli protezler .....	133
Tablo 5-2: Literatürde başarılı implantlar için belirtilen MKK değerleri.....	138
Tablo 5-3: Hemen yüklemeye protokolü ile yerleştirilen implant destekli hareketli protezlerdeki MKK değerleri.....	140

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Yiv geometrileri (69).....	10
Şekil 2-2: İmplant boyun bölgesi ve farklı implant-abutment bağlantı şekilleri .....	11
Şekil 2-3: Eksternal altıgen bağlantı .....	12
Şekil 2-4: İnternal altıgen bağlantı.....	13
Şekil 2-5: İmplant boyun bölgesi formları.....	15
Şekil 2-6: NobelPerfect™ boyun bölgesi form tasarımı.....	16
Şekil 2-7: Zirkonyum boyun bölgesine sahip Z1-Connect implant.....	19
Şekil 2-8: AnaTite™ pembe boyun bölgesine sahip implant ve abutment sistemi .....	20
Şekil 2-9: Lazer aşındırma ile implant yüzeylerinin SEM görünümü (Mag: 500x).....	21
Şekil 2-10: İmplant yüzeylerinin SEM görüntüleri (Mag: 5000x) .....	25
Şekil 2-11: Osstell cihazının çalışma prensibi .....	51
Şekil 2-12: Dairesel, anahtar deliği ve armut kesitli barlar .....	64
Şekil 2-13: Dairesel, anahtar deliği ve armut kesitli barların kesit görüntüsü.....	64
Şekil 2-14: ZEST Anchor® Locator abutment ve tutucu sistemi .....	66
Şekil 2-15: Locator tutucu çeşitleri ve retansiyon miktarları .....	67
Şekil 2-16: Locator abutment ve metal tutucu ebatları.....	67
Şekil 2-17: Locator Core Tool.....	68
Şekil 2-18: Locator R-Tx™ abutment ve tutucu sistemi .....	68
Şekil 3-1: Alt ve üst çeneden alınan aljinat ölçüler .....	83
Şekil 3-2: Alt ve üst çenelerin fonksiyonel ikinci ölçüsü .....	83
Şekil 3-3: Yüz arkı transferinin ağızdaki görüntüsü .....	84
Şekil 3-4: Yüz arkı transferi ile kaydı alınmış üst tam dişsiz kaide plağının yandan görünüşü.....	84
Şekil 3-5: Yarı ayarlanabilir artikülatöre bağlanan alt ve üst tam dişsiz çenelerin görünüşü .....	85
Şekil 3-6: Protezlerin diş dizimi .....	85
Şekil 3-7: Cerrahi stentin ağızda kontrolü .....	86
Şekil 3-8: Cerrahi stent yardımıyla rehber frezle kaninlerden işaretleme .....	87
Şekil 3-9: İşaretlenmeden sonraki görüntüsü.....	87
Şekil 3-10 : İmplant kavite hazırlanması.....	87
Şekil 3-11: Ostell Mentor cihazı .....	88
Şekil 3-12: Kablosuz Periotest M cihazı.....	89
Şekil 3-13: Kablosuz Periotest uygulaması .....	90
Şekil 3-14: Locator abutmentlerin üzerine yerleştirilen ölçü parçaları .....	91
Şekil 3-15: Multiunit abutmentlerin üzerine yerleştirilen ölçü parçaları.....	91
Şekil 3-16: Alt tam protezlerde ölçü parçaları için boşluk hazırlanması.....	91
Şekil 3-17: Alt tam protezin ölçü yüzeyine sürülen kaşık adezivi .....	92
Şekil 3-18: Alt tam proteze uygulanan polieter ölçü maddesi.....	92
Şekil 3-19: Hasta sentrik ilişki pozisyonunda ölçü maddesinin sertleşmesini beklerken .....	92
Şekil 3-20: Alt tam protezin içerisine analogların yerleştirilmiş hali.....	93
Şekil 3-21: Dolder barların torklama anındaki görüntüsü .....	94
Şekil 3-22: Dolder barların ağız içerisindeki torklanmış görüntüsü.....	94
Şekil 3-23: Laboratuvardan ertesi gün gelen bar destekli alt tam protez.....	94
Şekil 3-24: Locator abutmentlerin implantlar yerleştirildikten sonraki görüntüsü.....	95

Şekil 3-25: Laboratuvarдан ertesі gün gelen locator destekli alt tam protez.....	95
Şekil 3-26: Yüklemeyi takiben 6. ay panoramik radyografi görüntüsü.....	97
Şekil 3-27: Yüklemeyi takiben 12. ay panoramik radyografi görüntüsü.....	98
Şekil 3-28: MKK ölçümlerinin gerçekleştirilmesi.....	98
Şekil 4-1: Protez gruplarına göre yaş ortalamalarının değerlendirilmesi .....	101
Şekil 4-2: Tutucu tipleri içinde ve arasında implantlara cerrahi esnasında, 6. ay ve 12. ayda uygulanan periotest değerleri .....	102
Şekil 4-3: t1 (6. Ay) ve t2 (12. ay) zaman dilimlerinde implantların plak indekslerinin karşılaştırılması.....	109
Şekil 4-4: 6. ay ve 12. ay zaman dilimlerindeki implantların sondalamada kanama indekslerinin karşılaştırılması .....	110
Şekil 4-5: 6. ay ve 12. ay zaman dilimlerindeki implantların sondalamada cep derinliği indekslerinin karşılaştırılması .....	111



**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ**

**AAID** American Academy of Implant Dentistry

**ADA** American Dental Association

**Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>** Alumina

**ATH** Acceleration time history

**A/m<sup>2</sup>** Amper/metrekare

**BID** Günde 2 kez

**Ca<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>** Trikalsiyumfosfat

**CpTi** Saf titanyum (Commercially pure titanium)

**FDA** Food and Drug Administration (Amerikan Gıda ve İlaç Kurulu )

**FEM** Sonlu Elemanlar Analizi

**FFT** Fast Fourier Transform

**g** Gram

**GOHAI** Geriatric Oral Health Assessment Index

**HA** Hidroksiapatit

**HF** Hidroflorik asit

**H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>** Sülfürik asit

**H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>** Fosforik asit

**HNO<sub>3</sub>** Nitrik asit

**Hz** Hertz

**in-vivo** Canlının içinde

**in vitro** Canlının dışında

**ISQ** İmplant Stability Quotient

**kHz** Kiloherz

**Ltd** Limited

**mg** Miligram

**mm** Milimetre

**Mpa** Mega Pascal N

**mRNA** Mesajcı Ribonükleik Asit

**MKK** Marjinal Kemik Kaybı

**N** Newton

**NaCl** Sodyum klorür

**Ncm** Newton santimetre

**NIH** National Institutes of Health

**nm** Nanometre

**OHIP** Oral Health Impact Profile

**OHQoL** Oral Health related Quality of Life

**P** Fosfat

**pH** Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)

**PMMA** Polimetilmetakrilat

**PS** Platform switch

**PTV(D)** Periotest Value(değeri)

**Ra** Orta çizgiden yüzeyin pürüzlülük profilindeki deviasyonların aritmetik ortalaması

**Rf** Rezonans frekansı(Hz)

**RFA** Rezonans Frekans Analizi

**rpm** Rounds per minute (Belirli bir eksende 1 dakikada gerçekleşen tam rotasyon sayısı. Frekans birimi)

**Sa** 3 boyutlu ölçümlerde yüzey deviasyonunun aritmetik ortalaması

**SEM** Scanning Elektron Mikroskobu

**SK** Sondalamada Kanama

**SCD** Sondalamada Cep Derinliği

**SLA** Sand Blasted-Large Grit-Acid Etched



**Ti** Titanyum

**TiAl6V4** Titanyum 6 alüminyum 4 vanadyum

**Ti-Al-V** Titanaks

**TiO2** Titanyum Dioksit

**Ti2O3** Titanseskioksit

**TiO** Titanyum Oksit

**TiF4** Titanyum tetraflorür

**TEM** Transelektron Mikrografisi

**TGF-β** Transforme Edici Büyüme Faktörü-beta

**TKP** Trikalsiyumfosfat

**TPS** Titanyum plazma sprey

**UK** United Kingdom (Büyük Britanya)

**V** Volt

**VAS** Visual Analog Scale

**Y-TZP** Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalin

**WHO** World Health Organization (Dünya Sağlık Organizasyonu)

**µm** Mikrometre

## ÖZET

Ateş G. Alt çenede hemen yüklenen iki implantın ve bağlı oldukları implant üstü hareketli protezlerin değerlendirilmesi İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2019

Bu çalışmanın amacı; alt çene tam dişsiz bireylere hemen yükleme protokolüyle yerleştirilen iki implant destekli bar veya locator tutuculu protezlerdeki implantların kemik içi stabilite değerlerini, marjinal kemik kayıplarını, peri-implanter verilerini ve bu protezlerin hasta memnuniyetine olan etkilerini değerlendirmektir. 28 tam dişsiz hastanın alt çenesine 2 adet aynı boy ve çapta implant (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) uygulanmış ve hastalar bar veya locator tutuculu protezler uygulanmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Hastaların klinik ve radyografik bulguları yüklemeyi takip eden 6. ay ve 12. ayda değerlendirilmiştir. Locator ve bar tipi tutucuların cerrahi operasyon esnasındaki Periotest düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunurken ( $p=0.01$ ); altıncı ay ve 12. aylardaki Periotest değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. İki grubun implantları arasında, 6. ay ve 12. ay marjinal kemik kaybı ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ( $p>0.05$ ). Bir senelik takip sonunda, iki grup arasında sondalamada kanama, cep derinliği ve plak indeksi değerlerinde anlamlı bir farklı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). VAS ve OHIP-14 anketlerine göre iki grubun memnuniyet düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken, tutucu tiplerinin grup içi karşılaştırmalarında VAS skorlarının tümünde, OHIP-14'ün ise fiziksel yetersizlik ve fiziksel ağrı alt boyutları ile toplam skorunda istatistiksel olarak anlamlı bir artış görülmüştür ( $p<0,05$ ). Bir senelik klinik takip sonrasında her iki grupta da implant kaybı görülmemiştir. Alt tam dişsiz çenelere iki implant destekli bar ve locator tutucular hemen yükleme protokolü ile yerleştirildiğinde başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Hemen yükleme, tam dişsiz alt çene, bar tutuculu implant destekli hareketli protez, locator tutuculu implant destekli hareketli protez, marjinal kemik kaybı

## ABSTRACT

Ateş G. Evaluation of Two Implants with Immediate Loading and Their Implant-Supported Removable Overdentures in Mandible Istanbul University, Institute of Health Sciences, Department of Prosthodontics. Doctoral Dissertation. Istanbul. 2019

The objective of this study is to assess the primary stability values, marginal bone loss rates, data on peri-implant status and the effects on patient's satisfaction of two implant-retained overdentures with bar or locator attachment placed in mandibular complete edentulous patients used an immediate-loading protocol. Two implants with same size and diameter (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) were placed in 28 patients with complete edentulous mandible and the patients were divided into two groups according to the overdentures with bar or locator attachment to be applied. Clinical and radiographic findings of the patients were evaluated at the 6th and 12th months following the loading procedure. No statistically significant difference between the Periotest values at the 6th and 12th months, however, there was a significant difference was found between the Periotest values of the locator and bar attachments ( $p=0.01$ ). A significant difference was determined between the intraoperative Periotest values of the locator and bar attachments ( $p=0.01$ ). No statistically significant difference in the measurements of marginal bone loss was observed between the implants of both groups at 6th and 12th months ( $p>0.05$ ). At the end of one year follow-up, no significant difference between the two groups was determined with respect to bleeding on probing, pocket depth and plaque index values ( $p>0.05$ ). According to the scores of the OHIP-14 and VAS, no significant difference between the satisfaction levels of the two groups was determined, however, there was a statistically significant difference in the intra-group comparisons of the attachment types in all VAS scores, and the subdimensions of physical dysfunction and physical pain in the total score of OHIP-14 scale ( $p<0,05$ ). After one year of clinical follow-up, no loss of implant was observed in both groups. Also, no implant failure was observed in both groups at clinical follow-up after one year. Successful results were obtained when two implant-retained overdentures with bar and locator attachments were placed in complete edentulous mandibles with immediate loading protocol.

**Key Words:** Immediate loading, complete edentulous mandible, bar retained overdenture, locator retained overdenture, marginal bone loss

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

### 1.1. ARAŞTIRMA KONUSUNUN TANIMI

Dental implantlar, sabit veya hareketli protezler için stabilite ve retansiyon sağlamak amacıyla kullanılan doğal diş kökü ile uyumlu olan materyallerdir (1). Bölümlü dişsizlik ve tam dişsizlik olan vakaların dental implantlar ile rehabilitasyonunun uzun dönem klinik başarısı ortaya konulmuş ve günümüzde en çok tercih edilen protetik tedavi alternatifi haline gelmiştir (2, 3). McGill Uzlaşısı ve York Bildirisi'ne göre, tam dişsizliğin söz olduğu hastalarda, iki adet implantla desteklenen alt çenede uygulanan implant destekli hareketli protezlerin birinci seçenek tedavi olarak önerilmesi gerektiği ifade edilmiştir (4, 5).

Osseointegrasyon, implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasındaki direkt fonksiyonel ve yapısal bağlantı olarak tanımlanmaktadır (6). Osseointegrasyonun değerlendirilmesi primer ve sekonder stabilite olarak iki aşamada yapılır. Osseointegrasyonun birinci basamağı primer stabilitedir. Primer stabilite kemik-implant arasındaki mekanik bağlantıyı gösteren bir parametredir (7). Sekonder stabilite ise, iyileşme periyodundan sonra görülen implant-doku arasındaki kemiğin yeniden şekillenmesi ve rejenerasyonu ile elde edilen stabilitedir.

Primer stabilite rezonans frekans analizi, yerleştirme torku ve periotest gibi ölçüm yöntemleri ile ölçülebilmektedir. Periotest yardımıyla sekonder stabilite de ölçülebilmektedir (8, 9). Periotest cihazının ucunda yer alan piston, implanta vurup hafifçe yer değiştirmesine neden olur ve böylece implantın stabilizasyon kapasitesini ölçer. Pistille implant arasında geçen temas süresi periotest değeri (PTD) olarak adlandırılır ve -8 ile +50 arasında bir sonuç meydana gelir. -8 rijit bir bağlantıyı, +50 ise osseointegrasyonun gerçekleşmediğini gösterir (8).

İmplantlar üzerine statik ya da dinamik biçimde uygulanan kuvvet yükleme olarak tanımlanmaktadır. İmplant cerrahisinden sonra fazla miktarda yükleme olduğunda ortaya çıkabilecek mikro hareketin, osseointegrasyon yerine ara yüzde fibroz doku oluşumunu meydana getirdiği ileri sürülmüştür (10). Yükleme protokollerini yerleştirme protokollerinden ayrı tutarak incelemekte yarar vardır. Farklı yıllarda farklı konsensus kararlarında hemen yüklemenin hangi zaman aralığında yapılacağına dair bilgilere rastlanılmaktadır. 3. ITI konsensus konferansı 2003 yılında İsviçrede

düzenlenmiş olup bu konsensusta belirlenen kriterlere göre (11) hemen yükleme; ilk 48 saat içerisinde olan oklüzyonun elde edildiği yükleme olarak isimlendirilmiştir. 2008 yılında son olarak toplanılan 4. ITI konsesundan çıkan kararlar sonucunda (11, 12); fikir birliği sağlayan grup 2003 yılı içerisinde alınan konsensus kararlarını modifiye edip, hemen yüklemeyi cerrahi girişimi takip eden 1 hafta içerisinde fonksiyonel olacak şekilde implantların yüklenmesi biçiminde tanımlamıştır.

İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu şekilleri; bar, locator, top başlı, teleskop veya mıknatıs tutucular olarak sınıflandırılır (13). Dental implantların hemen yüklenmesi zaman ve para tasarrufu sağlayan iyi bir klinik seçenektir (14-17). Hemen yüklemeye ikinci bir cerrahi işleme gerek kalmaması ve implant cerrahisinin yapıldığı gün ölçü alınması protez yapım süresini kısaltır. İnterforaminal bölgede iki implantın uygulandığı hemen ve erken yükleme ile top başlı ve bar tutuculu protezlerle ilgili klinik çalışmalar olmasına rağmen (18-23) 2016 yılında *Kappel ve ark.*'nın (24) iki implant destekli hemen yükleme ile yerleştirilen bar ve locator tutuculu protezleri kıyasladıklarını çalışmaları dışında locator tutuculu protezler üzerine hemen (25) ve erken yükleme ile yapılan klinik çalışma sayısı son derece azdır (26, 27).

Günümüz implantolojisinde araştırmalar çoğunlukla implantların sağ kalım oranlarını belirlemeyi amaçlamaktadır. Bunun yanında implant çevresindeki marjinal kemik kaybı (MKK) değerlerini hangi parametrelerin etkilediği de araştırmalara konu olmaktadır. MKK'nın sınırlarının hangi aralıkta olması gerektiği ile ilgili bir düşünce birliği olmayıp beraberinde bu sınırla ilgili çeşitli rakamsal değerler ve düşünceler mevcuttur (28-30). MKK'yı değerlendirmede en sık kullanılan yöntem dijital panoramik radyografilerdir. Bu yöntem implantın yalnızca distal ve mezialindeki kemik kaybı miktarı ile ilgili olarak bilgi verse de araştırmalar panoramik radyografi yönteminin kemik kaybını değerlendirmede yeterli olduğunu bildirmiştir (31-33).

İmplantın yüklenmesinden 1 yıl sonra, 2 mm'den az ve takip eden her yıl için 0,1-0,2 mm'lik kaybın söz konusu olduğu MKK normal sınırlar içerisinde kabul edilmekte olup bu sınırlar implant başarı kriterleri arasında sıralanmaktadır (29-34). Fakat 1993 yılında gerçekleştirilen 1. Avrupa Periodontoloji Seminerinde; MKK'nın yüklemeye 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 belirtilmiştir (35).

## 1.2. AMAÇ

Bu tez çalışmasının amaçları;

✦ Alt çene interforaminal bölgeye iki implant uygulandıktan sonra hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen farklı tutucu tiplerine sahip implant destekli hareketli protezlerdeki dental implantların kemik içi stabilite değerlerinin Periotest cihazı kullanılarak karşılaştırılmalı olarak incelenmesi,

✦ Alt çene interforaminal bölgeye iki implant uygulandıktan sonra, hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen farklı tutucu tiplerine sahip implant destekli hareketli protezlerdeki mevcut dental implantlarda marjinal kemik kayıplarının alınan dijital panoramik röntgenler aracılığı ile belirlenip karşılaştırılması,

✦ Alt çene interforaminal bölgeye iki implant uygulandıktan sonra hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen farklı tutucu tiplerine sahip implant destekli hareketli protezlerdeki dental implantların sondalamada kanama, sondalamada cep derinliği ve plak indeks değerlerinin karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızdaki sıfır hipotez ise alt çene tam dişsiz ağızlarda interforaminal bölgeye hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen iki implant üstü bar tutuculu protezlerle, locator tutuculu protezler ve implantlar arasındaki 12 aylık takip sonrasında implant sağ kalım değerleri, marjinal kemik kaybı değerleri, protetik komplikasyonlar, hasta memnuniyeti ve implant çevresindeki yumuşak dokular açısından bir farklılık bulamayacağımız yönünde olmuştur.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Yaşlanma ve Tam Dışsızlık

Yaşlanma sürecinin mekanizması, hücresele ve biyokimyasal düzeyde hala tam olarak anlaşılmamış olsa bile, yaşlılık, organizmadaki tüm doku ve organların hem yapı hem de fonksiyonunda ölçülebilen değişikliklere neden olanilerleyici bir süreçtir (36). Yaşlılık bir hastalık olmayıp, yaşam tarzı, sosyokültürel yaşam ve genetik farklılıklar ile nöroendokrin ve immünolojik boyuttaki bir takım faktörler bireyler arasında farklılıklar ortaya çıkarmaktadır (37).

Yaşlanma, biyolojik, kronolojik, fizyolojik değişimleriyle birlikte sosyal yönleri de olan bir süreçtir. Bu sürecin etkileri ekonomik, sosyal ve medikal yönleri ile dünyanın gelişmiş ülkelerini son yıllarda büyük oranlarda meşgul etmektedir.

Amerika Bileşik Devletleri'nde (ABD) 20. yüzyılın başında 65 yaş üstü yaşlı nüfusun toplam nüfusa oranı 25/1 iken, 1989 yılında bu oran 8/1'e yükselmiştir. 2030 yılı itibari ile bu oranın 5/1 olacağı düşünülmektedir. Bu da yaşlı nüfusun giderek fazlalaşacağına açık bir göstergedir (38).

Türkiye'de 65 yaş üstü birey sayısının genel nüfusta %12,5'luk kısmı oluşturduğu 2010 yılında bildirilirken, bu oranın 2050 yılında %17,6'ya ulaşması beklenmektedir (39, 40). Günümüzde yaşlı insan popülasyonundaki bu demografik değişimler ağız ve dişeti sağlığı problemlerini de içeren epidemiyolojik endişeleri etkilemiştir. Dünyada yaşlanma sürecine paralel olarak toplumdaki yaşlı bireylerin ağız sağlıkları her geçen gün daha da ilgi çekici bir konu haline gelmektedir.

Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ); düzenli beslenme ve fiziksel aktivite, olası sakatlık ve yaralanmaların önlenmesi, mevcut kronik hastalıkların tedavisi ve sigara içmemeyi sağlıklı bir yaşlılık için temel faktörler olarak sıralamıştır. Bu temel faktörler arasında yer alan sağlıklı bir beslenme düzeninin yaşam tarzı olarak benimsenmesi ve sürdürülmesi bizim uzmanlık alanımızla doğrudan ilişkilidir. Bilindiği üzere, çiğneme sistemi beslenmede önemli rol oynamakta olup yaşlanmayla oral bölgede, tat alma duyusunun azalma, tükürük akış hızının azalma, alveol kemiği, kaslar ve ağız mukozasında atrofi şeklinde sıralanabilecek bir takım değişiklikler meydana gelmektedir. Bu değişiklikler: Ağız sağlığındaki bozulma yaşlanma sonucu ortaya çıkan doğal bir durum değildir. Bu duruma neden olan etkenler koruyucu ağız bakımının

uygulanmaması, uygun olmayan beslenme, ilaç kullanımı ve sistemik hastalıklar, şeklinde sıralanabilir (41).

Toplumun ağız diş sağlığı hakkında bilinçlenmesi ve koruyucu diş hekimliği çalışmaları ile birlikte gelişmiş ülkelerde tam dişsizlik oranında azalma olduğu bildirilmiştir. Fakat yaşlı nüfusun artmasıyla birlikte birçok ülkede yapılan epidemiyolojik çalışmalar neticesinde tam dişsiz hastaların sayısında artış olduğu bulunmuştur. (42-45). Ülkemizde yapılan bir çalışmaya göre 65-74 yaş grubunda dişsizlik oranının %48 olduğu bildirilmiştir (46).

### 2.1.1. Total Dişsiz Hastalarda Tedavi Seçenekleri

Total dişsizlik durumunda tedavi alternatifleri arasında geleneksel total protezler ile implant destekli sabit ve hareketli protezler yer almaktadır.

Tam dişsiz hastaların tedavisinde geleneksel tam protez yapımı 100 yıldan daha uzun bir süredir uygulanmaktadır. Alt veya üst çenede tüm dişlerin kaybedildiği durumlarda hastanın sosyal ve psikolojik durumunun iyileştirilmesi, fonasyonunun düzeltilmesi, estetik ve fonksiyonunun geri kazandırılması için uygulanan ve tüm dişleri içeren protezlere total protezler adı verilir.

Tam dişsiz hastalara uygulanan ideal bir tam protezin protetik tedavisinin başarısı için gereken en önemli faktör kurallarına uygun olarak yapılmasıdır. *Jones ve ark. 'nın* yaptıkları çalışmaya göre yaşam kalitesi daha düşük olan tam dişsiz hastalar ve bu hastalara uygulanan protetik tedaviler sonrasında hastaların daha iyi bir görünüşe, sosyal ve fonksiyonel konfora sahip oldukları hatta uyku düzeni, konuşma ve insan ilişkilerinin olumlu yönde etkilendiği bildirilmiştir (47). Ancak tam protez kullanan bazı hastalarda özellikle ileri yaşta olanlarda kas kontrol mekanizmaları zayıflamış ve adaptasyon yeteneği azalmıştır. Bununla birlikte geleneksel tam protezler, beklentisi yüksek olan hastalar için hayal kırıklığına sebep olabilmektedir. Özellikle ilk kez protez kullanan hastalarda bu durum oldukça sık görülebilmektedir. Bundan dolayı tam protezler ideal koşullarda yapıldığında bile bazı hastalar için tatmin edici olmayabilir.

Protetik diş hekimliğinde bir protezin giriş yoluna zıt, özellikle dikey kuvvetlere karşı gösterdiği dirence tutuculuk (retansiyon) denir. Mühendislik biliminde ise bu dirence tutma mukavemeti denilmektedir. Stabilitate ise sertlik, sağlamlılık, devamlılık demektir. Protetik diş hekimliğinde kullandığımız anlamı da budur. Protezin stabil olmasını bir tam protezin yatay kuvvetlere karşı gösterdiği mukavemet olarak



tanımlayabiliriz. Tam protezler ile hasta memnuniyetinin daha az olmasının sebebi diğer tedavi alternatifleriyle kıyaslandığında, özellikle alt protezlerdeki tutuculuk ve stabilite eksikliği sebebiyle hastaların çiğneme fonksiyonlarının azalmasıdır (48). Alt çene iki implant destekli hareketli protezler retansiyon ve stabilite sağladığı ve ekonomik tedavi yöntemi olduğu için en çok tercih edilen yöntemlerden biridir. İmplant destekli hareketli protezler, klasik tam protezlerle karşılaştırıldığında daha retantif ve stabil olduğundan hastaların daha rahat konuşabildikleri ve yiyecekleri kolay çiğneyebildikleri, beslenme durumları ve yaşam kalitelerinin arttığı bildirilmiştir (49, 50).

## 2.2. DENTAL İMPLANTOLOJİ

### 2.2.1. Dental İmplantların Tarihçesi

İmplant, latince ‘in=içerisine, içersinde’ ve ‘planto=ekme, gömme’ kelimelerin birleşiminden oluşur. Bir fonksiyon kazanmak amacıyla, uygun bir konumda yerleştirilen organik veya inorganik cisme implant, bu yerleştirme işlemine de ‘implantasyon’ denir (51).

Dental implantlar tanımlaması protez terimleri sözlüğüne göre; hareketli veya sabit protezler için stabilite ve retansiyon sağlamak için kemiğin üstüne veya içine, ağız dokularına mukoza ve/veya periost tabakasının alt tarafına implante edilen protetik aygıt olarak alloplastik materyalden yapılmış hareketli protezleri veya sabit protezleri desteklemek amacıyla çene kemiğinin üzerine veya içerisine yerleştirilen cisimler şeklindedir (52).

İlk çağlarda Mısır, Arap ve Çin uygarlıklarında diş transplantasyonlarının yapıldığı arkeolojik çalışmalar bulunmuştur (53).

Dupont, Kral 13. Lui’nin diş hekimi, kısa bir süre içerisinde çekilen bir dişin reimplantasyonunun önemini vurgulamıştır. 1685 yılında *Charles Allen* tarafından New York’ta basılan dişhekimliği alanındaki ilk kitapta *Allen* insan dişlerinin transplantasyonuna karşı çıkararak, koyun veya köpek dişlerinin kullanılmasını önermiştir. Diş transplantasyon tekniğini 18. yüzyılda *Fauchard* ve *Hunter* uygulamışlardır, fakat 18. yy.’ın sonlarında, çeşitli hastalıkların bulaşabileceğini Pfaff bu teknikle bildirdikten sonra tekniğin kullanımını azaltıp farklı çözümler aramaya başlamıştır (51, 54, 55).

İmplantolojide ilk kayıtlı çalışma olarak kabul edilen 1807 yılında *Jourdan ve Magiollo* tarafından yapılan bu çalışma çekim sonrasında hemen implante edilen altın implantı, 14 gün beklettikten sonra yüklemişlerdir (56).

Çeşitli malzemelerde ve dizaynlarda implantlar 1886 ve 1903 yılları arasında denenmiştir. 20. yüzyılın başlarında, iridyum platinyum alaşımından yapılan ve kafes şeklinde bir implantı Greenfield patentini alarak geliştirmiştir. Böylece alloplastik implantlar devri başlamıştır (51).

Tasarımda ilk tercihin içi oyuk implant gövdesi olmasının sebebi dental implant materyalinin biyolojik uyumu ve mekanik direncini sağlamak gibi özelliklerinin olmasıdır. İlk olarak Greenfield (1913) ve Benaim (1959) tarafından tanımlanmıştır. Patentini aldığı iridyum-platin kafes biçiminde olan implantın memnun eden sonuçları olduğunu ilk defa Greenfield klinik olarak endosteal implant sistemi olarak bildirmiştir (57).

1930'lu yıllara kadar implant vakalarının çoğunda başarısız sonuçlar alınmasının nedeni platin, altın, iridyum ve gümüş gibi kıymetli metaller kullanılmış; ancak bu materyaller dokuda galvanik reaksiyonlar oluşturmuştur. *Venable ve ark.* 1937 yılında ise dokuda galvanik reaksiyonlara yol açmayan bir krom-kobalt-molibden alaşımından geliştirdikleri vitalyumu bildirmişlerdir. 1947 yılında ise *Formiggini*, boşluklu spiral şeklinde paslanmaz çelikten bir implant geliştirmiştir (58).

Dental implantlar 1960 yılların ortasında kullanılmaya başlanmıştır. Bilimsel toplantılarda başarılı vakalar tartışılmasına rağmen çoğunlukla klinik sonuçlar çok başarılı değildi. İlk ağız içi implantı 1965 yılında *Per-Ingvar Branemark* yerleştirmiştir. 5 yıl içerisinde klinik başarısı %50 oranındaydı. İmplantlar 1970'li yıllara girildiğinde farklı şekillerde tasarlanmaya başlamış, protetik tekniklerde değişiklikler yapılarak cerrahi ve iyileşme zamanında uzama sağlanmıştır (59). 1978 yılında gerçekleştirilen Harvard konferansında implant başarı kriterleri, implant etrafındaki kemik kaybının implant boyunun üçte birini geçmemesi ve mobilitenin her yönde en fazla 1 mm olması gerektiği şeklinde ifade edilmiştir (60). *Zarb ve ark.*, 1979 yılında köpeklerde yaptıkları çalışmada polimetilmetakrilat implantların başarısız sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Uluslararası literatürde *Branemark*'ın ilk kez referans gösterilmesi bu çalışmanın önemini ortaya koymaktadır (53, 59, 60). *Branemark* ilk ağız içi implant uygulamasından tam 16 yıl sonra *Adell ve ark.*'nın (61) 1981'de dişsiz hastalara

uyguladıkları implantlarla ilgili 15 yıllık tedavi sonuçlarını açıklamaları, günümüz modern implantolojisinin doğmasına ve dünya genelinde yaygınlaşmasına öncülük etmiştir (53).

Dental implantların gelişimi çok hızlı olmuştur. Bu gelişmeler ışığında implantların fonksiyonel olabileceği kanıtlanmış, sonraki çalışmalarda implantların daha çok estetiği ve kullanım kolaylığı konusuna odaklanılmıştır. Literatürde geçen ilk ticari dental implant Nobelpharma AB firmasına ait Biotes isimli implantlardır. Nobelpharma 1996 yılında Nobel Biocare olarak isim değişikliğine gitmiş ve 2000 yılında şirket merkezini İsviçre'ye taşıyarak üretilmekte olan mevcut Biotes dental implantları Branemark ticari adıyla ilk kez piyasaya sunmuştur. Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi'nin (FDA) yürürlüğe koyduğu dental implantlara yönelik önemli bir hukuki karar olan 510(k) kuralına göre, "titanyum kullanılarak imal edilmiş vida tasarımındaki her implant, insan dental implant aygıtı olarak kullanım onayı alabilmektedir" (53).

### **2.2.2. Dental İmplantların Yapısal Özellikleri**

Günümüz implant teknolojisinde dental implantlar oldukça yüksek bir başarı ve sağ kalım oranına sahip olsa da, *Albrektsson ve ark.* (62) çalışmalarında yapısal tasarım özelliklerine bağlı olarak implantların osseointegrasyonun olumlu ya da olumsuz sonuçları üzerinde doğrudan etkisi olduğunu ortaya koymuşlardır. Tasarımları açısından dental implantlar sınıflandırılırken implantların mikro ve makro yapısal özellikleri şeklinde iki temel faktör ön plana çıkmaktadır (63, 64).

Mikro yapısal özellik kapsamında yer alan komponentler:

1. İmplant materyalleri
2. İmplantların yüzey özellikleri

Makro yapısal özellik kapsamında yer alan komponentler:

1. Yiv tasarımı
2. İmplantın gövdesi
3. İmplantın boyun bölgesi tasarımı

### **2.2.3. Dental İmplantların Makro Yapıları**

Dental implantlarda makro yapısal özellikler, temel olarak implantların mekanik tutuculuğunda etkili olduğu bilinen yiv, gövde ve boyun tasarımlarından meydana gelir.

Makro ya da makroskopik olarak tanımlanan implant tasarımlarının özellikle erken ve ileri protetik yükleme dönemlerinde önem taşıdığı ifade edilmiştir (65).

### 2.2.3.1. İmplant Gövdesi

Dental implantlar, kemikteki yerleşim yerleri göz önünde bulundurulduğunda epostal (kemik üzeri) implant, transosteal (kemik boyunca) implant ve endosteal (kemik içi) implant olarak sınıflandırılmışlardır (66). Bu sınıflandırmada yer alan dental implantlardan, osseointegrasyonun keşfi ile birlikte tasarlanıp oluşturulan çeşitli implant konfigürasyonları arasında günümüzde en sık kullanılanları endosteal dental implantlardır. Kemik içinde kalan ana parçanın geometrik şekline göre endosteal implantlar; silindir, blade (bıçak) ve vida tipi olarak üç sınıfa ayrılmıştır.

**1. Blade (Bıçak) implantlar:** *Linkow* tarafından ilk olarak 1966'da uygulanmaya başlanan ve titanyum, nikel ve vanadyumdan meydana gelen implantlardır. Blade implantlar; hızlı kemik kayıpları, yumuşak doku enflamasyonları ve 10 yıllık başarı oranlarının %50'lerde olması nedeniyle başarılı sayılmamakta ve günümüzde tercih edilmemektedir (67).

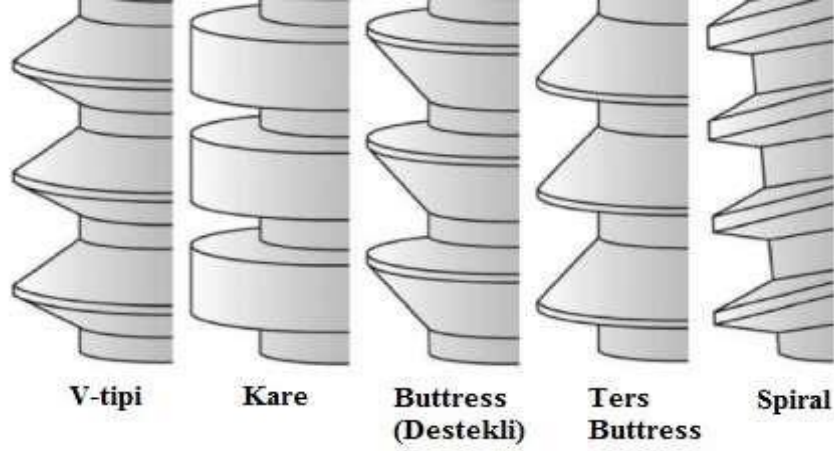
**2. Silindir implantlar:** Silindirik formdaki implantlar, kemik düzeyinde ve moleküler düzeyde retansiyonun sağlanabilmesi amacıyla titanyum plazma sprej veya hidroksiapatit plazma sprej ile kaplanmış olup, bu kaplamanın etkisiyle kemiğe mikroskobik bağlantı oluşturarak kemiğin içine doğru itilen ya da çakılan tipte implantlardır (67).

**3. Vida tipi implantlar:** Bu formdaki implantlar kemiğe yivlerin mekanik retansiyonu sayesinde vidalanarak uygulanırlar. Günümüzde sıklıkla kullanılan implant tipleridir. Vida tipi kök formu olan implantlar standardize edilmiş özel enstrümanlarla kemik içine yerleştirilirler. Bu implantlarda daha iyi primer stabilizasyon sağlanmasının nedenini mekanik fiksasyon sağlayan vida yivlerine doğru büyüme göstermesi söyleyebiliriz (68). Farklı yiv tasarımlarının kuvvet dağılımında etkili olduğu bildirilmiştir (69-71).

### 2.2.3.2. Yiv Tasarımları

Dental implantların biyomekaniği açısından değerlendirildiğinde yiv tasarımlarının önemli bir yere sahip olduğu görülmektedir. Literatürdeki birçok çalışmada farklı yiv geometrisine (Şekil 2-1) sahip implantlar tasarlanmış olup, buttress

(destekli) yivler, kare yivler ve V-tipi yivler günümüzde en sık tercih edilen yiv geometri tipleri olarak karşımıza çıkmaktadır (70).



**Şekil 2-1: Çeşitli yiv geometrileri (69)**

Yiv geometrisi ile ilgili olarak, dental implantın fonksiyonel yüzey alanını belirleyen değişkenler 4 farklı temel kategoride incelenebilir (72):

1. Yiv adedi
2. Yiv geometrisi
3. Yiv adımı
4. Yiv derinliği

Literatürdeki araştırmalara bakıldığında, yivler arasındaki mesafenin azaltılması ve implant gövdesi boyunca mevcut yiv sayısının artırılması, osseointegrasyon başarısında doğrudan etkili olduğu görülmektedir (Tablo 2-1). Yiv derinliği tanımı, ölçülen en geniş ve en dar yiv çapları arasındaki fark olarak yapılmaktadır (73). Kemikle temas halinde olan implant fonksiyonel yüzey alanını artırması nedeniyle, yiv derinliğindeki artışın yüksek okluzal yüklere maruz kalan bölgelerde mekanik tutuculukla ilgili olarak bir avantaj ortaya koyabileceği bildirilmiştir (74).

**Tablo 2-1: Yiv sayısı ile ilgili literatürde yer alan bazı çalışmalar**

Çalışma Yöntemi	Yiv Özellikleri	Sonuçlar
Sonlu Elemanlar Stres Analizi (75)	0,8, 1,6, 2,4 mm yiv aralığına sahip aynı yüzey özelliğindeki implantlar	0,8 mm yiv aralığı vertikal kuvvetler karşısında daha yüksek direnç göstermiştir
HayvanD (76)	0,5 ve 0,6 mm yiv aralığına sahip 3 farklı implant sistemi	0,6 mm yiv derinliğinin sebep olduğu daha fazla kemik kaybı
Sonlu Elemanlar Stres Analizi (77)	0,5 ile 1,5 mm arasında değişen yiv aralığına sahip mini implantlar	Daha az yiv aralığına optimal stres dağılımını ortaya koymuştur
Hayvan Deneyi (78)	V-tipi yiv geometrisi	Artan yiv sayısı kemik-implant integrasyonunda artış sağlamıştır

### 2.2.3.3. İmplant Boyun Bölgesi Tasarımı

Dental implantlarda protetik komponenti yerinde tutan kısım implantın boyun bölgesidir. Ayrıca yük karşılayıcı implant gövdesi ile implant-protetik restorasyonunu birbirine bağlayan bu kısım krest modülü olarak da adlandırılır (72, 79). Boyun bölgesi, anti-rotasyonel özellikli bir platform ve abutment bağlantısı için fiziksel retantif bir alan içerir (Şekil 2-2) ve fonksiyonu sırasında krestal kemiğe yükün iletilmesini sağlar.



**Şekil 2-2: İmplant boyun bölgesine yönelik farklı implant-abutment bağlantı tipleri**

Dental implantlarda boyun bölgesi, implantın tümüyle kemik içinde kalan ve gövde kısmında sonlanan ve ayrıca oral kaviteyle temas halinde olup yumuşak dokuya geçiş alanı oluşturan bölge olarak tanımlanır. Fonksiyon sırasında oluşan streslerin en yoğun şekilde implantın boyun bölgesini çevreleyen krestal kemik çevresinde gözlenmesi bu bölgenin tasarımlarını diğer komponentlerden farklı kılmaktadır. (80-84). *Oh ve ark.* çalışmalarında (85), biyolojik aralığın genişliği, alveolar kretin yapısı ve abutment-implant arayüzü ile birlikte boyun bölgesi tasarımının, kemik dokusu

yıkımında primer bir role sahip olduğunu bildirmişlerdir. İmplant boyun bölgesi çevresinde gözlenen MKK'nın, uzun dönem peri-implantitis riskini arttırdığı ve olası yumuşak doku kayıplarının estetik problem oluşturabileceği belirtilmiştir (31). Krest modülü veya implant boyun bölgesi dizaynının; biyolojik aralığın genişliğine primer stabilizasyona, yükleme koşullarının değerlendirilmesine ve protetik tedavi üzerine olan etkileri nedeniyle, implantların başarı oranları ve sağ kalım üzerinde kritik bir rolü söz konusudur (86). Abutment ya da üst yapının implanta bağlandığı seviye protetik arayüz olarak adlandırılır. Bu bağlantı internal ya da eksternal olabilmektedir.

### 1. Eksternal Altıgen Bağlantı

Antirotasyonel eksternal altıgen bağlantı *Branemark* tarafından tanıtılmış ve en çok kullanılan implant dizaynı haline gelmiştir (Şekil 2-3). Eksternal altıgen bağlantı ilk başta implantın yerleştirilmesini kolaylaştırmak için geliştirilmiştir. Bu süreçte implant tedavisi tüm ağız sabit restorasyonlardan oluşmaktaydı ve implantlar antirotasyonel özelliğe sahip değillerdi (87).



**Şekil 2-3: 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 yukarıda yer alması nedeniyle rotasyona ve lateral hareketlere direncin düşük olması
3. Bağlantıdaki mikro aralığın kemik rezorpsiyonuna sebep olması

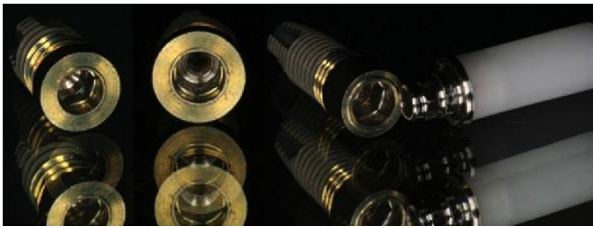
Ancak eksternal altıgen bağlantıdaki bu zayıflıkların, proteze aşırı yük geldiğinde vida gevşemesi gibi sonuçlar doğurarak implantı ve çevre dokuyu koruyan bir sigorta gibi görev yaptığını düşündürmektedir (88). Fakat sistemin aşırı yük durumunda kullanılması kontraendikedir. Oklüzal yükün, vidanın sıkılma 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; aşırı vertikal yükler, çalışmayan taraftaki aşırı lateral yükler ve uyumsuz üst yapılar olmak üzere üç sebebi bulunmaktadır (89, 90).

## 2. İnternal Altıgen Bağlantı

İnternal altıgen bağlantıda, protetik arayüzün implantın daha derininde yer alması kuvvet kolunu kısaltmaktadır (Şekil 2-4). 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 (87).

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 2-4: 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 (88)

### **3. Morse Taper Bağlantı**

Diğer bağlantılardan farklı olarak Morse taper bağlantıda abutment implanta internal bir açıyla bağlanır. Bu sistemdeki kilitlenme, abutmentin dış duvarı ile implantın iç duvarı arasındaki mekanik sürtünme yoluyla gerçekleşir (88). 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 (91).

Temel olarak implant boyun bölgesi dizaynı 4 ana kategoride değerlendirilmektedir (92).

Bu kategoriler;

1. Form
2. Yüzey özellikleri
3. Çap
4. Mikroyivlerin ve mikroolukların mevcut olması şeklinde sıralanabilirler.

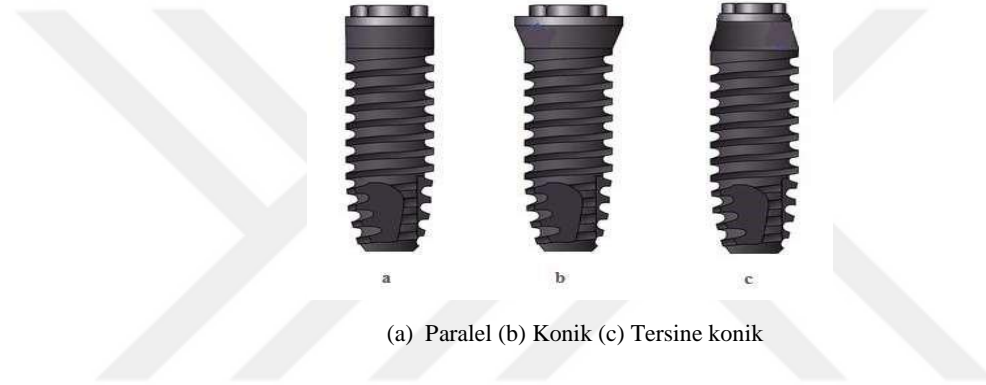
#### **2.2.3.3.1. Boyun Bölgesi Formu**

Dental implantlarda boyun bölgesi formu günümüzde konik (diverjan), tersine konik (konverjan) ve paralel olarak 3 şekilde olabilmektedir (Şekil 2-5).

Araştırmacılar arasında halihazırda tüm biyomekanik beklentileri karşılayabilme özelliğe sahip bir implant boyun bölgesi formu üzerinde net bir fikir birliğine

varılamamış olmasına rağmen, *Misch ve ark.* (73) boyun bölgesi pürüzlü yüzeyli ve konik tipte olan implantlarda, düz yüzeyli ve paralel tipte boyun dizaynına sahip implantlarla karşılaştırıldığında kemik-implant bağlantısının daha fazla olduğunu ortaya koymuşlardır.

Koniklik eğimi ile implant gövdesinin dış aksı arasındaki  $20^\circ$ 'den fazla olan açı nedeniyle, baskı ve gerilim karşısında direncin artacağını ve daha az MKK olacağını öngörmüşlerdir. Bunun yanında, boyun bölgesi formunun bu bölgedeki stres miktarı üzerinde etkisi olduğunu bildiren çalışmalar da, kemik ile en fazla yüzey alanına konik tip boyun bölgesinin sahip olduğunu ve ayrıca en az stres oluşumunu gösterdiğini ortaya koymuşlardır (92).



**Şekil 2-5: İmplant boyun bölgesi formları**

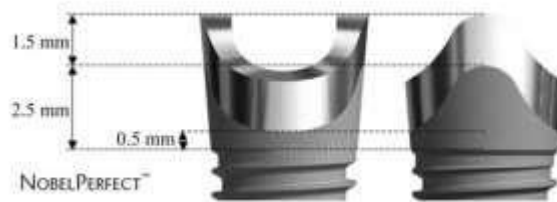
Öte yandan *Carinci ve ark.* (93) 40 adet konik ve 194 adet tersine konik tip boyun bölgesi tasarımı implantı karşılaştırdıkları retrospektif bir çalışmalarında, bu iki boyun bölgesi formundan tersine konik forma sahip implantların krestal kemik hacmini arttırıp boyun bölgesinde olası mekanik stresleri azaltabileceğini ileri sürmüşler, ancak bu iki grubu marjinal kemik seviyesi, klinik başarı ve sağ kalım oranları açısından değerlendirdiklerinde aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını gözlemlemişlerdir.

Konik tipte boyun bölgesi formuna sahip implantların MKK miktarını azaltacağını öne süren mevcut bu çalışmaların yanında, tersine konik tipte boyun bölgesi formuna sahip tasarımların implant etrafındaki stres dağılımı açısından daha uygun olduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur (80, 94). *Pozzi ve ark.* (95) MKK değerlerini, paralel tipte boyun bölgesi formu tasarımına sahip NobelSpeedy Groovy (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç) ve  $12^\circ$ 'lik tersine konik tip boyun bölgesieğimine sahip NobelActive (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç) implantlarda karşılaştırmalı

olarak değerlendirmişlerdir. Bu çalışmalarında araştırmacılar, bölümlü dişsizlik gözledikleri 34 hastaya randomize şekilde implantlar uygulamış ve bu implantları sabit protetik yüklenmelerinin ardından 1 yıl süreyle takip etmişler, paralel tipte boyun bölgesi formuna sahip NobelSpeedy Groovy implantların MKK değerlerinin ortalama 1,15 mm, tersine konik tipte boyun bölgesi formuna sahip NobelActive implantların MKK değerlerinin ise ortalama 0,68 mm olduğunu ve iki değer arasında istatistiksel olarak anlamlılık belirlemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, NobelActive implantların sahip olduğu tersine konik tip tasarımıyla ilgili avantajlarının bunun yanında, implanttan daha dar bir abutment kullanılması sistemi olarak tanımlanan implant-abutment bağlantısının genişletilmiş platform (*platform switching*) konsepti ile de gözlenmiş olabileceğini bildirmişlerdir.

*Platform switching* konsepti, biyolojik olarak implant-abutment arayüzünün kapanmasıyla birlikte, bakteriyel sızıntının engellenerek implant etrafındaki kemik kaybının azaltılması amacıyla ortaya çıkmıştır. Bu sistemin esası, implantın etrafındaki stres dağılımının daha uygun şekilde gerçekleştirilmesi ve sonucunda MKK'nın minimumda tutulmasına dayanmaktadır (96-98).

İmplant boyun bölgesi formlarıyla ilişkili en uygun yumuşak doku yanıtı ile pembe estetik sonuçları elde etme amacıyla da farklı araştırmalar gerçekleştirilmektedir. Nobel Biocare firması, özellikle maksiller anterior bölgedeki sert ve yumuşak doku formunu taklit etmesi amacıyla NobelPerfect™ (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç) implantları tasarlamıştır (Şekil 2-6). İmplantı diğerlerinden farklı kılan özelliği, boyun bölgesinde kısa olarak tasarlanmış vestibül ve lingual yüzeyler olup, tasarımcılar MKK ve eşlik eden dişeti çekilmesinin ardından ortaya çıkabilecek ağız ortamına açılan boyun bölgesini ve ayrıca proksimal alandaki papil ve kemik kaybını önlemeyi amaçladıklarını ifade etmektedirler (99).



**Şekil 2-6: NobelPerfect™ boyun bölgesi formu tasarımı**

*Kan ve ark.* 'nın (100) NobelPerfect implantlarla ilgili olarak, 38 adet implantı 12 aylık bir takip süresi boyunca değerlendirdikleri *in vivo* çalışmadan elde ettikleri sonuçlara göre, bu boyun formu tasarımının 0,4 mm MKK değeri ortaya koyması itibarıyla umut verici olduğu bildirilmiş ancak aynı boyun formu tasarımı uygulanarak gerçekleştirilen başka bir kısım klinik çalışmada (101, 102), daha yüksek MKK değerlerinin tespit edildiği ve özellikle korunması amaçlanan proksimal kemikte rezorbsiyon gözlemlendiği bildirilmiştir. *den Hartog ve ark.* 'nın çalışmasında (103), 31 scalloped (Nobel Perfect), 31 yivli (Nobel Replace Groovy) ve 30 düz/tornalı (Nobel Replace Select) implant 18 aylık bir süreyle klinik olarak takip edilmiş, bu implantlar karşılaştırmalı analiz yapılarak elde edilen MKK değerleri açısından değerlendirilmiştir. Ortalama 2,01 mm ile en yüksek MKK değeri NobelPerfect grubunda saptanmıştır.

İmplant boyun bölgesi formu tasarımı değerlendirildiğinde, günümüzde biyomekanik beklentilerle birlikte yumuşak ve sert doku estetik beklentilerini karşılayacak bir dizaynla ilgili olarak kesin ortak görüşe hala varılamamıştır.

#### **2.2.3.3.2. Boyun Bölgesi Çapı**

Boyun bölgesi çapının implantın en dış yivinden bir miktar daha geniş olması ile, cerrahi operasyon esnasında osteotomi bölgesinde bir tıkaç etkisi oluşturacağı ve bu sayede yüzey alanında artış sağlayarak krestal bölge üzerindeki stres yükünü azaltacağı bildirilmiştir (73, 104). *Petrie ve ark.* (105), boyun bölgesi çapının kısmen daha geniş olmasının, implantın osteotomi bölgesinde bir bariyer işlevi görmesini, iyileşme döneminde ise bu bölgeye bakteri ve fibröz doku ilerleyişinin önüne geçtiğini belirtmişlerdir.

Boyun bölgesi çapı daha geniş olan implantlar primer stabilitesi ve kemik içi sızdırmazlık avantajının yanında, abutment için daha geniş bir platform oluşturmaktadır. Bu şekilde protez vidası üzerindeki yükleriazaltarak, aynı zamanda protetik açıdan da avantaj sağlamaktadırlar (106). İmplantlarda artmış çap genişliğinin daha az MKK oluşmasına etkisiyle ilgili olarak gerçekleştirilen çalışmalar (107-110) yanında, azalan implant çapının, implant-abutment bağlantısının olduğu yüzeyde ince kalan implant duvarı nedeniyle olası kırılmalara karşı direnci azalttığını ortaya koyan çalışmalar da mevcuttur (111, 112).

### 2.2.3.3.3. Boyun Bölgesi Yüzey Özellikleri

Mevcut dental implantlarda boyun bölgesi formu tasarımları ile ilgili yüzey morfolojileri;

1. Düz/cilalı/ tornalanmış yapı,
2. Mikroolukların ve mikroyivlerin varlığı,
3. İmplant gövde yüzey özellikleri ile devamlılık gösteren modifikasyonların söz konusu olduğu pürüzlü yapı şeklinde karşımıza çıkmaktadır.

*Linkow & Chercheve* (113) adlı araştırmacılar 1970'te gerçekleştirdikleri çalışmada, dental implantlarda boyun bölgelesi yüzey özelliğinin, plak birikiminin önüne geçilmesi ve hijyenin artırılması amacıyla düz/tornalı olması gerektiğini belirtmişlerdir. Ancak, implantlar için kemik üzerindeki başlangıç sulkus derinliğinin yaklaşık 3 mm olması ve diş fırçasının sulkus içindeki plak eliminasyonunu yalnızca 0,5-1 mm derinliğe kadar yapabilmesi nedeniyle tüm yüzeyde optimum hijyenin elde edilmesinin, yumuşak dokuda çekilme gerçekleşmedikçe mümkün olamayacağı da ifade edilmiştir (73). *Hanggi ve ark.* (114), 1,8 ve 2,8 mm şeklinde iki farklı yükseklikte olan düz boyun bölgesi dizaynına sahip implantlarla gerçekleştirdikleri çalışmalarında, MKK açısından iki grup arasında MKK'da istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmediklerini bildirmişlerdir. Düz tornalanmış yüzeye sahip boyun bölgesi tasarımı yüksekliğinin 0,5-1 mm arasında tutulmasının, cep oluşumunu önleme ve hijyen sağlamada yeterli olacağı ortaya konmuştur.

Son yıllarda, implantta gövde yüzey özelliklerindeki modifikasyonlar ile devamlılık gösteren boyun bölgesi formu tasarımlarına ilaveten, sağ kalım oranları kalitesi ile ilgili gerçekleştirilmiş çalışmalar ve tasarımlar da dikkat çeken gelişmelerdir. Özellikle gülme hattı içinde kalan bölgelere uygulanan implantlarda, periimplanter yumuşak doku fenotipin ince olması durumunda, mukoza altından ince gri bir bant olarak yansımaları gerçekleşen implant boyun bölgesi ve sonuç olarak estetik olmayan bir görünüm karşımıza çıkar.

Böyle bir durumun önlemek amacıyla, gövdesi titanyum ve titanyum alaşımlarından meydana gelen, transmukozal geçişi ise zirkonyum kaplı implant dizaynları, 2004 yılında TBR Grup (Z1-Connect™ implants; TBR Group-Sudimplant SA; Toulouse, Fransa) tarafından piyasaya sürülmüştür (Şekil 2-7). Boyun bölgesinde

Y-TZP (Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal - İtiryum Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristal) partikülleri ile gerçekleştirilen asitlemeyle elde edilen modifiye titanyum gövde bağlantısının, adeziv kullanılarak değil, fırınlama yolu ile termal genişleme katsayılarındaki fark nedeniyle ortaya çıkan büzülmeyle sağlanmakta olup, tasarımcılar arada herhangi bir mikro açıklık bulunmadığını bildirmişlerdir. Zirkonyumun bildirilen avantajları arasında, osteoblast ve fibroblastlardaki hücrel adezyon ve proliferasyonda artış sağlaması, bakteri kolonizasyonunu azaltması ve yumuşak dokuda “*creeping attachment*” (tırmanan ataşman) olarak bilinen implantın yerleştirilmesi sonrasında dişetin koronal yönde stimüle olup ilerlemesi yer alır (115, 116).



**Şekil 2-7: Zirkonyum boyun bölgesi tasarımına sahip Z1-Connect implant**

İnce peri-implanter yumuşak doku fenotipi durumunda estetik sonuçları arttırmak amacıyla tasarlanan bir başka boyun bölgesi tasarımı da 2010 yılında Keystone Dental firması tarafından Biospark ticari adıyla piyasaya sürülmüştür (Genesis - The Biomimetic Implant System™, Keystone Dental SpA; Verona, İtalya). Biospark dental implantlarda boyun bölgesi nano-yüzey tasarımı (Şekil 2-8) periimplanter mukozanın pembe renk tonuna yakın bir pembe tona sahip olup, AnaTite™ olarak adlandırılmış bir tasarımdan oluşmaktadır (117). *Ishikawa-Nagai ve ark.* (118) tarafından gerçekleştirilen, implant boyun bölgesi mukozasından yansıyan ve farklı renk tonlarında olan şeritleri, doğal dişlerin etrafındaki mukoza renk tonu ile karşılaştıran çalışmaların sonuçlarına göre, açık pembe renk tonundaki boyun bölgesine konumlandırılan şeritlerin doğal mukoza renk tonuna en yakın yansımayı verdiği gösterilmiştir. Ayrıca, bu çalışmaları destekleyen diğer klinik çalışmalarla da, periimplanter mukozaya boyun bölgesinde kendi renk tonuna çok yakın olan bu açık pembe tona sahip implant ve abutment sistemleri kullanılarak protetik rehabilitasyon

gerçekleştirilmesinin, estetik görünümü kötü etkileyen gri titanyum yansımaları engellediği ortaya konmuştur (119).



**Şekil 2-8: AnaTite™ pembe boyun bölgesi formuna sahip abutment ve implant sistemi**

#### **2.2.3.3.4. Mikroyivlerin ve Mikroolukların Varlığı**

Geçmişteki tasarımlar, implant boyun bölgesinde, doğrudan yük karşılama mekaniğini değil, uygulanan kuvvetleri implantın gövdesine aktarmayı ve plak birikimini azaltmayı amaçlamaktaydı. Ancak gerçekleştirilen araştırmalarla, boyun bölgesi cilalı hibrit yüzeyli bu geçmiş implant tasarımlarının okluzal yükleri dağıtmada yetersiz kaldığı ve MKK'de daha fazla artışlara sebep olduğu gözlenmiştir (85, 120-125).

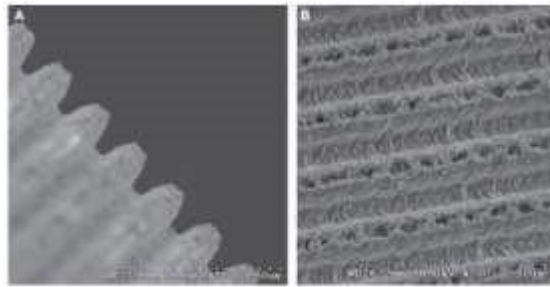
Boyun bölgesindeki mikroyivlerin tutucu eleman olarak varlığı, sağlıklı canlıların kemik yapısının aralıklı olarak kuvvete maruz kalması durumunda daha çok sağlamlaştığını ve adaptasyon yeteneğinin arttığını ortaya koyan teori olarak bilinen Wolff Kanunu'na göre, tutucu eleman olarak boyun bölgesinde mikroyivlerin bulunması marjinal kemik seviyelerinin korunmasına yardımcı olmaktadır (84, 126). Krestal kemik seviyelerinin korunması yanında, düz yüzeylerle kıyaslandığında var olan mikroyivlerin, implant-kemik temasının sağlanmasında ve sürdürülmesinde daha fazla etkili olduğu gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda da ortaya konmuştur (127).

Periimplanter marjinal kemik stabilizasyonunu sağlamada, implantın kural sonlanma noktasının referans alındığı ilk yiv başlangıç pozisyonu da önem taşımaktadır. SLA (Sandblasted, Large-grit, Acid-etched) yüzey morfolojisine sahip implantların (Straumann, Basel, İsviçre) boyun bölgesi tasarımı ile ilgili olarak gerçekleştirilen bir çalışmada, yivlerin 0,5 mm daha apikalden başladığı gruba kıyasla, implantları abutment platformundan itibaren yiv içeren grupta daha az kemik kaybının

olduğu gösterilmiştir (128). Araştırmacılar kuronale yakın lokalize olan mikroyivlerin, azalmış kemik rezorpsiyonu ile ilişkili olduğunu ortaya koymuşlardır.

Mikroyivli pürüzlü yüzeylere sahip boyun bölgesi olan implantlarda artan yüzey alanı implant-kemik kontakına pozitif yönde katkı sağlarken, peri-implanter mukozal yapı ve estetik yönden riskler oluşturabilmektedir. Yetersiz ağız hijyeni ve zayıf kemik kalitesine bağlı olarak krestal kemikte rezorpsiyonun görüldüğü koşullarda, pürüzlü mikroyivlerin ağız ortamına açıldığı ve sonuç olarak plak birikiminde artışa neden olduğu bilinmektedir(129). Mikroyiv içeren ve pürüzlü morfolojiye sahip implant yüzeyleri, cilalı yüzeylerle karşılaştırıldığında daha fazla plak retansiyonuna sebep olmaktadır. Özellikle başta periodontitis öyküsü olan hastalar olmak üzere, ağız ortamına açılan pürüzlü boyun morfolojisi dizaynına sahip implantların , aynı zamanda periimplantitis ve periimplanter mukozitis gelişimine de neden olabilecekleri bildirilmiştir (130).

Dental implantlarda sağ kalım başarı oranının, implant yüzeyinde iyileşme süreci boyunca gerçekleşen hücresel yanıtın karakteriyle doğrudan ilişkili olduğu bilinmektedir. İdeal olarak kabul edilen implant tasarımları, söz konusu bu hücresel yanıtın, osseointegrasyon lehine çevirebilecek şekilde kontrol edilmesini ve şekillendirilebilmesini amaçlar (131). Son yıllarda, boyun bölgesindeki mikroyivlerin varlığı yanında, boyun bölgesi çevresinde hücresel düzeyde lazer aşındırması yöntemi kullanılarak mikroluklu kanallar açılmasıyla yüzeyde pürüzlendirmenin yapıldığı ve implant-kemik temas alanının arttırıldığı tasarımlar ortaya çıkmıştır (Şekil 2-9).



**Şekil 2-9: Lazer aşındırma gerçekleştirilen implant yüzeylerinin SEM görüntüsü (Mag: 500x)**

Lazer aşındırılması ile implant boyun bölgesinde oluşturulan mikrolukların derinliklerinin 6–12 µm aralığında bir genişlikte, yapısal derinliklerinin 2 µm ve tekrarlanma mesafelerinin 12-24 µm olmasının kaliteli osseointegrasyon elde edilmesi



yönünde fibroblastlardaki büyüme ve migrasyonu baskıladığı, bunun yanında implant boyun bölgesinde doğrudan bir bağ doku temas alanı oluşturulmasını sağladığı ve sonuç itibarıyla epitelde apikal yöndeki büyümeye ve krestal kemik rezorpsiyonuna engel olduğu belirtilmiştir (132).

#### **2.2.3.3.5. Genişletilmiş Platform (*Platform Switching* - PS) Konsepti**

Genişletilmiş platform ("*Platform switching*") konsepti, 2006 yılında tanımlanması itibarı ile, uzun dönemde MKK'nın azaltılmasını sağlayarak implantlarda sağkalım ve başarı oranlarını artırma amacını taşıyan bir yaklaşımdır. PS konsepti tasarımında, implant boyun bölgesine göre çapı daha dar olan bir abutmentin kullanılması ile gelen kuvvetlerin, stres birikimlerinin en yoğun şekilde gözlendiği abutment-implant bağlantı noktası olan krest modülünden daha merkezi bir eksene yaklaştırılması amaçlanır (93, 97, 98).

Merkezi yönde konumlanan abutment-implant bağlantısı ile, horizontal biyolojik genişliğin de sağlandığı ve bu sayede olası bakteriyel sızıntılara karşı ekstra bir bariyer elde edildiği belirtilmiştir. PS konseptinin, yumuşak doku ataşmanına yönelik ilave bir alan oluşturduğu ve özellikle implantların etrafındaki estetik açıdan ön plana çıkan bölgelerde, hem sert ve yumuşak doku stabilitesinin hem de papilin korunmasında önemli ölçüde etkili olduğu ortaya konmuştur (133, 134).

*Prosper ve ark.* (135) tarafından 2009 yılında gerçekleştirilen, abutment çapları boyun bölgesi çapları ile aynı olan 360 adet implant ile geniş platform içeren implantları takip süresi olan 12 ay boyunca klinik olarak izledikleri çalışmanın sonuçlarına göre, standart bağlantıya sahip implant tasarımlarında % 66,1, PS konsepti tasarımındaki implantlarda ise %98,3 bir krestal kemik korunma oranı elde edilmiş ve PS konsepti uygulanan durumlarda MKK'nin daha az gözlendiği bildirilmiştir. Standart ve PS konsept tasarımlı implant gruplarını karşılaştıran başka bir çalışmada, 60 implantın gözlendiği 30 hastada 6 ay süren klinik takip dönemi sonunda MKK ortalamasının standart implant grubunda 2,54 mm, PS grubunda ise 0.76 mm olduğu gösterilmiştir (136). *de Almeida ve ark.*'nin (137) 2011 yılında gerçekleştirdiği ve 42 implantı prospektif olarak değerlendirdikleri bir klinik kontrol çalışmasının sonuçları, takip süresi olan 5 yılın sonunda MKK'nin PS konsepti tasarımına sahip implantlarda ortalama 0,3 mm, kontrol grubunda ise 2,3 mm olduğunu ortaya koymuştur.

PS konseptinin ortaya koyduğu başlıca avantajlar arasında; daha az MKK gözlenmesi, implant-kemik temas alanını arttırmaları, uzun aksa göre abutment-implant bağlantısını daha merkeze kaydırıp enflamatuvar hücre infiltrasyonunu krestal modülden uzaklaştırmaları ve biyolojik tıkaç alanı oluşturmaları ve periimplanter yumuşak dokuda iyi tutulum sağlamaları sıralanabilmekte olup yapılan çalışmalarla, bu konseptin MKK üzerinde uzun dönemde azalma yönünde etkilerinin olduğu görülmektedir (98).

## **2.2.4. Dental İmplantlarda Mikro Yapı Özellikleri**

### **2.2.4.1. Yüzey Özelliklerine Göre Sınıflama**

İmplant yüzey özellikleri dikkate alındığında, daha iyi bir osseointegrasyonun elde edilmesinde önemli olarak sıralanabilecek faktörler, implant yüzey morfolojisi, kimyası, elektriksel yükü ve ıslanabilirliği şeklindedir. Söz konusu osseointegrasyon sürecinde, implant yüzey özellikleri ile ilgili olarak gerçekleştirilen µm düzeyindeki modifikasyonlar, proteinlerin absorpsiyonunu, osteoblastik hücrelerin adezyonunu ve implant-kemik ara yüzeyinde hücre-doku formasyonunu etkilemeleriyle rol alır (138, 139).

Erken dönem yumuşak ve sert doku bağlantısının gerçekleşebilmesi ve bunun sonucunda tedavi süresinin kısaltılabilmesi amacıyla titanyumda bir takım yüzey işlemlerinin yapılmasına gereksinim duyulmaktadır (140, 141). Geçtiğimiz son 30 yıl boyunca, literatürde osseointegrasyon ve stabilizasyonun arttırılmasını amaçlayan, yüzey topografisine yönelik fiziksel ve kimyasal birçok teknik tanımlanmıştır(142, 143).

İmplant yüzeyini pürüzlendirmeye yönelik çok farklı teknik bulunmakla birlikte, günümüzde en sık kullanılan yöntemlere ait pürüzlülük oranları Tablo 2-2'de sıralanmıştır (144-147).

**Tablo 2-2: Farklı pürüzlendirme prosedürlerinin yüzey pürüzlülük oranları**

<b>İmplant Yüzeyi</b>	<b>Pürüzlülük</b>
CpTi (Tornalanmış)	Ra = 0,22 ± 0,01
TiAl <sub>6</sub> V <sub>4</sub> (Tornalanmış)	Ra = 0,23 ± 0,01
Titanyum Plazma Sprey (TPS)	Ra = 7,01 ± 2,09
SLA (Kumlama-asitleme)	Sa = 1,15 ± 0,05
Modifiye SLA	Sa = 1,16 ± 0,04
Plazma-sprey Hidroksiapatit Kaplama	Ra = 1,06 ± 0,21
Biyomimetik Kalsiyumfosfat Kaplama	Ra = 1,83 ± 0,64

Ana başlıklar altında incelendiğinde yüzey pürüzlendirmede uygulanan yöntemler aşındırma yöntemleri, ekleme yöntemleri ve modifikasyon yöntemleri şeklindedir (148).

#### 1. Aşındırma Yöntemleri

- Asitleme ▪ Kumlama

#### 2. Ekleme Yöntemleri

- Hidroksiapatit kaplama ▪ Titanyum plazma sprej kaplama ▪ Anodik plazma sprej kaplama ▪ Biyoaktif kalsiyum fosfat seramikler

#### 3. Modifikasyon Yöntemleri

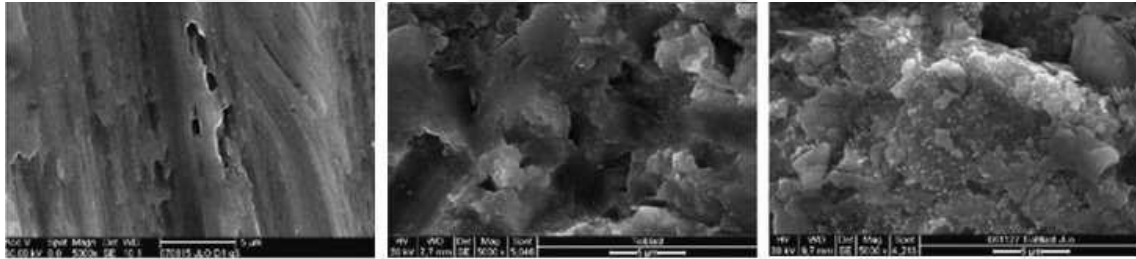
- İyon implantasyonu ▪ Lazer vuruş tekniği ▪ Flor ile yüzey modifikasyonu

#### **2.2.4.1.1. Kumlama ile Pürüzlendirme**

Kumlama yöntemi titanyum yüzeyini pürüzlendirme işleminde, yüksek basınç ve hızdaki seramik partiküllerin implant yüzeyine püskürtülme işlemi ile aşındırma prensibine dayanmaktadır. Bu işlemde kullanılan aşındırıcı partiküllerin kimyasal olarak biyoyumlu, stabil ve osseointegrasyonu engellemeyecek özellikte olması gerekmektedir. Bu yöntemde en çok kullanılan partiküller titanyum oksit (TiO<sub>2</sub>), alüminyum oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), trikalsiyumfosfat (TKP) partikülleri ve hidroksiapatit (HA) granülleridir (147). İmplant yüzey pürüzlülüğünü partikül büyüklüğü, basınç, kumlama süresi ve implantın partikülle olan püskürtülme mesafesi direkt etkilemektedir (64).

Kumlama partikülü olarak alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) oldukça yaygın kullanılmasıyla birlikte titanyum yüzeyinden uzaklaştırmada güçlük ve asitte çözünmeme gibi bazı dezavantajlar içermektedir. İmplant yüzeyine gömüldüğünden asit pasifizasyonunun, ultrasonik temizleme ve sterilizasyon sonrasında da kalıntı bırakılmasına neden olabileceği gözlenmiştir. Böyle bir durumda, fizyolojik ortamdaki titanyumun ideal korozyon direncinde bir azalma meydana gelebileceği bildirilmektedir (149).

Titanyum dioksit ( $TiO_2$ ) partikülleri ortalama 25  $\mu m$  parçacıklara sahip olup yüzeyde 1-2  $\mu m$  civarında pürüzlülük oluşturmaktadır. Düz/tornalı yüzeylere oranla  $TiO_2$  ile pürüzlendirilmiş implantların daha sıkı implant-kemik bağlantısı görüldüğü birçok deneysel çalışmada gösterilmiştir (150-152). Ayrıca birçok klinik çalışmada da pürüzlendirilmiş implantların uzun dönem başarı sağladığı ve marjinal kemik seviyelerini daha iyi koruduğu bildirilmiştir (2, 153-155).  $TiO_2$  ile kumlanmış implantlar ile düz/tornalı yüzeyli implantlara ait taramalı elektron mikroskobu görüntüleri Şekil 2-10'da gösterilmektedir (156).



**Şekil 2-10: İmplant yüzeylerine ait SEM görüntüleri (Mag: 5000x)**

(a) Düz/tornalı yüzey (b)  $TiO_2$  ile kumlama (c) HF ve  $TiO_2$

#### 2.2.4.1.2. Asitleme ile Pürüzlendirme

Titanyum yüzeylerinde HCl,  $HNO_3$ , HF ve  $H_2SO_4$  gibi asitler kullanıldığında, yaklaşık 0,5-2  $\mu m$  çapında bir pürüzlülük elde edilmektedir (91). Pürüzlülüğü doğrudan etkileyen faktörler arasında sıcaklık, uygulanan asidin tipi, asidin konsantrasyonu ve implantın asit solüsyonunda kaldığı süre yer almaktadır. Asitleme yönteminde, kumlama yönteminde gözlenen implant yüzeyi heterojen yapısının ve kontaminasyonun gözlemlenmediği belirtilmiştir (63, 157).

Diğer aşındırma teknikleri ise kumlama-asitleme (Sand-blasted, Largegrit, Acid-etched/SLA) ve çift asitleme teknikleri şeklinde sayılabilir. *Cochran ve ark.* (157), kumlama-asitleme yöntemi sonucunda daha az MKK'nin olduğunu belirtmişlerdir. Çift asitleme aşındırma tekniğinin osteojenik hücrelerin ve fibrinin tutunumu ile osteokondüktif süreci etkilediği ve implant yüzeyinde doğrudan kemik apozisyonu söz olduğu bildirilmiştir (158). Bu bilgilere ilave olarak, çift asitleme uygulaması sonrasında, mekanik dayanım değerlerinin düz/tornalı yüzey implantlarında düz yüzeylere kıyasla anlamlı olarak daha yüksek olduğu da gözlenmiştir (93).

İlk olarak 1997 yılında kumlama-asitleme yöntemiyle üretilen SLA yüzeyler Straumann firması aracılığıyla piyasaya sürülmüştür. Makro pürüzlülük, kumlama partiküllerinin implant yüzeyine püskürtülmesinin ardından asitin yüzeye uygulanması ile beraber 2-4 µm boyutlarında pürüzlülük elde edilmesi temeline dayanır. Yapılan çalışmalarda SLA yüzeyler büyük partiküllerle yalnızca asitleme ve sadece kumlama yöntemleri ile kıyasladığında biyomekanik olarak daha yüksek çıkarma torku direnci ve daha fazla kemik-implant bağlantısına sahip olduğunu göstermiştir (11, 138, 159).

#### **2.2.4.1.3. Biyoaktif Kalsiyum Fosfat Seramikler**

Kemik mineralizasyon yapılarının kalsiyum fosfat seramikleri ile benzer içeriklerde olmalarından, endojen kemik morfogenetik proteinlerine bağlanabilmeleri ve yüzeylerde hidroksiapatit oluşturabilmeleri gibi avantajları bulunmaktadır. İmplant yüzey kaplanmasında bu avantajlarından dolayı tercih edilmektedirler (160). Hücrel fonksiyonu etkileyerek ve kemik-implant bağlantı süresini hızlandırarak kemik apozisyonunu uyarmaktadırlar (143).

Biyoaktif kalsiyum fosfat seramiklerinin kırılma olmaları ve mekanik dayanımlarının düşüklüğü sebebiyle, yeterli direnci kuvvetler karşısında gösteremezler. Bundan dolayı kaplama şeklinde metal yapıdaki bir implantın üzerine kullanılmaktadırlar (161).

#### **2.2.4.1.4. Hidroksiapatit (HA) Kaplama**

Hidroksiapatit (HA,  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ ) kemik mineral matriksinin ana bileşenidir ve bir kalsiyum fosfat bileşenidir. HA'nın osteokondüktif etkisinin ve yüksek biyouyumluluğunun özellikle Tip 3 ve 4 kemik primer stabilitesini arttıracığı değerlendirilerek, implantlara yüzey kaplaması biçiminde uygulanmıştır (162). Yüzey

prosesi uygulanmayan saf titanyum implantlarla HA kaplamalı implantları kıyaslayan çalışmalarda, HA implantlarda oransal olarak implant-kemik arayüz temasının daha fazla görüldüğü bildirilmiştir (163, 164).

HA ile kaplama yöntemleri değerlendirildiğinde iyon püskürtme ile kaplama, plazma sprej uygulaması, elektroforetik depozisyon, hızlı alev sprej uygulaması, batırma, batırma/fırlama gibi çok sayıda farklı yöntem mevcuttur; fakat klinik olarak sık uygulanan yöntemler iyon püskürtme ile kaplama ve plazma sprej olduğu bilinmektedir.

Hidroksiapatit (HA) seramik partikülleri plazma sprej yönteminde 30000°C' de gaz kıvamındayken bir plazma tabancaya enjekte edilir ve sonrasında titanyum yüzeyine püskürtülür. Titanyum yüzeyi ile gaz halindeki HA entegre olarak bir film tabakasını meydana getirirler. Kaplamanın yüzeye mekanik olarak tutunması amacıyla kumlama gibi bir metotla titanyum yüzeyi önceden mutlaka pürüzlendirilmelidir (147). İmplantın iç yüzeylerinin de HA ile kaplanması bu tekniğin dezavantajlarından biridir (162). HA kaplanmış implantlarda kaplamanın delaminasyonu (yorgunluk) sonucunda birleşim yerinde kopmaların meydana gelmesi ve yabancı madde salınımının gözlenmesinin klinik başarısızlık olduğu belirtilmiştir (147, 165).

Günümüzdeki HA kaplama teknikleri ile yaklaşık 50-90 mikron kalınlığında yüzey elde edilmesiyle birlikte HA kaplamanın kalınlığının az olması da rezorpsiyon riskine neden olacağından HA kaplama kalınlığının minimum 30 mikron olması gerektiği de bildirilmektedir (166).

#### **2.2.4.1.5. Titanyum Plazma Sprej Kaplama**

Ti-plazma sprej ile pürüzlendirilmiş implantların girintili yüzeyleri kaplanmıştır. Titanyum Plazma Sprej (TPS) kaplama, ilk kez Hahn ve Palich tarafından duyurulmuştur. Yirmi yıldan uzun bir süredir dental implant üretiminde kullanılmaktadır (167). İmplant yüzeyine doğru kemik apozisyonunu teşvik eden büyük bir alanı oluşturmaktadır (168). Ti yüzey ile kemik trabekülleri arasındaki güçlü bir fiziksel bağ oluşumunu pürüzlü yüzeyler sağlamaktadır. Bu da kemik-implant bağlantısını oluşturur ve osteointegrasyona destek sağlamaktadır. Retrospektif ve prospektif çalışmalarda yirmi yıllık uzun dönemli başarılı sonuçlar görülmüştür (29, 169). Fakat titanyum partiküllerinin kopup peri-implanter dokuya yerleşmesi yüzey

kaplamasının en büyük dezavantajıdır. Bundan dolayı alternatif yüzey teknolojileri geliştirilmektedir.

#### **2.2.4.1.6. Anodik Plazma Sprey Kaplama**

Anodik plazma sprej (APS), kalsiyum dihidrojen fosfat, kalsiyum fosfat, kalsiyum B-glikoserofosfat veya kalsiyum asetat gibi inorganik cam seramikler ile metal yüzeylerin kaplanması yöntemidir (170, 171). APS ile kaplama sonucunda mekanik dayanımların, mineralizasyon potansiyelinin ve korozyon direncinin artırılarak TiO<sub>2</sub> yapının bütünlüğünün korunması ve yeni kemik oluşumu amaçlanmaktadır.

#### **2.2.4.1.7. Lazer Vuruş Tekniği**

Kemik-implant arayüzey kontakını artırmak amacıyla uygulanan modifikasyon tekniklerinden bir diğeri lazer kullanılmasıdır. Lazer vuruş tekniği uygulanan implantlarda yorulma direncinde, güçlü mikroyapısal yüzeylerin oluşumu ve sertliğin artışına ilave olarak oksit tabakasında da artış görülmüştür (172, 173). Minimal yüzey kontaminasyonu avantajına ek olarak, *Brånemark ve ark* yaptıkları hayvan çalışması sonucunda, lazerle modifiye edilmiş implant yüzeylerinde olumsuz doku reaksiyonunun olmaması ve kemiğe daha yüksek adaptasyon göstermesi ile yüksek biyolojik fiksasyon olduğunu ortaya çıkartmışlardır (174).

#### **2.2.4.1.8. İyon İmplantasyon Yöntemi**

İyon implantasyon implant yüzeyindeki kimyasal yapısının aşındırması veya bu kimyasal yapıya herhangi bir maddenin eklenmesi yapılmadan, modifikasyonu atomik seviyelerde yapan bir yöntemdir. Seçilen iyonları ivmeler ve yüksek hızlar ile implant yüzeyine integrasyonunu sağlayarak kimyasal ve fiziksel özelliklerini modifiye ederler. Ekleme yöntemlerinde gerçekleşen kaplamanın çözünmesi veya yüzeyle temasının bozulması ya da aşındırma metotlarında ortaya çıkan iyon implantasyonu ile ana materyalin kaybı gibi riskler ortadan kalkmış olur (175, 176). *De Maeztu ve ark.* (177), iyon implantasyonunun düz/tornalı ve elmas benzeri karbon kaplama yüzeylere nazaran daha yüksek miktarda kemik oluşumu ve kemik-implant yüzey teması gösterdiği bir hayvan çalışmasında bildirilmiştir.

#### 2.2.4.1.9. Flor ile Yüzey Modifikasyonu

Kemiksel aktivitede flor iyonlarının rol oynadığı bilinmektedir. Florapatit, hidroksiapatit ile reaksiyona girdiğinde elde edilir ve kristal özelliklerinin HA'ya oranla artarak daha yüksek dirençler ortaya çıkardığı belirtilmiştir (147, 178).

Titanyumun flor iyonlarıyla etkileşimleri sonucu çözünebilir  $TiF_4$  oluşur ve flor iyonlarına karşı yüksek afinitesi bulunur. Titanyum flor ile modifiye edildiğinde yüzey pürüzlülüğüne ilave olarak florun osseointegrasyonu hızlandırıcı etkisine de sahip olmaktadır (179). Yüzeylerin florla modifikasyonu hakkında yapılan çalışmalarda florun osteoblastlarda farklılaşma ve çoğalma hızını artırdığı da belirtilmektedir (180, 181).

#### 2.2.4.2. İmplant Materyalleri

İmplantların yapımında kullanılan materyaller 2 farklı şekilde sınıflandırılır (182) (Tablo 2-3):

##### 1. Kimyasal yapıları açısından:

- a. Metaller
- b. Seramikler
- c. Polimerler

##### 2. Biyodinamik aktivitede doku ve biyolojik yanıt ile olan ilişkisi açısından:

- a. Biyotoler maddeler
- b. Biyo inert maddeler
- c. Biyoaktif

Biyotoler maddeler kapsül biçiminde fibröz bir dokuyla etrafı sarılan ve yaşayan dokuya yerleştirildiğinde reddedilmeyen materyallerdir.

Biyo inert maddeler kontak osteogenezisine neden olan, yüzeylerinde kemiğin temasını sağlayan materyallerdir.

Biyoaktif maddeler de dokuyla aralarındaki iyon alışverişi ara yüzde kimyasal bir bağ oluşturarak bağlantı osteogenezisini sağlar yüzeylerinde yeni kemik oluşumuna izin vermektedir.



**Tablo 2-3: İmplant Materyalleri**

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

Biyoaktif ve biyoinert maddeleri osteokondüktif olarak da isimlendirilebilmektedir. Bu durum materyalde bir iskelet görevi sağlayarak kemik oluşumuna izin vermektedir. Osteoindüktif maddelerden olan rekombinant insan kemiği morfogenetik proteini-2 (rhBMP-2) gibi maddeler ise farklı olarak yeni kemik yapımını tetikleme kapasitesine sahiptirler (189). Biyoinert, biyoaktif ve biyotolere maddelerin hepsi biyouyumlu maddelerdir. Sağlanan doku cevabı tahmin edilebilirken hiçbiri biyolojik ortam tarafından tam olarak kabul edilmemektedir. Bundan dolayı, yapay malzemelerin seçiminde yeterli fonksiyon gözlenirken, dokuda oluşan olumsuz cevap minimal düzeyde tutulmalıdır (182).

#### 2.2.4.2.1. Metaller

Metaller sterilizasyona uygun olmaları, biyomekanik özellikleri ve üretim aşamalarının iyi bilinmesi sebebiyle implant materyalleri olarak kullanılmaktadır. Dental implantların üretiminde çeşitli metal ve metal alaşımları kullanılmış fakat

dokuda ters reaksiyona sebep olmuşlardır. Birçok metal (altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt) başarı oranlarının düşük olması nedeniyle artık kullanılmamaktadır. Günümüzde en çok tercih edilen metal implantların kemik içine yerleştirilen kısmında titanyum (Ti) ve alaşımlarıdır (esas olarak Ti-6Al-4V). Fakat abutmentler, abutment vidaları gibi protetik parçalarda hala paslanmaz çelik, altın alaşımları, krom-nikel ve krom-kobalt kullanılmaktadır.

#### **2.2.4.2.1.1. Titanyum Ve Titanyum-6 Alüminyum-4 Vanadyum**

Reaktif grup olan metaller ve alaşımlar oksijenli bir solüsyonla ya da havayla temasta oksit oluştururlar. Titanyum, oda sıcaklığındaki normal doku sıvılarıyla temas ettiğinde ya da havayla oksitlenir yani pasifleşir. Bu durum implantta istenilen bir durumdur. Biyokorozyon fenomeni uygun olmayan doku şartlarında bu pasifize yüzey büyük oranda azalır. Yerleştirme işlemi sırasında kazınan ve aşınan alanlar implantın kemiğe sıkıca yerleştirildiği durumlarda canlıda tekrar pasifize olur. Bu özellik, titanyumun dental implant malzemesi olarak kullanılmasındaki temel nedenlerden birisidir (70).

Titanyum oksitin kontrollü kalınlığı, yüksek pasivitesi, hızlıca oluşması, zarar gördüğünde kendisini aniden tamir edebilmesi, kimyasal saldırılara direnci, elastik modülüsünün kemikle uyumlu olması ve bazı kimyasal reaksiyonlara gösterdiği katalitik aktivite kemik içi uygulamalarda titanyumu ilk seçenek yapmaktadır (183, 184). Saf titanyum, oksijen içeriğine göre 4 sınıfa ayrılır. En yüksek oksijen oranına (%0.4) Sınıf 4, en düşük oksijen oranına (%0.18) ise sınıf 1 sahiptir. Oksijen içeriği oksit özelliklerini etkilememekle beraber sınıflar arasında mekanik farklılıklar görülmektedir (185). Osseointegrasyonun biyolojik sonuçları açısından oksit tabakasının saflığı ve yüzeyin temizliği oldukça önemlidir (62, 186).

Saf titanyumun fizikokimyasal ve mekanik özelliklerini arttırmak için eser miktarda karbon, nitrojen, demir ve hidrojen gibi elementler eklenmektedir. Alüminyum dayanıklılığı arttırmak ve yoğunluğu azaltmak için, demir korozyona direnç için kullanılırken, vanadyum da korozyonu engellemek için alüminyum kalıntılarını ortadan kaldırır (187, 188).

#### **2.2.4.2.2. Seramikler**

Oksit seramiklerin yüksek dirençleri, inert olmaları ve fiziksel özellikleri (renk, elektrik iletkenlikleri ve minimal ısı, elastik özellikleri) sebebiyle implant olarak

kullanılır. Hidroksiapatit (HA), biyocam ve trikalsiyum fosfat gibi seramikler koheziv bağlandığından kemikle kimyasal bir bağ oluştururlar (189-191). İmplantın tüm yüzeyi seramikten olacağı gibi, metalin yüzeyine kaplama biçiminde de uygulanabilir.

Kırılğan ve bükme dayanımının düşük olmaları, farklı miktarlarda çözünmeleri seramiklerin daha fazla miktarda kaplama olarak kullanılmasına sebep olmuştur. Kaplamada kullanılan materyalin uygulama şekline ve kimyasal yapısına göre poröz ya da yoğun olabilmektedir. Seramik kaplamada önemli olan seramik ile metalin fonksiyon esnasında birbirinden ayrılmayacak kadar kuvvetli olacak şekilde birbirine bağlanmasıdır (70, 192).

#### **2.2.4.2.2.1. Alüminyum, Titanyum ve Zirkonyum Oksit**

Alüminyum, titanyum ve zirkonyum oksitten üretilen güçlendirilmiş seramikler endosteal blade, kök şeklinde ve pin tarzında implantların yapımında kullanılmaktadır. Germe, baskı ve bükülme dirençleri kompakt kemikte 3 ila 5 katı oranında fazladır (70). Bu özelliklerin yanında yorgunluk, yüksek elastik modülüsü ve kırılğanlık gibi özellikleri de özel dizaynlarda da bu tip biyomateryallerin kullanılabilineceğini gösterir.

Alüminyum, titanyum ve zirkonyum oksit seramiklerin şeffaf, beyaz, krem veya açık gri bir rengi vardır (70). 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 osseointegrasyon olarak adlandırılmaktadır (152, 193, 194).

Biyouyumlulukları, zirkonya ve safirin geliştirilmiş sertlik ve güçlendirilmiş seramiklerin temel özellikleri sayesinde dental implantlar için uygun bir biyomateryal olduğunu söyleyebiliriz.

#### **2.2.4.2.3. Polimerler**

Doğal dişle implantın bağlanabileceği düşüncesi polimerlerin esnekliklerinin periodontal ligamanın hareketine uyumlu olmasından kaynaklanmaktadır. Fakat kemiğe iletilen stres bakımından esnek implantlarla rijit implantlar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır (195). Polimerler, implantlarda kaplama tabakası olarak kullanılmamaktadır; çünkü mekanik özellikleri, canlı dokulara yapışmaması ve neden oldukları ters immünolojik reaksiyonlar vardır. Günümüzde polimerlerin kullanımı implant üstü protezlerle sınırlıdır (196, 197).

### 2.3. OSSEOİNTEGRASYON

Oral implantolojide temel olarak bilinen osseointegrasyon kavramı, 1952 yılında Branemark tarafından İsveç Lund Üniversitesinde tavşan tibiaları ile kemik iyileşmesi üzerine yapılan mikroskobik çalışmalara dayanmaktadır. Bu çalışmada farklı koşullar altında kemik ve kemik iliğinin doku tamiri ve rejenerasyon kapasiteleri araştırılmıştır. Devam eden yıllarda ise bu alandaki çalışmalar üzerine yoğunlaşmıştır. Osseointegrasyon kavramı 1960'larda yapılan çalışmalar sonucunda ortaya çıkmıştır (198).

*Branemark ve ark.*'ları tarafından osseointegrasyon kavramı "Canlı kemik dokusu ile titanyum implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direk temas" şeklinde tanımlanmıştır. Aynı araştırmacılar bu olguyu daha sonra "canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında direk yapısal ve işlevsel bağlantı" tanımı ile geliştirmişlerdir (193, 199). Bu kavram ile kimyasal bir bağlantı olan kemik ile saf titanyum implant arasındaki bağlantıyı ortaya atmışlardır. Fakat ultrastrüktürel çalışmalar göstermiştir ki osseointegrasyon aslında kimyasal bağlantı olmayıp sadece arada fibrotik dokular olmaksızın görülen kemik temasıdır. 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 (59).

*Meffert ve ark.*, 1987'de osseointegrasyon kavramını yeniden tanımlamış ve biyointegrasyon ve adapte osseointegrasyon olmak üzere 2 alt gruba ayırmışlardır. Biyointegrasyonda elektron mikroskobu seviyesinde direkt biyokimyasal kemik yüzey bağlantısı, adapte osseointegrasyonda ise ışık mikroskobu seviyesinde implant ara yüzeyinde yumuşak doku olmaksızın osseöz doku bağlantısı söz konusudur (199).

1991 yılında *Zarb ve Albrektsson*, osseointegrasyonu 'Fonksiyonel yükleme sırasında kemikte var olan alloplastik materyalin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyon reaksiyonlarının tümü olarak tanımlamışlardır (59). Günümüzde ise saf titanyum implantlar ile kemik arasında ultrastrüktürel düzeyde glikoproteinlerden oluşan amorf bir tabakanın varlığı olarak kabul edilmektedir (152, 200)

Osseointegrasyonun oluşması ve sürekliliği için dokunun tamir, iyileşme ve yeniden şekillenme kapasitesinin iyi bilinmesi gerekir. Cansız bir protezin canlı dokularda minimum yan etkiyle uzun süreli olarak varlığını koruyabilmesi için ileri

düzyeyde farklılaşmış yumuşak ve sert dokuların protetik ve cerrahi işlemlere yanıtı ayrıntılı bir şekilde bilinmelidir (152, 194).

Osseointegrasyonun sağlanmasında etkili olan başlıca faktörler şunlardır (31, 59);

1. İmplant materyalinin biyoyumluluğu
2. İmplant dizaynı
3. İmplant yüzeyi
4. Yük iletimi
5. Cerrahi teknik
6. İmplant yerleştirilecek kemiğin yoğunluğu

### **2.3.1. İmplant-Kemik İlişkisi**

#### **2.3.1.1. Kemik Yapısı**

Kemiğin temel biyolojisi osseointegrasyonun etkin değerdendirilmesinde önemli bir rol alır. Kemik dokusu esas olarak canlı kemik hücreleri ve bu hücrelerin salgıladığı ara maddeden meydana gelir.

Kemik, ana hatlarıyla 4 bölümden oluşmaktadır (201). Bunlar:

1. Kemik Dokusu
2. Periost (Periosteum)
3. Endosteum
4. Kemik iliğidir.

#### **1. Kemik Dokusu**

Kemik dokusu, inorganik minarel ve organik matrikse sahip özelleşmiş bağ dokusundan oluşmaktadır. Böbrek ve barsaklarla beraber, kalsiyum metabolizmasına destekte bulunur. Bu durum, mineralizasyon işlemi sırasında kalsiyum iyonlarının kandan kemik matriksine doğru nüfuz etmesi ile azalırken, rezorpsiyonda ise kalsiyum iyonlarının osteoklastlardan kana geçmesi ile artabilir (201, 202).

Kemik dokusunun temel komponentlerini değerlendirdiğimizde:

### **a. Organik matriks**

Mineralizasyon öncesi osteoid olarak adlandırılan organik matriksin %90'lık bölümü Tip I kollajen fibrilleri içerirken, kalan %10'luk bölümü ise kollajen olmayan proteinler, proteoglikanlar ve fosfolipitler oluşturur. Kemiğin en kuvvetli kısmı ise organik matrikstir. Kemiğin şekli organik matriksin kaldırılması ile bozulmaz ama kırılması daha kolay hale gelir (202, 203).

#### **A. Kollajen Fibriller**

Tripolipeptit zincirlerden oluşan kıvrımlı bir konfigürasyonda dizilmiş filamentöz moleküller topluluğundan meydana gelmiştir. Tip I kollajen ortalama olarak 78 nm çapında kalın fibrillerden oluşur (202).

#### **B. Kollajen olmayan elemanlar**

Kollajen olmayan elemanlar proteoglikanlar, fosfolipitler, nonkollajen proteinler, glikoproteinler ve fosfoproteinlerden meydana gelirler. Bunun yanında kalsifiye matriks büyüme faktörleri, metalloproteinaz ve alkalın fosfataz gibi enzimlere de sahiptir. Kollajen olmayan proteinler (osteonektin, osteopontin, siyaloprotein) matrikste farklı yerlerde farklılık gösterirler. Sement çizgilerinde siyaloprotein ve osteopontinve interfibriller parçalarda, lameller kemikte osteokalsin, örgü kemikte ise glikoprotein bulunur. Kalsifikasyon, nonkollajen proteinlerden etkilenir. Proteoglikanların ise düzenleyici etkileri söz konusudur. Fosfolipitlerin de kalsifikasyonda etkileri büyüktür (202).

### **b. Mineral ve İnorganik Madde**

Kalsiyum fosfat hidroksiapatit kemiğin mineral maddesidir. Kollajenlerle beraber kemik sertliğini ve dayanıklılığını hidroksi apatit kristalleri sağlar. Kemiğin kuru ağırlılığının yaklaşık %50'sini inorganik maddeler oluşturmaktadırlar (201-203).

## **2. Periost (Periosteum)**

Eklemler haricindeki tüm kemikler periost olarak isimlendirilen özel bir bağ dokusu ile kaplıdır. Kemiği dıştan saran kalın tabakaya periost denir. Kemiğin gelişiminde, beslenmesinde ve tamir olaylarında periostun önemli bir görevi vardır. Dış fibröz tabakada fibroblastlar ve kollajen lifler, iç tabaka hücreden zengin olup osteoblast

ve osteoklast hücreleri içerir. Periost ise kemiğe sharpey fibrilleri ile sıkı bir şekilde tutunur (201, 202).

### 3. Endosteum

Endosteum tabakası kompakt kemiğin kanal sistemlerini ve kemik iliği kavitesini çevreleyen ince bir retiküler bağ dokusu olup periosttan incedir. Bu tabakanın hem hemopoetik (kan hücresi yapımı) hücreleri hem de kemik hücrelerini yapabilme özelliği vardır (201).

#### 2.3.1.2. Kemik Yoğunluğu Sınıflaması

Dental implant tedavisini direkt olarak etkileyen faktörlerden biri de kemik yoğunluğunun yapısıdır (204, 205). Kemik kalitesini sınıflandırırken yapılmış birçok sınıflamanın olması ile birlikte geçmişten günümüze en çok tercih edilen 2 adet sınıflama vardır (206).

1) *Lekholm & Zarb*'in oluşturdukları sınıflama;

**Tip I:** Homojen kompakt kemik.

**Tip II:** Yoğun bir spongiyöz kemik çekirdeğini kaplayan kalın kompakt kemik.

**Tip III:** Yoğun bir spongiyöz kemik çekirdeğini kaplayan ince kompakt kemik

**Tip IV:** Az yoğun bir spongiyöz kemik çekirdeğini kaplayan ince kompakt kemik

2) *Misch*'in makroskobik yapıyı değerlendirerek süngerimsi veya kompakt kemiğin karakteristik özelliklere göre yaptığı sınıflama (206);

**D1:** Yoğun kompakt kemik

**D2:** İçinde yoğun trabeküler kemik olan kalın yoğun-poröz arası kompakt kemik

**D3:** İç kısmında ince trabeküler kemik bulunan ince-poröz kompakt kemik

**D4:** İnce trabeküler kemik

**D5:** Gelişmemiş, mineralize olmayan kemik

Kemik dokusu, süngerimsi kemik (kansellöz kemik) ve kompakt kemik (kortikal kemik) olmak üzere iki şekilde incelenmektedir (Tablo 2-4).

**Tablo 2-4: Süngerimsi ve kompakt kemiğin özellikleri**

<b>Süngerimsi Kemik</b>	<b>Kompakt Kemik</b>
Birbiriyle anastomozlaşan ve paralel seyreden kemik lamellerinden oluşur.	• Çıplak gözle bakıldığında homojen ve boşluksuz görünür.
Kemik iliği ile dolu düzensiz trabekülleri vardır.	• Dış ve iç lamel (hücre katmanları), kemiğin uzun eksenine paralel olan Havers kanalları ve komşu Havers kanallarını birbirine bağlayan Volkmann kanallarını içerir.
Trabeküller yapı çok sayıdaki osteoblast ve osteoklastlar için büyük bir yüzey alanı oluşturur.	• Dışı periostla kaplıdır; kollajen lifler, osteoblastlar ve osteoklastlar mevcuttur.
Yoğunluğu ve sertliği kompakt kemiğe oranla azdır	• Kemik yüzeylerinden giren kan damarları daha iç kısımlardaki kanallara ve kemiğin iç bölümündeki boşluklara kadar ulaşır. Bu kanallardaki damarları içerisinde gerektiğinde kemik dokusu oluşturabilecek kapasitede olan mezenkim hücreleri olan ince ve gevşek bağ dokusu sarmıştır (203).
Kısa ve uzun kemiklerin metafiz ve epifizlerinin iç kısımları ile yassı kemiklerin iç bölümleri spongiyöz kemikten oluşur (207).	

### 2.3.1.3. Kemiğin Yeniden Yapılanma Mekanizması

Yetişkin bireylerin iskeletsel yapılarında herhangi bir farklılık gözlenmemesine rağmen kemik dokuları sürekli bir yıkım-yapım süreci içerisinde. Diğer bir ifadeyle osteoblastik aktivite ile osteoklastik aktivite birbirine eşit oranlarda gerçekleşir ve bu durum kemiğin yeniden şekillenme mekanizması (*remodelling*) olarak isimlendirilir. Kemik yıkımı, kemik yapımını izleyerek kemiğin kendi tamir mekanizmasını meydana getirir ve stresler karşısında adaptif mekanizma gözlenir (196). İmplantlarda başarılı osseointegrasyonu sağlamak için kemiğin hacminin değişmediği rezorpsiyon ve apozisyonun birbirini takip etmesiyle bu yeniden yapılanma sürecinin gözlenmesi gereklidir (199).

Yeniden şekillenme, süngerimsi kemikteki osteoklast ve osteoblastlar ile trabeküllerin yüzeyinde meydana gelir. Süngerimsi kemiğe gelen kuvvetler uyarıcı olarak etki eder. Bu uyarı hem kemik hücrelerinin rezorpsiyondan görevli osteoklastlara farklılaşmasına neden olurken, hem de osteoprogenitor hücrelerin osteoblastlara farklılaşmasını gerçekleştirir.

Benzer döngü kompakt kemikte de gözlenir ve kemiğin yeniden yapılanma mekanizması oluşur (199, 208, 209).



Kemik iyileşme aşamalarının temel kısımları osteojenik hücrelerin meydana gelmesi ve implant yüzey alanına göç etmesi ile başlar. İmplantasyonda osteotomi aşaması sonrasında aynen kırık iyileşmesinde görüldüğü gibi kemik duvarları kan ile göllenir ve hematom oluşumu meydana gelir. İmplant ile temas eden ilk doku kan dokusudur. Kan pıhtısı oluşumu sonrasında hücresel yanıt gerçekleşir (210). Belirli bir yüzeye veya bölgeye kemik yapım sürecinin yönlendirilmesi olarak isimlendirilen osseokondüksiyonda, hücreler lokalize olarak implant yüzeyinde kemik matriksi formasyonuna başlar. Sonrasında “*de novo*” kemik oluşumu (farklılaşan osteojenik hücrelerin kemik yapımı), bundan sonra da kemiğin yeniden şekillenmesi (remodelling) ortaya çıkar (211). Kemiğin yeniden şekillenmesinde kalsitonin, tiroit hormonu ve metabolik D vitamini sistemik faktörler, okluzal kuvvetlerde lokal faktörler olarak okluzal kuvvetler rol oynar.

#### **2.3.1.4. Kemik – İmplant Ara Yüzeyi**

İmplant-kemik ara yüzeyi denildiğinde belli bir alanla kısıtlı olmayan, canlı ve cansız dokuların etkileşimde olduğu bir yüzey akla gelmelidir. Bu ara yüzey dinamik karaktere sahip olup, kuvvetler karşısında ise devamlı olarak yeniden yapılanma potansiyelindedir (212). Kemik implant ara yüzeyini belirten iki esas teori karşımıza çıkmaktadır: Osseointegrasyon ve Fibroosseöz integrasyon.

Fibroosseöz integrasyon, *Weiss* (1986), *James* (1975), *Southam & Selwyn* (1971) ve *Linkowc* (1970) gibi yıllar içerisinde birçok araştırmacı tarafından desteklenen, kemik ve implant arasında organize kollajen liflerden meydana gelen bağlantının olmayacağını fibröz bir bağ dokusu olmadan belirten bir teoridir (199, 213). Bazı durumlarda iyileşme döneminde implant etrafını kemik-implant integrasyonundan önce fibröz kollajen bir doku sarar. Teoriyi destekleyen araştırmacılar, kemik diğer dokulara kıyasla daha yavaş büyüdüğünden fibröosseöz integrasyon aracılığıyla implantlarda daha erken yükleme yapılabileceğini savunmuşlardır.

Kemik içi sokete tutunan implantlar etrafında kollajen liflerin yapısı bağ dokusu formasyonu ile araştırıldığında taklit edilmesi amaçlanan periodontal ligamentte olduğu gibi dikey değil, implant yüzeyine paralel seyreden lifler gözlenmiştir. Doğal dişteki gibi gelen kuvvetler lifler aracılığıyla iletilemez, Sharpey liflerinin olmaması nedeni ile de yüklerin iletimi zor olur. Bundan dolayı kemiğin yeniden yapılanması fibröz integrasyonda görülmez. Fibroosseöz integrasyonun, direncinin düşük olmasından ve

biyomekanik kapasitesinin yetersizliğinden dolayı uzun sürede iyi bir destek sağlayamayacağı ve başarısız bir osseointegrasyon indikatörü olduğu tanımlanmıştır (206, 214, 215).

### 2.3.2. Osseointegrasyonun Mekanizması

Branemark sisteminde iyileşme süreci kemik iyileşme süreciyle (primer kemik iyileşmesi ya da sekonder kemik iyileşmesi) aynıdır. Temiz kırık bölgesinde primer kemik iyileşmesi gerçekleşir. Fiksasyon kırık kenarlar birbirine yaklaştırılarak sağlanır. Minimal granülasyon dokusu primer kemik iyileşmesinde görülür ve organize olmuş yeni kemik oluşumu mevcuttur. İmplant sistemleri için ideal olan iyileşme tipidir. Bununla birlikte geniş kırık kenarlar ya da büyük bir defekt mevcut olduğunda sekonder iyileşme görülür. Sekonder kemik iyileşmesinde primer kemik iyileşmesinin aksine enfeksiyon ve granülasyon dokusu görülebilir ve iyileşme sürecini bu durum uzatır. Bazı koşullarda fibrokartilaj kemik dokusu yerine oluşur, bu tip iyileşme implantın stabilizasyonu açısından istenmeyen bir durumdur (152, 194, 199, 216).

İyileşme süreci Branemark sisteminde primer kemik iyileşmesiyle benzerlik gösterir. İmplant gövdesi ile kemik arasında önce kan vardır, sonra ise pıhtı meydana gelir. Pıhtı bundan sonra fagositik hücrelerce değişime uğratılır. Cerrahi uygulamadan 1-3 gün sonra fagositik aktivite en yoğun noktaya ulaşır. Bu işlemlerde fibröz doku, fibroblast ve fagositlerden “prokallus” oluşur. Prokallus yoğun bağ dokusuna dönüştükten sonra ve mezenkimal hücreler fibroblastlara ve osteoblastlara farklılaşır. Kallus implant yüzeyinde osteoblast içeren bağ dokusuna verilen isimdir. Osteogenetik lifler osteoblastlar tarafından oluşturulmuş olup kalsifiye olma potansiyeline sahiptirler. Yoğun bağ dokusu fibrokartilojen kallusu meydana getirir. Oluşan kemik penetre olur ve oluşan bu yeni kemik matriksi “kemik kallusu” olarak isimlendirilir. Yeni kemiğin yoğunluğu düzenli olarak artar, sertleşir yani olgunlaşır. Bu esnada implantların üzerine protez uygulandığında uyarıların etkisiyle kemik yeniden şekillenir. Çevre kemiğin yeniden şekillenmesini oklüzal kuvvetler sağlar ve bu sayede osseointegre implantlar çiğneme fonksiyonuna dirençli hale gelirler (199).

Erken yükleme, travmatik okluzyon gibi faktörlere ek olarak cerrahi işlemler esnasında kemik ısısının kontrol altında tutulmaması ve implant oksit tabakasının kontaminasyonu da osseointegrasyonun başarısını olumsuz yönde etkiler. Saf titanyumda bulunan özel oksit tabaka biyomolekülleri çekip bağlama özelliğine sahip

olduğundan diğer metal yüzeylerle temas etmemesi gerekir. Oksit tabaka proteinle, farklı bir metalle ya da lipitle temas ettiğinde kontamine olur. Oksit tabakanın bileşimi kontaminasyon bölgesini değiştirir ve granülasyon dokusunda son bulan iltihabi bir reaksiyon meydana gelir (152).

İmplant yerleştirildikten sonraki bir ay başlangıç iyileşmesinde önemli bir zaman dilimidir. Başlangıç iyileşme zaman diliminde implanta gelecek yükler primer stabilizasyonu bozacaktır.

## **2.4. DENTAL İMPLANTLARIN STABİLİTESİ**

İmplant stabilitesi osseointegrasyonun bir göstergesi şeklinde düşünülebilir. Stabilite çevre dokular hakkında da bilgi verdiği için farklı anlarda ölçülebilmesi uzun dönem implant başarısında önem taşımaktadır. Stabilitenin iki farklı aşaması vardır: Primer stabilite ve Sekonder stabilite.

### **2.4.1. Primer Stabilite**

Cerrahi işlemden sonra ilk olarak ortaya çıkan sonuç implantın primer stabilitesidir. İmplant kemik kavitesinde mikro hareket olmadan meydana gelen rijit fiksasyon primer stabilite olarak adlandırılır (217, 218). Ortaya çıkan bu ilk stabilite temel olarak kortikal kemikle implantın arasında oluşan mekanik bir kavramdır (219, 220).

İmplantın kavitede hareket etmesi söz konusu olduğunda implant çevresinde fibröz bir membran oluşacağından osseointegrasyonu engelleyecektir (221, 222). Kortikal kemik implanta süngersi kemikten daha fazla mekanik destek sağlamaktadır (223). Üst çenede kompakt kemik oranı daha az olduğundan, üst çene arka bölgedeki implant kayıplar alt çene ön bölgeye oranla daha fazladır (61). Bundan dolayı, vida tipi implantlar uygulandığında implantın birkaç yivinin kortikal kemiğe vidalanması sayesinde mekanik olarak stabilite sağlanır (224). Doku kalıntıları ve kan hücreleri, implant ve kemik arasında kalmış olan birkaç yüz mikron büyüklüğündeki boşluklarda gözlemlenmiştir. Erken kemik oluşumu gerçekleşmediğinden kemik ve implant arasında sıkı temas olduğu durumlarda osteogenezis gözlemlenmeyebilir (225-227). Yeni oluşan kemiğin kalitesi ve miktarı ancak boşlukların büyüklüğü 500 µm'yi geçtiğinde azalmaktadır (217).

İmplant stabilitesinin kabul edilen seviyede olması rejenere olan dokudaki kemiğin büyümesine gerilimleri azaltarak yardımcı olur. İmplant stabilitesinin yeterli

olmadığı ve implantın kavitede sabit olmadığı durumlarda gerilme ve kayma hareketleri fibröz doku oluşumuna sebep olacaktır (228).

Primer stabiliteyi etkileyen faktörler (229):

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

#### **2.4.2. Sekonder Stabilite**

Kemiğin rejenerasyonu ve yeniden biçimlenmesiyle oluşan biyolojik bir olaydır (219, 220). Başarılı bir sekonder stabilitenin meydana gelmesi için primer stabilite koşulu şarttır (222). Primer stabilite sağlandıktan sonra ortaya çıkan her değer sekonder stabilite olarak kabul edilmektedir.

Sekonder stabilite primer stabilitenin aksine daha çok süngersi kemikle ilgilidir. İmplantın yükleme zamanında sekonder stabilite belirleyici bir faktördür. İmplant yerleştirildikten 4 hafta sonrasında sekonder stabilite yükselir (230). Stabilitenin en düşük değerleri bu zaman diliminde beklenmektedir. Bundan dolayı, orijinal Branemark protokolünde ideal stabilitenin oluşması için 3-6 ay beklemeden sonra yükleme önerilmektedir.

Sekonder stabiliteyi (229):

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

Primer stabilitesi yeterli seviyede olan bir dental implantın yeniden şekillenme aşamasında hücrelerin aktivitesinden dolayı rezorpsiyona neden olacağından, sekonder stabilitesi düşük olabilir. Bunun tam tersi olarak primer stabilitesi az olan bir implantın yeni kemik oluşumuyla birlikte sekonder stabilitesi sağlanabilir (231, 232).

#### **2.4.3. Stabilite Ölçüm Yöntemleri**

Osseointegrasyon hastaya bağlı olarak birçok faktörün etkisiyle birlikte yara iyileşme sürecidir. Bundan dolayı farklı zaman dilimlerinde implant stabilitesinin ölçülebilmesi kişiye özel ideal iyileşme zamanı hakkında bilgi edinmektir (229).

Günümüzde uygulanan stabilite ölçüm yöntemleri dışında implantların başarılı osseointegrasyonunu tespit edebilme zorluğu ile karşılaşmaktadır. Klinik olarak, çoğu zaman implantın fonksiyonel yüklerle karşı gösterdiği direnç ve mobilite olmaması ile osseointegrasyonun başarılı olduğu varsayılmıştır. Radyografik açıdan ise uzun yıllar kemik implant yüzeyinin izlenmesi yeterli olmuştur. Ancak radyografik değerlendirmenin yumuşak doku tabakası varlığını tam olarak belirlemek için ideal bir yöntem olmadığı bildirilmiştir.

*Cochran & Buser* (11) farklı başarı kriterlerinden bahsetmişlerdir.

Bu kriterler;

- İmplantta klinik olarak farkedilebilen bir mobilite olmaması
- Devam eden marjinal kemik kaybının olmaması
- Süregelen yumuşak doku komplikasyonları ve enfeksiyonları olmaması,
- Sondlamada cep derinliğinin 4-5 mm'yi geçmemesi
- Doku kayıpları cerrahi olarak geri getirilebilmeli
- Standart olmayan radyografilerde implant kemik kaybınının %50 den az gözlenmesi
- İmplant, abutment kırılması gibi mekanik başarısızlıklar olmaması olarak sıralanmıştır.

İyileşme döneminde implant stabilitesinin ölçülebilmesi osseointegrasyonun boyutunun tespitinde, implantların hangi zaman aralığında yüklenebileceğinin belirlenmesinde, implant sistemlerinin başarısı hakkında fikir edinilmesi yönünden büyük önem taşır. Stabilite ölçüm yöntemleri Tablo 2-5'te listelenmiştir (233).

**Tablo 2-5: İmplant stabilite ölçüm teknikleri**

<i>Invasive (Yıkıcı) Teknikler</i>	<i>Non-invasive (Yıkıcı olmayan) Teknikler</i>
Histolojik analiz	Radyografik analiz
Çıkarma torku	Yerleştirme torku
	Perküsyon testi
	Çekiç darbesi metodu
	İmpuls testi (İmplatest)
	Dental Mobility Checker (DMC) Periotest
	Rezonans Frekans Analizi (RFA)

#### **2.4.3.1. Radyografik Analiz**

Bu teknik iyileşme sürecinin herhangi bir anında uygulanabilen invazif olmayan bir yöntemdir. İmplant başarısında etkin bir kriter olarak ısırma radyografileri marjinal kemik seviyesinin ölçümünde kullanılır (34, 234, 235). Bu yöntemdeki en büyük sorun görüntünün büyütülmesi ya da küçültülmesiyle oluşan distorsiyondur. Bu distorsiyon marjinal kemikte ortaya çıkan küçük değişiklikleri belirlemede problem yaratmaktadır. Distorsiyonu ortadan kaldırmak ya da azaltmak için çalışmalar yapılmaktadır (34).

İmplant başarısında yüklemmeden bir yıl sonraki radyografi ölçümlerinde 1,5 mm MKK istenilirken, bu süreyi takip eden her yıl için 0,1 mm MKK normal kabul edilmektedir (61, 236). Fakat radyografiler implant stabilitesi için tek başına hassas bir kaynak değildir. Marjinal kemik kaybında distorsiyon olmadan görüntü alabilmek için x-ray kaynağının merkezindeki ışının implanta paralel olmalıdır. Bunun için kişiye özgü bir apacey kullanarak tekrar edilebilir ve güvenilir sonuçlar meydana gelebilir (229).

Panoramik radyografi ve standart periapikaller vestibülde yer alan kemik hakkında fikir vermemektedir, ortaya çıkan sonuç kemik kaybını mezio-distal yönde göstermektedir (237). Ancak bu yöntemle kemik kalitesi ve yoğunluğu belirlenmemektedir.

Marjinal kemik seviyesindeki değişikliklerin belirlenmesindeki en güvenilir yol bilgisayar destekli yöntemlerle ölçülmesidir. Standart sapma bilgisayar destekli ölçümlerde 0,1 mm'ye (0,01-0,51 mm) kadar inebilmektedir (238).

Tanısal hassasiyeti düşük olmasına rağmen radyografiler uygulama kolaylığı sebebiyle osteointegrasyonu/implant stabilitesini klinik olarak değerlendirirken kullanılan yöntemlerin başında gelir.

#### 2.4.3.2. Yerleştirme Torku

Yerleştirme torku *Johansson ve Strid* (239) tarafından ilk olarak 1994 yılında uygulanılmıştır. *Friberg ve ark.* (240, 241) tarafından ise daha sonra in vivo ve in vitro olarak insan modellerinde geliştirilmiştir. İmplant cerrahisi esnasında bir birim kemiği kesmede elektrikli bir motor için gereken enerji (J/mm<sup>3</sup>) hesaplanmaktadır. Bu enerji de kemiğin yoğunluğuna bağlıdır. Kemik yoğunluğu da primer stabiliteyi etkilemektedir (98, 99). Düşük yoğunluktaki kemik bölgelerinin ve osteotomi bölgelerinde kemiğin sertliğinin tespitinde yerleştirme torku kullanılabilir. İmplantın yerleştirme torkunu angldruvaya bağlı olan tork geyç Ncm olarak ölçmektedir (61).

Yapılan birçok çalışmada kemik kalitesinin düşük olduğu bölgelerde ve ileri derecede rezorpsiyon olan alanlarda özellikle üst çenede daha fazla implant kayıplarının görüldüğü bildirilmiştir (61, 242). Bu sebeple yerleştirme torku iyileşme periyodu hakkında kemik kalitesini ortaya koyarak bilgi sağlayabilmektedir (241).

Tüm bunlara ek olarak kemikte nasıl değişiklikler olduğuna dair veriler implant yerleştirildikten sonra elde edilememektedir. Bu nedenle implantın primer stabilitesini değerlendirmede yerleştirme torku birincil kullanım alanı olarak görev yapar. *Misch*'in sınıflamasına göre 6 farklı zamanda implant kayıpları görülmektedir (78):

1. Cerrahi sırasında
2. Osseöz iyileşme safhasında
3. Erken yüklemde
4. Ara dönemde
5. Geç yüklemde
6. Uzun vadede

Yerleştirme torkunun en büyük kısıtlaması kemik kalitesi hakkında osteotomi bölgesinin hazırlığı bitmeden bilgi vermemektedir. Bunlara ek olarak implantın riskte olabileceği alt sınır değerini de ortaya koymamaktadır (240). Bir diğer dezavantaj ise implant yerleştirildikten sonra stabilizasyonla ilgili yerleştirme torku kullanılarak bilgi

edinilemez. Yerleştirme torku ile implantların cerrahi sırasında ve osseöz iyileşme safhasındaki primer stabilizasyonu değerlendirilir.

#### 2.4.3.3. Çıkarma Torku

*Roberts ve ark.* (243) tarafından ilk olarak bulunmuştur. *Johansson ve Albrektsson* tarafından daha sonra geliştirilen çıkarma torku, gerekli torku ölçerek implantı saran kemiğin arasındaki bağlantının yok olması ve implant yüzeyi için uygulanan ve klinikte uygulanmayıp in-vivo hayvan deneylerinde veya in-vitro hücre kültüründe kullanılan bir metottur (244, 245). Bu işlem, daha komplike kuvvetlerin elektronik olarak ölçülebildiği motorlu aletlerle veya basit bir tork anahtarlarla yapılabilir (7). Çıkarma torku değeri kademeli bir şekilde artan bir kuvvetle birleşimin ayrıldığı noktadaki değerin ölçülmesiyle elde edilmiştir (246). Bu sonuç dolaylı olarak ölçülen implantın kemikle ilişkisi hakkında bilgi sağlar.

*Johansson ve Albrektsson* tavşan tibialarına uygulanmış implantlara çıkarma torku 1.,3.,6. ve 12. aylarda uygulamış ve en yüksek tork skoru en uzun iyileşme döneminde tespit edilmiştir (244). Çıkarma torku değeri klinik osseointegrasyonun ve kemik implant kontağının indirek ölçümüdür. *Sullivan ve ark.* yapmış olduğu bir çalışmada 404 adet osseointegre olmuş implantta çıkarma torku 45-48 Ncm olarak tespit edilmiştir (247). *Sullivan* daha sonra 20 Ncm' den daha fazla çıkarma torku olan implantların başarılı osseointegrasyon olarak kabul edilebileceğini bildirmiştir.

Bu yöntem güvenilir olmakla birlikte osseointegrasyonun tespitinde yıkıcı bir uygulamadır. *Branemark ve ark.* implanta gereksiz yük uygulandığında implantı çevreleyen kemikte plastik deformasyon olabileceğini ve implantın kaybedebileceğini bildirmişlerdir (194). Bunun yanında çıkarma torku implantın osseointegre olup olmadığını belirlemekle birlikte osseointegrasyonun derecesi konusunda da fikir vermemektedir. Tüm bu sebeplerle çıkarma torku yalnızca deneylerde kullanılmaktadır.

#### 2.4.3.4. Perküsyon Testi

Bu basit yöntem, osseointegrasyonun tespitinde birçok hekim tarafından sürekli uygulanan bir yöntemdir. Yöntem akustiğe ve vibrasyona dayanmaktadır. Metal künt bir aletle implant iyileşme başlığının üzerine vurulduğunda yüksek frekansta berrak bir ses duyulması başarılı bir osseointegrasyonu, düşük frekanslı ve bulanık ton alınması ise kemikle implantın bütünleşmediğini göstermektedir (248).



Alınan sesin berraklığı ve frekansının implant stabilite ölçümünde kullanılması bilimsel bir yöntem değildir. Bu yöntem klinisyenin subjektif gözlemine ve deneyimlerine dayanmaktadır. Bundan dolayı deneylerde standardize bir yöntem olarak kullanılması mümkün değildir.

#### 2.4.3.5. Çekiç Darbesi Metodu

Perküsyon testinin geliştirildiği bir yöntemdir. 1996 yılında *Elias ve ark. (247)*, tarafından saat sarkacına benzeyen dairesel bir çekiç geliştirilip bu teknikte kullanılmıştır. Titreşim implanta çarparak oluşmaktadır. Çekicinin ucunda bulunan kristal bir piezoelektrik bulunmakta ve burada oluşan voltaj sinyali gelen kuvvete göre verilmektedir. Bu veriler doğrultusunda bir kuvvet zaman ( $f[t]$ ) grafiği oluşturulur. İtme kuvveti grafikteki  $f[t]$  çizgisinin altındaki alana eşittir. Bu test serbest halde iken implantın stabilitesini ölçemez. Tespit edilen veriler kuvvetin büyüklüğüne ve uygulandığı yöne bağlıdır. Ölçümünün oldukça güç olduğu özellikle zayıf stabiliteye sahip implantlarda bildirilmiştir. Bu yöntemle göre Periotest ve Dental Mobility Checker geliştirilmiştir.

#### 2.4.3.6. İmplatest

2002 yılında *Dario ve ark.*'nin geliştirdikleri İmplatest, dijital olarak implant stabilitesinin görüntülenmesini sağlamaktadır. Mühendislikte kullanılan impuls testi gelişmiş bir analizdir. Bir veya birden fazla hızlandırıcı geleneksel impuls testlerinde test edilecek parçaya adapte edilir. Bunun yanında hızlandırıcılar hızlanmayı zaman fonksiyonu şeklinde tespit eden kayıt cihazına da yerleştirilir. Sonrasında yapıya kalibre edilen bir çekiçle vurulur ve tüm hızlandırıcılar hızlanma zamanı hikâyesi (Acceleration Time History, ATH) tarafından kaydedilir.

Frekans analizi yaparak zaman etkisinde kalan hızlandırıcı sinyalleri frekans etkisine matematiksel olarak değiştirilir ve bu durum Fast Fourier Transform (FFT) olarak adlandırılır. Benzer prensipte modifiye edilen metotla *Dario ve ark.* da, perküsyon testini dijital ortama yönlendirmişlerdir ve tespit edilen ATH ve FFT ölçümlerinin dental elektrokardiyogram olduğunu tespit etmişlerdir (248).

#### 2.4.3.7. Dental Mobility Checker (DMC)

Bu yöntem *Aoki (212) ve Hirakawa (212)* tarafından geliştirilmiş olup kısa süreli darbe kuvveti şeklinde çekiç darbesi yöntemi kullanılarak diş mobilitesi tespit edilmektedir. Dişin ve alveol kemiğinin rijitliğini *Aoki ve Hirakawa* akustik sinyallerle

değiştirerek dişin mobilite derecesini değerlendirmişlerdir. Ağız içinde arka bölgede bile cihaz kolaylıkla kullanılabilir. (194).

Osseointegre olmuş implantlarda DMC tekrarlanabilen ölçümler yapabilmektedir (247). İmplant yerleştirildikten sonra az da olsa bir kuvvetin uygulanması yöntemin dezavantajı olarak osseointegrasyon sürecini bozabilmesidir (194).

#### **2.4.3.8. Periotest**

*Schulte ve ark.* tarafından ilk olarak Tübingen Üniversitesinde bu yöntem geliştirilmiştir (248). Metot periyodonsiyumun tepkisinin dinamik olarak belirli bir yük altında belirleme esasına dayanmaktadır. Periotest (Gulden-Medizintechnik, Bensheim, Almanya), dişin etrafındaki periodontal ligamanın tamponlama karakterini ölçerek dişin mobilitesi için bir değer verebilmek için tasarlanmış elektronik bir alettir. Periotest'te uygulama kolunda DMC'de kullanılan çekicinin yerine elektronik olarak kontrol edilen ve elektromanyetik şekilde çalışan vurma işlemi 8 gr değerinde metal bir çubuk gerçekleştirmektedir. Saniyede 4 kez belirli bir ivmeyle implanta çarpar sonrasında bu metal çubuk yavaşlamaktadır. İmplantın rijitliği ne kadarsa yavaşlama daha fazla gözlemlenir ve yavaşlatma kapasitesinin fazla olmasını çevre dokuların etkilediği kabul edilir. Çarpmadan sonra metal uç geri çekilir. Yavaşlatma kapasitesinin yüksek olduğunu daha hızlı bir geri çekilme göstermektedir (249). Başlığa iliştirilen hız ölçer çarpmaya verilen cevabı ölçmektedir. DMC'deki gibi vurma işlemi yapan çubuklatest edilen obje arasında kalan temas süresi bir sinyal meydana getirerek, zaman ekseninde hesaplanır. Bu sinyaller daha sonra özgün bir değer biçiminde Periotest Değeri (PTD) ne dönüşür (Tablo 2-6) (248).

**Tablo 2-6: PTD, Temas Süresi ve Klinik Diş Mobilitesi arasındaki ilişki**

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

Farklı alıcılar DMC ve Periotest cihazlarını kullansa da teorik olarak benzer düşünceye dayanmaktadırlar. Her iki sistem de dişlerin mobilitesini ölçmek için üretilmiştir (248).

Periodontal ligamanın (PDL) tamponlama kapasitesi doğal dişlerde kuvvet dağılımının değerlendirilmesinde problem yaratmaktadır. Yumuşak dokuların hepsi viskoelastik kabul edilmektedir. Periodontal dokuların fiziksel özelliklerinin tespitini periodontal ligamanın viskoelastisitesi güçleştirmektedir (250).

Diş mobilitesini ölçmek için tasarlanmış Periotest tarzında cihazların implant mobilitesini ölçmede hassasiyetlerinin yetersiz olduğu birçok çalışmada bildirilmiştir (251, 252). Doğal dişin mobilitesini ölçmek için tasarlanan bu cihazların geniş bir dinamik aralığı vardır (252).

İmplantı ve dişi çevreleyen dokuların özellikleri benzerlik göstermesine rağmen periodontal çalışmalar sonrası edinilen sonuçların tam olarak implantlara uygulanması pek mümkün değildir. İmplant stabilitesini analiz etmek için PDL'nin varlığı ya da yokluğu mobilite ölçümleri kullanıldığı zamanlarda büyük fark yaratmaktadır. Metal uygulama kolunun yönü ve konumu periotest ölçümlerinde önem taşımaktadır. Ölçümler esnasında uygulama kolu dişin uzun eksenine dik olmalı, vuruş vestibül yüzeyin ortasından yapılmalı ve 0.5-2.5 mm mesafede tutulmalıdır (248).

İmplant stabilitesini değerlendirmek için periotestin kullanıldığı çalışmalar bu yöntemin güvenli bir yöntem olduğunu ortaya koymuştur (253, 254). İmplant

stabilitesini tespit etmek için *Aparicio* yaptığı çalışmada Periotest'i kullanmış ve PTD ile başlangıçtaki osseointegrasyon derecesi arasında direk korelasyon bulmuştur (255).

Periotest'un değerleri -8 ile + 50 arasında değişkenlik gösterir. +50 yüksek mobiliteyi, -8 ise rijit bir yapıyı gösterir. Fakat osseointegre olan implantların sonuçları daha dar bir skalada (-5 ile +5 arası) bulunmaktadır (116). Buna ek olarak başka çalışmalarda ise klinik olarak osseointegre implantlarda daha dar skalalar (-4 ile -2, -4 ile +2 arası) görülmüştür (256, 257).

Kablolu Periotest cihazını üreten aynı üretici firma kablosuz Periotest cihazını piyasaya sürmüştür. Üretici firma, taşınabilir kablosuz Periotest cihazında kablolu Periotest cihazında olduğu gibi tek bir yerde bulunma zorluğunu ortadan kaldırıp hekime serbest dolaşım sağlamıştır. Kablosuz Periotest cihazının, doğal dişlerdeki periodonsiyumunun hareketlilik (damping) kapasitesini ve implantların stabilitesini ölçmek için güvenle kullanılabilineceği bildirilmiştir (258). Kablosuz Periotest cihazı uygulama açısından kablolu Periotest cihazıyla benzerlik gösterip ölçülen periotest değerleri dijital olarak görüntülenmektedir, fakat kablolu Periotest cihazındaki gibi sonuçlar sesli olarak söylenmemektedir. Bunlara ilave olarak Kablolu Periotest cihazı PTD'yi tam sayılar halinde gösterirken, kablosuz Periotest cihazı PTD'yi ondalık sayılar halinde gösterir. Kablolu Periotest cihazı kullanılarak çok sayıda in vitro ve klinik çalışma yapılmıştır (10, 259-262). Yapılan in vitro çalışmalarda kablosuz Periotest ile kablolu Periotesti kıyaslanmış, sonucunda değerlerin güvenilirliği ve tekrar edilebilirliği bulunmuştur (262, 263). Bu sonuçlar aynı zamanda implant stabilitesini belirleme yöntemi olarak kullanılan ostell değerleriyle korelasyon göstermiştir (8, 264). Çalışmalarda Rezonans Frekans Analiz (RFA) yönteminin implant stabilitesini belirlemede Periotest ile ölçme yönteminden daha iyi bir yöntem olduğu söylene de (8, 264) son çalışmalar her 2 yönteminde implant stabilitesini ölçmede güvenli ve yeterli olduğunu göstermiştir (265, 266). Ostell yönteminin kullanılmadığı durumlarda (abutmentı çıkartıp smart-peg kullanmadığımız durumlarda) periotest kullanımının güvenli olduğu da bu çalışmada bildirilmiştir.

#### **2.4.3.9. Rezonans Frekans Analizi**

İmplant stabilitesini ve kemik yoğunluğunu yapısal analiz ve vibrasyonla değerlendiren girişimsel olmayan bir yöntemdir. İlk olarak 1996 yılında Meredith tarafından geliştirilen implant stabilitesinin RFA ile ölçülmesi doktora tezi olarak

Göteborg Üniversitesi'nde sunulmuştur (259, 267). Bu teknikte abutmentin veya implantın üzerine vidalanılabilen L şeklinde küçük bir dönüştürücü (Transducer) sayesinde parçanın rezonans frekansı ölçülür (245, 267). Dönüştürücü saf titanyumdan veya paslanmaz çelikten yapılmıştır ve üstünde iki adet piezo-seramik parçaya sahip bir çubuktan oluşur.

Bu parçalardan bir tanesi sinüzoidal dalgayla uyarılıp titreşim oluştururken, bu titreşimin frekansını ikinci parça ölçer. Sisteme geri dönmeden önce bir şarj amfisi aracılığıyla ikinci parçadan elde edilen veri yükseltilir. Frekans, birim zamandaki siklus sayısını; rezonans ise spesifik bir frekansta iki sistem arasındaki enerji değişimini tanımlar. Hertz birimi rezonans frekansının ölçüm birimidir. Kilohertz (khz) olarak ifade edilir ve birim zamandaki titreşim sayısını gösterir. Uyarıcı sinyal sistemde 5-15 kHz arasında değişiklik gösterir. Frekans ölçüldüğünde meydana gelen en üst değer Rezonans frekansıdır (Şekil 2-13) (245).

Dönüştürücü (Transducer), bir ucu implanta bağlı olup titreşmesi serbesttir ve bir ek çubuk olarak hareket eder. Rezonans frekansı şu şekilde hesaplanır.

$$R_f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{3EI}{l^3 m}}$$

Rf : Rezonans frekansı(Hz)

l : Çubuğun efektif uzunluğu (mm)

m : Çubuğun kütlesi (g)

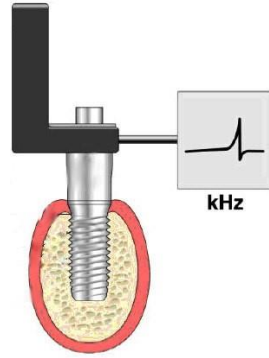
E : Young's Modulus (GNm<sup>-2</sup>)

I : Eylemsizlik momenti

3 adet RFA cihazı piyasada mevcuttur: Implomates (BioTech One Inc, San-Chung City, Tayvan) ve Osstell (Integration DiagnosticAB, Goteborg, İsveç), Penguin (Integration DiagnosticAB, Göteborg, İsveç)

RFA yöntemi ilk geliştirildiği zamanlarda Hertz biçiminde elde edilen rezonans frekans ölçümleri sonradan Osstell aпараты ile 'Implant Stability Quotient (ISQ)' skoruna dönüştürülüp bu şekilde günümüzde de kullanılmaktadır. 0-100 arasında ISQ değerleri değişmektedir. ISQ skorundaki 1 birimlik değişimin rezonansa karşı gelen değeri 50 hertzdir. Değerlerin yüksek ölçülmesi stabil bir implantı, daha düşük ölçülmesi ise stabilliği az olan bir implant olduğunu gösterir. ISQ değeri 65'in üzerinde ise

başarılı bir implantı, 50'nin altında değere sahip olması implantı kaybetme olasılığının yüksek olduğunu gösterir (268).



**Şekil 2-11: Osstell cihazının çalışma prensibi**

## 2.5. MARJİNAL KEMİK KAYBI (MKK)

Uzun dönem implant başarılarında hem yumuşak doku hem sert dokuyla olan bütünleşmeleri esastır. İmplant başarısızlığında implant çevresi marjinal kemik kaybı en temel sebeplerden biri olarak gösterilmektedir. MKK, kemikle temasta olan ilk pürüzlü yüzeye veya implant boynundan implant gövdesinin ilk yivine kadar görülen kemik kaybı olarak isimlendirilir.

Hareketli protezleri destekleyen implantların alt çenedeki başarı oranı %95'in üzerindedir. 1-1,5 mm marjinal kemik kaybı yüklemmeden sonraki birinci yılda, bu süreyi takip eden her bir sene için ise 0,1-0,2 mm'lik azalma normal sınırlar içerisinde kabul edilmektedir (8, 61). İmplant yerleştirilmesinin ilk yılı sonrasında Smith ve Zarb, implant başarı kriteri olarak ilk yıl sonrasında her yıl için 0,2 mm'den daha az kemik kaybını belirlemişlerdir (236).

MKK, erken ve geç dönem şeklinde iki kademeyle karşımıza çıkmaktadır. Erken MKK, implantlar çevresinde ortaya çıkan ilk bir senede iyileşme sürecinde ve yükleme sonrasında erken kemik kayıplarının sebepleri arasında okluzal aşırı yükler, kemik kalitesi, peri-implantitis, cerrahi travma, implant dizaynı, yüzey özellikleri, boyu ve çapı, implant abutment bağlantısındaki mikro aralık, boyun bölgesindeki cilalı yüzeyin kemikle ilişkisi, yükleme zamanı, operasyonun flep kaldırılarak/kaldırmadan uygulanmış olması olarak sayılabilir (8, 29, 85, 269-273).

Geç dönem MKK ise osseointegrasyonun oluşumu sonrasında kademeli olarak ortaya çıkan kemik rezorpsiyonu şeklinde karşımıza çıkmaktadır. Etyolojik faktörleri

ise; parafonksiyonlar, devam eden okluzal aşırı yük varlığı, implantların cerrahi olarak uygunsuz konumlandırılması, peri-implantitis olarak sıralanmıştır (274).

MKK'nın gerçek nedeni tam olarak bilinmemekle birlikte üzerinde yoğunlaşılacak temel iki hipotez enfeksiyon teorisi ve aşırı okluzal yüklerdir (29, 272). *Albrektsson ve ark* (275) ile *Qian ve ark.* (276) ise bu teorilere ilave olarak MKK'nın temel etkeninin protetik, cerrahi ve konak faktörlerinin tümünü kapsayan kombine bir teoriden destek alındığını vurgulamışlardır. Bu kombine etkenlerin erken ve uzun süreçte implantlarda MKK sebebi olduğu yönünde aynı fikirde olan araştırmalar da bulunmaktadır (Tablo 2-7).

**Tablo 2-7: MKK'da etkili kombine faktörler**

<b>Periodontal hastalık hikayesi</b>	<i>Mengel ve ark; 2007 (277)</i> <i>Heitz-Mayfield &amp; Huynh-Ba; 2009 (278)</i> <i>Rocuzzo ve ark; 2010 (279)</i>
<b>İmplant tasarım ve yüzey özellikleri</b>	<i>Song ve ark; 2009 (128)</i> <i>Qian ve ark; 2012 (279)</i> <i>Dam ve ark; 2014 (280)</i>
<b>İmplant boyun bölgesi tasarımı</b>	<i>Oh ve ark; 2002 (29)</i> <i>Bratu ve ark; 2009 (122)</i> <i>Tatarakis ve ark; 2012 (281)</i>
<b>Periimplanter keratinize mukoza</b>	<i>Linkevicius ve ark; 2009 (282)</i>
<b>Kron-implant oranı</b>	<i>Lee ve ark; 2012 (283)</i>
<b>Sigara kullanımı</b>	<i>Penarrocha ve ark; 2004 (284)</i> <i>Heitz-Mayfield &amp; Huynh-Ba; 2009 (278)</i>
<b>Mikrosızıntı</b>	<i>Oh ve ark; 2002 (29)</i> <i>Todescan v ark; 2002 (285)</i>
<b>Oral hijyen</b>	<i>Serino &amp; Strom; 2009 (286)</i>
<b>Okluzal aşırı yükler</b>	<i>Naert ve ark; 2012 (287)</i> <i>Oh ve ark; 2002 (29)</i>
<b>İmplant lokasyonu</b>	<i>Grossi ve ark; 1995 (288)</i> <i>Penarrocha ve ark; 2004 (284)</i> <i>Qian ve ark. 2012 (289)</i>
<b>İmplantlar arası mesafe</b>	<i>Tarnow ve ark; 2000 (290)</i>
<b>Geniş platform (<i>Platform switching</i>) varlığı</b>	<i>Atieh ve ark; 2010 (133)</i>
<b>Protetik restorasyonun etkisi</b>	<i>Vazquez Alvarez ve ark; 2015 (291)</i> <i>Urdaneta ve ark; 2014 (292)</i> <i>Turk ve ark; 2013 (293)</i> <i>Grossi ve ark; 1995 (288)</i>
<b>Biyolojik aralığın genişliği</b>	<i>Oh ve ark; 2002 (29)</i> <i>Tatarakis ve ark; 2012 (281)</i>

Enfeksiyöz, kombine faktörler ve okluzal aşırı yüklerin dışında başka teoriler de meydana gelmiştir. *Albrektsson ve ark.* (276), implantların çevresinde gözlenen erken dönemdeki belli bir miktardaki MKK'nın, implantın çevresindeki dokularda oluşan yabancı madde reaksiyonunun sonucu olacak şekilde gözlemlendiğini ve bunun sonunda dengeli stabil bir dönem oluştuğunu belirtmişlerdir. Erken dönemde belli seviyede meydana gelen MKK'nın, implant tedavisinde bir getiri olduğunu söyleyen araştırmacılar, her zaman bu durumun biofilm kökenli enfeksiyöz hastalık süreci ile

gözlenmeyebileceğini bildirmişlerdir. İzlenen krestal kemik kaybının periodontitis çeşidi bir süreç olduğunu kesin bir şekilde söylemenin yanlış olduğunu vurgulamışlardır fakat bu süreçte konağa bağlı sistemik faktörler, materyal özellikleri, cerrahi ve/veya protetik hatalar sebebiyle tetiklenerek ileri dönem implant kayıplarına ve kemik rezorbsiyonlarına neden olabileceğini de eklemişlerdir.

## **2.5.1. Enfeksiyon Teorisi**

### **2.5.1.1. Peri-implantitis**

Primer ve sekonder olarak periimplantitis ikiye ayrılır. Marjinal kemik kaybının temel sebebi primer peri-implantitistir. Marjinal kemik kaybına sebep olan temel neden sonrasında sekonder peri-implantitis olarak ortaya çıkmaktadır (278).

2008 yılında bir konsensüs bildirisi *Heitz-Mayfield* tarafından yayınlanmış ve peri-implantitisi kemiği ve mukozayı tutan enfeksiyöz bir hastalık şeklinde tanımlanmıştır (294). Bakterilerin implant üstü krun restorasyonunda birikmesiyle başlangıç olarak mukozitis mukozal bağ dokunun marjinal bölümünde ortaya çıkar. MKK'ya sebep olduğu aktarılan bakteriler cerrahi esnasındaki kontaminasyondan ya da sonradan görülen ağız içinde oluşan bir enfeksiyondan meydana gelir (83). İmplantların çevresinde oluşan peri-implantitis birçok açıdan dişlerin çevresinde oluşan periodontitisle benzerlik göstermektedir. Kemik kaybı, doğal diş çevresinde görülürse bakteriyel kökenlidir, okluzal travma tek başına belirleyici bir etken olmayıp olaya dahil olabilir (295). Dental implant etrafındaki bakteriyel flora doğal diş etrafındaki florayla benzerlik göstermektedir bu sebeple marjinal kemik kaybının bakteriyel kökenli olduğu söylenebilir (296).

İmplantın çevresinde periodontal ligaman bulunmamaktadır. Periodontal ligaman sinir hücrelerinden ve kan damarlarından zengin bir ara yüzdür. Halbuki implantın çevresindeki ara yüzde kanlanma kemik vasıtasıyla olur ve sinir hücreleri çok az oranda bulunur ya da yoktur. Bundan dolayı kemik ara yüzünde ve ligamandaki enfeksiyonun birebir uyması çelişkilidir (297).

*Van Dyke* hazırladığı literatür derlemesinde peri-implantitis teşhisinde kullanılacak belirli bir fenotip ya da genotipe sahip immün yanıt bulunmadığını bildirmiştir (298).



Cerrahi sonrasında implantların etrafında yapışık gingiva rejenerasyonu oluşur. Yapışık gingiva implant etrafını sıkı sıkı çevreleyerek bir tıkama bölgesi meydana getirir ve implant çevresindeki dokulardan ağız florasını ayırır. Yenilenebilen bu epitelyum “serbest gingival marjin” (SGM) olarak adlandırılır. SGM’nin implant etrafındaki kemiği ağız florasından yeteri kadar koruyabilmesi için ideal miktarın en az 4 mm olması bildirilmiştir (299).

### 2.5.1.2. Mikro Aralık

MKK’ya neden olduğu söylenen sebeplerden bir diğeri de bakteriyel sızıntıya sebep olduğu öne sürülen implant-abutment bağlantısında görülen mikro aralıktır (300). Mikro aralığın yerini *Hermann ve ark.* yaptıkları deneyde değiştirmişler ve mikro aralığın kemik seviyesinde olduğu durumda, yumuşak dokuda olduğu duruma göre daha fazla MKK görüldüğünü tespit etmişlerdir. *Hermann ve ark.* dokuda oluşturduğu değişikliklerin kesin sebebinin bilinmediğini; fakat enfeksiyonun nedenlerinden birisinin mikro aralıktaki sızıntı olarak bildirmişlerdir (301). *Broggioni ve ark* da enfeksiyöz ve enflamasyonlu hücresel cevabın en yüksek miktarda mikro aralığın 0,5 mm kuronalinde olduğunu belirtmişlerdir (302, 303). *Tripodi ve ark.* yaptıkları bir çalışmada, internal altıgen bağlantısı olan implantlarda morse taper bağlantısı olan implantlara göre bakteri sızıntısının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (304). Bu bilgilerin yanında yapılan araştırmalarda, mikro aralık sebebiyle erken MKK görülmesine rağmen uzun dönemde takip edilen implantlarda ilerlemeyen rezorbsiyon ve stabil bir durum belirtilmiştir (304). Sadece mikro aralığın erken marjinal kemik kaybına neden olabileceği tartışmalı olmakla birlikte erken dönem MKK görülen olgularda, geç dönem MKK görülmeyebilir.

### 2.5.1.3. Biyolojik genişlik hipotezi

Doğal diş etrafındaki dişeti cebi ile implant etrafındaki dişeti cebi birçok yönden birbiriyle uyumludur. İkisi arasındaki en büyük farklılık dişeti oluğu tabanında mevcuttur. Doğal dişte alveol kemiğinin üzerine çıkan aşığı yukarı 2.04 mm kalınlığında hemidesmozom ve dişeti fibrilleri vasıtasıyla diş-dişeti bağlantısını kuran ve “biyolojik genişlik” olarak isimlendirilen bir bölge bulunur. Dişeti oluğu içerisindeki biyolojik genişlik bakterilerin periodontal dokulara girmesini engeller. Biyolojik genişlik her zaman korunur. Mesela hatalı bir kuron restorasyonu biyolojik genişliğin

içinde olursa diş çevresindeki kemik rezorbe olup dişeti fibrillerinin yeniden organize olabilmesi amacıyla yer açar (305).

Doğal dişlerin etrafında 11 farklı dişeti fibrili vardır ve bunlardan en az 6 tanesi semente girmektedir. Bu duruma ilave olarak periodontal lifler de semente girerek kökle ilişki sağlamaktadır. Fakat implant etrafını kaplayan serbest gingival marjinde (SGM) ise yalnızca birbirinden farklı iki dişeti fibrili mevcuttur. İmplant etrafında periodontal lifler bulunmaktadır. Mevcut bu iki tip fibril ise implantın içerisine girerek implanta bağlanmamaktadır (306).

İmplant yüklendiğinde marjinal kemiğin belirli bir oranda geri çekilmesiyle biyolojik genişliğin oluşmasında yer kazandırdığı varsayılmaktadır (307). Marjinal kemik kaybı implantı çevreleyen SGM'deki fibrillere implantın boyun kısmına sıkıca tutunabilmeleri sebebiyle daha fazla yer sağlamaktadır. Bu kalın bağlantı kısmı daha önceleri sözü edilen tıkama bölgesini meydana getirir ve minimum 4 mm olmasının implantların lehine olduğu belirtilmiştir. Platform switch dizaynı olan implantlarda implant-abutment bağlantı kısmı horizontal olarak merkeze taşınır. Bu taşıma sonunda dişeti fibrillerinin implanta bağlanacağı alan artar (97, 308, 309).

Biyolojik genişliği sağlamak amacıyla oluşan MKK implantın yerleştirildiği dönemden sonraki ilk bir yıl içinde yani erken dönemde ortaya çıkmaktadır ve uzun süreçteki marjinal kemik kaybını açıklamamaktadır (310).

#### **2.5.1.4. Biyomekanik Faktörler Hipotezi Oklüzal Aşırı Yükler Teorisi**

Oklüzal aşırı yük, implant ile implantı çevreleyen sert ve yumuşak dokuları ve protezi herhangi bir hasara uğratmadan dengeleyen kuvvetler olarak ifade edilmektedir (297). Kemik, üstüne gelen yükün oluşturduğu gerilim miktarına göre tepki oluşturur.

Belirli bir oranda kemiğin üzerine gelen gerilimler kemik yoğunluğunda büyümeye neden olurken, bu oranın çok üzerindeki ve çok altındaki gerilimler ise kemik yoğunluğunda azalmaya, kuvvetin sürekliliği halinde kemik rezorpsiyonuna sebep olurlar (311, 312).

Dental implantlar titanyum alaşımlarından veya saf titanyumdan üretilmektedirler. Dental implantların elastik modülü kıyaslandığında en sert olan kortikal kemikten bile hemen hemen 5-10 kat daha fazladır. Arada herhangi bir ara malzeme olmadan elastik modülü birbirinden farklı iki malzeme birleştirildiğinde bu malzemelerin temas ettiği ilk bölgede gerilimler yoğunlaşır (313). Streslerin biriktiği bu

kısım marjinal kemik alanıdır. Yapılan birçok çalışma gösterdiği dental implanta gelen kuvvetlerin boyun bölgesinde yoğunlaştığı bildirilmiştir (84, 314-316). İmplantın boyun bölgesinde yoğunlaşan bu streslerin sebep olduğu gerilimler kemiğin sürekliliğini devam ettirebileceği sınır değerini ( $\geq 4000$  mikrogram) geçerse kemik kaybı oluşur (317).

## 2.6. İMPLANT DESTEKLİ TAM PROTEZLER

Tam dişsiz hastalardaki klasik tedavi biçimi alt-üst tam protez yapılmasıdır. Ancak tam protezi olan hastalar sıklıkla çiğneme kabiliyetlerinin azaldığından ve alt protezlerinin hareketletmesinden şikayetçidirler. Tam protezlerin dezavantajlarını *Doundoulakis ve ark.* (1) şu şekilde sıralamaktadırlar.

- a. Düzgün fabrikasyon için ileri seviyede detay gerekliliği
- b. Retansiyon eksikliği (özellikle alt protezde)
- c. Stabilite eksikliği (özellikle alt protezde)
- d. Stabilite ve retansiyon kaybını da arttıran düzenli olarak devam eden kemik yıkımı
- e. Sosyal problemler
- f. Çiğneme fonksiyonunda bozukluk
- g. Hastaların protezleri devamlı bu konuda uzmanlaşmış hekimlere yaptırma istekleri

Tam protez hastalarında handikap (sosyal çevreye girememe vb.) ve yetersizlik (konuşma ve yemek yeme yetersizliği) olduğu da söylenmiştir (318). Bunun yanında protetik diş hekimliğinin en mühim amacı kalan dokuların devamlılığını ve sağlığını korumasıdır. *Atwood ve ark.* (319) ve *Tallgren* (320) alt çene ön bölgedeki fizyolojik kemik yıkımının yıllık 0,4 mm olduğunu bildirmiştir. Alt çene ön bölgeye uygulanan iki implantla desteklenen hareketli tam protez yapımı sonrasında ise beş yıl sonunda kemik rezorpsiyonu 0,5 mm olmuş ve yıllık kemik kaybı 0,1mm olarak gözlenmiştir (50, 321).

Ayrıca 150 dişsiz hastada *Kordatzis ve ark.* (322) yaptıkları tomografi çalışmasında, alt tam protez kullandırdıkları hastalarda 5 sene sonrasında kret yüksekliğindeki küçülmeyi ortalama 1,63 mm, alt çenede implant destekli hareketli tam protez kullandırılan hastalarda ise 0,69 mm. bulmuşlardır.

İmplant destekli tam protezlerin ile tam protezler karşılaştırıldıkları çalışmalarda, hasta memnuniyetlerinde (317, 318, 323-325) ve çiğneme performanslarında (49, 326, 327) belirgin bir artış gözlemlenmiştir.

İmplant destekli tam protezler hakkında yapılan uzun dönem çalışmalarda, implantların başarı oranları Tablo 2-8’de sunulmuştur. Yapılan bütün çalışmaların ortak çıkarımı, implant üstü hareketli tam protezlerin, hareketli tam protezlere göre her açıdan daha üstün olduğudur. McGill Uzlaşısı ve York Bildirisi’ne göre, tam dişsiz hastalara sunulması gereken ilk tedavi alternatifinin iki adet kemik içi implantla desteklenmiş alt tam protezlerin olduğudur (4, 5).

**Tablo 2-8: İmplant başarısı ve kemik seviyeleri**

Araştırmacılar	Hastalar/ İmplantlar	İmplant Sistemi	İzleme Periyodu	İmplant Sonuçları	
				İmplant Başarısı	Kemik Seviyeleri
<i>Naert ve ark. (328)</i>	207/449	Branemark	0.5–9 yıl	%97	1.sene 0.7 mm sonra 0.05 mm
<i>Freeman ve ark. (329)</i>	19/38	Branemark	5,25–11,5 yıl	98.7	-
<i>Snauwaert ve ark. (330)</i>	38/90 üst 317/648 alt	Branemark	5,1 yıl 58 protez>10 yıl	95,8	1.seneden sonra <0.5mm
<i>Merickse-Stern ve ark. (331)</i>	38/88	ITI	14 yıl	84,6	1.85-2.5 mm
<i>Dudic ve ark.2002 (332)</i>	119/258	ITI	9,3 yıl	96	-
<i>Merickse-Stern ve ark. (333)</i>	41/173 Üst	ITI	4,2 yıl	91,6	1.seneden sonra 0.7mm
<i>Ferrigno ve ark. (334)</i>	35/178 üst 129/348 alt	ITI	10 yıl	90 86,9	1.seneden sonra 0.14mm
<i>Deporter ve ark. (335)</i>	52/156	Endopore	10 yıl	92,7	1.seneden sonra 0.03mm
<i>Lambrecht ve ark. (336)</i>	66/221 alt 8/26 üst	ITI	10 yıl	96,4	-
<i>Meijer ve ark. 2003 (337)</i>	61/122	Branemark ve IMZ	10 yıl	93	-

### 2.6.1. Diş Üstü Hareketli Protez Kavramı

1950’li yıllarda, çene kemiklerinde diş çekimleri sonrası ve bütün yüz iskeletinde ortaya çıkan deformasyonlar önem kazanmıştır. Diş çekimleri sonucunda, üst çeneye kıyasla alt çenede ve arka bölgelere oranla ön bölgelerde daha fazla miktarda

kemik kaybı olduğu gözlemlenmiştir. Bu bilimsel sonuçların ardından diş hekimleri özellikle kemik kaybını alt çene ön bölgede en az seviyede tutabilmek amacıyla kökleri veya dişleri ağızda tutmaya özen göstermişlerdir (338, 339).

Literatürde 1969 senesinde *Morrow ve ark.* (340) ve *Lord ve Teel* (341), diş üstü protezlerin nasıl yapıldığını açıklayan ilk çalışmaları yayınlamışlardır. Diş üstü protezlerde görülen hasta memnuniyetindeki artış, alveol kretlerinde rezorpsiyonun azalması, protezin retansiyon ve stabilitesinin artmasına rağmen diş üstü protezlerin bazı dezavantajları vardır. Bu dezavantajların başında periodontal rahatsızlıklar, diş çürükleri, periodontal rahatsızlıklar, protez yapımında protez kırıkları ve karşılaşılan güçlükler gelmektedir (1, 339). İmplant destekli hareketli protezlerin güvenilirliğinin ve başarısının düzenli olarak artmasıyla diş destekli hareketli protezler daha nadir olarak tercih edilmektedir (339).

### 2.6.2. İmplant Destekli Tam Protezlerin Avantajları

*Misch* (178), avantajları şu şekilde sıralamıştır:

- a. Kemik kaybının önlenmesi, minimum anterior kemik kaybı
- b. Daha iyi oklüzyon
- c. Daha iyi estetik
- d. Daha iyi stabilite
- e. Çiğneme performansı ve kuvvetinde belirgin artış
- f. Yumuşak doku yaralanmalarında azalma
- g. Okluzal etkinlikte artış
- h. Daha iyi destek
- i. Daha iyi retansiyon
- j. Protez hacminde azalma
- k. Daha düzgün fonetik

Bütün bunlara ek olarak *Misch* (342), implant destekli sabit protezlere göre üstünlüklerini de şu şekilde bildirmiştir:

1. Yumuşak dokulardaki üstünlük (sondalamada daha az cep oluşumu ve periimplant dokularda daha kolay iyileşme)

2. Daha iyi estetik (interalveolar mesafe fazla olduğu zaman ve dudak yanak desteği gerekli olduğunda daha ufak yapay diş kullanılabilme olanağı)

3. İmplant sayısında azalma (daha kolay cerrahi ve implant yerleşiminin daha basit olması)

4. İmplantlara gelen yüklerde azalma (parafonksiyonu olan bireylerde çok önemli)

5. Hem protetik ve laboratuvar aşamalarının hem de cerrahisinin daha ucuz olması

### 2.6.3. İmplant Destekli Tam Protezlerin Dezavantajları

*Misch* (384), dezavantajları şu şekilde özetlemiştir:

- a. Psikolojik (takıp çıkarılan bir protez tercih edilmemesi)
- b. İnteralveolar mesafenin yeterli olmadığı durumlar
- c. Hekim desteği ve uzun dönem izlenme gerekliliği (tutucu değişimi, besleme, 7 yılda bir yeni protez yapılma gerekliliği)
- d. Posterior bölgede kemik yıkımının sürmesi
- e. Protezin altına gıda kaçması
- f. Protezin hareket etmesi

### 2.6.4. İmplant Destekli Tam Protezlerde Tutucu Şekilleri

İmplant destekli tam protezlerde, protez ile implant arasındaki retansiyonu hassas bağlantılar olarak da isimlendirilen tutucu sistemler sağlamaktadır. Sistemlerin formu, yapısı, esneme miktarları ve tutuculuk kapasitesi birbirlerine göre değişkenlik göstermektedir.

Tutucu olarak bar tutucular, locator tutucular, top başlı tutucular, teleskop destekler veya miknatıslar kullanılmaktadır (13). Fakat günümüzde en fazla kullanılan sistemler top başlı tutucular ve bar tutuculardır (343).

İmplantların boyutu, implant yerleştirilecek kavsin şekli, iki implant arası mesafe, hastanın ağız hijyeni, çalışılacak dental laboratuvarın teknik bilgisi ve tecrübesi, hekimin bireysel klinik tecrübeleri ve tercihi, rezidüel alveol kretin formu ve miktarı, interoklüzal mesafenin miktarı, hastanın ekonomik durumu gibi etkenler tutucu

seçiminde etkilidir (13, 343). Bunlara ek olarak tutucu seçiminde esneklik (reziliens) de önemlidir. Esnek olmayan rijit tutucular direk olarak implantlara gelen kuvvetleri ilettikleri için sadece implant sayısı fazla olduğunda yapılabilecek hibrit protezlerde kullanılabilirler. Tutuculardaki esneklik oranı, kuvvetlerin implantlarla beraber dişsiz krete de iletilmesine yardımcı olur. Esnek (rezilient) tutucuların hareket yönleri şu şekildedir (13):

1. Dikey Esneklik: Protez dikey olacak şekilde krete doğru hareket edebilir. Dişsiz kretin destek dokusu aracılığıyla hareket sonlanır. Protez krete baskı uygulayıp yumuşak dokunun esnekliğini geçtiğinde durur. Kısıtlı dikey esnekliğe sahip tutucu sistemlerde çiğneme kuvvetlerinin %5-10'u destek dokular tarafından karşılanırken, kalan kuvvetler direkt olarak implantlara gelmektedir. Örnek olarak *locator* tutucu verilebilir.

2. Menteşe Esnekliği: Protezin, en arkadaki tutuculardan geçtiğini bildiğimiz menteşe eksenini etrafındaki hareketidir. Menteşe esnekliğine sahip tutucu sistemlerde kuvvetlerin %30-35'i destek dokular tarafından, kalanı ise implantlar tarafından karşılanmaktadır. Menteşe esnekliğine sahip tutucu sistemlerin kullanıldığı protezlerde, çiğneme kuvvetleri tutucular ve alveol kretinin arka tarafı, yanak cebi ve retromolar kabartılar gibi posterior kısımlar tarafından bölüşülmektedir. Bu tip tutucu sistemlere Hader bar veya herhangi bir yuvarlak kesitli bar örnek olarak verilebilir.

3. Rotasyon Esnekliği: Ön arka (anteroposterior) pozisyonunda eksen çevresindeki harekettir. Çiğneme hareketi tek tarafta yoğunlaştığı zaman diğer bölgenin kretten yukarı doğru hareketidir. Rotasyon esnekliğine sahip tutucu sistemler rotasyon hareketlerine izin vererek hareketin şiddetine göre implantlara gelen kuvvetler %75-85 oranında azaltılır. Bazı çivi başlı tutucular bu tip tutuculara örnektir.

4. Translasyon Esnekliği: Protezin rotasyon yapmadan bukkolingual kısımda hareket etmesidir.

5. Kombinasyon esnekliği: Protezin tüm bu hareketlerin birleşimi halindeki hareketidir. Kombinasyon esnekliğine sahip tutucu sistemler sınırsız menteşe ve dikey harekete izin verirler. Kuvvetlerin %40-45'i kretler tarafından karşılanır. Yumurta kesitli Dolder bar bu tip sistemlere örnektir.

6. Ünlversal esneklik: Bu tip tutucu sistemlerde her yönde harekete izin verilir. Tutucu sadece protezin dokulardan uzağa doğru olan hareketine direnç sağlar. Miknatis tutucular bu tip tutuculara örnek verilebilir.

İmplant destekli tam protezlerde kullanılabilecek tutucu sistemleri top başlı, bar, mıknatıs, teleskop veya Locator tutucular olarak sıralanabilmektedir. Tablo 2-9'da sınıflamaları gösterilmiştir (13).

**Tablo 2-9:İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemlerin sınıflaması**

<p><b>I.Tek başına duran tutucu sistemler</b></p>	<p>1. Kuvvet kırıcı mekanizmalı</p> <p>a) Top veya çivi başlı tutucu sistemler</p> <p>b) Mıknatıslı tutucu sistemler</p> <p>2. Rijit mekanizmalı</p> <p>a) Teleskopik tutuculu sistemler</p> <p>b) Locator tutucu sistemleri</p>
<p><b>II.Splintlenmiş tutucu sistemler</b></p>	<p>1. Kuvvet kırıcı mekanizmalı:</p> <p>a) Yuvarlak kesitli barlar</p> <p>b) Yumurta kesitli barlar (Dolder)</p> <p>2. Rijit mekanizmalı:</p> <p>U-kesitli barlar</p>

#### 2.6.4.1. O–Ring veya Top Başlı Tutucular

Top başlı tutucu sistemi temel olarak simit biçiminde bir lastik, lastiğin içinde bulunan metal parçayla birlikte bu lastiğin yerleştiği belirli andırkatı mevcut olan metal posttan oluşur. İmplant destekli hareketli protezlerde çoğunlukla tüm sistemlerde yaygın biçimde kullanılmakta olan bir sistemdir. Avantajları:

1. Düşük maliyet
2. Farklı retansiyon dereceleri içermesi
3. Protezin komplike bir biçimde yapılmasının getireceği zaman kaybıyla birlikte maliyetin olmamasıdır (343).
4. Zaman içerisinde lastiklerin deformasyon olmasından kaynaklanan tutuculuk kaybı yaşandığında lastik tutucuların değişim kolaylığı avantajı sunmasıdır. Plastik tutucu değişiminde deforme olan parça çıkarıldıktan sonra özel tutucu apareyi ile yeni tutucu kolay bir şekilde yerleştirilebilmekte, yine top başlı tutuculara özel mevcut



aktivasyon ve deaktivasyon apareyleri ile de tutuculuk miktarı spesifik olarak ayarlanabilmektedir (344, 345).

Sayılan avantajlarla birlikte; dezavantajları arasında zamanla dişi lastik parçalarda aşınmaya bağlı gözlenen tutuculuk kaybı dolayısı ile tutucunun belli aralıklarda değiştirilmesi gerekliliği, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu zamanlarda protez içerisinde fazla alan kapladığından uygulanamaması ve üst çene implant destekli protezlerde tercih edilememesi gözlemlenmiştir (346).

Bu tutucularda kullanılan materyaller

o **O–Ring Lastiği:** Silikon, etilen-propilenden veya nitril florokarbon yapılmış olabilir. Bu materyaller farklı endüstriyel üreticilerden temin edilir. Bunun yanında lastiğin yüzeyi protezin takılıp çıkarılması esnasında abrazyon, kopma veya delinmeyi engellemek amacıyla bir yağlayıcı (lubrikant) kullanılmıştır.

o **O–Ring Postu:** O–Ring postu çoğunlukla cilalı titanyum yüzeyine sahiptir.

o **Metal Yuva (Kapsül):** Lastiğin içinde bulunan metal yuvanın bronz, alüminyum, pirinç veya altın gibi yumuşak materyallerden üretilmesi tercih edilmez. Oluşabilecek hasarların minimuma indirilmesi amacıyla tercih edilen materyal çoğunlukla paslanmaz çeliktir. Bunun yanında metal yuvanın tüm çevresinin yuvarlatılmış olması lastiğin deforme olmaması için gerekir (343).

#### 2.6.4.2. Bar Tutucular

İmplant destekli tam protezlerde ilk olarak 1980’li yılların başında bar tutucu sistemlerin uygulanması başlamıştır. Bar tutucular, 1970 ve 1980’li yıllarda görülen diş veya kök destekli protezlerdeki düşüncelerden kaynaklanmıştır (Şekil 2-12,13) (1, 346). Bar tutuculu sistemlerin endikasyonlarını şu şekilde sıralayabiliriz:

- o Alt çene aşırı rezorbe kretler
- o Üst çene protezleri
- o Kemik ve yumuşak dokuda parsiyel rezeksiyon sonrası
- o Oval kretlerde
- o Daha stabil ve tutucu protez ihtiyacında (344)

Bar tutucu sistem tercih edilirken implantın protezdeki dişlerin insizal kenarı ile implantın boyun bölgesi arasındaki yüksekliğin minimum 12-13 mm olması

gerekmektedir. Bu mesafe ideal olarak, 1 mm kret ile bar arasındaki boşluk, barın kendi yüksekliği 3-4 mm, geri kalan kısmını da barın tutucu komponentleri, akrilik kalınlığı, protez iskeleti ve dişler oluşturur (347).

Bar tutucu sistemlerin avantajları; dikey yöndeki okluzal kuvvet dağılımını optimize ederek implantlar üzerine gelen kuvvetlerin hafifletilmesi bununla birlikte stabilitenin daha iyi olması, protetik giriş yolununaçılı konumlandırılan implantlarda rahatlıkla ayarlanabilmesi ve alt çenede 3-4 implanttan destek alınarak uygulanan bar sistemlerinin hemen yüklemeye imkan vermesi sayılabilmektedir (390). 2014 yılında yayınlanan sistematik çalışmaya göre alt çenede 2 implanttan da destek alınarak hemen yükleme yapılabileceği söylenmiştir (348)

Bar tutuculu sistemlerin kontraendike olduğu durumlar aşağıdaki gibi sıralanmıştır.

- o Hastanın ekonomik durumunun izin vermediği durumlarda
- o Rezorpsiyona uğramamış kretlerde (interoklüzal mesafe yetersiz ise)
- o Hijyeni iyi yapamadığı düşünülen hastalarda (343)

İmplant destekli tam protezlerde üst çenede minimum 4 adet implant ve bu implantların birbirlerine bir bar ile bağlanması gerekmektedir. Barda kantilever uzantısı kullanılabilir ya da kullanılmayabilir. Fakat, birinci küçük azı kısmından daha öne yerleştirilmesi mümkün olan implantlarda kantileverin distal uzantısı stabiliteye olumlu etki olarak döndüğü yapılan çalışmalarda bildirilmiştir. Literatüre bakıldığında bar tutucularda esnek veya rijit (rezilient) bağlantıların kullanılmasında çelişkiler mevcuttur (333, 349).

Sonuç olarak; alt çene implant destekli protezlerde 2 adet implant bar destekli protetik restorasyonlar için yeterli iken üst çene için en az 4 adet implant olması ve bunların birbirlerine bir bar ile splintlenmesi gerekmektedir.

### **Bar Tutucu Çeşitleri**

- o **U şeklinde bar:** Dört dayanaklı durumlarda uygundur ve rijittir. Kennedy 3 bölümlü dişsizliğin olduğu vakalarda kullanılabilir.
- o **Yuvarlak kesitli bar:** Esnektir ve implantlara gelen çapraz ve yatay kuvvetleri azaltır.

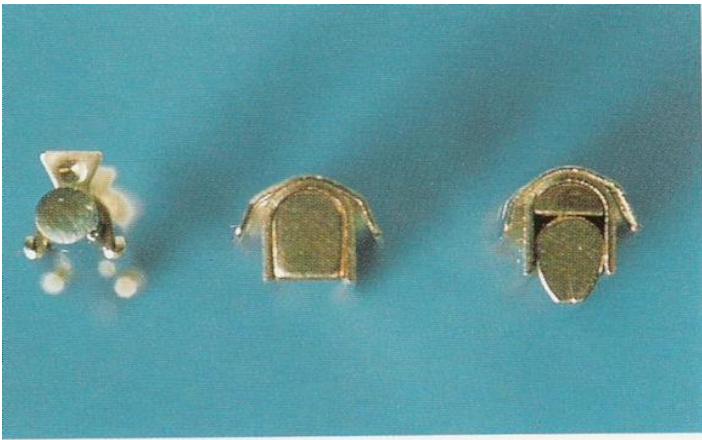
o **Yumurta kesitli bar (Dolder)** : Hem endirekt tutuculuk, hem de esneklik açısından avantajlıdır (343).

o **Hader bar**: Yarı rezilient menteşe esnekliğine sahip bir tutucudur. Bir miktar paralelliğin tam sağlanamadığı durumları tolere edebilir.

Stabilitesinin artırılması istenilen implant destekli protezlerde bar tutuculara kantilever yapılabilir. Bununla birlikte posteriora kemik rezorbsiyonundan dolayı anteriora yerleştirilmesi gerektiği durumlarda implantlar arası uygulanan bar tutuculara distal kantilever eklenmesinin retansiyona ve stabilizasyona katkısı olduğu bildirilmiştir (350). Kantileverin distale uzatılma mesafesi posterioradaki ve anteriordaki implantlar arası mesafenin yarısı kadar bir uzunlukta olması gerektiği, distal uzantılar fazla uzun olduğunda barda karşılaşılanabilecek komplikasyonları artırabileceği de belirtilmiştir (7, 351).



**Şekil 2-12: Dairesel, anahtar deliği ve armut kesitli barlar**



**Şekil 2-13: Dairesel, anahtar deliği ve armut kesitli barların kesit götüntüsü**

#### 2.6.4.3. Teleskopik Sistemler

Uzun dönem başarısından ve çok yönlü olmasından protetik diş hekimliğinde teleskopik restorasyonlar yaygın olarak kullanılmaktadır (351). Destek dişlerin küçük çaptaki eğim değişkenleri primerlerin konturları ile azaltılmakta, sekonderler protezin içerisinde bırakılarak hasta ve hekim tarafından takip çıkarılabilmektedir (351).

İmplant destekli hareketli protezlerde teleskopik yaklaşım günümüzde önem kazanmıştır. Teleskop kullanımı implant destekli protezlerde 1989'da başlamıştır. İmplant abutmentleri primer şeklinde kullanılmakta ve implantlar paralel değilse konturları adapte edilerek protez için giriş yolu hazırlanabilmektedir. Bunun yanında teleskop protezler, abutment vida boşlukları yalnızca primerlerde bulunduğundan dolayı dış yapıdan kaynaklanan vida boşluklarının oluşmasını da engellemektedir (351, 352).

23 hastanın interforaminal alanına uyguladıkları 2 implant tutuculu teleskopik protezleri *Heckmann ve ark.* (352), 10 yıl boyunca takip etmişler, radyografik ve klinik olarak olumlu yönde sonuçlar elde ettiklerini bildirmişlerdir.

#### 2.6.4.4. Mıknatıs Tutucular

Protetik diş hekimliği pratiğinde mıknatıslı bağlantıların uygulama alanları şu şekildedir (351):

- o Çene-yüz protezleri
- o Diş üstü protezler
- o İmplant-destekli protezler
- o Hareketli bölümlü protezler
- o Tam protezler

İmplant destekli tam protezler için mıknatıs tutucular alternatif bir mekanizma sağlamaktadır. Mıknatıs tutucularda 2 komponent mevcuttur (353).

Bunlar:

1. Protezin içerisinde olan mıknatıs parça
2. İmplantın direk üzerindeki mevcut koruyucuparça(keeper) veya abutment

Mıknatıslar protezlerin içerisine 2 farklı şekilde yerleştirilebilir:

1. Otopolimerizan akrilikle ağızda birleştirme (direkt)
2. Laboratuvarda bitim (endirekt)

Barlı ve top başlı bağlantılarla karşılaştırıldıkları çalışmaların bir çoğunda mıknatıslı bağlantılar hasta memnuniyetinde ve tutuculukta daha zayıf bulunmuştur (323, 354, 355). Mıknatıslı protezlerde *Tokuhisa ve ark. (403)*'nin yaptıkları çalışmada implanta veya doğal dişe kuvvet iletiminin daha az görüldüğünü belirtmişlerdir.

#### 2.6.4.5. Locator Tutucular

Protezlerin yükseklikleri veya kavisler arası mesafe top başlı tutucuların yerleşiminde yeterli olmadığı zaman, dikey boyutta mecburi artışlar, aşırı konturlu protezler, tutucuların protezlerden ayrılmaları, yapay dişlerde tutuculara komşu olanlarda çatlamlar veya kırılmalar, protezde kırılmalar veya çatlamlar hasta memnuniyetinde azalmalar tüm bunların sonucunda ortaya çıkmaktadır (356). Bu tip durumlarda top başlı tutucuların yerine locator tutucular düşük profillerinden dolayı tercih edilebilir (356, 357).

Locator tutucular, Zest, Zaag, Preat gibi hassas bağlantı üretici firmalarının yanısıra, abutment seçenekleriyle birlikte implant firmaları aracılığıyla da üretilmektedir. Tüm firmaların tasarladığı locator tutucularda tutucu ve abutment prensibi hemen hemen aynıdır (Şekil 2-14).



**Şekil 2-14: ZEST Anchor® Locator™ abutment ve tutucu sistemi**

Locator abutmentların farklı dişeti yüksekliklerine uyan seçenekleri bulunur, titanyum-nitrit alaşımından üretilmiş olup altın rengi mevcuttur ve vertikal kuvvetlere direnç göstermesi sebebiyle abutmentlar üzerinde tasarlanmış horizontal girintiler bulunur. İçinde siyah renkli bir plastik olan tutucu kısmı metal olan parça (*Locator Processing Cap*), mavi, pembe, şeffaf, kırmızı, yeşil ve turuncu renklerde olup farklı retantif kuvvet özelliğine sahip locator tutucu lastiklerin (*Locator Insert*) (Şekil 2-15) birleşiminden olan bir sistemdir (344). Şeffaf, mavi ve pembe renkli tutucu lastikler locator abutment'ın içerisine de oturan tutuculuk açısından çift etki göstermekle beraber maksimum 20° implant arası açı farkı mevcut olan durumlarda kullanılabilirler.

Kırmızı, yeşil ve turuncu renkli lastik tutucuların 40°'ye kadar açı farkının arttığı olguları kompanse ettiği vurgulanmıştır (358).



**Şekil 2-15: Locator tutucu çeşitleri ve retansiyon miktarları**

Protez içerisinde konumlandırılacak metal tutucu parçalar, locator abutmentlar ile beraber toplamda yüksekliği 2,5-3 mm ve genişliği 5,5 mm'ye sahiptirler. Şekil 2-16'da ebatları gösterilmiş olan locator abutmentların 1,5-1,78 mm'lik üst kısmının yumuşak doku seviyesinin üzerinde olması gerektiği belirtilmiştir (347).



**Şekil 2-16: Locator abutment ve metal tutucu ebatları**

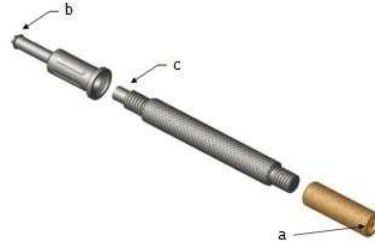
Locator abutment tutucu sistemi, dikey ve menteşe esneklik (reziliens) sağlamaktadırlar. Bu sistem diğer tutucu sistemlerden farklı olacak şekilde metal tutucunun içerisinde bulunan siyah renkli plastik, devamlı kullanılacak locator tutuculara kıyasla 0,4 mm daha uzundur. Bunun sonucunda kullanılacak olan daimi locator tutucu, metal yuvanın içine yerleştirildiği zaman arada kalan 0,4 mm.'lik bir boşlukla reziliens faktörü elde edilir (346).

Locator tutucu sisteminin ve abutmentların uygulanabilmesinde *Locator Core Tool* olarak isimlendirilen 3 parçalı bir uygulama aпараты kullanılır (Şekil 2-17). Locator Core Tool işlevleri ve alt parçaları aşağıda sıralanmıştır:

a. *Locator Abutment Driver*: Dişeti yüksekliği miktarına bakılarak seçilen Locator abutmentın implantın üstüne vidalanmasında kullanılır (Şekil 2-17a).

b. *Insert Removal Tool*: Metal yuvanın proteze bağlanması sonrasında siyah renkli plastiğin çıkarılması amacıyla kullanılır (Şekil 2-17b).

c. *Insert Seating Tool*: Tercih edilen sürekli plastik tutucunun metal yuva içine yerleştirilmesi amacıyla kullanılır (Şekil 2-17c).



**Şekil 2-17: Locator Core Tool**

a. Abutment Driver b. Insert Removal Part c. Insert Seating Part

Tutucu sistem olarak tercih edilen locator abutment ile implant destekli protezlerde tercih edilen diğer tutucu sistemlerin karşılaştırıldığı çok sayıda yapılan araştırmalar sonucunda locator tutucuların başarı oranlarının daha yüksek olduğu görülüp, minimal tasarımları sebebi ile periimplanter hijyenin hastalar tarafından daha iyi sağlanabildiği, uzun dönemde stabilitelerini ve retansiyonlarını daha iyi koruyabildiği bildirilmiştir (285-288).

Locator tutucu sisteminin avantajlarının yanı sıra retatif özelliği çift etkili olan pembe, mavi ve şeffaf lastiklerde görülen protezin ağza oturtulması sırasında yaşanan zorluklar da vurgulanmıştır. Bilhassa nöromusküler koordinasyon sıkıntısı yaşayan, ileri yaş grubunda olan protezi zorlayarak oturtmaya çalışan hastalarda uzun sürede plastik tutucularda hızlı bir şekilde deformasyon oluşabilmektedir. Locator abutmentlarda uzun dönem kullanımda iyi hijyen sağlanamaması sonucunda abutment içerisinde yer alan plastik tutucuların oturduğu boşluklarda plak birikimi ve tartar sonucunda da plastik parçaların ideal olarak yerine oturamaması, deformasyonu arttırmakla birlikte tutuculukta azalma gözlenebilmektedir (55).

2016 yılında Zest Anchor firması, locatorın bu dezavantajlarını ortadan kaldırmak için yeni bir abutment sistemi olan Locator R-Tx™ i piyasaya sürmüştür (Şekil 2-18).



**Şekil 2-18: Locator R-Tx™ abutment ve tutucu sistemi**

Locator R-Tx konvansiyonel locator abutmentlarla kıyaslandığında avantajları ve özellikleri şu şekilde bildirilmiştir (359):

- Titanyum-karbon-nitrit alaşımından hazırlanıp rengi ise dişetin rengine benzer bir pembe tondadır. Bu renk tonu özelliğiyle protezler ağızda olmadığı durumlarda açığa çıkan metal görünümünden belli oranda kaçınılmış olunur.

- Locator abutmentlarda görüldüğü gibi implantı vidalamada kullanılmak üzere özel bir apareye ihtiyaç olmamasıdır. Locator R-Tx'in üzerinde yer alan yuvaya yerleştirilen standart 1.25 mm'lik altıgen kesitli implant anahtarlarını kullanarak implanta yerleştirme yapılabilmektedir.

- 60°'ye kadar implantlar arası açığı karşılayabilen yeni jenerasyon tutucu plastikleri mevcut olan firma aracılığıyla aşınma dirençlerinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir.

- Çift etkili bir tutuculuğun olmasıyla beraber bu çift etkili tutuculuk abutmentin içinde yer alan yuvadan olmayıp, abutmentin dişeti üzerinde yer alan kısmı çevresindeki iki aşamalı yiv tasarımından elde edilmektedir.

Locator R-Tx tutucu sistemi ve abutment umut vaad etmesiyle beraber, firmanın belirttiği bilgiler dışında konu üzerinde yapılmış bir araştırma bulunmamaktadır. Stabilizasyon ve retansiyon faktörlerinin karşılaştırılarak değerlendirilmesi, plastik tutuculardaki uzun dönemde görülen renk farklılığının hasta memnuniyeti üzerine etkileri ve aşınma oranları gibi konular üzerinde çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

### **2.6.5. Alt İmplant Destekli Tam Protezlerde Tutucu Seçiminde Dikkat Edilecek Faktörler**

Tam protezlere destek olarak kullanılacak olan implantlarda tutucu seçimi hekimin dikkatlice karar vermesi gerektiren en önemli olaylardan biridir. Hangi tutucunun ne miktarda esnekliğe sahip olduğu, hangi tutucunun daha retantif olduğu, tutucu ve abutment çeşitlerinin uzunlukları hekim tarafından bilinmeli ve tutucu seçimindeki kriterler hastaya göre yapılmalıdır (13). Tutucu seçiminde dikkat edilmesi gereken kriterler aşağıda sıralanmıştır (13, 347):

1. Gereken retansiyon miktarı
2. Hastanın protezden beklentileri
3. Hekimin klinik deneyimi ve kişisel tercihi



4. Hastanın mali durumu
5. Çalışılan laboratuvarın teknik bilgisi ve tecrübesi
6. Hastanın kemik miktarı
7. Hastanın ağız hijyeni
8. İmplantlar arası mesafe
9. Hastanın dişsiz kavis şekli
10. Karşı çenenin durumu
11. Kavisler arası mesafe

#### **2.6.6. Alt İmplant Destekli Tam Protezlerde Tedavi Seçenekleri**

**Seçenek 1:** İnterforaminal bölgeye yerleştirilen birbirinden ayrı 2 implant üzeri bağlantı. Top başlı tutucu, teleskop, locator veya mıknatıs bağlantılı protezlerin yaparken yaygın bir şekilde kullanılan implant destekli hareketli protez seçenegidir.

**Seçenek 2:** İnterforaminal bölgeye yerleştirilmiş ve bir bar ile birbirine splintlenmiş 2 implant üstü bağlantı.

**Seçenek 3:** İnterforaminal bölgeye yerleştirilmiş ve bir bar ile birbirine splintlenmiş 3 implant üstü bağlantı.

**Seçenek 4:** İnterforaminal bölgeye birbirlerine yakın olacak şekilde yerleştirilmiş ve birbirlerine bir bar aracılığıyla splintlenmiş 3 implant üstü bağlantı.

**Seçenek 5:** Ön bölgeye yerleştirilmiş 4 implant üstü birbirlerine bir bar ve 10 mm.lik kantilever uzantısıyla splintlenmiş bağlantı.

**Seçenek 6:** Ön bölgeye yerleştirilmiş 5 implant üstü birbirlerine bir bar ve 15mm.lik kantilever uzantısıyla splintlenmiş bağlantı (343).

#### **2.6.7. Alt İmplant Destekli Tam Protezlerde Yükleme Protokolleri**

İmplantlar üzerine dinamik ya da statik biçimde uygulanan kuvvete yükleme denir. Cerrahi sonrası fazla miktarda yükleme sonrasında ortaya çıkabilecek mikro hareketin, osseointegrasyon yerine ara yüzde fibroz doku oluşumunu meydana getirdiği ileri sürülmüştür (10).

Klinik çalışmalar, implant etrafındaki kemik kaybının yüklemeye ile ilişkili olabileceğini göstermiştir (360). Kemik yüklemeye karşı verdiği yanıtı araştıran çalışmalarda, yüklemeye ile alakalı belirli değişkenler belirtilmiştir:

- Yüklemeye yönü
- Yüklemeye tipi (dinamik veya statik)
- Yüklemeye süresi
- Yüklemeye miktarı
- Kemik yoğunluğu ve kalitesi
- İmplant (Materyal, Şekil, Yüzey Özellikleri)
- Mukoza (Mukozit, Peri-implantitis) (360).

Günümüzdeki kabul edilen görüş, iyileşme sürecinde 50 µm' ye kadar olan mikro hareketin, osseointegrasyonun meydana gelmesini engellemediğidir (361). Erken başarısızlık olarak sıralanabilecek durumlar:

- Primer stabilizasyonun olmaması
- İyileşme sürecinde radyografide implant etrafında saptanan radyolüseni
- Devam eden ağrı ve enfeksiyon
- İmplant uzunluğunun yarısından fazla destek kemik kaybı
- Uygun olmayan açılanma ve yerleştirme
- Kontrol edilemeyen eksudasyon





Yüklemeye protokollerini yerleştirme protokollerinden ayrı tutarak incelemekte yarar vardır. Dişlerin kaybı sonrası implantları yerleştirme zamanına göre farklılık gösterdiğinden temel olarak implantların yüklemesi 3 şekilde (Tablo 2-10,11) sınıflandırılmaktadır:

- a. Hemen (İmmediat) Yüklemeye Protokolü
- b. Erken Yüklemeye Protokolü
- c. Geleneksel (Konvansiyonel) Yüklemeye Protokolü

**Tablo 2-10:Yükleme protokolleri**

	Hemen Yüklemeye	Erken Yüklemeye	Geleneksel Yüklemeye	Oklüzyonun Açıklanması
Barcelano Consensus 2002 (362)	<24 saat	>24 saat <3-6 ay	3-6 ay	Oklüzyonsuz yüklemeye restorasyon sentrik oklüzyonda temas halinde değil
ITI Consensus 2003 (363)	<48 saat	>48 saat <3 ay	3-6 ay	Immediat restorasyon:oklüzal temas olmaksızın hemen yüklemeye
Avrupa Osseointegrasyon Birliği 2006 (364)	<72 saat		>3 ay (alt çene) >6 ay (üst çene)	Oklüzal kontak olmadan < 72 saat içinde yapılan restorasyonlu olarak tanımlanan fonksiyonel olmayan hemen yüklemeye
Cochran Sistematik Derlemeler 2007 (12)	<1 hafta	>1 hafta <2 ay	>2 ay	Oklüzal temaslı veya temassız hemen yüklemeye

**Tablo 2-11: Alt çeneye uygulanan implant destekli hareketli protez seçenekleri ve bunların yüklemeye protokolleri ile kıyaslanması**

İmplant destekli hareketli protez dizaynı				
Konvansiyonel yüklemeye	BKD	BKD	BKD	BKD
Erken yüklemeye	KİD	KİD	KİD	KİD
Hemen yüklemeye	KYD	KD	KD	KD
Retansiyon	Birbirinden bağımsız iki implant top başlı veya locator tutuculu	Birbirlerine bağlı iki implant bar destekli	Birbirinden bağımsız dört implant locator veya teleskop tutuculu	Birbirlerine bağlı dört implant bar destekli
Protez	Alt çenede hareketli protez	Alt çenede hareketli protez	Alt çenede hareketli protez	Alt çenede hareketli protez
Klinik durumu	Yeterli ve azalmış kretler arası mesafede	Yeterli kretler arası mesafede	Yeterli ve azalmış kretler arası mesafede	Azalmış kretler arası mesafede

*BKD: Bilimsel ve klinik olarak dokümanite edilmiş*

*KİD:Klinik olarak iyi dokümanite edilmiş*

*KYD:Klinik olarak yetersiz dokümantasyon*

*KD:Klinik olarak dökümanite edilmiş*

### 2.6.7.1. Hemen (İmmediat) Yükleme Protokolü

Farklı yıllarda farklı konsensus kararlarında hemen yüklemenin hangi zaman aralığında yapılacağına dair bilgiler rastlanılmaktadır. 3. ITI konsensus konferansı 2003 yılında İsviçre’de düzenlenmiş olup bu konsensusta belirlenen kriterlere göre (363) hemen yükleme; ilk 48 saat içerisinde olan oklüzyonun elde edildiği yükleme olarak isimlendirilmiştir. 2008 yılında son olarak toplanılan 4. ITI konsesundan çıkan kararlar sonucunda (12, 363); fikir birliği sağlayan grup 2003 yılı içerisinde alınan konsensus kararlarını modifiye edip, hemen yüklemeyi cerrahiye takiben 1 hafta içerisinde fonksiyonel olacak şekilde implantların yüklenmesi biçiminde tanımlamıştır.

*Ledermann* (365) hemen yüklemeye yönelik ilk çalışmasında alt çene implant destekli protezleri stabilize etmek için TPS yüzeyine sahip vida formundaki implantları hemen yüklemiştir. Çalışma sonucunda yüksek başarı sağlanmıştır. *Ledermann*’ı takip eden birçok araştırmacı alt çene implant destekli protezleri hemen yüklemiştir (14, 366). Çoğu çalışma mandibulanın anterior kısmında yapılmış ve klinik olarak tüm implantların stabil olması göz önünde bulundurulmuştur.

Alaşılmış iki aşamalı teknik ile kıyaslandığında, hemen yüklemenin avantajlarını şu şekilde sıralayabiliriz;

- Hızlı bir şekilde estetik ve fonksiyon sağlanması
- İkinci basamak cerrahi işleme ihtiyaç olmaması
- Geçici protez yapımına ihtiyaç kalmaması
- Hasta-hekim iletişimini olumlu yönde etkilemesi
- Estetik sonuca katkısı olacak olan komşu papilin korunması
- Tedavi süresinin kısılması (367)

Buna karşılık hemen yüklemenin fibroz iyileşmeye sebep olabileceğini gösteren çalışmalar da mevcuttur (368). *Schnitman* (369), Brånemark implantları kullanarak tüm ark protezleri için yapmış olduğu hemen yükleme uygulamalarında 10 yıl içerisinde başarı oranı % 90’ın altında görülmüştür. Başarısızlıkların çoğu bu hasta gruplarında posterior bölgede gerçekleşmiştir. *Balshi ve Wolfinger* (1997) ise, hemen yükleme sonrasında Brånemark implantlarının başarı oranının %80 civarında olduğunu bildirmişlerdir (370).

Birçok çalışma sonucunda araştırmalar ve klinik gözlemler doğrultusunda hemen yüklemenin kurallarını standardize etmeye çalışırken şunlara dikkat etmek gerekir:

- Hemen yüklenecek implantların uzunluğu minimum 10 mm olmalıdır.
- Primer stabilitesi yüksek olan ve yerleştirme torku 35-40 N/cm'den fazla olan implantlar yüklenmelidir.
- Yerleştirme torku ve uzunluğu istenen değerlere ulaşmayan implantlar yüklenmemelidir.
- Rijit metal dökümlü pasif geçici ve vida tutuculu protezler daha başarılı olacaktır.
- Kanat uzantılarından geçici protezlerde kaçınılmalıdır.
- İyileşme döneminde geçici protezler çıkarılmamalıdır (371).

Bu koşullarda gerçekleştirilen ve hemen yüklemenin yapıldığı 140 implantın 136'sının (%97) osseointegre olduğu 8 - 24 aylık takip periyodunda bulunmuştur (371). Bunun yanı sıra hemen yüklemeye risk oluşturabilecek şu durumlara dikkat edilmesi gerektiği bildirilmiştir:

- Yoğunluk (dansite) az kemik yapı
- Bruksizm
- Oklüzal yüklemenin miktarı ve tipi
- Sigara
- Hasar görmüş çekim soketi (371)

#### **2.6.7.2. Erken Yükleme Protokolü**

Literatürde konvansiyonel ve hemen yükleme arasında kalan zaman aralığına denk gelen dönem için ayrıca bir isimlendirme yapılmaktadır. 'Erken yükleme' olarak isimlendirilen ayrı bir başlık altında bu kavramın değerlendirilmesinde fayda vardır. Erken yükleme esas olarak, cerrahiden sonra devam eden 1. hafta ile 3 aylık dönemlerdeki yüklenmeyi temel almaktadır.

### 2.6.7.3. Geleneksel (Konvansiyonel) Yükleme Protokolü

Uzun yıllardır devam eden uygulama olarak bilinen implantları yerleştirdikten 3-6 ay sonra yüklenmesi konvansiyonel yükleme protokolünün kabul görmüş ön şartlarından birisidir (368).

Kemik içi dental implantların doku - implant ara yüzeyinde gözlemlenen etkileriyle alakalı yapılan çalışmalara göre; yükleme öncesi maksilla için bekleme süresi minimum 4-6 ay, mandibula için 3-4 ay olarak bildirilmiştir (219). Yapılan in-vitro ve klinik çalışmalarda, kemik yoğunluğu ile primer stabilite arasında doğru ilişki olduğu bildirilmiştir (372).

Klasik yükleme protokolü uygulanacak implantlar üzerinde kullanılacak olan geçici protezlerin primer oklüzal kontaklarının kaldırılması önerilmektedir (373). Bu durumun yanında geçici protez olarak kullanılan hareketli protez kaidesine 2-3 hafta aralıklarla yumuşak astar maddeleriyle besleme yapılması da önerilmektedir (374).

## 2.7. HEMEN (İMMEDIAT) YÜKLEME

Son dönemlerde yapılan çalışmalar sonrasında gerek implantın yüzey özelliklerinin, gerekse implant şekillerinin gelişimiyle implantasyon sonrası osseointegrasyon ve iyileşme periyodu kısalmaya başlamıştır. Bu gelişmelerin yanında, primer stabilizasyonu rezonans frekansla ölçmek için kullanılan "Ostell" gibi aletlerle sayısal değerler şeklinde tanımlanabilmesi (375) ve yeterli standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla hemen yükleme fikri hayata geçirilebilir şekle gelmiştir. İlk olarak bu protokol 1990 yılında *Schnitman ve ark.* aracılığıyla yayımlanmıştır (369). 10 hasta üzerinde yapılan çalışmada araştırmacılar sabit geçici protezleri desteklemek amacıyla alt çenede 28 implant kullanmışlardır. İlk 6 ay içinde bu implantlardan üçü, ilk cerrahi işlemden 18 ay sonra 1 tanesi kaybedilmiştir. Hemen yüklenen implantlar için dokuz yıl sonunda başarı oranı %84, iyileşmeye bırakılan implantlarda konvansiyonel protokole göre %100 olacak şekilde rapor edilmiştir. *Tarnow ve ark.* 1997 yılında çalışmalarında, 10 tam dişsiz hastada 4 maksillaya ve 6 mandibulaya 107 implant yerleştirmişler ve bu implantlardan hemen yükleme ile 69 tanesi içinden 66'sının osseointegre olduğunu bildirmişlerdir (376).

### **2.7.1. Hemen Yükleme Prensipleri**

Hemen yükleme protokolü ilk olarak büyük deneyim ile beraber implant diş hekimliği açısından ileri seviyede bilgi gerektirmektedir. Hemen yükleme protokolünde cerrahi yönden dikkat edilmesi gereken en önemli kısım ise primer stabilitenin elde edilmesidir. Primer stabilite osseointegrasyonun gerçekleşebilmesi amacıyla bu protokolda çok önemlidir. Hemen yükleme için iyi kemik kalitesi bir başka gerekliliktir. İmplantın minimum 32 N/cm'lik tork değeriyle uygulanması gerekmektedir. Ayrıca implantın yerleştirilebilmesi için minimum 10 mm uzunluğunda yeterli oranda kemik olmalıdır (376). Unutulmaması gereken diğer bir faktör implantın çapıdır (377). İmplant çapı olarak 3.75 – 4 mm hemen yükleme protokolünde primer stabilitenin elde edilmesi şartıyla önerilmektedir (376).

Günümüzde hemen yükleme protokolü daha çok alt çene implant destekli hareketli protezlerde, sabit mandibular protezler, mandibulada ve maksillada ön bölgeye uygulanan sabit parsiyel protezler ve ön bölgelerdeki tek diş eksikliği uygulamaları için tercih edilmektedir. Bazı araştırmacılara göre hemen yükleme uygulamaları arka bölgelerde ve tam maksiller rehabilitasyonlarda konumlandırılan sabit parsiyel protezlerde kötü prognozla birlikte başarısızlık oranı %5 ila %25 arası görüldüğünden iyi düşünülmelidir. Bu yüksek başarısızlık oranının nedeni maksillada bulunan süngerimsi kemik yapısı ve trabeküler kemik oranının mandibulada oldukça fazla olmasıdır. Bu durum da primer stabilitenin elde edilmesini fazlasıyla zorlaştırmaktadır. Bunların yanısıra mandibula az trabeküler kemikle birlikte yoğun kortikal kemik içermektedir. Mandibuladaki hemen yükleme uygulamalarında implantın yerleştirilmesi için en iyi alan yüksek yoğunluğa sahip kemik kalitesinden dolayı mental foramenler arasında kalan bölgedir (376).

### **2.7.2. Hemen Yükleme Protokolüne Karar Verilirken Dikkat Edilmesi Gerekenler**

#### **1. Primer Stabilite**

Primer implant stabilitesi literatürde implantın kemik içerisine yerleştirildiği andaki stabilizasyonu ya da primer kemik teması olacak şekilde tanımlanırken, sekonder stabilite ise implantı kemik içerisine yerleştirdikten sonra görülen iyileşme periyodu ve kemiğin remodelingi sonucunda sağlanan stabilizasyon olarak tanımlanmaktadır (378). Primer stabilite, hemen yüklemeyi etkileyen faktörler içerisindeki en önemli faktör olarak görünmektedir (378).

1993'te *Brunski ve ark.* implanttaki 100 mikrondan üzeri olan mikro hareketin kemik implant kontağını direkt tehlikeye atacağını söylemiştir (219). Bu durum *Szmuckler-Moncler ve ark.* tarafından da rapor edilmiştir (379). *Szmuckler-Moncler ve ark.*, yaptıkları araştırmalar sonucunda 150 mikrondan daha fazla hareketliliğin kemik implant ara yüzünde osseointegrasyon yerine fibröz enkapsülasyonla sonuçlanacağını bildirmişlerdir (379).

Sonuç olarak primer stabilite sağlandığında ve doğru protetik tedavi planı takip edildiğinde hemen fonksiyonel yükleme protokolü uygulanabilir bir protokoldür (14, 369).

## 2. Kemik Kalitesi

Klinik olarak hastanın kemik yoğunluğu hemen yükleme protokolünün başarısını ve uygulanabilirliğini belirlemede önemli rol oynamaktadır (380, 381). *Jaffin ve Berman* farklı yoğunluklara sahip kemiğe yerleştirdikleri 1054 implantın başarı oranlarını retrospektif çalışmalarında karşılaştırmışlardır. %3 oranında kayıp tip 1-3 arası kemiğe yerleştirilen implantlarda görülürken, düşük trabeküler kemik yoğunluğuna sahip implantların %10'unun yerleştirildiği tip 4 kemiğe yerleştirilen implantlarda ise %35 oranında kayıp görülmüştür (382). Bundan dolayı elverişli mekanik özelliklerinden dolayı hemen ve erken yüklemeyle ilgili çalışmaların birçoğu yoğun kemiğin çoğunlukla bulunduğu mandibular ön bölgede gerçekleştirilmiştir (366, 383).

## 3. Cerrahi Teknik

Atravmatik cerrahi teknik, uygulanan protokolden bağımsız bir şekilde implantın başarısında anahtar faktörlerden biridir (373, 378, 384-386). Uygun cerrahi ve protetik teknik kullanıldığı zaman hemen yüklenen implantlar çevresindeki krestal kemik kaybı miktarı, konvansiyonel protokol ile karşılaştırıldığında benzer oranlardadır (384-386).

6 ila 18 ay sonucunda hemen yüklenen implantlarda krestal kemik kaybı 0,14 mm bulunurken geç yüklenen implantlarda ise 0,07 mm olarak bulunmuştur (386). Önemle belirtilmesi gereken diğer konu cerrahi operatörün tecrübesi ve becerisi de indirekt olarak implant diş hekimliğinde tedavinin sonuçlarını etkilemektedir.



#### 4. İmplant Uzunluğu

İmplant uzunluğunda görülen her 3mm'lik artış implantın fonksiyonel yüzey alanını %20' den fazla arttıracaktır (373), ama implantın uzunluğunun artması krestal kemik seviyesinde görülen kemik temasına etkisi yoktur. İmplant uzunluğunun artması daha çok implantın başlangıç stabilitesinde etkilidir. İmplantın uzunluğu hemen yüklemenin sonuçlarını etkileyebilmektedir. Yapılan bir çalışmada 10 mm den daha kısa implantların yerleştirildiği hemen yükleme uygulamasında %50 başarısızlık oranı meydana gelmiştir (369). Yapılan birçok çalışma hemen yükleme protokolünde yüksek başarı oranı elde etmek amacıyla implant uzunluğunun en az 10 mm veya daha uzun olması gerektiğini söylemektedir (371 , 387).

#### 5. İmplant Yüzeyi

İmplant yüzey özelliklerilameller kemik oluşumunu, kemik kontağı oranını ve kemik kontağı yüzdesini etkileyebilmektedir. Yüksek oranda yeni kemik formasyonuna, daha fazla kemik implant kontağıyla birlikte yüksek mineralizasyon oranına sahip ve en hızlı lameller kemik formununa izin veren yüzey özellikleri hemen yükleme protokolü için faydalı olacaktır (388). Yapılan araştırmalar sonrasında pürüzlü implant yüzeyleri belirgin olacak şekilde daha fazla kemik implant kontağı sağladığını göstermektedir (389-391). Yine yapılan çalışmalar sonucunda pürüzlü yüzeyli implantlarda görülen makaslama kuvvetlerine karşı direncinin, pürüzsüz (düzgün) yüzeyli implantlardakinden 5 kat fazla olduğu görülmüştür (392).

#### 6. İmplant Dizayn Özellikleri

İmplant gövde dizaynı hemen yükleme protokolünde belirleyici bir etkidir. Sebebi ise bu protokolde kemiğin, oklüzal kuvvetler uygulanmaya başlamadan önce implant dizaynındaki andırkatlara ve girintilere penetre olması veya yüzey üzerine bağlanması için yeterli zamanı yoktur (311). Yivli implant dizaynlarında implant yerleştirildiği günden itibaren yivler arasında kemik bulunmaktadır. Bundan dolayı hemen yükleme protokolü için fonksiyonel yüzey alanı daha fazladır. Bu duruma ek olarak implant yivlerinin dizaynı fonksiyonel yükleme sırasında implant etrafındaki yeniden şekillenme miktarını etkileyebilmektedir (81). V şeklindeki yivlerle kare şeklindeki yivler kıyaslandığında V formunda olan yivlerin, kemiğe 10 kat daha fazla makaslama kuvveti uyguladığı görülmüştür. Kemik baskı şeklinde uygulanan kuvvetlere karşı daha dirençli ve güçlüyken makaslama kuvvetlerine karşı daha

dirençsizdir (393). Bu sebeple implant dizaynı ve yiv şekli cerrahi travma sonucunda kemik onarımı sırasında hemen yüklemenin erken dönem risklerini azaltabilmektedir. İmplantın dizaynı fonksiyonel yüzey alanını implantın çapı ve uzunluğundan daha fazla etkilemektedir. İmplantın başarısı için temel şartlardan biri olarak implant konfigürasyonu uzun zamandır göz önünde tutulmaktadır (387, 394).

## **2.8. İMPLANT DESTEKLİ TAM PROTEZLERDE HASTA MEMNUNİYETİ**

Dental implantların uygulanmasının yaşam kalitesine ve hasta memnuniyetlerine olan etkisi, diş hekimliğinde daha çok araştırmaya ihtiyaç olarak görülen önemli konular olarak gösterilmiştir (395, 396). İmplant destekli tam protezlerle dişsiz hastaların tedavi edilmesi, rahatsızlık ve ağrıyı azaltmak, stabilite ve fonksiyonu arttırmak bunun sonucu olarak da hasta memnuniyetini sağlamak için yapılmaktadır. Bir tedavinin başarılıs ayılabilmesi için, hastanın bakış açısına göre, rahatlık, fonksiyon, kendine güvenin ve görünüşün tam sağlanabilmiş olması gerekmektedir (396). Hastaların memnuniyetlerini çeşitli biçimlerde tespit eden pek çok çalışma yapılmıştır. Tüm bu çalışmalarda hemen hemen, tam protezlere karşılık implant destekli tam protezlerin üstünlükleri belirtilmektedir (49, 317, 318, 355, 397-406).

### **2.8.1. OHIP (Oral Health Impact Profile)**

OHIP, *Slade ve Spencer* (407) tarafından 1994 yılında ilk olarak Avustralya'da uygulanmış olup Locker'ın kavramsal iskeletini (408) temel almaktadır. Slade ve Spencer (407), yetersizlik, rahatsızlık ve disfonksiyonu değerlendirme sonucunda, hekimin daha çok özen göstermesi gerektiği noktaların ortaya çıkacağını, bu ölçümler sonucunda dental tedavi yöntemini belirlemenin kolaylaşacağını belirtmiştir.

OHIP formunu oluştururken *Slade ve Spencer* (407), bir protez kliniğinde, özel muayenehaneler ve bir diş hastanesinde tedavi görmekte olan 64 hastayla iletişim kurarak, hastaların dental sorunlarını değerlendirmiş ve hastaların en çok şikayet ettikleri sorunlar Locker'ın kavramsal iskeleti temel alınarak bölümlere ayırmışlardır. OHIP, 7 bölüme ayrılarak 49 adet soru içermektedir. Bu 7 bölüm fiziksel ağrı, fonksiyonel sınırlama, psikolojik rahatsızlık, fiziksel yetersizlik, psikolojik yetersizlik ve handicap ana başlıkları altında biraraya getirilmiştir. *Slade ve Spencer* (407), OHIP'in geçerliliğini ve güvenilirliğini kanıtlayarak diş hekimliğinde yaygın bir biçimde kullanılmasını sağlamış ve tüm dünyaya tanıtmışlardır (409, 410).

Bu 49 soruluk OHIP formunu *Slade* (411), 14 soruya indirmiş ve bu kısaltılmış şeklinin olumlu sonuçlar verdiğini bildirmiştir. Bunu tespit etmek için Güney Avustralya’da 1217 birey, 716’sı tam dişli, OHIP formunu cevaplamıştır. OHIP-14’ü oluştururken bu formda “bazen, sıklıkla ve her zaman” cevabının en çok kullanıldığı her bölüme ikişer soru kullanılmıştır. Sonrasında orijinal formla bu formdan elde edilen veriler kıyaslanmış ve %94’lük bir geçerlilik elde edilmiştir. Diş hekimliğinde gerektiği durumlarda OHIP–14’ün orijinal OHIP yerine rahatlıkla kullanılabilceği belirtilmiştir. OHIP 14, 14 adet soru ve her bir soruya verilebilecek 0-4 arasında puanlanan 5 tane cevaptan oluşmaktadır. Bu cevaplar “hiçbir zaman, nadiren, bazen, sıklıkla ve her zaman” cevaplarıdır.

OHIP 14’te değerlendirme kriterleri fonksiyonel sınırlama, psikolojik rahatsızlık, fiziksel ağrı, psikolojik yetersizlik, fiziksel yetersizlik ve handikap ana başlıklarında görülen 7 kategoride ayrı ayrı ve tüm bu kategori skorlarının toplamı olmak üzere 8 veri üzerinden yapılmaktadır. Alınan skorların yüksek olması, hayat kalitesinin olumsuz etkilendiğini göstermektedir (411). OHIP–14’ün protezlerin değerlendirilmesinde klinik olarak OHIP–49 ile hemen hemen aynı sonuçları verdiği gözlemlendiği bir çalışma mevcuttur (412). Yine 49 soruluk formun 20 soruya indirilip tam dişsiz hastalarda kullanıldığı çalışmalarda yapılmıştır (401).

### 2.8.2. VAS (Visual Analog Scale)

VAS (Visual Analogue Scale – Görsel Analog Skalası) anket şeklinde uygulanabilen psikometrik ağrı yanıtı değerlendirme yöntemlerinden biridir. Bir durum değerlendirmesinde veya tedavide direk ölçüm yapılamadığı anda uygulanma alanı mevcut VAS değerlendirmesinde, düşük tepki bir ucunda, diğer ucunda görülebilecek kuvvetli tepki oranını yazan 10 cm’lik bir doğru üstünde hasta kendi ağrısını işaretler. Hastaya iki uç nokta olduğunu aynı zamanda bu noktalar arasında kalan herhangi bir yeri ağrısının şiddetine göre işaretlemekte özgür olduğu belirtilir. Hastanın işaretlediği bu nokta ile ağrının yaşanmadığı başlangıç noktası ölçülüp kaydedilerek VAS değeri elde edilir. Yapılan çalışmalar sonucunda VAS yönteminin geçerliliği ve güvenilirliğinin tartışmalı olabileceği bildirilse de, subjektif güncel olarak hasta merkezli değerlendirmede kullanılan bir yöntemdir (413).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. HASTALARIN SEÇİMİ

Çalışma grubu, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Total Parsiyel Protezler Kliniğinde alt üst tam protez yaptırmak isteyen tam dişsiz bireylerinden oluşturulmuştur. Üst çeneye geleneksel tam protez, alt çeneye ise McGill Uzlaşısı ve York Bildirisi'ne göre 2 implant destekli hareketli protezi ilk tedavi seçeneği olarak kabul eden 46 birey bu çalışmaya dahil edilmiştir. Bireylerin hepsine, sistemik durumlarını öğrenmek için implant hasta bilgilendirme ve planlama formu, anamnez formu ile bilgilendirilmiş olur formlar doldurtulup imzalatılmıştır (Form 1, 2, 3).

Çalışmaya katılacak bireylerin tespitinde aşağıdaki kriterler göz önünde bulundurulmuştur:

- a) Bireyin sistemik olarak implant tedavisini engelleyecek bir rahatsızlığının bulunmaması
- b) Ağız içi muayene sonrası dental implant uygulanmasını engelleyecek herhangi bir durumun saptanmamış olması
- c) Panoramik radyografilerde ve yapılan ağız içi muayenede 13 mm uzunluğunda ve 4,3 mm çapında kemik içi implant uygulanması için yeterli miktarda kemiğin varlığının saptanması
- d) Bireylerin rutin kontrollere gelebilecek sağlık durumlarını muhafaza etmeleri

Çalışmaya dahil edilmeme kriterlerinde ise şu durumlar göz önünde bulundurulmuştur:

- a) Bireylerin alkol ve uyuşturucu bağımlısı olması
- b) Yerleştirme torkunun 35 Ncm'nin altında olması ve ISQ değerinin 65'in altında ölçülmesi
- c) Bireylerin son 10 yıl içerisinde intravenöz bisfosfanat kullanmış olması

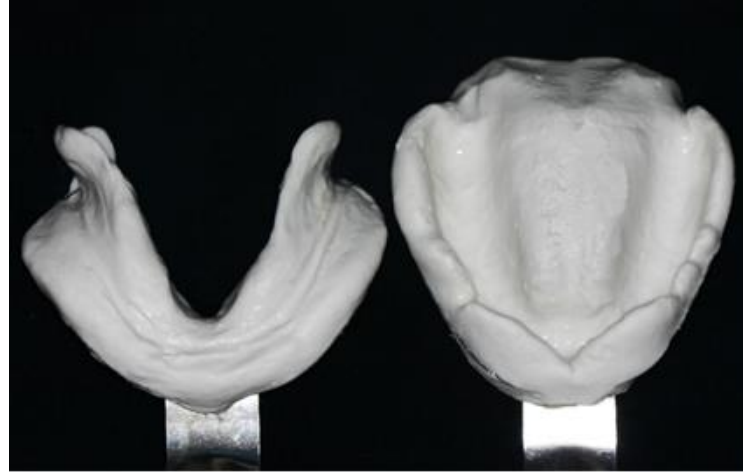
Çalışmamız İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır (2011/16-402). Çalışmamızda 2012-2015 yılları içerisinde alt ve üst çene tam dişsiz çalışma kriterlerine uyan 46 hasta ile başlanmış olup kura yöntemi kullanarak bar ve locator tutuculu implant üstü hareketli protezler olacak şekilde eşit iki gruba ayrılmıştır. Çalışmaya katılanlardan locator grubundaki 2 kişi yapılan ilk muayene sonucunda tedaviyi kabul etmemiştir. Locator grubundaki 6 kişi, bar grubundan 5 kişi alt ve üst geleneksel tam protez tedavisinden sonra implant cerrahisi yaptırmaktan vazgeçmiştir. Yeterli primer stabilite sağlanamayan locator grubundan 2 ve bar grubundan 2 kişi çalışma dışı bırakılmıştır. Locator grubundan 1 kişi ise cerrahi uygulamasında mandibulanın semfiz bölgesindeki yetersiz kemik kalınlığından dolayı 4,3 mm çapında implant yapılamadığı için çalışma dışında bırakılmıştır. Geriye kalan 28 birey (16 kişi bar destekli protez grubunda , 12 kişi locator destekli protez grubunda) çalışmaya dahil edilmiştir. Bireylere alt çene interforaminal bölgede 33 ve 43 numaralı bölgelere birer tane olmak üzere toplam 56 adet kemik içi implant uygulanmıştır. Hastaların hepsine Nobel Replace (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) marka 4,3 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda implantlar uygulanmıştır.

### **3.2. PROTETİK İŞLEMLER**

Çalışma dahilindeki bütün hastalara alt çeneye implant destekli tam protezler, üst çeneye ise geleneksel tam protezler aynı hekim ve diş teknisyeni tarafından yapılmıştır.

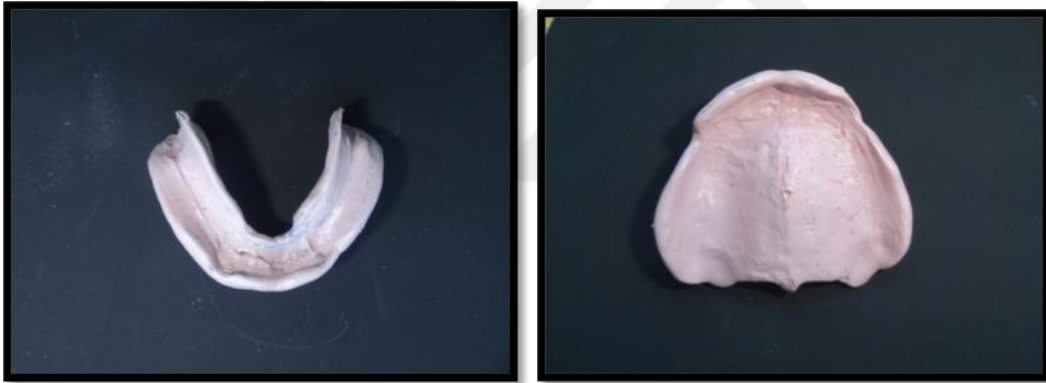
#### **3.2.1. Protezlerin Hazırlanması**

Çalışmaya dahil edilen hastalardan birinci ölçüler irreversibl hidrokolloid ölçü maddesiyle (Kromopan 100, Lascod, Floransa, İtalya) alınmıştır (Şekil 3-1) ve alınan ölçülere ADA sınıflaması içerisinde olan Tip II beyaz alçı (Anadolu Dental Malzemeler, İstanbul, Türkiye) dökülerek modeller üretilmiştir. Bu modeller üzerinde kaide sınırlarından 2 mm kısa olacak şekilde otopolimerizan akrilik reçine (Vertex; Vertex- Dental BV, Zeist, Hollanda) kullanılarak bireysel kaşıklar yapılmıştır.



**Şekil 3-1: Alt ve üst çeneden alınan aljinat ölçüler**

Diğer seansta hazır olan bireysel kaşıkların kenarları stenç (Kerr Green Sticks: 00444; Kerr Corp, Orange, Kaliforniya, ABD) kullanılarak hastalarda fonksiyonla birlikte şekillendirilmiştir. Ardından çinko oksit ojenol ölçü maddesi (S.S. White Mfg, Gloucester, İngiltere) ikinci ölçünün alınması amacıyla kullanılmıştır. (Şekil 3-2)



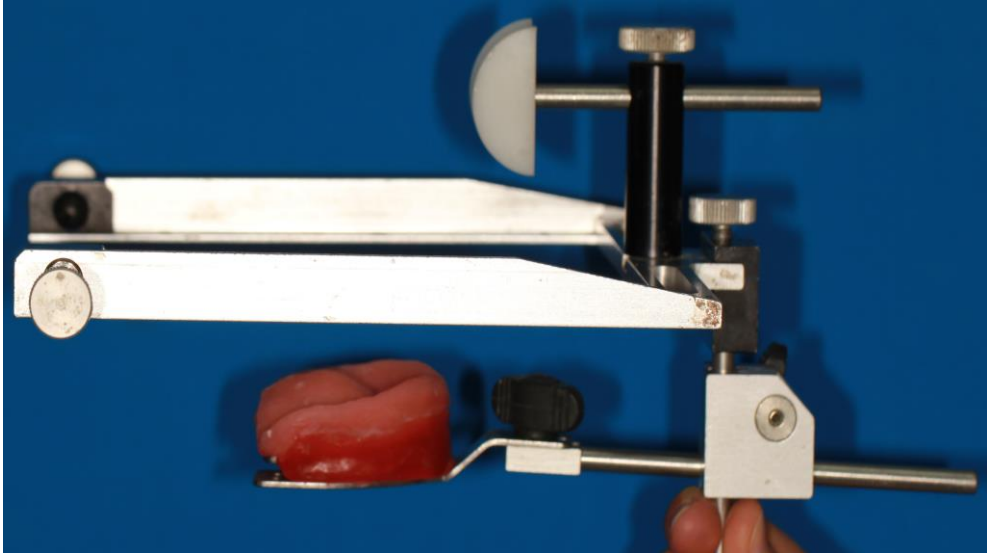
**Şekil 3-2: Alt ve üst çenelerin fonksiyonel ikinci ölçüsü**

İkinci ölçülerin tamamlanmasının ardından kutulama işlemi sonrasında ADA tip III sert alçı (Anadolu Dental Malzemeler, İstanbul, Türkiye) ile üst ve alt çenelerin modeli üretilmiştir. Otopolimerizan akrilik reçine ile ana modeller üzerinde hazırlanan kaide plakları (Vertex; Vertex-Dental BV, Zeist, Hollanda) ve mum duvarlar (Cavex; Cavex Holland BV, Haarlem, Hollanda) ile birlikte hastadan sentrik ilişki ve dikey boyut kaydı alınmıştır. Bu kayıtlar tamamlandıktan sonra, hastalardan yüz arkı transferi yapılmıştır (Şekil 3-3,4) (IML Facebow, Wiesloch, Almanya). Belirlenen kayıtların yarı ayarlanabilinir artikülatörlere (Şekil 3-5) (IML, Wiesloch, Almanya) aktarılmasından sonra, aynı diş teknisyeni tarafından tüm hastalara aynı marka 23 derece tüberkül eğimleri olan akrilik yapay dişler (Enigma; Davis Schottlander & Davis, İngiltere)

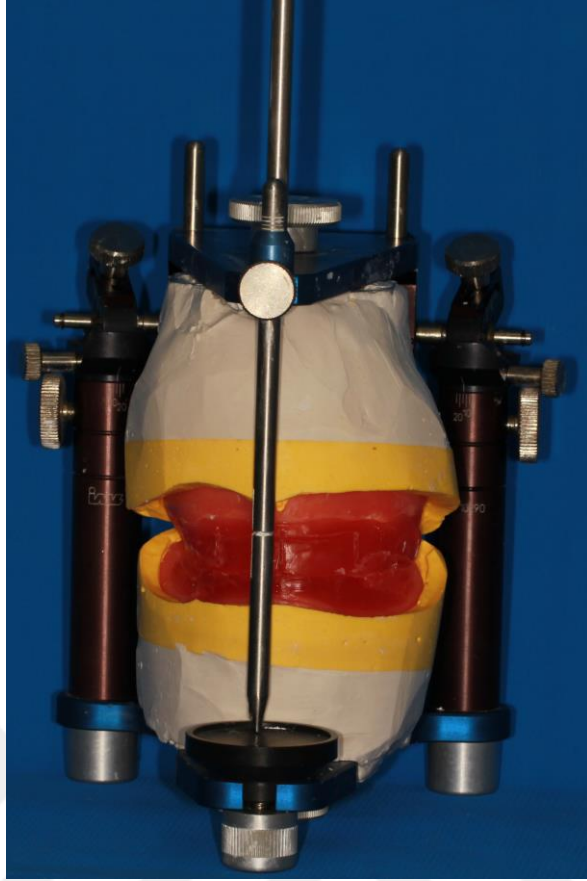
kullanılarak bileteral balanslı oklüzyon olacak şekilde diş dizimleri yapıp hasta ağızında prova edilmiştir (Şekil 3-6). Dişli prova seansı tamamlandıktan sonra alt çenedeki diş diziminin ısıyla polymerize olan şeffaf akrilikten (Rodex, Rodent, İtalya) duplikatı elde edilmiştir.



Şekil 3-3: Yüz arkı transferinin ağızdaki görüntüsü



Şekil 3-4: Yüz arkı transferi ile kaydı alınmış üst tam dişsiz kaide plağının yandan görünüşü



**Şekil 3-5: Yarı ayarlanabilir artikülatöre bağlanan alt ve üst tam dişsiz çenelerin görüntüsü**



**Şekil 3-6: Protezlerin diş dizimi**

Kontrolleri yapılan dişli provalar onaylandıktan sonra bütün protezler ısıyla polimerize olan akrilik reçine protez kaide materyali (Meliodent; Bayer UK Ltd., Newbury, İngiltere) kullanılarak bitirilmiş ve hastalara uygulanmıştır. Tüm bu işlemler sonrasında gerekli oklüzal aşındırmalar ve kontroller yapılarak 1 hafta süreyle protezler kullanılmıştır.



### 3.3. CERRAHİ İŞLEMLER

Çalışmada bulunan bireylere 6. haftada implant operasyonun planlanacağı gün için bir reçete yazılmıştır. Bireylere rutin olarak Augmentin Bid 1 gr 10 film tablet (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) antibiyotiği (2x1), Cataflam 50 mg draje (diklofenak potasyum, Novartis Sağlık,Gıda ve Tarım Ürünleri San. Tic. A.Ş) analjeziği (3x1) ve Andorex 120 ml gargarayı (benzidamin hidroklorür ve klorheksidin glukonat içeriği, Pharmactive İlaç Sanayi ve Tic A.Ş.) (2x1) reçete edilmiştir. Antibiyotik kullanımına bireyler operasyondan 1 gün önce başlamış olup antibiyotiğin geriye kalanını ve diğer ilaçları ise post operatif olarak kullanmışlardır.

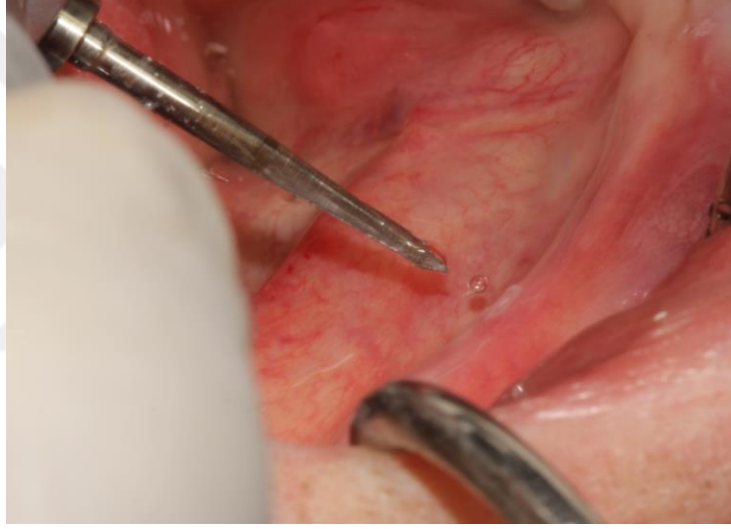
Çalışmadaki bütün bireylerin dental implant uygulamaları aynı cerrah tarafından gerçekleştirilmiştir. Bireylerde %10 povidon iyot solüsyonu kullanılarak operasyon öncesi cilt temizlikleri yapılmıştır. 40 mg/ml artikain hidroklorür ve 0.012 mg/ml epinefrin hidroklorür solüsyonu olan 2 ml'lik Ultracaine DS forte (Sanofi Aventis) ile bireylerde lokal anestezi uygulanmıştır. Sonrasında cerrahi stent alt tam dişsiz çeneye yerleştirilip kontrolü sağlanmıştır (Şekil 3-7) ve rehber frezle kanin bölgelerinden işaretlenmiştir (Şekil 3-8,9). Asepsi ve antisepsi prensiplerine operasyon bölgesinde dikkat edilerek mukoperiostal flap kaldırılmıştır. Firmanın yönlendirmesi doğrultusunda tüm implantlara uygulanan ront frezden (Guide Drill) sonra %0.9'lük NaCl irrigasyonu ile birlikte tespit edilen bölgelere rehber, pilot ve twist frezlerle 1500 rpm, konikal frezlerle de 750 rpm'de implant kavileri hazırlanmıştır (Şekil 3-10).



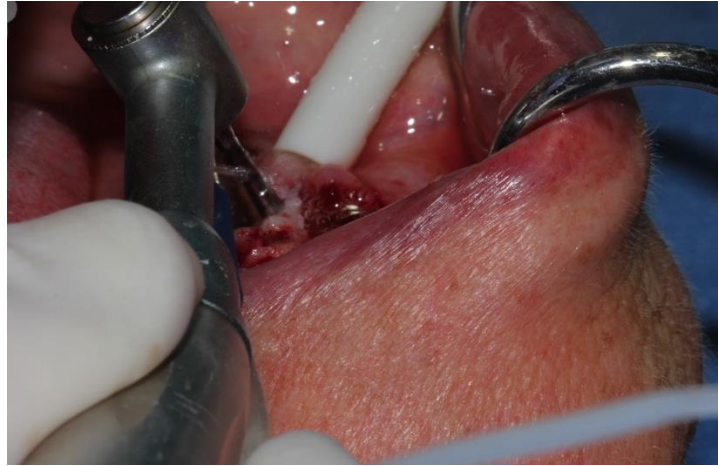
Şekil 3-7: Cerrahi stentin ağızda kontrolü



**Şekil 3-8: Cerrahi stent yardımıyla rehber frezle kaninlerden işaretleme**



**Şekil 3-9: İşaretlenmeden sonraki görüntüsü**



**Şekil 3-10 : İmplant kavitelerin hazırlanması**

Hazırlanan implant kaviteler sonrasında her bireye 33 ve 43 numaralı bölgeye 13 mm uzunluğunda ve 4,3 mm çapında Nobel Replace® (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) marka 2 adet kemik içi implantlar 35 Ncm tork ile yerleştirilmiştir. Çalışmada hemen yükleme yapılacağından implantlar yerleştirildikten sonra implant stabilitesini ölçmek için öncelikli olarak Ostell™ Mentor (Integration Diagnostics AB, Göteborg, İsveç) cihazı (Şekil 3-11) ve Periotest M (Medizintechnik Gulden, Modautal, Almanya) cihazı kullanılmıştır.



Şekil 3-11: Ostell Mentor cihazı

### 3.3.1. İmplantların Primer Stabilitesinin Hemen Yükleme Yapmak İçin Değerlendirilmesi

RFA ölçümlerin yapılabilmesi için Nobel Replace® (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) marka dental implantlarla uyumlu olan Smartpeg isimli transducer'lerden Tip 13 kullanılmıştır. Cerrahi operasyon esnasında, implant yerleştirilmesinden sonra implant taşıyıcısı sökölüp locator destekli hareketli protez yapılacak hastalarda locator abutmentlar takılmadan önce, bar destekli hareketli protezlerde ise multiunit abutmentlar takılmadan önce yapılmıştır. İmplantlara uyan SmartPeg'ler, bölgeyi izole ettikten sonra yerleştirilip parmak basıncı ile sıkıştırılmıştır. SmartPeg'ler Ostell Mentor cihazı ile 90 derece açı yapacak biçimde firmanın talimatlarına uyacak şekilde konumlandırılmış, her bir implant için bukkal ve mezialden olacak şekilde ikişer ölçüm sonrasında aritmetik ortalaması alınıp tek bir ISQ değeri ortaya çıkmıştır. Her bir ölçüm yaklaşık 30 saniye sürmüştür, hastalar ölçüm sırasında rahatsızlık veya normal dışı bir

hassasiyet duymamıştır. Smartpeglerin otoklava girme özellikleri olmadığından bir kez kullanılıp atılmıştır. RFA ölçümleri sonrasında 70 ve üzeri çıkan değerlerde hemen yükleme yapılmıştır. Elde edilen ISQ değerleri her hasta için hazırlanan takip formlarına kaydedilmiştir. (Form 4)

Çalışmada yer alan bar destekli hareketli protez yapılacak olan hastaların diş eti yüksekliğine göre ve bu hastalarda kullanılan implantların çapına uygun olacak şekilde firmadan temin edilen multiunit abutmentler yerleştirilmiştir. Multiunit abutmentlerin oklüzalinden tork anahtar yardımı ile firmanın talimatları doğrultusunda 25 Ncm kuvvetle sıkıştırılmıştır. Locator destekli hareketli protez yapılacak olan hastalara ise uygun dişeti yüksekliğinde Locator abutmentler (Zest Anchors Locotor, Zest IP Holdings, LLC., ABD) tork anahtar yardımı ile firmanın talimatları doğrultusunda tork anahtar ile 25 Ncm kuvvetle sıkılmıştır.

Çalışmada implant stabilitesini ölçmek için kablosuz Periotest M (Medizintechnik Gulden, Modautal, Almanya) cihazı bir diğer yöntem olarak kullanılmıştır (Şekil 3-12).



**Şekil 3-12: Kablosuz Periotest M cihazı**

Her bir implant için cerrahi işlem esnasında multiunit abutmentler ve locator abutmentler yerleştirildikten sonra abutmentler üzerinden Periotest ölçümleri yapılmıştır. Bu ölçümler sonrasında 6. ayda ve 12. ayda tekrarlanmıştır. Ölçümler şu şekilde gerçekleştirilmiştir:

İlk ölçüm implantların yerleştirilmesinden hemen sonra abutmentler üzerinden yapılmıştır. Firmanın talimatları doğrultusunda periotest ölçümü tükürük, kan ve

yumuşak doku gibi yabancı maddelerden izole edilen abutmentler üstünden implantların uzun eksenine dik olacak şekilde ve abutmentlerden 0,7-2 mm mesafeden gerçekleştirilmiştir. Cihaz üzerindeki değer PTD olarak kaydedilmiştir (Şekil 3-13).

Flep başlangıç pozisyonuna 3/0 Vicryl (Ethicon Inc., Johnson & Johnson, New Brunswick, Amerika Birleşik Devletleri) ile suture edilmiştir. Operasyondan 1 hafta sonra dikişler alınmıştır.

Yükleme safhasından sonra 6. ve 12. aylarda ölçümleri aynı şekilde gerçekleştirilmiştir. Ölçülen her değer, her hasta için özel olarak hazırlanan değerlendirme formuna kaydedilmiştir (Form 4).



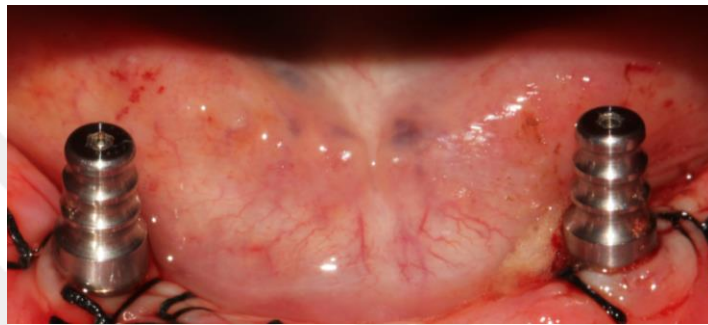
**Şekil 3-13: Kablosuz Periotestin uygulanması**

### **3.4. BAR VE LOCATOR DESTEKLİ PROTEZLERİN HEMEN YÜKLEME İŞLEMLERİ**

Hastaların hepsinde primer stabiliteleri hemen yüklemeye protokolünü uygulayabileceğimiz değerler olduğundan ölçü işlemlerine geçilmiştir. Bar tutuculu protezler için multiunit abutmentlerin üzerine uygun ölçü parçasını ve locator tutuculu protezler için de locator abutmentlere uygun ölçü parçaları yerleştirilmiştir (Şekil 3-14,15). Alt tamprotezlerin doku yüzeyi bölgesinden ölçü parçalarının geldiği kısımlardan bir laboratuvar frezi (#140. 277. 040; Acurata Imperial, Thurmansbang, Almanya) ile yeterli oranda akrilik reçine alınarak ölçü parçalarına boşluklar hazırlanmıştır ve protezin pasif bir şekilde oturup oturmamasının kontrolü sağlanmıştır (Şekil 3-16).



**Şekil 3-14: Locator abutmentların üzerine yerleştirilen ölçü parçaları**



**Şekil 3-15: Multiunit abutmentların üzerine yerleştirilen ölçü parçaları**

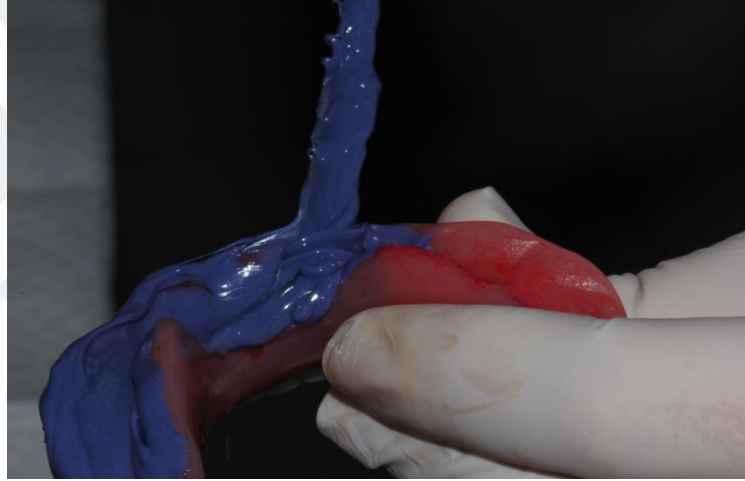


**Şekil 3-16: Alt tam protezlerde ölçü parçaları için boşluk hazırlanması**

Alt protezin ölçü yüzeyi içerisine kaşık adezivi (Polyether Adhesive, 3M, St. Paul, Minnesota, ABD) uygulanmıştır (Şekil 3-17). Üst tam protez hastanın ağzındayken polieter ölçü maddesi (Impregum F, 3M, St. Paul, Minnesota, ABD) (Şekil 3-18) alt protezin ölçü yüzeyine uygulanıp kapalı ağız ölçü yöntemiyle ölçü alınmıştır. Ölçü maddesi son halini alana kadar hasta sentrik ilişki pozisyonuna getirilmiş ve bu pozisyon korunmuştur (Şekil 3-19). Protezin dokuya bakan ölçü yüzeyindeki değişiklikleri kompanse edebilmek için ölçü besleme ölçüsü olarak alınmıştır.



**Şekil 3-17: Alt tam protezin ölçü yüzeyine sürülen kaşık adezivi**



**Şekil 3-18: Alt tam proteze uygulanan polieter ölçü maddesi**



**Şekil 3-19: Hasta sentrik ilişki pozisyonunda ölçü maddesinin sertleşmesini beklerken**

Ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra ölçü parçaları implant analoglarıyla birleştirilerek ölçü içerisine yerleştirildikten sonra dolider bar yapımı ve locator destekli protezlerin yapımı için protezler laboratuvara gönderilmiştir (Şekil 3-20).



**Şekil 3-20: Alt tam protezin içerisine analogların yerleştirilmiş hali**

İyileşme başlıkları takılıp hastaya cerrahi sonrası yapılması gerekenlerle ilgili bilgilendirmeler yapıldıktan sonra yazılı bilgilendirme formu verilip hasta gönderilmiştir.

Hemen yükleme protokollerine uygun olarak ertesi gün laboratuvardan gelen dolider barlar (Kobalt-krom-tungsten- molibden, Starbond CoS Disc, Scheftner, Mainz, Almanya) hemen uygulanıp firmanın önerdiği şekilde raşet yardımıyla 15 Ncm olacak şekilde yüklenmiştir (Şekil 3-21,22). Alt protezin içerisinde sarı tutucu lastikler olacak şekilde hazırlanıp dolider barların üzerine uygulanmıştır (Şekil 3-23). Locator destekli protezler ise ağızda 1 gün öncesinde torklanmış olan locator abutmentlar (Şekil 3-24) üzerine yerleştirilmeye hazır olacak şekilde laboratuvarında 5 farklı renge sahip olan tutucu lastiklerden pembe olanı uygulanmış olarak gelmiştir (Şekil 3-25).





**Şekil 3-21: Dolder barların torklama anındaki görüntüsü**



**Şekil 3-22:Dolder barların ağız içerisindeki torklanmış görüntüsü**



**Şekil 3-23:Laboratuvardan ertesi gün gelen bar destekli alt tam protez**



**Şekil 3-24: Locator abutmentların implantlar yerleştirildikten sonraki görüntüsü**



**Şekil 3-25: Laboratuvardan ertesi gün gelen locator destekli alt tam protez**

### **3.5. PERİ-İMLANT YUMUŞAK DOKU VERİLERİNİN KAYDEDİLMESİ**

Çalışmada her bir implant için periodontal cep derinliği, plak skorları ve sondalamada kanama skorları ölçümleri yapılmıştır. İmplantların cerrahi olarak uygulanmasının ardından geçen 3 aylık süreçte, cep derinliği ölçümü ve gingival verilerin elde edilmesinde sondalama yapılmasının yumuşak dokular ile implant bütünleşmesini, boyun çevresi ataşman oluşumunu ve osseoentegrasyon sürecini etkileyebileceği bildirilmiştir (414). Çalışmamızda hastaların 6. ay ve 12. ay kontrollerinde periimplanter yumuşak doku değerlendirmeleri gerçekleştirilmiş ve her birey için hazırlanan takip formlarına kaydedilmiştir (Form 5).

Plastik Williams periodontal sond aracılığı ile peri-implanter cep derinliği, implantın aksına paralel konumlandırılarak, implant mukozası kenarı ile cep tabanı arası mesafe, her bir implantın dört yüzeyinden ölçüm yapıp değerlerin ortalaması alınıp elde edilmiştir.

Peri-implanter modifiye plak skorları ölçümü *Mombelli ve ark*'nın (415) kriterleri temel alınarak implantlar çevresindeki plak birikim oranına göre 0-3 arasında skorlanarak değerlendirilmiştir. 0-3 arası plak skorları aşağıdaki gibidir;

- 0: Gözlemlenen plak olmaması;
- 1: Lokal plak birikimi olması;
- 2: Genel plak birikiminin %25'ten fazla olması;
- 3: İleri düzeyde plak birikimi olması.

Sondalamada kanama skorlarının tespitinde yine *Mombelli ve ark.* (415) aracılığıyla önerilmiş olan modifiye kanama indeksi esas alınarak gerçekleştirilmiştir.

- 0: İmplanter mukozanın sond ile muayenesinde kanama olmaması
- 1: Minimal düzeyde enflamasyon ve nokta şeklinde kanama odakları görülmesi
- 2: Lineer formda sulkus boyunca kanama görülmesi
- 3: Mukozada yoğun seviyede kanama görülmesi.

### **3.6. MKK'NİN RADYOGRAFİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Marjinal kemik kaybının değerlendirilmesinde bu çalışmada dijital panoramik röntgenler kullanılmıştır. Çalışmaya dahil olan bireylerin tamamından İstanbul Üniversitesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı'nda dijital panoramik röntgen (Kodak 8000 Digital Panoramic System, Carestream Health, New York, ABD) alınmıştır.

Her bir bireyden

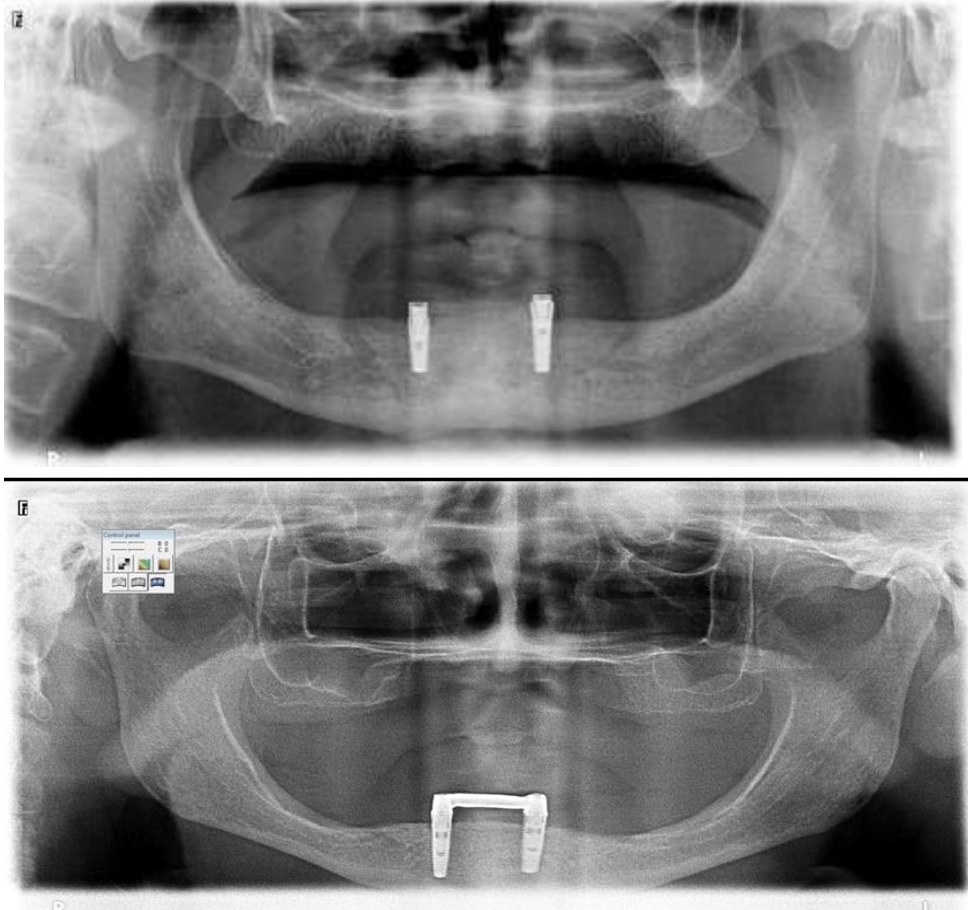
- Cerrahi operasyonu takiben (yüklemeyi takiben),
- 6. ayda
- 12. ayda olmak üzere 3kez panoramik röntgen çekilmiştir (Şekil 3-17,18).

CorelDRAW (CorelDRAW Technical Suite X7 (64-Bit), Corel Corporation) programı ile dijital görüntüler büyütülmüştür. Büyütülen görüntü üzerinde Nobel Replace® (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweeden) implantların en uzun olduğu mesafe ölçülüp referans uzunluk olarak kaydedilmiştir. Ölçülen mesafe implantların gerçek uzunluğuna orantılanarak bir katsayı elde edilmiştir. Dijital görüntüde implantın boyun

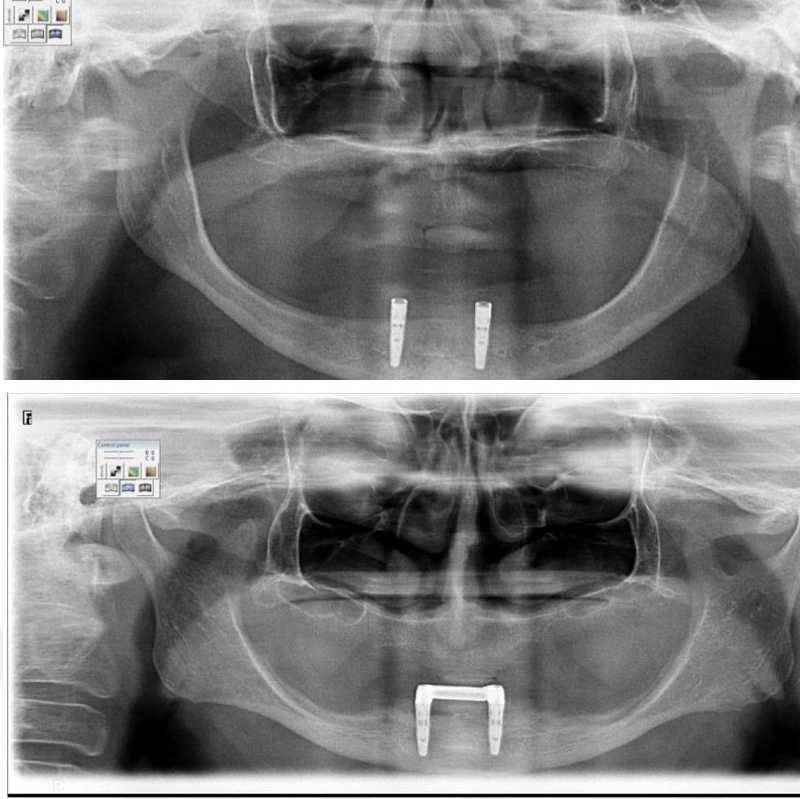
bölgesindeki marjinal kemik kaybı ölçüldükten sonra elde edilen katsayıya bölünerek milimetre cinsinden kaydedilmiştir. İmplantlardaki MKK ölçümünde, kronaldeki en tepe nokta referans alınmış ve her implant için hem mezial hem de distal MKK belirlenmiştir (Şekil 3-19). Belirlenen MKK'lar aşağıda listelendiği şekildedir:

1. Cerrahi operasyondan (Protetik yüklemeyden) 6. aya kadar olan MKK
2. 6. aydan 12. aya kadar olan MKK
3. Cerrahi operasyondan (protetik yüklemeyden) 12. aya kadar olan MKK

İstatistiksel analizlerde MKK ile yaş, periodontal skorlar ve PTD arasındaki ilişkiler saptanmış, her MKK ölçümü için her iki tutucu sistemler arasında fark olup olmadığı değerlendirilmiştir.



**Şekil 3-26: Yüklemeyi takiben 6.ay panoramik radyografi görüntüsü**



**Şekil 3-27: Yüklemeyi takiben 12.ay panoramik radyografi görüntüsü**

**Şekil 3-28: MKK ölçümlerinin gerçekleştirilmesi**

### 3.7. OHIP-14 VE VAS ANKET FORMLARININ KAYDEDİLMESİ

Çalışmada yer alan bütün bireylere, üst ve alt tam protezleri 4. haftanın sonunda teslim edilmiştir. 2 hafta süre içerisinde hastaların oklüzal aşındırmaları ve gerekli vuruk kontrolleri yapıldıktan sonra protezler kullanılmıştır. Hastaların hepsinden protetik yükleme öncesinde, yükleme sonrası 6. ay ve 12. ayın sonunda gerçekleştirilen kontrol seansları ile birlikte toplam 3 kez VAS ve OHIP-14 (414) memnuniyet formlarının Türkçe çevirilerini cevaplamaları istenmiştir (Form 6, 7).

Hastalardan, radyolojik ve klinik kontrol seanslarında, OHIP-14 form anketi doldurmaları sırasında, direkt olarak anlaşılmayan kısımları aydınlatmak ve hastaların soruları net olarak anladığından emin olmak için hekim hastanın yanında bulunmuştur. Cevaplar; hayır-0, nadiren-1, bazen-2, sıklıkla-3, her zaman-4 olarak skorlanmıştır ve düşük skorlar daha iyi bir yaşam kalitesini göstermektedir. Çalışmada, *Slade* (411) tarafından önerilen ağırlıklı skor hesaplama (OHIP-14/WS) yöntemi uygulanmıştır

VAS formlarındaysa çizginin bir ucunda düşük tepki, diğer ucunda ise olabilecek en şiddetli ağrıyı belirten horizontal bir çizgi üzerinde, hastanın işaretlediği yer santimetre cinsinden ölçülüp hastanın anketteki soruya verdiği skor hesaplanmıştır. Çalışmaya dahil olan bütün hastalar VAS formlarını, genel, çiğneme, fonasyon, tutuculuk, hijyen, ağrı ve estetik gibi farklı kategorilerde ayrı ayrı değerlendirmişlerdir. 0-100 arasında mm cinsinde VAS formları bir ölçek şeklinde hazırlanmış ve hastadan memnuniyet oranını gösteren alanı bu ölçek üzerinde belirtmesi istenmiştir. Hastanın işaretlediği alan ile 0 noktası arasındaki alan ölçülerek VAS değerleri kaydedilmiştir. Anket esnasında, anlaşılmayan noktaları açıklayabilmek ve hastanın soruları ve yöntemi doğru anladığından emin olmak için sorumlu hekim hastanın yanında gözlemci olarak yer almıştır.

#### İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen verilere ilişkin tanımlayıcı istatistikler (Aritmetik Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, Minimum ve Maksimum Değer) hesaplandı. Önemlilik testlerine geçilmeden önce sürekli değişkenler, parametrik test varsayımlarından normallik yönünden Shapiro Wilk, varyansların homojenliği yönünden ise Levene testi ile incelendi. Parametrik test varsayımlarını sağlayan ve bir bireyden iki farklı zamanda alınan ölçümler arası farkın incelenmesinde Paired Sample t test, ikiden fazla zaman diliminde alınan ölçümler arası farkın incelenmesinde ise tekrarlı ölçümlerde varyans analizi kullanılmıştır. Parametrik test varsayımlarını

sağlamayan ve bir bireyden iki farklı zamanda alınan ölçümler arası farkın incelenmesinde Wilcoxon, ikiden fazla zaman diliminde alınan ölçümler arası farkın incelenmesinde ise Freidman testinden yararlanılmıştır. Bağımsız iki grubun karşılaştırılmasında veriler parametrik test varsayımlarını sağladığı durumlarda Student t test, sağlamadığı durumlarda Mann Whitney U testi kullanılmıştır. İki değişken arasındaki ilişkinin incelenmesinde Spearman korelasyon katsayısından yararlanılmıştır. Kategorik bağımsız verilerin frekans dağılımları yönünden değerlendirilmesinde Ki kare testi kullanılmıştır. 2 x 2 çapraz tablolarda beklenen gözelerin 5'ten küçük olması durumunda ise Fisher Exact testinden yararlanılmıştır. Çalışmada elde edilen verilerin analizinde SPSS 14.01 paket programı kullanılmıştır. Önemlilik testlerinin değerlendirilmesinde  $p < 0,05$  kriterinden yararlanılmıştır.



## 4. BULGULAR

### 4.1. HASTALARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmada değerlendirilen hastaların yaşları 42 ile 82 arasında değişmekte olup, 18'i kadın (%64,3) ve 10'u erkek (%35,7) olmak üzere toplam 28 kişinin bütün tedavileri İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Total Parsiyel Protezler Bölümü'nde gerçekleştirilmiştir. Her bireye 33 ve 43 numaralardaki interforaminal bölgelere 2 adet kemik içi implant yerleştirilmiş ve toplam 56 adet dental implant değerlendirilmiştir. Hastaların yaş ortalaması  $61.54 \pm 8.66$ 'dır (Tablo 4-1,2). (Şekil 4-1).

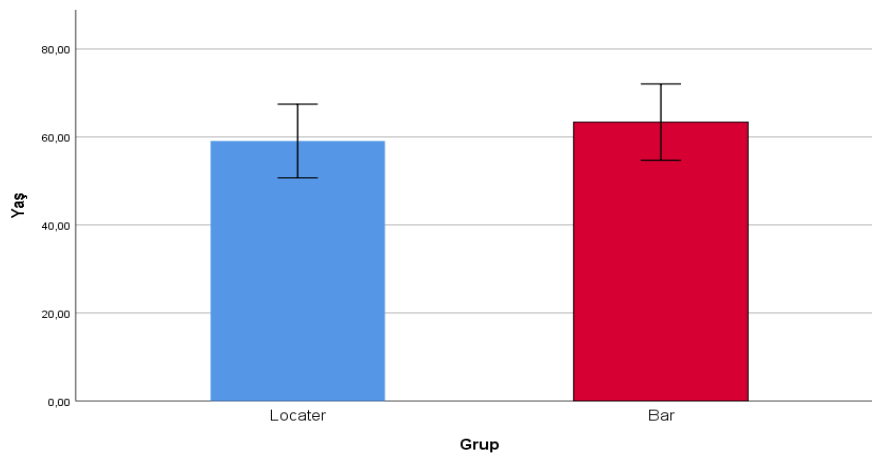
**Tablo 4-1: Çalışmada değerlendirilen hastaların yaşları ve sayıları**

	n	Minimum	Maksimum	Ortalama
YAŞ	28 hasta	42	82	$61.54 \pm 8.66$

**Tablo 4-2: Protez gruplarına göre yaş ortalamalarının değerlendirilmesi**

YAŞ	Tutucu tipi		<sup>1</sup> p
	Locator	Bar	
	Ort±SS	Ort±SS	
	$59,08 \pm 8,37$	$63,38 \pm 8,68$	<b>0,2</b>

<sup>1</sup>p: Student t test



**Şekil 4-1: Protez gruplarına göre yaş ortalamalarının değerlendirilmesi**



## 4.2. PTD BULGULARIN DEĞERLENDİRMESİ

### 4.2.1. Tutucu Tipleri İçinde ve Arasında PTD Verilerinin Değerlendirilmesi

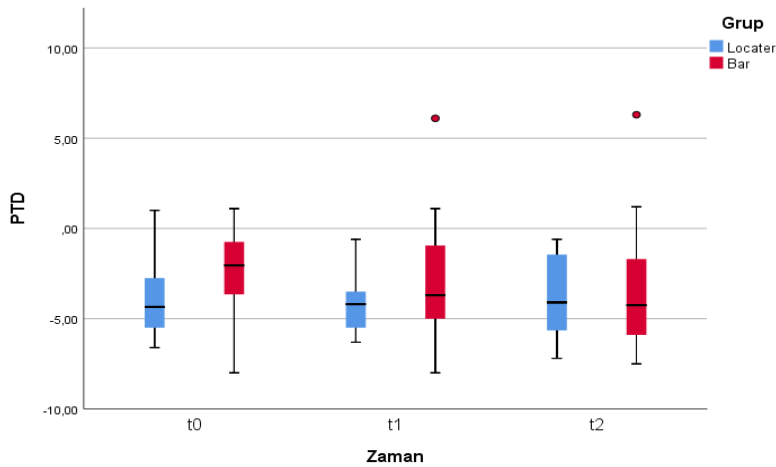
Tutucu tiplerinin gruplar arası karşılaştırmasında cerrahi esnasında periotest değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlılık mevcut iken ( $p=0,01$ ), 6.ay ve 12.ay kontrollerinde fark bulunmamaktadır. Tutucu tiplerinin grup içi karşılaştırmasında; locator tutucularda cerrahi zamanı, 6.ay ve 12.ay ölçülen PTD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ( $p=0,828$ ). Bar tipi tutucularda ise, cerrahi zamanı ve 6.ay, 6.ay ve 12.ay'lar arasında ölçülen PTD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken, cerrahi zamanı ve 12.ay' da ölçülen PTD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ) (Tablo 4-3) (Şekil 4-2).

**Tablo 4-3: Tutucu tipleri içinde ve arasında implantlara cerrahi esnasında, 6.ay ve 12.ayda uygulanan periotest değerlerinin değerlendirilmesi**

PTD	Locator		Bar		P
	Arit. Ort. $\pm$ SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. $\pm$ SS	Ortanca (Min. - Maks.)	
Cerrahi esnasında	-3,93 $\pm$ 2,08	-4,35 (-6,6 - 1)	-2,41 $\pm$ 2,43	-2,05 (-8 - 1,1) <sup>b</sup>	<b>0,01</b> <sup>1</sup>
6. ay	-4,15 $\pm$ 1,7	-4,2 (-6,3 - -0,6)	-2,92 $\pm$ 2,94	-3,7 (-8 - 6,1) <sup>ab</sup>	0,053 <sup>2</sup>
12. ay	-3,9 $\pm$ 2,1	-4,1 (-7,2 - -0,6)	-3,62 $\pm$ 2,89	-4,25 (-7,5 - 6,3) <sup>a</sup>	0,696 <sup>2</sup>
<b>p</b>	0,828 <sup>3</sup>		<b>0,023</b> <sup>3</sup>		

<sup>1</sup> Student t test, <sup>2</sup> Mann Whitney U test, <sup>3</sup> Freidman test

<sup>a, b, c</sup> : Aynı sütundaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ( $p<0,05$ )



t0:cerrahi esnasında, t1: 6.ay, t2:12. ay

**Şekil 4-2: Tutucu tipleri içinde ve arasında implantlara cerrahi esnasında, 6. ay ve 12. ayda uygulanan periotest değerleri**

#### 4.2.2. Cinsiyete Göre PTD Bulgularının Değerlendirilmesi

Locator ve bar tutuculu gruplardaki implantların, cerrahi esnasında, 6. ay ve 12. aydaki PTD ortalamaları açısından kadınlar ve erkekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ). PTD açısından kadınlar ve erkeklere kendi içerisinde bakıldığında erkeklerde herhangi bir dönemde ve tutucu tipinde anlamlılık bulunmazken ( $p>0,05$ ); kadınlarda sadece bar tutucu tipinde cerrahi zamanla 12. ay arasında anlamlılık görülüp ( $p=0,037$ ), diğer dönemlerde anlamlılık saptanmamıştır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4-4).

**Tablo 4-4: Protez gruplarının cinsiyet dağılımına göre PTD verilerinin değerlendirilmesi**

Grup	PTD	Erkek		Kadın		P
		Arit. Ort. $\pm$ SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. $\pm$ SS	Ortanca (Min. - Maks.)	
Locator	Cerrahi esnasında	-3,89 $\pm$ 2,35	-4,6 (-6,6 - 1)	-3,99 $\pm$ 1,68	-4,1 (-6 - -1,1)	0,916 <sup>2</sup>
	6. ay	-4,1 $\pm$ 1,86	-4,3 (-6,3 - -0,6)	-4,24 $\pm$ 1,5	-4,1 (-6,1 - -0,9)	0,846 <sup>1</sup>
	12. ay	-3,85 $\pm$ 2,5	-4,1 (-7,2 - -0,9)	-3,97 $\pm$ 2,14	-4,1 (-6,6 - -0,6)	0,901 <sup>2</sup>
	<b>p</b>	0,712 <sup>3</sup>		0,472 <sup>3</sup>		
Bar	Cerrahi esnasında	-3,5 $\pm$ 2,04	-3,4 (-6 - -1)	-2,21 $\pm$ 2,47	-2 (-8 - 1,1) b	0,281 <sup>2</sup>
	6. ay	-4,24 $\pm$ 2	-5 (-6 - -2,1)	-2,67 $\pm$ 3,05	-3,7 (-8 - 6,1) ab	0,28 <sup>2</sup>
	12. ay	-4,84 $\pm$ 2,93	-6 (-7,5 - -1,4)	-3,4 $\pm$ 2,88	-4,2 (-6,9 - 6,3) a	0,312 <sup>2</sup>
	<b>p</b>	0,786 <sup>3</sup>		<b>0,037<sup>3</sup></b>		

<sup>1</sup> Student t test, <sup>2</sup> Mann Whitney U test, <sup>3</sup> Freidman test

a, b, c : Aynı sütundaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ( $p<0,05$ )

#### 4.2.3. Yaşa Göre PTD Bulgularının Değerlendirilmesi

Locator ve bar tutuculu gruplardaki implantların, cerrahi esnasında, 6. ay ve 12. aydaki PTD ortalamaları ile yaş ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4-5).

**Tablo 4-5: Protez gruplarının yaş dağılımına göre PTD verilerinin değerlendirilmesi**

			Yaş
Localtor	PTD (cerrahi esnasında)	$r^*$	0,071
		$p^*$	0,742
	PTD (6. ay)	$r^*$	-0,321
		$p^*$	0,126
	PTD (12. ay)	$r^*$	-0,204
		$p^*$	0,338
Bar	PTD (cerrahi esnasında)	$r^*$	0,037
		$p^*$	0,84
	PTD (6. ay)	$r^*$	0,01
		$p^*$	0,957
	PTD (12. ay)	$r^*$	0,044
		$p^*$	0,81

\* Spearman's rho

### 4.3. OSTELL BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Locator ve bar tutuculu implantların ISQ değerleri Tablo 4-6'da gösterilmektedir. İki grup arasında cerrahi esnasındaki ISQ ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4-7).

**Tablo 4-6: Protez Gruplarındaki ISQ Değerleri**

LOCATOR GRUBU/ISQ	85	85	83	70	80	81	75	77	82	82	81	78				
BAR GRUBU/ISQ	80	82	73	81	80	80	81	85	77	82	80	85	83	84	72	80

**Tablo 4-7: Protez Grupları Arasında Ostell Değerlendirilmesi**

	Locator		Bar		P
	Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	
<b>Ostell</b>	79,58 ± 4,56	80,5 (70 - 85)	81,56 ± 3,4	82 (72 - 87)	0,068 <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Student t test

#### 4.4. MKK YÜZEYLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Tutucu tiplerinin gruplar arası karşılaştırmasında cerrahi safhadan 6. aya kadar, 6. aydan 12. aya, cerrahi safhadan 12. aya kadar olan zaman sürecindeki implantlarda görülen marjinal kemik kaybı düzeyleri açısından implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ). Locator ve bar desteli tutucularda mezial yüzeylerde ilk 6 ay ve 2. 6 ay. arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken, başlangıç ve 12. ay'da ölçülen MKK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $<0,001$ )

İmplantların distal yüzeylerinde ise locator destekli tutucularda kendi içerisinde 12 aylık kontrol dönemlerinde her bir dönem arasında anlamlı farklılık gözlemlenirken ( $<0,001$ ), bar destekli tutucularda ilk 6 ay ve 2. 6 ay. arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken, başlangıç ve 12. ay'da ölçülen MKK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $<0,001$ ) (Tablo 4-8).

**Tablo 4-8: Locator ve Bar destekli implantların MKK düzeylerinin değerlendirilmesi**

MKK/Mezial	Locator		Bar		P
	Arit. Ort. $\pm$ SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. $\pm$ SS	Ortanca (Min. - Maks.)	
Cerrahi esnası/6. ay	-0,04 $\pm$ 0,05	-0,03 (-0,18 - 0) b	-0,05 $\pm$ 0,04	-0,04 (-0,14 - 0) b	0,577 <sup>1</sup>
6.ay/12. ay	-0,02 $\pm$ 0,02	-0,02 (-0,06 - 0,03) b	-0,03 $\pm$ 0,04	-0,02 (-0,14 - 0,08) b	0,733 <sup>2</sup>
Cerrahi esnası/12. ay	-0,07 $\pm$ 0,05	-0,06 (-0,22 - -0,01) a	-0,08 $\pm$ 0,06	-0,07 (-0,2 - 0,03) a	0,672 <sup>1</sup>
<b>P</b>	<b>&lt;0,001<sup>3</sup></b>		<b>&lt;0,001<sup>3</sup></b>		

<sup>1</sup> Student t test, <sup>2</sup> Mann Whitney U test, <sup>3</sup> Freidman test

<sup>a, b, c</sup> : Aynı sütundaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ( $p<0,05$ )

MKK/Distal	Locator		Bar		P
	Arit. Ort. $\pm$ SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. $\pm$ SS	Ortanca (Min. - Maks.)	
Cerrahi esnası/6.ay	-0,05 $\pm$ 0,05	-0,03 (-0,2 - 0,01) b	-0,02 $\pm$ 0,11	-0,03 (-0,13 - 0,5) b	0,384 <sup>1</sup>
6.ay/12. ay	-0,02 $\pm$ 0,02	-0,01 (-0,06 - 0) c	-0,04 $\pm$ 0,05	-0,02 (-0,21 - 0,03) b	0,531 <sup>1</sup>
Cerrahi esnası/12. ay	-0,07 $\pm$ 0,06	-0,06 (-0,2 - 0) a	-0,06 $\pm$ 0,12	-0,06 (-0,24 - 0,5) a	0,829 <sup>1</sup>
<b>P</b>	<b>&lt;0,001<sup>3</sup></b>		<b>&lt;0,001<sup>3</sup></b>		

<sup>1</sup> Student t test, <sup>2</sup> Mann Whitney U test, <sup>3</sup> Freidman test

<sup>a, b, c</sup> : Aynı sütundaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ( $p<0,05$ )

#### 4.4.1. Cerrahi Esnasında, 6. Ay ve 12. Aydaki PTD İle MKK İlişkisinin Değerlendirilmesi

Locator ve bar tutucularda herhangi bir dönemde PTD ile MKK arasında herhangi bir korelasyon bulunmamıştır (Tablo 4-9).

**Tablo 4-9: Cerrahi esnasında, 6. ay ve 12. aydaki PTD ile MKK'nın değerlendirilmesi**

			PTD (cerrahi esnasında)	PTD (6. ay)	PTD (12. ay)
<b>MKK Locator</b>	<b>(cerrahi/6. ay)</b>	r*	0,383	-	-
		p*	0,065	-	-
	<b>(6. ay/12. ay)</b>	r*	-	0,161	-
		p*	-	0,452	-
	<b>(cerrahi/12. ay)</b>	r*	-	-	0,103
		p*	-	-	0,633
<hr/>					
<b>MKK Bar</b>	<b>(cerrahi/6. ay)</b>	r*	-0,187	-	-
		p*	0,305	-	-
	<b>(6. ay/12. ay)</b>	r*	-	0,019	-
		p*	-	0,919	-
	<b>(cerrahi/12. ay)</b>	r*	-	-	-0,249
		p*	-	-	0,17
<hr/>					

\*Spearman's rho

#### 4.4.2. Cerrahi Sırasında Ölçülen Primer Stabilizasyon (ISQ ve PTD) İle MKK İlişkisinin Değerlendirilmesi

Locator ve bar destekli gruplarda cerrahi sırasında ölçülen PTD ve Ostell değerleri ile MKK değerlendirilmesinde anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p>0,05) (Tablo 4-10,11).

**Tablo 4-10: Primer stabilizasyon (Ostell) ile MKK ilişkisi**

			Ostell
MKK /Locator	(cerrahi/6. ay)	r*	0,132
		p*	0,538
	(6. ay/12. ay)	r*	0,032
		p*	0,88
	(cerrahi/12.ay)	r*	0,131
		p*	0,54
MKK /Bar	(cerrahi/6. ay)	r*	-0,113
		p*	0,54
	(6.ay/12.ay)	r*	0,026
		p*	0,887
	(cerrahi/12.ay)	r*	-0,034
		p*	0,715

\*Spearman's rho

**Tablo 4-11:Primer stabilizasyon (PTD) ile MKK ilişkisi**

			PTD (cerrahi esnasında)
MKK/Locator	(cerrahi/6.ay)	r*	0,383
		p*	0,065
	(6. ay/12. ay)	r*	-0,048
		p*	0,825
	(cerrahi/12.ay)	r*	0,296
		p*	0,16
MKK/Bar	(cerrahi/6. ay)	r*	-0,187
		p*	0,305
	(6.ay/12.ay)	r*	0,144
		p*	0,43
	(cerrahi/12.ay)	r*	-0,049
		p*	0,792

\* Spearman's rho

**4.4.3. Cerrahi Esnasından 12. ay Arasındaki MKK ile Yaş Değerlendirilmesi**

Locator ve bar gruplarında cerrahi esnasından 12.ay zaman aralığındaki marjinal kemik kaybı ile yaş arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4-12).

**Tablo 4-12: Yaşa göre cerrahi esnasından 12. ay arasındaki MKK ilişkisi**

			Yaş
MKK/Locator	(cerrahi/12. ay)	r*	0,146
		p*	0,496
MKK/Bar	(cerrahi/12. ay)	r*	0,006
		p*	0,974

\* Spearman's rho

#### 4.4.4. Cerrahi Esnasından 12. ay Arasındaki MKK ile Cinsiyet Değerlendirilmesi

Locator ve bar gruplarında cerrahi esnasından 12.ay zaman aralığındaki marjinal kemik kaybı ile yaş arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4-13).

**Tablo 4-13: Cinsiyete göre cerrahi esnasından 12. ay arasındaki MKK ilişkisi**

	Erkek		Kadın		P <sup>1</sup>
	Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	
Locator					
MKK (12. ay)	-0,06 ± 0,04	-0,05 (-0,12 - -0,01)	-0,08 ± 0,06	-0,05 (-0,2 - -0,02)	0,557
Bar					
MKK (12. ay)	-0,08 ± 0,07	-0,07 (-0,2 - -0,01)	-0,07 ± 0,09	-0,06 (-0,21 - 0,24)	0,919

## 4.5. PERİODONTAL BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

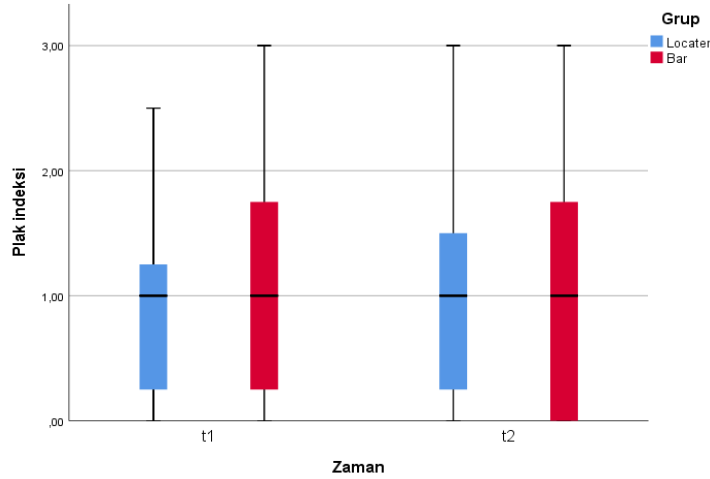
### 4.5.1. İmplantların Plak İndeksleri Açısından Değerlendirilmesi

Tutucu tiplerinin grup içi ve gruplar arası 6. ay ve 12. ay, plak indeksi (Tablo 4-14) (Şekil 4-3), karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. (p>0.05).

**Tablo 4-14: Tutucu tipleri içinde ve arasında 6. ay ve 12. ay plak indeksi ölçümlerinin değerlendirilmesi**

Plak İndeksi	Locator		Bar		P
	Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	
6. ay	0,92 ± 0,79	1 (0 - 2,5)	1,19 ± 0,98	1 (0 - 3)	0,441 <sup>1</sup>
12. ay	1,04 ± 0,92	1 (0 - 3)	1,03 ± 1,09	1 (0 - 3)	0,829 <sup>2</sup>
P	0,588 <sup>3</sup>		0,398 <sup>3</sup>		

<sup>1</sup> Student t test, <sup>2</sup> Mann Whitney U test, <sup>3</sup> Wilcoxon test



**Şekil 4-3: t1 (6. Ay) ve t2 (12. ay) zaman dilimlerinde implantların plak indekslerinin karşılaştırılması**

#### 4.5.2. İmplantların Plak İndeksinin MKK ile Değerlendirilmesi

Tutucu tiplerinin plak indeksinin MKK ile kıyaslanmasında;

Locator tipi tutucularda plak indeksi skoru ile implantların herhangi bir dönemdeki MKK değerleri ile korelasyon bulunmamıştır.

Bar tipi tutucularda ise sadece 6 aylık plak indeksi skoru ile implantların cerrahi/6. ay arasında pozitif korelasyon bulunmuştur ( $r=0,504$ ,  $p=0,003$ ) (Tablo 4-15).

**Tablo 4-15: İmplantların plak indeksinin MKK ile kıyaslanması**

		Plak indeksi ( 6. ay)		Plak indeksi ( 12. ay)	
<b>MKK Locator</b>	(cerrahi/6.ay)	r*	0,145	-	-
		p*	0,653	-	-
	(cerrahi/12.ay)	r*	-	0,264	-
		p*	-	0,213	-
<b>MKK Bar</b>	(cerrahi/6.ay)	r*	0,504	-	-
		p*	<b>0,003</b>	-	-
	(cerrahi/12.ay)	r*	-	0,101	-
		p*	-	0,581	-

\*Spearman's rho

#### 4.5.3. İmplantların Sondalamada Kanama İndeksleri Açısından Değerlendirilmesi

Tutucu tiplerinin gruplar arası 6. ay ve 12. ay, sondalamada kanama (Tablo 4-16) (Şekil 4-4) karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır

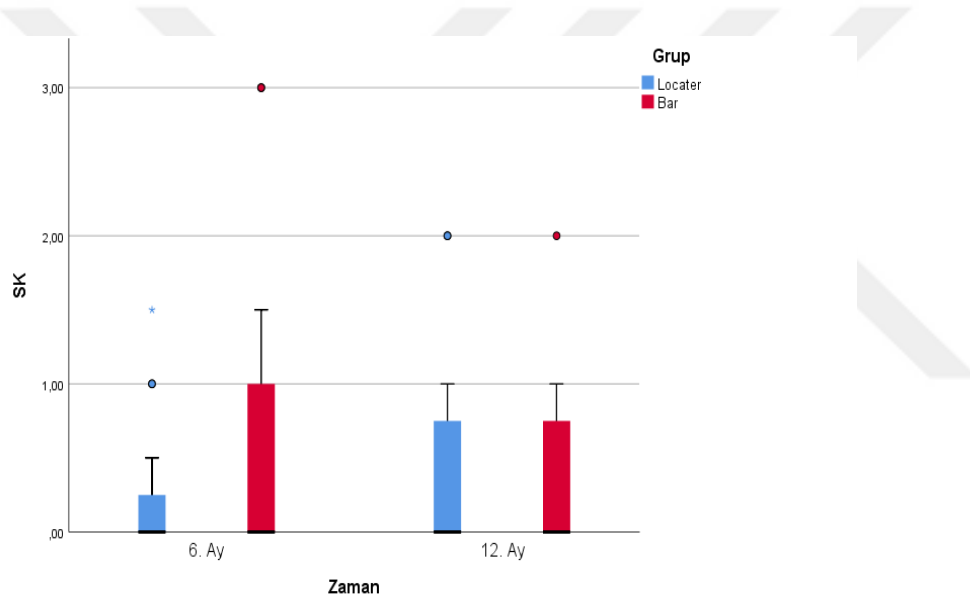


( $p>0.05$ ). Grup içi karşılaştırmada ise bar tipi tutucularda 12 aylık kontrollerde anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p=0,0034$ ).

**Tablo 4-16: Tutucu tipleri içinde ve arasında implantların yüzeyinin 6. ay ve 12. aydaki sondalamada kanama indeksi ölçümlerinin değerlendirilmesi**

Sondalamada Kanama	Locator		Bar		p
	Arit. Ort. $\pm$ SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. $\pm$ SS	Ortanca (Min. - Maks.)	
6.ay	0,38 $\pm$ 0,65	0 (0 - 2)	0,47 $\pm$ 0,8	0 (0 - 3)	0,056 <sup>1</sup>
12.ay	0,13 $\pm$ 0,34	0 (0 - 1)	0,28 $\pm$ 0,52	0 (0 - 2)	0,661 <sup>1</sup>
<b>p</b>	0,13 <sup>2</sup>		<b>0,034<sup>2</sup></b>		

<sup>1</sup> Mann Whitney U test, <sup>2</sup> Wilcoxon test



**Şekil 4-4: 6. ay ve 12. ay zaman dilimlerindeki implantların sondalamada kanama indekslerinin karşılaştırılması**

#### 4.5.4. İmplantların Sondalamada Kanama ile MKK'nin Değerlendirilmesi

İmplantların 6.ay ve 12.ay sondalamada kanama değerlerinin tutucu tiplerinin MKK ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-17).

Tablo 4-17: Sondalamada kanama ile MKK ilişkisi

			SK ( 6. ay)	SK ( 12. ay)
MKK Locator	(cerrahi/6. ay)	r*	0,208	-
		p*	0,329	-
	(cerrahi/12. ay)	r*	-	-0,133
		p*	-	0,535
MKK Bar	(cerrahi/6. ay)	r*	0,208	-
		p*	0,254	-
	(cerrahi/12. ay)	r*	-	0,06
		p*	-	0,746

\*Spearman's rho SK:Sondalamada Kanama

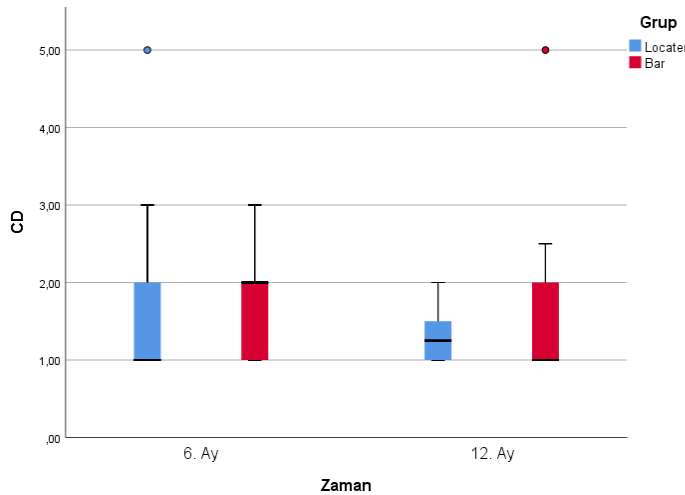
#### 4.5.5. İmplantların Sondalamada Cep Derinliği Açısından Değerlendirilmesi

İmplantların sondalamada cep derinliğinin tutucu tipleri içinde ve arasında 6. ve 12. aylardaki karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4-18) (Şekil 4-5)

Tablo 4-18: Tutucu tipleri içinde ve arasında implantların 6. ay ve 12. aydaki sondalamada cep derinliğinin ölçümlerinin değerlendirilmesi

Sondalamada Cep Derinliği	Locator		Bar		P
	Arit. Ort. $\pm$ SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. $\pm$ SS	Ortanca (Min. - Maks.)	
6.ay	1,69 $\pm$ 0,99	1 (1 - 5)	1,78 $\pm$ 0,57	2 (1 - 3)	0,235 <sup>1</sup>
12.ay	1,33 $\pm$ 0,38	1,25 (1 - 2)	1,59 $\pm$ 0,85	1 (1 - 5)	0,408 <sup>1</sup>
<b>P</b>	0,564 <sup>2</sup>		0,180 <sup>2</sup>		

<sup>1</sup> Mann Whitney U test, <sup>2</sup> Wilcoxon test



Şekil 4-5: 6. ay ve 12. ay zaman dilimlerindeki implantların sondalamada cep derinliği indekslerinin karşılaştırılması

#### 4.5.6. İmplantların Sondalamada Cep Derinliği ile MKK İlişkisi

Locator tutucularda ve bar tipi tutucularda sondalama cep derinliği ile MKK arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4-19).

**Tablo 4-19: İmplantların sondalamada cep derinlikleri ile MKK ilişkisi**

		SCD( 6. ay)		SCD( 12. ay)	
<b>MKK Locator</b>	<b>(cerrahi/6. ay)</b>	r*	0,286	-	
		p*	0,176	-	
	<b>(cerrahi/12. ay)</b>	r*	-	-0,283	
		p*	-	0,181	
<b>MKK Bar</b>	<b>(cerrahi/6. ay)</b>	r*	0,18	-	
		p*	0,323	-	
	<b>(cerrahi/12. ay)</b>	r*	-	0,126	
		p*	-	0,491	

\*Spearman's rho SCD: Sondalamada Cep Derinliği

#### 4.5.7. Peri-İmplanter Veriler ile Yaş İlişkisinin Değerlendirilmesi

Sondalamada cep derinliği ile yaş arasında herhangi bir korelasyon bulunmamaktadır.

Plak indeksi ile yaş arasında sadece Locator tipi tutucularda implantların 12. Ay kontrollerinde pozitif korelasyon bulunmaktadır ( $r=0,785, p=0,003$ ).

Sondalamada kanama ile yaş arasında herhangi bir korelasyon bulunmamaktadır (Tablo 4-20).

**Tablo 4-20: İmplantların Peri-implanter Veriler ile Yaş İlişkisinin Değerlendirilmesi**

		Yaş			
		Locator		Bar	
		r*	p*	r*	p*
Sondalamada Cep Derinliği	6.ay	-0,438	0,149	0,233	0,199
	12.ay	-0,098	0,65	-0,144	0,432
Plak İndeksi	6.ay	0,187	0,56	0,065	0,811
	12.ay	0,785	<b>0,003</b>	0,077	0,778
Sondalamada Kanama	6.ay	0,165	0,442	0,05	0,787
	12. ay	0,385	0,063	0,202	0,268

\*Spearman's rho korelasyon analizi

#### 4.6. OHIP BULGULARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

OHIP-14 skorları tüm bireylerde 7 farklı kategoride değerlendirilmiştir. Bu kategoriler; fonksiyonel kısıtlılık, fiziksel ağrı varlığı, psikolojik rahatsızlık, fiziksel yetersizlik, psikolojik yetersizlik, sosyal yetersizlik ve engellilik olarak sıralanmıştır. Cevaplar; 0-4 puanlanarak skorlanmıştır ve düşük skorlar daha iyi bir yaşama kalitesini göstermektedir. Her bir alt kategoriye ait skorlar *Slade* (411) göre ağırlıklandırılarak toplanmış ve OHIP-14 skoru elde edilmiştir.

Tutucu tipleri karşılaştırıldığında implantlar yüklenmeden önce, 6. ay ve 12. ayda değerlendirilen her bir OHIP skoru arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ). Bununla birlikte bar ve locator tutucularında implantlar yüklenmeden önce, 6. ve 12.ay grup içi karşılaştırmalarında da fiziksel ağrı ve fiziksel yetersizlik ve toplam skorlarda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p<0.05$ ) (Tablo 4-21,22).

**Tablo 4-21: Tutucu tipleri içinde OHIP skorlarının değerlendirilmesi**

Grup	Alt Boyutlar	Yükleme öncesi		6. ay		12. ay		P
		Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	
Locator	Fonksiyonel Kısıtlılık	0,12 ± 0,22	0 (0 - 0,51)	0,25 ± 0,4	0 (0 - 1,02)	0,13 ± 0,23	0 (0 - 0,51)	0,565 <sup>1</sup>
	Fiziksel Ağrı	1,44 ± 0,5	1,33 (1 - 2,32) <sup>A</sup>	0,61 ± 0,51	0,5 (0 - 1,34) <sup>B</sup>	0,42 ± 0,41	0,34 (0 - 1,02) <sup>B</sup>	<0,001 <sup>1</sup>
	Psikolojik Huzursuzluk	0,09 ± 0,21	0 (0 - 0,55)	0,12 ± 0,42	0 (0 - 1,45)	0,33 ± 0,86	0 (0 - 3)	0,232 <sup>1</sup>
	Fiziksel Yetersizlik	1 ± 0,31	1 (0,48 - 1,52) <sup>A</sup>	0,17 ± 0,6	0 (0 - 2,08) <sup>B</sup>	0,09 ± 0,2	0 (0 - 0,52) <sup>B</sup>	<0,001 <sup>1</sup>
	Psikolojik Yetersizlik	0,03 ± 0,12	0 (0 - 0,4)	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,03 ± 0,12	0 (0 - 0,4)	0,607 <sup>1</sup>
	Sosyal Uyumsuzluk	0,03 ± 0,11	0 (0 - 0,38)	0,08 ± 0,29	0 (0 - 1)	0,03 ± 0,11	0 (0 - 0,38)	0,867 <sup>1</sup>
	Engellilik	0 ± 0	0 (0 - 0)	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,03 ± 0,12	0 (0 - 0,41)	0,368 <sup>1</sup>
	<b>Toplam Skor</b>	2,72 ± 0,68 <sup>A</sup>	2,59 (1,99 - 4,24)	1,24 ± 1,59 <sup>B</sup>	1 (0 - 5,87)	1,07 ± 1,32 <sup>B</sup>	0,95 (0 - 4,51)	<0,001 <sup>2</sup>
Bar	Fonksiyonel Kısıtlılık	0,16 ± 0,24	0 (0 - 0,51)	0,1 ± 0,28	0 (0 - 1,02)	0,09 ± 0,27	0 (0 - 0,98)	0,468 <sup>1</sup>
	Fiziksel Ağrı	1,29 ± 0,59	1 (1 - 3) <sup>A</sup>	0,44 ± 0,62	0,17 (0 - 2) <sup>B</sup>	0,44 ± 0,51	0,17 (0 - 1,32) <sup>B</sup>	<0,001 <sup>1</sup>
	Psikolojik Huzursuzluk	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,07 ± 0,28	0 (0 - 1,1)	0,12 ± 0,36	0 (0 - 1,35)	0,368 <sup>1</sup>
	Fiziksel Yetersizlik	0,7 ± 0,26	0,48 (0,48 - 1) <sup>A</sup>	0,19 ± 0,56	0 (0 - 2,08) <sup>B</sup>	0,06 ± 0,24	0 (0 - 0,96) <sup>B</sup>	<0,001 <sup>1</sup>
	Psikolojik Yetersizlik	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,04 ± 0,15	0 (0 - 0,6)	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,368 <sup>1</sup>
	Sosyal Uyumsuzluk	0,08 ± 0,31	0 (0 - 1,24)	0,04 ± 0,16	0 (0 - 0,62)	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,378 <sup>1</sup>
	Engellilik	0,1 ± 0,4	0 (0 - 1,59)	0,06 ± 0,25	0 (0 - 1)	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,348 <sup>1</sup>
	<b>Toplam Skor</b>	2,33 ± 1,01 <sup>A</sup>	2 (1,48 - 5,59)	0,93 ± 1,81 <sup>B</sup>	0,34 (0 - 7,29)	0,71 ± 0,86 <sup>B</sup>	0,33 (0 - 2,3)	<0,001 <sup>2</sup>

<sup>1</sup> Freidman test, <sup>2</sup> Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi

<sup>A, B</sup>: Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder (p<0.05)

Tablo 4-22:Tutucu tiplerinin arasında OHIP skorlarının değerlendirilmesi

		Locator		Bar		P <sup>1</sup>
		Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	
<b>Fonksiyonel Kısıtlılık</b>	Yükleme öncesi	0,12 ± 0,22	0 (0 - 0,51)	0,16 ± 0,24	0 (0 - 0,51)	0,717
	6.ay	0,25 ± 0,4	0 (0 - 1,02)	0,1 ± 0,28	0 (0 - 1,02)	0,263
	12.ay	0,13 ± 0,23	0 (0 - 0,51)	0,09 ± 0,27	0 (0 - 0,98)	0,726
<b>Fiziksel Ağrı</b>	Yükleme öncesi	1,44 ± 0,5	1,33 (1 - 2,32)	1,29 ± 0,59	1 (1 - 3)	0,484
	6.ay	0,61 ± 0,51	0,5 (0 - 1,34)	0,44 ± 0,62	0,17 (0 - 2)	0,436
	12.ay	0,42 ± 0,41	0,34 (0 - 1,02)	0,44 ± 0,51	0,17 (0 - 1,32)	0,923
<b>Psikolojik Huzursuzluk</b>	Yükleme öncesi	0,09 ± 0,21	0 (0 - 0,55)	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,166
	6.ay	0,12 ± 0,42	0 (0 - 1,45)	0,07 ± 0,28	0 (0 - 1,1)	0,694
	12.ay	0,33 ± 0,86	0 (0 - 3)	0,12 ± 0,36	0 (0 - 1,35)	0,375
<b>Fiziksel Yetersizlik</b>	Yükleme öncesi	1 ± 0,31	1 (0,48 - 1,52)	0,7 ± 0,26	0,48 (0,48 - 1)	<b>0,01</b>
	6.ay	0,17 ± 0,6	0 (0 - 2,08)	0,19 ± 0,56	0 (0 - 2,08)	0,94
	12.ay	0,09 ± 0,2	0 (0 - 0,52)	0,06 ± 0,24	0 (0 - 0,96)	0,759
<b>Psikolojik Yetersizlik</b>	Yükleme öncesi	0,03 ± 0,12	0 (0 - 0,4)	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,339
	6.ay	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,04 ± 0,15	0 (0 - 0,6)	0,397
	12.ay	0,03 ± 0,12	0 (0 - 0,4)	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,339
<b>Sosyal Uyumsuzluk</b>	Yükleme öncesi	0,03 ± 0,11	0 (0 - 0,38)	0,08 ± 0,31	0 (0 - 1,24)	0,63
	6.ay	0,08 ± 0,29	0 (0 - 1)	0,04 ± 0,16	0 (0 - 0,62)	0,603
	12.ay	0,03 ± 0,11	0 (0 - 0,38)	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,339
<b>Engellilik</b>	Yükleme öncesi	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,1 ± 0,4	0 (0 - 1,59)	0,397
	6.ay	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,06 ± 0,25	0 (0 - 1)	0,397
	12.ay	0,03 ± 0,12	0 (0 - 0,41)	0 ± 0	0 (0 - 0)	0,339
<b>Toplam Skor</b>	Yükleme öncesi	2,72 ± 0,68	2,59 (1,99 - 4,24)	2,33 ± 1,01	2 (1,48 - 5,59)	0,251
	6.ay	1,24 ± 1,59	1 (0 - 5,87)	0,93 ± 1,81	0,34 (0 - 7,29)	0,641
	12.ay	1,07 ± 1,32	0,95 (0 - 4,51)	0,71 ± 0,86	0,33 (0 - 2,3)	0,396

<sup>1</sup> Mann Whitney U test

#### 4.7. MEMNUNİYET VERİLERİN DEĞERLENDİRMESİ

Tutucu tipleri karşılaştırıldığında yüklemmeden önce, 6. ay ve 12. ayda değerlendirilen her bir memnuniyet değerlendirmelerinde bar ve locator grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ). Locator ve bar tipi tutucuların yüklemmeden önce, 6. ay ve 12. ay grup içi karşılaştırmalarında hijyen dışında her bir memnuniyet arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p<0.05$ ) (Tablo 4-23,24).

Değerlendirilen VAS anket soruları

VAS 1	Alt protezinizden memnun musunuz?	Genel memnuniyet
VAS 2	Alt proteziniz yemek yerken yerinden çıkıyor mu?	Tutuculuk
VAS 3	Alt protezinizle çiğneyebiliyor musunuz?	Çiğneme
VAS 4	Uygulanan tedavi beklentilerinizi karşıladı mı?	Beğenme
VAS 5	Proteziniz konuşmanızı nasıl etkiledi?	Fonasyon
VAS 6	İmplant çevresini temizlemekte zorlanıyor musunuz?	Hijyen
VAS 7	Proteziniz estetik beklentilerinizi karşıladı mı?	Estetik
VAS 8	Proteziniz ağrıya sebep oluyor mu?	Ağrı

**Tablo 4-23: Tutucu tipleri arasında memnuniyet değerlendirilmesi**

		Locator		Bar		P <sup>1</sup>
		Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	
<b>Genel memnuniyet</b>	Yüklemeden önce	70,17 ± 14,8	72 (39 - 90)	77 ± 7,16	78 (62 - 89)	0,118
	6.ay	85,92 ± 14,55	90,5 (57 - 100)	93,69 ± 5,91	94,5 (80 - 100)	0,063
	12.ay	88,75 ± 12,11	91 (56 - 100)	92,5 ± 5,99	94 (80 - 100)	0,29
<b>Tutuculuk</b>	Yüklemeden önce	71,75 ± 6,3	72,5 (61 - 81)	74,19 ± 11,98	78 (36 - 87)	0,528
	6.ay	92,17 ± 7,51	94 (77 - 100)	92,88 ± 12,07	96,5 (50 - 100)	0,86
	12.ay	91,25 ± 10,1	94,5 (62 - 100)	92,06 ± 12,4	96 (50 - 100)	0,854
<b>Çiğneme</b>	Yüklemeden önce	69,92 ± 8,03	72 (48 - 78)	73,37 ± 11,1	77,5 (40 - 85)	0,37
	6.ay	89,92 ± 8,99	91 (68 - 99)	89,5 ± 12,43	92,5 (52 - 100)	0,922
	12.ay	91,33 ± 11,55	93,5 (58 - 100)	88 ± 17,42	95 (30 - 100)	0,571
<b>Beğenme</b>	Yüklemeden önce	74,67 ± 11,77	78,5 (41 - 85)	72,75 ± 14,59	78 (36 - 85)	0,712
	6.ay	88,42 ± 13,08	90,5 (50 - 99)	88,87 ± 14,91	94 (53 - 100)	0,933
	12.ay	90,17 ± 9,97	93,5 (67 - 100)	92,5 ± 5,47	93,5 (80 - 100)	0,435
<b>Fonasyon</b>	Yüklemeden önce	74,17 ± 4,67	74,5 (68 - 81)	76,19 ± 8,13	77,5 (53 - 85)	0,449
	6.ay	90 ± 6,88	90,5 (74 - 99)	91,56 ± 10,49	95 (60 - 100)	0,658
	12.ay	90,67 ± 8,6	94 (73 - 99)	92,69 ± 6,5	94,5 (75 - 100)	0,484
<b>Hijyen</b>	Yüklemeden önce	0 ± 0	0 (0 - 0)	0 ± 0	0 (0 - 0)	NA
	6.ay	85,83 ± 16,86	92,5 (52 - 100)	86,87 ± 20,07	95 (32 - 100)	0,886
	12.ay	88,83 ± 10,05	91,5 (70 - 98)	86,5 ± 17,33	93,5 (42 - 100)	0,681
<b>Estetik</b>	Yüklemeden önce	84,42 ± 17,17	90 (33 - 95)	81,69 ± 16	89 (48 - 96)	0,669
	6.ay	87,58 ± 18,2	94 (33 - 98)	85 ± 16,01	91 (56 - 100)	0,693
	12.ay	88,92 ± 12,45	95 (60 - 99)	86,38 ± 18,21	93 (30 - 100)	0,681
<b>Ağrı</b>	Yüklemeden önce	8,25 ± 8,76	5,5 (3 - 35)	7,94 ± 2,91	7,5 (3 - 13)	0,895
	6.ay	5,67 ± 7,45	3 (1 - 28)	4,88 ± 3,14	4 (0 - 10)	0,704
	12.ay	6 ± 5,22	4,5 (2 - 20)	3,94 ± 2,46	4 (0 - 10)	0,175

<sup>1</sup> Mann Whitney U test



**Tablo 4-24: Tutucu tipleri içinde memnuniyet değerlendirilmesi**

			Yükleme öncesi		6.ay		12.ay		P
			Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	Arit. Ort. ± SS	Ortanca (Min. - Maks.)	
<b>Locator</b>	<b>Genel memnuniyet</b>	VAS 1	70,17 ± 14,8 <sup>B</sup>	72 (39 - 90)	85,92 ± 14,55 <sup>A</sup>	90,5 (57 - 100)	88,75 ± 12,11 <sup>A</sup>	91 (56 - 100)	<0,001 <sup>1</sup>
	<b>Tutuculuk</b>	VAS 2	71,75 ± 6,3 <sup>B</sup>	72,5 (61 - 81)	92,17 ± 7,51 <sup>A</sup>	94 (77 - 100)	91,25 ± 10,1 <sup>A</sup>	94,5 (62 - 100)	<0,001 <sup>1</sup>
	<b>Çiğneme</b>	VAS 3	69,92 ± 8,03 <sup>B</sup>	72 (48 - 78)	89,92 ± 8,99 <sup>A</sup>	91 (68 - 99)	91,33 ± 11,55 <sup>A</sup>	93,5 (58 - 100)	<0,001 <sup>1</sup>
	<b>Beğenme</b>	VAS 4	74,67 ± 11,77 <sup>B</sup>	78,5 (41 - 85)	88,42 ± 13,08 <sup>A</sup>	90,5 (50 - 99)	90,17 ± 9,97 <sup>A</sup>	93,5 (67 - 100)	<0,001 <sup>1</sup>
	<b>Fonasyon</b>	VAS 5	74,17 ± 4,67 <sup>B</sup>	74,5 (68 - 81)	90 ± 6,88 <sup>A</sup>	90,5 (74 - 99)	90,67 ± 8,6 <sup>A</sup>	94 (73 - 99)	<0,001 <sup>1</sup>
	<b>Hijyen</b>	VAS 6	-	-	85,83 ± 16,86	92,5 (52 - 100)	88,83 ± 10,05	91,5 (70 - 98)	0,260 <sup>2</sup>
	<b>Estetik</b>	VAS 7	84,42 ± 17,17	90 (33 - 95) <sup>A</sup>	87,58 ± 18,2	94 (33 - 98) <sup>B</sup>	88,92 ± 12,45	95 (60 - 99) <sup>B</sup>	0,002 <sup>3</sup>
	<b>Ağrı</b>	VAS 8	8,25 ± 8,76	5,5 (3 - 35) <sup>A</sup>	5,67 ± 7,45	3 (1 - 28) <sup>B</sup>	6 ± 5,22	4,5 (2 - 20) <sup>AB</sup>	0,005 <sup>3</sup>
<b>Bar</b>	<b>Genel memnuniyet</b>	VAS 1	77 ± 7,16 <sup>B</sup>	78 (62 - 89)	93,69 ± 5,91 <sup>A</sup>	94,5 (80 - 100)	92,5 ± 5,99 <sup>A</sup>	94 (80 - 100)	<0,001 <sup>1</sup>
	<b>Tutuculuk</b>	VAS 2	74,19 ± 11,98 <sup>B</sup>	78 (36 - 87)	92,88 ± 12,07 <sup>A</sup>	96,5 (50 - 100)	92,06 ± 12,4 <sup>A</sup>	96 (50 - 100)	<0,001 <sup>1</sup>
	<b>Çiğneme</b>	VAS 3	73,38 ± 11,1 <sup>B</sup>	77,5 (40 - 85)	89,5 ± 12,43 <sup>A</sup>	92,5 (52 - 100)	88 ± 17,42 <sup>A</sup>	95 (30 - 100)	0,007 <sup>1</sup>
	<b>Beğenme</b>	VAS 4	72,75 ± 14,59 <sup>B</sup>	78 (36 - 85)	88,88 ± 14,91 <sup>A</sup>	94 (53 - 100)	92,5 ± 5,47 <sup>A</sup>	93,5 (80 - 100)	<0,001 <sup>1</sup>
	<b>Fonasyon</b>	VAS 5	76,19 ± 8,13 <sup>B</sup>	77,5 (53 - 85)	91,56 ± 10,49 <sup>A</sup>	95 (60 - 100)	92,69 ± 6,5 <sup>A</sup>	94,5 (75 - 100)	<0,001 <sup>1</sup>
	<b>Hijyen</b>	VAS 6	-	-	86,88 ± 20,07	95 (32 - 100)	86,5 ± 17,33	93,5 (42 - 100)	0,815 <sup>2</sup>
	<b>Estetik</b>	VAS 7	81,69 ± 16	89 (48 - 96) <sup>B</sup>	85 ± 16,01	91 (56 - 100) <sup>A</sup>	86,38 ± 18,21	93 (30 - 100) <sup>AB</sup>	0,001 <sup>3</sup>
	<b>Ağrı</b>	VAS 8	7,94 ± 2,91	7,5 (3 - 13) <sup>A</sup>	4,88 ± 3,14	4 (0 - 10) <sup>B</sup>	3,94 ± 2,46	4 (0 - 10) <sup>B</sup>	<0,001 <sup>3</sup>

<sup>1</sup> Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi, <sup>2</sup> Wilcoxon test, <sup>3</sup> Freidman test

<sup>A, B</sup>: Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ( $p < 0,05$ )

#### 4.8. PROTETİK KOMPLİKASYONLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Tutucular arasında 6. ay ve 12. aylardaki tutuculuk kaybı görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Locator tipi tutucularda; 6. ayda görülen tutuculuk kaybı oranına (%8.3) göre 12. ayda (%50) artış görülmekle birlikte bu farklılık anlamlılığa yakın ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Bar tipi tutucularda; 6. ayda görülen tutuculuk kaybı oranına (%12.5) göre 12. ayda (%18.8) istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ( $p>0.05$ ).

Tutucular arasında 6. ay ve 12. aylardaki protez kırığı görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Locator tipi tutucularda; 6. ayda görülen protez kırığı oranına (%8.3) göre 12. ayda (%0) istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ( $p>0.05$ ).

Bar tipi tutucularda; 6. ay ve 12. ayda protez kırığı görülmemiştir.

Tutucular arasında 6. ay ve 12. aylardaki astarlama ihtiyacı görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Locator tipi tutucularda; 6. ayda görülen astarlama ihtiyacı oranına (%0) göre 12. ayda (%50) görülen artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p:0.031$ ;  $p<0.05$ ).

Bar tipi tutucularda; 6. ayda görülen astarlama ihtiyacı oranına (%25) göre 12. ayda (%37.5) istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ( $p>0.05$ ).

Tutucular arasında 6. ay ve 12. aylardaki plastik tutucunun yerinden çıkması oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Locator tipi tutucularda; 6. ay ve 12. ayda plastik tutucunun yerinden çıkması görülmemiştir.

Bar tipi tutucularda; 6. ayda görülen plastik tutucunun yerinden çıkma oranına (%12.5) göre 12. ayda (%6.3) istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ( $p>0.05$ ).

Tutucular arasında 6. ay ve 12. aylardaki protezden diş düşmesi oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Locator tipi tutucularda; 6. ay ve 12. ayda protezden diş düşmesi görülmemiştir.

Bar tipi tutucularda; 6. ayda görülen protezden diş düşme oranına (%0) göre 12. ayda (%6.3) istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-25).

**Tablo 4-25: 6. ay ve 12. aylarda görülen protetik komplikasyonların değerlendirilmesi**

		Locater	Bar	<sup>1</sup> p
		n (%)	n (%)	
<b>Tutuculuk Kaybı</b>	<b>6.ay</b>	1 (%8,3)	2 (%12,5)	<sup>a</sup> 1,000
	<b>12.ay</b>	6 (%50)	3 (%18,8)	<sup>a</sup> 0,114
	<b><sup>2</sup>p</b>	0,063	1,000	
<b>Protez kırığı</b>	<b>6.ay</b>	1 (%8,3)	0 (%0)	<sup>a</sup> 0,429
	<b>12.ay</b>	0 (%0)	0 (%0)	-
	<b><sup>2</sup>p</b>	1,000	-	
<b>Astarlama ihtiyacı</b>	<b>6.ay</b>	0 (%0)	4 (%25)	<sup>a</sup> 0,113
	<b>12.ay</b>	6 (%50)	6 (%37,5)	<sup>b</sup> 0,783
	<b><sup>2</sup>p</b>	0,031*	0,500	
<b>Plastik tutucunun yerinden çıkması</b>	<b>6.ay</b>	0 (%0)	2 (%12,5)	<sup>a</sup> 0,492
	<b>12.ay</b>	0 (%0)	1 (%6,3)	<sup>a</sup> 1,000
	<b><sup>2</sup>p</b>	-	1,000	
<b>Protezden diş düşmesi</b>	<b>6.ay</b>	0 (%0)	0 (%0)	-
	<b>12.ay</b>	0 (%0)	1 (%6,3)	<sup>a</sup> 1,000
	<b><sup>2</sup>p</b>	-	1,000	

<sup>1a</sup> Fisher's Exact Test <sup>1b</sup> Continuity (yates) correction <sup>2</sup>Mc Nemar Test \*  $p<0.05$

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın sıfır hipotezi olan, alt çene tam dişsiz ağızlarda interforaminal bölgeye hemen yükleme protokolü ile uygulanan iki implant destekli bar tutuculu protezler, locator tutuculu protezler ve bu protezlerin bağlı olduğu implantlar arasındaki implant sağ kalım değerleri, MKK değerleri, protetik komplikasyonlar, hasta memnuniyeti ve implant çevresindeki yumuşak dokuların sağlığı açısından herhangi bir fark olmadığı 12 aylık takip sonrasında doğrulanmıştır.

Alt ve üst tam protez kullanan hastalarda retansiyon ve stabilitenin hasta memnuniyetinde büyük önem taşıdığı bilinmektedir. York Bildirisi (5) ve McGill Uzlaşısı'nda (4), alt tam dişsiz hastalarda protetik rehabilitasyonunun ilk seçeneğinin iki adet implantla desteklenmiş hareketli protezler olması gerektiği belirtilmiştir.

McGill Uzlaşısında, alt çenede interforaminal bölgeye yerleştirilen 2 implant üzerine yapılacak olan tam protezin geriatrik hastaların protetik tedavisinde çok önemli olduğu bildirilmiştir (4). Ayrıca, alt çenede bütün dişlerini kaybetmiş, motor davranışları zayıflamış ve kendini tam protez kullanamayacak gibi hisseden yaşlı hastalara 2 implant yerleştirilerek yapılan minimal invaziv tedavinin bu hastaların protez kullanabilme adaptasyonlarını arttırdığını savunmuştur (349). Çalışmamıza tam protezlerinde retansiyon ve stabilite eksikliği olan, mevcut protezlerini değiştirmek isteyen hastalar dahil edilmiş, hastalara minimal invaziv tedavi yöntemi olacak şekilde iki implant uygulaması gerçekleştirilmiştir.

### 5.1. GEREÇ VE YÖNTEMİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmamıza alt ve üst çeneleri tam dişsiz hastalar dahil edilmiştir. Alt çenede mental foramenler arasına hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen 2 implant destekli hareketli protezlerle ilgili yapılmış araştırmalarda çalışmaya dahil edilme kriterleri içerisinde üst çenenin tam dişsiz olma şartı aranırken (18, 20, 21, 416-419), bazı araştırmalarda ise üst çenenin tam dişsiz, parsiyel dişli ya da tam dişli olup olmaması dikkate alınmamıştır (24, 361, 377, 420, 421). 2016 yılında *Zygoiannis ve ark.* (419) tarafından yapılan sistematik derleme ile *Alfadda ve ark.* (20) tarafından yapılan çalışmalarda alt çenedeki implant destekli hareketli protezlerin karşısına geleneksel üst tam protez yapılmasının standardizasyonu sağlamak için gerekli olduğu bildirilmiştir. *Kappel ve ark.*'nın (24) yaptıkları çalışma bizim çalışmamızla aynı gruplar olmasına

rağmen çalışmaya dahil edilme kriterleri içerisinde üst çenenin tam dişsiz olma durumu aranmamıştır. Alt çenesi tam dişsiz, üst çenesi tam dişli bireylerdeki çiğneme kuvvetinin, alt ve üst çenesi tam dişsiz bireylerdeki çiğneme kuvvetinden farklı olduğu belirtilmiştir (422). Aynı şekilde üst çenesi dişli olan bireylerin mevcut dişlerindeki sarkmalar alt çenesi tam dişsiz bireylerde yapılacak olan protezlerin oklüzyonunu etkileyeceğinden standardizasyonun sağlanmasında problem teşkil etmektedir (422). Bu sebeplerden dolayı bizim çalışmamızda standardizasyonu sağlayabilmek için üst çenede tam protez dışında bir protezi bulunan ya da doğal kendi dişleri olan hastalar çalışmaya dahil edilmemiş sadece alt ve üst çeneleri tam dişsiz bireyler çalışmaya dahil edilmiştir.

Çalışmamızda hastalara aynı boy (13 mm) ve aynı çapta (4,3mm) 2 adet Nobel Replace (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) marka TiUnite yüzeyli implantlar kullanılmıştır. TiUnite, yüksek derecede kristalize ve fosfor içerikli, orta derecede pürüzlü kalınlaştırılmış bir titanyum oksit tabakasıdır. Seramik benzeri özellikler gösterir ve mikroporlar yüksek osteokondüktivite özellikler göstermekle birlikte yeni oluşan kemiğe hızlı ankraj sağlar. TiUnite, piyasadaki klinik olarak en çok araştırılmış implant yüzeylerinden biridir. *Karl ve Albrektsson*, 2017 yılında TiUnite yüzeyli dental implantlar hakkındaki klinik raporlara dayanan meta-analiz yayınlamışlardır. Bu çalışma sonucunda TiUnite yüzeyli dental implantlarda yüksek implant sağ kalımı ve iyi derece marjinal kemik seviyeleri olduğunu belirtmişlerdir. Yine aynı çalışmada implantların peri-implantitis prevalansının düşük olduğu ve diğer orta derecede pürüzlü yüzeyleri olan implant markaları ile benzer sonuçlar olduğu bildirilmiştir (423). Pürüzlü yüzeye sahip implantların makaslama kuvvetlerine karşı direncinin düzgün yüzeylilere oranla 5 kat fazla olduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte kemik iyileşmesinin daha hızlı olduğu belirtilmiştir (155, 389).

Nobel Replace (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) marka implantların abutment-implant bağlantısı internal bağlantı tipine sahiptir. Bağlantı tasarımlarındaki farklılıkların mekanik dirence etkisinin araştırıldığı bir çalışmada *Steinebrunner ve ark.* (424) eksternal altıgen bağlantıya sahip iki implant sistemini, internal bağlantıya sahip dört implant sistemiyle karşılaştırmışlardır. İnternal sistemlerden ikisi altıgen (Zimmer Screw-Vent, Dentsply Friadent-2), ikisi silindirik (Nobel Replace-Select, Camlog) anti-rotasyonel komponente sahiptir. Örneklerin mekanik dayanımları statik ve dinamik yükleme koşulları altında incelenmiştir. İnternal silindirik Nobel Replace-Select ve Camlog implantlarına ait hiçbir örnekte dinamik yüklemde başarısızlık görülmezken

diğer implantların kırılma dayanım ortalamaları sırasıyla şu şekildedir: Eksternal altıgen Nobel Brånemark (954.300 N), eksternal altıgen BEGO Compress (922.800 N), internal altıgen Zimmer Screw-Vent (913.200 N), internal altıgen Dentsply Friadent-2 (627.300 N). Statik yükleme yapılmış örneklerin kırılma dayanımı medyan değerleri ise; internal silindirik Replace-Select 1542 N, internal silindirik Camlog 1467 N, eksternal altıgen Compress 1008 N, internal altıgen Frialit-2 887 N, eksternal altıgen Brånemark 782 N, internal altıgen Screw-Vent 780N olarak bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucunda internal silindirik bağlantıya sahip Nobel Replace Select ve Camlog implantlarının diğer sistemlerden daha üstün olduğu ifade edilmiştir (424). Bu iki sistemin anti-rotasyonel komponentleri incelendiğinde diğer sistemlerde bulunan altıgen, sekizgen gibi geometrik şekiller yerine silindirik sürgü ve oluklardan oluşan bir tasarım görülmektedir. Bu anti-rotasyonel komponent dizaynının internal bağlantıyla birlikte etkili bir mekanik direnç sağladığı ifade edilebilir (424). 2015 yılında farklı implant-abutment bağlantı sistemleri ile ilgili yapılan bir sistematik derleme sonuçlarına göre internal bağlantıya sahip implantlardaki minimum mikro boşluklar sayesinde iyi seviyede sızdırmazlık özellikleri olduğunu belirtmişlerdir (488). Yine aynı çalışmada internal bağlantıya sahip implantlar bükülme kuvveti altında daha iyi mekanik performans göstermişlerdir (425).

Bütün bu bilgiler doğrultusunda; hemen yükleme protokolünde hızlı kemik iyileşmesi, uzun dönemde implant sağkalımı ve marjinal kemik kaybı değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir seviyelerde olmasını beklediğimizden TiUnite yüzeyli implantlar çalışmamızda tercih edilmiştir. Çalışmamızda standardizasyonu sağlayabilmek için de aynı çapta (4,3mm) ve boyda (13mm) implantlar kullanılmış ve tüm implantlar aynı cerrah tarafından uygulanmıştır.

Hemen yüklemenin hangi zaman aralığında yapılacağına dair farklı yıllarda farklı konsensus kararları bulunmaktadır. 3. ITI konsensus konferansı 2003 yılında İsviçrede düzenlenmiş olup bu konsensusta belirlenen kriterlere göre (12, 363) hemen yükleme; ilk 48 saat içerisinde oklüzyonun elde edildiği yükleme olarak isimlendirilmiştir. 2008 yılında 4. ITI konsesundan çıkan kararlara göre (12); 2003 yılı içerisinde alınan konsensus kararları modifiye edilmiştir. Hemen yükleme, cerrahi sonrasında 1 hafta içerisinde fonksiyonel olacak şekilde implantların yüklenmesi biçiminde tanımlanmıştır. Çalışmamızda 28 bireye 2 adet Nobel Replace marka

implantlar hemen yükleme protokollerine uygun olacak şekilde protezler 24 saat sonrasında yüklenmiştir

Günümüzde çok sayıda farklı tasarım içeren implant destekli alt çene hareketli tam protezler başarı ile uygulanmaktadır. Bu protezlerde kullanılacak tutucu sistemler bar, top başlı, teleskop, mıknatıs veya locator tutucular şeklinde sıralanabilir (327). İnterforaminal bölgeye uygulanan implantlarla desteklenen bar tutuculu protezler günümüzde sıkça kullanılan bir tedavi seçeneğidir (3, 425, 426). Splintlenmiş ya da splintlenmemiş iki implant, splintlenmiş dört implant kadar etkin bir biçimde ağızda hizmet edebilmektedir (427). Yapılan farklı çalışmalarda, alt tam protezlerde geleneksel olarak yüklenen implantların splintlenmesinin implant çevresindeki dokuların sağlığı açısından splintlenmeyen implantlara göre herhangi bir üstünlüğü olmadığı bildirilmiştir (50, 428, 429). *Çehreli ve ark.* yayınladıkları bir derlemede implant ya da tutucu türünün implant destekli mandibular protezlerde MKK'ya etkisi olmadığını bildirmişlerdir (430).

Alt çenede interforaminal bölgeye hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen iki implant destekli hareketli protezlerle ilgili çok sayıda klinik çalışma dokümente edilmiştir fakat bu çalışmalar bilimsel olarak yeterli kanıtı sahip değildir (27). İnterforaminal bölgede hemen ve erken yükleme protokolü ile yerleştirilen iki implant destekli top başlı ve bar tutuculu protezler hakkında klinik çalışmalar olmasına rağmen (18-23) locator tutuculu protezlerle ilgili hemen (24, 25) ve erken yükleme protokolü ile yapılan az sayıda klinik çalışma bulunmaktadır (26, 27).

*Mericke ve ark.* dolder barın avantajlarında yer tutucusu sayesinde protez ve barın aynı gün teslim edilebileceğini bildirmişlerdir. Yine aynı çalışmada implant destekli bar yapımında, barın menteşe eksenine paralel yerleştirilmesi ve rezilient bir mekanizma (yumurta veya daire şeklinde kesitli bar) seçilmesi tavsiye edilmiştir. Bunun amacı ise distal bölgelere yük geldiğinde serbest rotasyona müsaade etmektir böylelikle implantlara daha az kuvvet iletildiği bildirilmiştir (328, 342). Sonlu elemanlar analiziyle yapılan bir çalışmada, implant üstü hareketli protezlerde rijit ve rezilient tutucular birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Araştırmacılar, rezilient tutucularda protezin ölçü yüzeyi ile mukoza arasında daha geniş bir temas alanı saptamışlar ve çiğneme kuvvetlerinin mukozaya daha fazla iletildiğini bulmuşlardır. Bu durumun sonucunda ise implantların etrafında daha düşük stres meydana geldiğini bildirmişlerdir (431). İmplantlar ve çevre dokuların her ikisinden de destek sağlayabilmek için rezilient tutucu kullanılmasını

öneren yazarlar olduğu gibi (432) rijit ve rezilient tutucular arasında belirgin bir üstünlük olmadığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (332, 349). Tutucu sistemler ile protetik komplikasyonlar arasında herhangi bir ilişki olmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur. Fakat bu çalışmalarda distal kanatlı bar tutucuların kırılmaya daha yatkın olduğu bildirilmiştir (332, 349). *Sancaklı 'nın* yapmış olduğu doktora tezine göre 2, 3 ve 4 implant destekli barlı distal uzantılı ve distal uzantısız hazırlanan modellerin sonlu elemanları analiz yöntemi ile incelendiği çalışmada 2 implant destekli bar tutuculu protezlerde distal uzantı olduğunda implant çevresinde diğer modellere göre fazla miktarda gerilim görülmüştür (433).

İmplantların 10 - 40 derece açıyla yerleştirildiği durumlarda, daha az protetik komplikasyon görüldüğü için, bar tutucuların veya locator tutucuların kullanımı tavsiye edilmektedir (434). 2004 yılında tutucu sistemlerin retansiyon ve stabiliteilerinin kıyaslandığı in-vitro çalışmada locator tutucuların magnet ve top başlı tutuculara göre daha fazla retansiyon gösterdikleri bildirilmiştir (354). Klinisyenler tarafından locator tutucuların klinik kullanımdaki popülerliği artmasına rağmen locator tutucular ile diğer tutucuların uzun dönem başarısının karşılaştırıldığı klinik çalışma sayısı şu an için yetersizdir. Özellikle de locator tutucularla ilgili hemen yükleme çalışmalarının kısıtlı olduğunu ve bu konuda araştırmaların yapılması gerekliliğini yazarlar bildirmişlerdir (24, 434). Bu bilgiler doğrultusunda hemen yükleme protokolü uygulayacağımız çalışmamızda dolder bar ve locator tutucular kullanılmış ve bu protezlerdeki hemen yükleme protokolü değerlendirilmiştir.

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 (435). *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 tutucuyla kullanılan plastik sarı klips benzer tutuculuk göstermiştir (436). Çalışmamızda dolder barla birlikte plastik sarı klipsler kullanılmıştır. Locator tutuculu protezlerle ilgili çalışmalarda hemen yükleme protokolü ile yapılan çalışmalarda tutuculuk gereksinimine göre farklı değerlerde tutuculukları olan farklı renklerde lastikler kullanılmıştır (417). Kappel ve ark. ise



kullandıkları dolder barla birlikte hangi klipsi tercih ettiklerini belirtmezken locator tutuculu protezlerde mavi lastik tutucuyu kullanmışlardır (24). Çalışmamızda ise standardizasyonu sağlamak ve bar tutucular ile locator tutucular arasındaki retansiyon miktarındaki farklılıklarını telafi etmek için orta miktarda (1361 gram) retansiyon içeren pembe lastik tutucu kullanılmıştır.

*Marin ve ark.* (437), 1 yıllık klinik takip çalışmalarında, protetik komplikasyonlar ile implantların alveoler kretteki yerleştirilme pozisyonları arasındaki ilişkiyi değerlendirmişlerdir. Lateraller ve kaninler bölgelerindeki implantların karşılaştırıldığı çalışmada devrilme kuvveti kaninler bölgesinde lateral bölgesine göre daha fazla görülmüş ve aynı zamanda kaninler bölgesinde daha fazla tutucu deformasyon olduğu bildirilmiştir. Bir sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında ise implantlar kaninler, lateraller ve premolarlar bölgesine çeşitli açılarda uygulanmış ve lingual veya bukkal yönde eğim içeren implant vakalarında en düşük streslerin bukkale eğimli kanin bölgesine yerleştirilmiş implantlarda olduğu gözlenmiştir (438).

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 (351). 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 (357). *Michelinakis ve ark.* alt üst total protez kullanan 100 hastayla gerçekleştirdikleri ölçümler sonucunda alt çene kaninler arası mesafeyi 22.8 mm olarak tespit etmişlerdir (85). İki implant ile desteklenen alt çene hareketli protezlerde kaninler bölgesinin tercih edildiği klinik çalışmalar literatürlerde bildirilmiştir (439, 440). Hemen yükleme ile yerleştirilen iki implant destekli protezlerle ilgili çalışmaların çoğunda tutucu sistemlerinden bağımsız olarak implantlar kaninler bölgesine yerleştirilmiştir. Bütün bu değerler göz önüne alındığında çalışmamızda implantların kaninler bölgesine yerleştirilmesine karar verilmiştir.

Histolojik ve radyografik analiz, çekiç darbesi metodu, impuls testi (İmplatest), Dental Mobility Checker (DMC), yerleştirme torqu, çıkarma torqu, perküsyon testi, Periotest ve Rezonans Frekans Analizi (RFA) gibi pek çok farklı yöntem gerek primer gerekse sekonder stabilitenin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. 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 (7, 441). 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 (7, 223).

Çalışmamızda hemen yükleme protokolü uyguladığımız için primer stabilitenin tespiti için RFA yöntemi kullanılmıştır. Periotest yöntemi ise Periotest M cihazı ile hem primer hem de sekonder stabilite için kullanılmıştır. Bu yöntemlere ilave olarak yerleştirme torkuna manuel olarak bakılıp 35 Ncm'nin üzerindeki tork değerine ulaşan implantlar hemen yüklenmiştir. *Kappel ve ark.* çalışmalarında sadece yerleştirme torkuna manuel olarak bakıp 35 Ncm üzerindeki değerleri hemen yüklemişlerdir (24). *Neugebauer ve ark.*, hemen yükleme protokolü için 35 Ncm'lik tork değerini optimum değer olarak kabul etmişlerdir ve 50 Ncm'nin üstündeki yerleştirme torku değerinin yüksek olduğunu ve aşılmaması gerektiğini bildirmişlerdir (439). Yapılan birçok çalışma ile Periotest, implantların hem primer hem de sekonder stabilitelerinin değerlendirilmesinde emniyetli, kullanımı kolay, güvenilir ve tekrarlanabilen ölçümlere imkan veren bir yöntem olması ile öne çıktığı ortaya koyulmuştur (117, 239, 266). *Winter ve ark.* yaptıkları in vitro çalışmada RFA ve Periotest yöntemleri arasında iyi bir korelasyon olduğunu bildirmişlerdir (441). *Noguerol ve ark.* periotest cihazında okunan -2'den daha yüksek değerlerin implant kayıplarını ön görmede etkili ve güvenilir bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir (442). 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. Periotest M cihazı göreceli olarak daha yeni bir sistem olması, makaslama, gerilme ve baskı kuvvetlerini içeren yapısal değerlendirmeler yapabilmesi, implant-kemik ara yüzünde stabilite ve elastikiyetteki değişimleri değerlendirilebilmesi gibi avantajlarından dolayı hem primer hem sekonder stabilizasyonun takibi için tercih edilmiş ve elde edilen periotest verilerin MKK ile ilişkileri incelenmiştir.

Radyografiler, hem klinik hasta takibinde hem de bilimsel araştırmalarda sıklıkla kullanılan diagnostik verilerdir. Periapikal ve panoramik röntgenler en sık kullanılan çeşitleridir. Panoramik röntgenler hem düşük doz radyasyona sebep olmaları hem de iyi bir radyografik değerlendirme sağlamaları sayesinde klinikte sıklıkla tercih edilmektedirler (443-446). Periapikal radyografi teknikleri panoramik radyografinin

yanı sıra, implant çevresindeki MKK'nın tespitinde ideal teknik olarak vakalarda önerilmiştir (275). Fakat atrofik mandibulada interforaminal bölgede dişsiz hastalarda rahatsızlık oluşturması, görüntü elde edilebilme zorluğu yaratması ve intraoral radyografi tekniklerindeki standardizasyonun limitli olması sebebi ile çalışmamızda tercih edilmemiştir. Panoramik radyografilerde oluşan görüntü distorsiyonu bilinmekle beraber, vertikal büyütme oranla horizontal yöndeki büyütmenin güvenilir olmadığını ve tekrar edilebilirliğinin zayıf olduğunu gösteren çalışmalar vardır (447-450). 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 (289). *Catic ve ark.* üretici firmaların bildirdiği büyütme oranlarıyla hesaplanan büyütme oranları arasında belirgin bir farklılık bulmuşlardır (146). Belirli bir bölgedeki büyütme oranının tam olarak hesaplanabilmesi için, boyutları tam olarak bilinen referans objelerin kullanımı önerilmektedir (101, 122, 289). *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 (451).

Çalışmamızda MKK'nın değerlendirilmesi için dijital panoramik radyografiler kullanılmıştır. MKK'nın değerlendirilmesinde CorelDRAW programı kullanılarak panoramik radyografilerden elde edilen dijital görüntüler büyütülmüştür. Büyütülen görüntüde Nobel Replace dental implantların en uzun olduğu mesafe ölçülmüş ve referans uzunluk olarak kaydedilmiştir. Ölçülen mesafe implantların gerçek uzunluğuna orantılanarak bir katsayı elde edilmiştir. Dijital görüntüde implantın boyun bölgesinde MKK ölçümünde, implantın en tepe noktası referans alınmış ve her implant için hem mezial hem de distal olarak MKK belirlenmiş, elde edilen katsayıya bölünerek milimetre cinsinden gerçek değer kaydedilmiştir. Çalışmaya katılan bireylerden implantların yerleştirilmesi ve hemen yüklemeyi takiben , 6. ay ve 12. ay kontrollerinde olmak üzere toplam 3 kez panoramik röntgen alınıp MKK değerleri tespit edilmiştir. Aynı seanslarda ölçülen periotest değerleri, periodontal verilerle ilişkileri araştırılmıştır.

Peri-implant yumuşak doku değerlendirmesinde, implantların cerrahi olarak uygulanması sonrasındaki 3 aylık süreçte, gingival verilerin belirlenmesinde sondalama

yapılmasının yumuşak dokular ile implant bütünleşmesi ve cep derinliği ölçümü, osseoentegrasyon sürecini ve boyun çevresi ataşman oluşumunu etkileyebileceği bildirilmiştir (452). *Stounpus ve ark'ın* yapmış olduğu sistematik derlemeye göre alt çene tam dişsiz ağızlarda konvansiyonel yükleme protokolü uygulanarak implantlar yerleştirilmiştir. İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılacak olan tutucu sistemlerin birbirine bağlı olup olmamasına göre implant sağ kalımı ve implant çevresindeki periimplanter dokular açısından herhangi bir fark yaratmadığı bildirilmiştir. Bununla birlikte sistematik derlemede geçen çalışmalar arasında birbirine bağlanmayan tutucu sistemlerin kullanıldığı protezlerde daha fazla komplikasyon görülüp daha çok bakım gerektirdiği de bildirilmiştir (13). Çalışmamızda, birbirine bağlı tutucu sistemlerinden bar tutucular, birbirlerine bağlı olmayan sistemlerden locator tutucular ve aralarındaki cerrahi sonrası sert ve yumuşak doku entegrasyonunun optimum elde edilmesi yönünden periimplanter mukozal değerlendirmeler 6. ay ve 12. ay kontrollerinde gerçekleştirilmiştir.

## 5.2. İmplant Başarısı Ve Sağ Kalım Oranlarının Değerlendirilmesi

İmplantların sağkalımları ve başarısını değerlendirirken günümüzde en sık tercih edilen kriterler, *Albrektsson ve ark.'nın* (28) kriterleri olmakla birlikte önerilen diğer başarı kriterleri kronolojik olarak aşağıdaki şekilde sıralanılabilir;

- 1978 - Harvard Konsensusu (60)
- 1986 - *Albrektsson ve ark* (29)
- 1988 - NIH (*National Institutes of Health*) (450)
- 1989 - *Smith & Zarb* (34)
- 1990 – *Buser* (451)
- 1992 - *Naert ve ark.* (452)
- 1993 - *Albrektsson & Zarb* (modifiye kriterler) (28)
- 1997 - *Roos ve ark.* (30)
- 2000 - Amerikan Periodontoloji Akademisi (453)
- 2003 - *Karoussis ve ark.* (454)
- 2008 – ICOI Ortak Görüş Konferansı (31)S

*Cochran & Buser* (11) yaptıkları çalışmada yer alan farklı başarı kriterlerini, implantta klinik olarak farkedilebilen bir mobilite olmaması, devam eden marjinal kemik kaybının olmaması, doku kayıpları cerrahi olarak geri getirilebilmesi, herhangi bir yumuşak doku komplikasyonları ve enfeksiyonları olmaması, sondalamada cep

derinliğinin 4-5 mm'yi geçmemesi, implant, abutment kırılması gibi mekanik başarısızlıklar olmaması, radyografik olarak implant kemik kaybının %50'den az gözlenmesi olarak sıralamışlardır.

*Misch ve ark.*'na (31) göre sağ kalım, başarı ve kayıp implantlar ise şu şekilde tanımlanmıştır:

**Başarı:** Fonksiyon sırasında ağrı ya da hassasiyet olmayan; mobilitesi olmayan; cerrahi sonrasında MKK'sı 2mm'den az olan; enfektif püy çıkışı gözlenmeyen implantlar

**Sağkalım:** Mobilite olmamasının yanı sıra; fonksiyon esnasında hassasiyet olan, 2 mm'den fazla fakat implant boyunun yarısından çok olmayan MKK görülen, başlamış eksüdası geçen ve tekrarlamayan implantlar

**Kayıp:** Fonksiyonda ağrı olan, mobil, uzunluğun yarısından fazla MKK görülen, kontrolsüz enfektif püy çıkışı olan, yerinden çıkmış implantlar

Hemen yükleme protokolü ile yerleştirilmiş bar tutuculu hareketli protezler üzerinde birçok çalışma yapılmıştır, ancak bu çalışmaların çoğunda destek için 3 ya da 5 implant yerleştirilmiştir. Bu çalışmalarda sağ kalım oranı 1 ila 8 yıl sonrasında % 80 ila 100 arasında değişmiştir (14, 418). *Stoker ve Wismeijer* 124 hastaya iki implant destekli hemen yükleme protokolü ile yumurta kesitli Dolder bar uygulamışlardır. 12 ila 40 aylık gözlemden sonra implant sağ kalım oranları % 98.8 olmuştur (21). *Stricker ve ark.*, 10 hasta üzerinde 2 implant destekli bar tutuculu hareketli protezlerin 2 yıl takibi sonrasında %100 implant sağkalımı bildirmişlerdir (18). *Attard ve ark.* ise hemen yükleme ve konvansiyonel yükleme protokolleri ile esnek bar mekanizmalı tutucular kullanmışlar ve implant başarı oranını her iki grupta da % 95 olarak bildirmişlerdir (19). Çalışmamızda bar tutuculu hareketli protez grubunun 12 aylık takip sonrasında implant sağ kalım oranı %100 olarak bulunmuştur. Bu bulgumuz diğer çalışmaları desteklemiştir.

Günümüzde birbirlerine bağlanmadan kullanılan tutucu sistemler içerisinde top başlı ve locator tutucu sistemler en çok tercih edilenler arasındadır (327). Alt çene implant destekli hareketli protezlerde hemen yükleme protokolü ile top başlı tutucu sistemlerle yapılan çalışmalardan başarılı sonuçlar elde edilmiştir (421, 455, 456). *Bilhan ve ark.* tarafından yapılan çalışmada her ne kadar locator ataşmanlarda

konvansiyonel yükleme için iyi klinik sonuçlar bildirilmişse de (457), hemen yüklemeye güvenilir sağkalım verileri mevcut değildir.

Çalışmamızda hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen 2 implant destekli locator tutuculu hareketli protez grubundaki sağ kalım oranı 12 ay takip sonrasında %100 olarak bulunmuştur. Bu oran *Roe ve ark.*'nin çalışmasına (%100) benzer olup (458); *Thacker ve ark.* (%87,5) (25), *Elsyad ve ark.* (%94,5) (416), *Kappel ve ark.*'nin (24) (%93,5) çalışmalarına göre biraz yüksek olmuştur. Bu çalışmalardaki implant sağ kalım oranlarının bizim çalışmamızdan biraz düşük olmasını farklı çap, boy ve yüzey özelliklerine sahip implantlarla farklı yükleme protokollerinin kıyaslanması olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızla aynı gruplara sahip *Kappel ve ark.* da (24) hemen yükleme protokolü ile 2 implant destekli bar ve locator tutuculu protezleri ve implantları karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada 2 yılın sonrasında bar ve locator tutuculu protezlerdeki implantların sağ kalım oranları sırası ile %89,3 ve %93,5 olarak bildirilmiştir. Bar tutuculu protezlerdeki implant sağ kalım oranının diğer iki implant destekli bar tutuculu protezlerle ilgili çalışmalara göre düşük olmasını yazarlar çalışmaya dahil edilen hastalar arasında sigara içenler (n=9) ve diabet hastalığı olanların (n=12) bulunmasına, hastaların kendilerini yanlış değerlendirmesine (implant bölgesinde herhangi bir ağrı duymamasına, bar tutuculardaki hareketliliği hissedene kadar hekimlerine başvurmamasına), çalışmaya başlamadan önce hastaların kemik sınıflandırılmasına bakılmamasının dahil edilmesine bağlı olabileceğini düşünmüşlerdir; fakat implant sağ kalımı üzerinde bu sayıdaki deneklerde bu faktörlerin önemli bir etkisinin bulunmadığını da belirtmişlerdir. *Kappel ve ark.* her iki grupta da çalışmamıza göre daha düşük implant sağ kalım elde etmişlerdir. Bu farklılıklar materyal ve metodun tartışmasında da bahsettiğimiz üzere; çalışmaya dahil edilme kriterlerindeki farklılıklardan doğmuş olabilir. Çalışmadaki yaş ortalaması (69,4) bizim çalışmamıza göre (61,8) daha yüksek ortalamaya sahiptir. Daha yüksek yaş grubunda fizyoloji ile birlikte alt çenenin kanlanması daha az olmasını ve bu durumun implantın uygulanacağı kemik tipini ve hemen yükleme protokolünü etkileyeceğini düşünmekteyiz. *Kappel ve ark.* BEGO Semados® (BEGO Implant GmbH & Co. KG, Bremen, Almanya) TiPurePlus yüzey özelliği ve internal bağlantı sistemine sahip implantlar kullanmışlardır. *Kappel ve ark.* yaptıkları çalışma ile bizim çalışma sonuçlarımızdaki farklılıkların farklı yüzey özellikleri olan ve çaplarda kullanılan

implantlardan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmada kullanılan implantların hepsi 10 mm uzunluğunda olup farklı çaplarda implantlar (3,75 mm ve 4,1mm) kullanılmıştır ve implantlar iki farklı cerrah tarafından ve üst yapıları da yine iki farklı protez uzmanları tarafından yapılmıştır. İmplantların primer stabilitelere sadece yerleştirme torkun ile manuel olarak bakılmıştır. 35 Ncm'nin üzerindeki değerler yüklenmiştir. Çalışmamızda tüm hastalara standardizasyonu sağlamak için aynı çap ve boyda TiUnite yüzeye sahip implantlar kullanılmıştır. Tüm implantlar aynı cerrah ve üst yapıları ise aynı protez uzmanı tarafından uygulanmıştır. Hemen yükleme protokolü uygulanırken yerleştirme torkuna manuel olarak bakılıp (35 Ncm ve üzeri yüklenmiş), RFA ve Periotest yöntemleri primer stabilitenin ölçümünde, sonrasında Periotest ile sekonder stabilitenin ölçümünde 6. ve 12. aylarda kullanılmıştır. *Kappel ve ark.*'dan farklı olarak ayrıca kura yöntemi ile belirlediğimiz bar ve locator tutuculu protez gruplarındaki bireylerin kemik kalitesinin iyi olduğunu düşünebiliriz.

Özet olarak çalışmamız esnasında 56 adet implantın hemen yükleme protokolü uygulaması takip edilen implantlarda, klinik olarak mobiliteye rastlanmamış, bireylerde implant bölgelerinde ağrı ya da periimplantitis benzeri enfektif olgular görülmemiş, cerrahi operasyon sonrası, 6. ayda ve 12. ayda 3 kere çekilen panoramik radyografilerde ileri kemik rezorpsiyonu veya patolojik oluşumlara rastlanılmamıştır. *Albrektsson & Zarb* (modifiye kriterleri) (28) ve *Roos ve ark.*'nın (30) bildirdiği başarı kriterlerine göre 12 aylık dönem içerisinde elde ettiğimiz implant başarı ve sağkalım oranımız %100'dür. İmplantların sağ kalım ve başarı oranının bu kadar yüksek bulunmasının nedeni olarak çalışmamızın implant başarısının en yüksek olduğu alt çene ön bölgede gerçekleştirilmiş olması düşünülmektedir. Bu bulgumuz yapılan diğer çalışmalarla uyumludur (14, 18, 20, 21, 24, 361, 377, 416-418, 458) (Tablo 5-1)

**Tablo 5-1: Alt çeneye hemen yükleme ile yerleştirilmiş implant destekli hareketli protezler**

Çalışma	Çalışmanın şekli	Hasta sayısı	Yerleştirilen implant sayısı	Yüklenen implant sayısı	Takip edilen implant sayısı	Takip süresi	Kaybedilen implant sayısı	Kabul edilebilir başarı oran	Ataşman türü	Arktaki implant sayısı
Chiapasco ve ark. (14)	Retrospektif	226	904	904	776	2 ila 13 yıl	24	96,9	Bar	4
Gatti ve ark. (361)	Prospektif	21	84	84	84	2 ila 5 yıl	0	100	Bar	4
Stricker ve ark. (18)	Prospektif	10	20	20	20	2 ila 2,5 yıl	0	100	Bar	2
Alfadda ve ark. (20)	Prospektif, Kontrol grubu	77	77	181		5 yıl		Her iki grupta 98	Bar	2 ve 4
Stoker ve ark. (21)		124				1 ila 2 yıl	3	98	Bar	2
Zancope ve ark. (417)	Prospektif	20	34			2 yıl	1	97,1	Bar	2
Kronstrom ve ark. (418)	Prospektif	36	55	55	34	1 yıl	10	81,8	Ball	1 ve 2
Elsyad ve ark. (416)	Prospektif, Kontrol grubu	36	72	72	68	1 yıl	2	KG:100 DG: 94,5	Locator	2
Roe ve ark. (458)	Prospektif	8	16	16	16	1 yıl	0	100	Locator	2
Giannakopoulos ve ark. (377)	Randomize, Kontrol G	25	50	50	46	1 yıl	2	KG:100 DG:98	Locator	2 veya 4
Kappel ve ark. (24)	Prospektif, Kontrol grubu	46	92	92	86	2 yıl	8	L:93,5 B:89,1	Locator Bar	2

### 5.3. Periotest ve RFA Verilerinin Değerlendirilmesi

Günümüzde dental implantların stabilite ölçümünde birden fazla yöntem tercih edilmektedir. Bu yöntemlerin tekrar edilebilir, doğru ve güvenilir olması gerekmektedir (459). Yapılan çalışmalar RFA'nın altın standart olarak implant stabilitesinin ölçümünde kullanıldığını göstermiştir (7, 440, 459). ISQ değerleri 0-100 arasında dağılım göstermekle birlikte osseointegre implantların stabilitesinin ortalama 40-80 arasında olduğu bildirilmiştir (529). ISQ değeri 70'in üzerinde olan bir implant başarılı stabilizasyona sahipken, ISQ değeri 50'nin altında olması durumunda ise implant kaybı açısından riskinin yüksek olduğunun göstergesi olarak belirtilmektedir (8). *Sennerby & Meredith* (460), implantların stabil olarak kabul edilebilmesi için başlangıç ISQ değeri 60'ın üzerinde olması gerekliliğini belirtmişlerdir. *Nedir ve ark* (461) ise primer stabilizasyon için başlangıç ISQ değerinin 47'den fazla olması gerekliliğine işaret ettiğini, hemen yükleme için ise ISQ'nun 54'ten fazla olmasını önermektedirler. Çalışmamızda hemen yükleme



protokolü uygulandığından primer stabiliteyi ölçmek için değerlendirilen yöntemlerden biri RFA yöntemidir. Bar ve locator gruplarındaki ortalama ISQ değerlerine baktığımızda locator tutuculu grup için 79,58 olarak belirlenirken bar tutuculu grupta ise 81,56 olarak ölçülmüştür. Bu veriler hemen yükleme için önerilen verilerle örtüşmektedir (461).

İmplantların osseointegre olmuş hali ankiloz olarak kabul edilir bu sebeple PTD'leri düşük pozitif veya negatif değerlerde seyretmektedir. *Olivé ve Aparicio* PTD'lerin titanyum implantlar için -5 ile +5 arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir (250). *Truhlar ve ark.*'nin yaptıkları çalışmada 2000 adet osseointegre olmuş implantta ortalama PTD'yi 2'nin altında tespit etmişlerdir (462). *Dragoise* 113 tane implantla gerçekleştirdiği çalışmada Periotest cihazıyla, osseointegre olmuş implantların %99'nun, osseointegre olmamış implantların ise %64'ünün tespit edilebildiğini söylemişlerdir. Bu çalışma sonucuna göre yüklemeden 1 yıl sonra PTD'nin 5'ten daha yüksek olması implantın başarısız olabileceğini göstermektedir (463). Periotest yönteminin tekrar edilebilirliğini ve hassasiyetini gösteren birçok in vitro ve in vivo çalışma bulunmaktadır (267, 464-466).

*Singh ve ark.* 100 implant ve 56 hasta ile tamamladıkları çalışmalarında 6 ay sonunda ortalama PTD'yi -1.9 olarak hesaplamışlardır (467). *Aparicio'nun* 315 ve 1182 implant üzerinde tamamladığı çalışmasında ortalama 43 aylık takip süreci sonrasında alt çene için PTD'yi -7 ile 0, üst çene için PTD'yi -7 ile +1 arasında saptamıştır (256). *Krennmair ve ark.* 22 adet implantı alt çene ön bölgeye, 50 adet implantı ise üst çene ön bölgeye olacak şekilde toplamda 72 adet implantla oluşturdukları çalışmalarında iki implant üzerinde sabit protezle hastaları tedavi etmişlerdir. 3 yılın sonunda alt çene için ortalama PTD'yi  $-5,0 \pm 0,9$ , üst çene için ise  $-4,3 \pm 1,1$ , olarak belirlemişlerdir (468). *Zix ve ark.* alt ve üst çeneye toplam 65 hastada 213 implant uygulamışlar, PTD'yi ortalama  $-5,08 \pm 2,02$  olarak belirlemişlerdir (469).

*Arora ve ark.* (470) 15 tam dişsiz hastaya alt çenede kaninler bölgesine hemen yükleme ile 2 implant yerleştirilmiş ve implantlar O-ring tutucularla bağlanmıştır. İmplantların primer stabiliteyi yükleme gününde, 6. ayda, 12. ayda, 18. ayda ve 24. ayda olacak şekilde PTD ile ölçülmüştür. Ortalama değerler sırasıyla -2,5, -3,3, -3,4, -3,6, -3,7 olarak belirlenmiştir. 6. ay ve 1. yıl içerisindeki gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken; 1,5 ve 2. yılda ölçülen gruplar arasında implantların stabilitesi açısından önemli farklılıklar bulunmaktadır. Osseointegrasyonu iyi olan implantların periotest değerleri orantılı olarak aynı zamanda azalmaktadır.

*Wittwer ve ark.*'nın (471) yaptığı tam dişsiz alt çenede hemen yükleme ile yerleştirilen 4 konik tipli vidalı implantların yerleştirildiği 22 hastanın takip edildiği çalışmada 88 implant yerleştirilmiştir. İmplantlar yükleme sonrasında ve 1. ay, 6. ay, 12. ay, 18. ay ve 24. aylarda PTD'leri ölçülmüştür. 2 yıllık takip sonrasında implantların ortalama PTD'leri  $-3,9\pm 0,9$  olarak belirlenmiştir. Periotest değerleri  $-7$  ve  $-1$  aralığında yer alıp implantların sağ kalım oranları ve başarısı  $\%97,7$  olarak belirtilmiştir.

*Romeo ve ark.* (472) tam dişsiz alt çeneye sahip 20 hastayı iki gruba ayırmışlardır. Test grubu olarak 10 hastaya 4 implantı hemen yüklemişler geriye kalan 10 hastayı ise kontrol grubu olarak ele alıp 4 implantı konvansiyonel olarak yüklemişlerdir. Her bir hastaya U şeklinde dolder bar yapılmıştır. Hastaların yükleme sonrası, 3. ayda, 6. ayda, 12. ayda ve 24. ayda PTD'leri ölçülmüştür. Hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen implantların 2 yıl sonraki sağ kalım oranı  $\%100$  olup PTD ortalamaları sırasıyla  $-4,25\pm 0,67$ ,  $-4,48\pm 0,55$ ,  $-4,53\pm 0,55$ ,  $-4,85\pm 0,62$ ; konvansiyonel yükleme protokolü ile yerleştirilen implantların sağ kalım oranı ise  $\%97,5$  olup PTD ortalamaları sırası ile  $-3,93\pm 0,76$ ,  $-4,18\pm 0,50$ ,  $-4,48\pm 0,51$  ve  $-5,05\pm 0,55$  olarak belirlenmiştir.

*Elsyad ve ark.* (473) 36 tam dişsiz hastanın kanin bölgelerine o ring tutuculu 2 adet implant uygulayıp hastaları 2 gruba ayırmışlardır. Gruplar randomize olarak ikiye ayrılmıştır. Bir grupta implantlar hemen yükleme (G2) ile yerleştirilmiş diğer grupta ise konvansiyonel yükleme (G1) ile yerleştirilmiştir. Gruplar T0 (4.ay), T1 (12.ay), T3 (36.ay) dönemlerinde periotest ile değerlendirilmiştir. G1 grubunda T1 ve T3 dönemlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde PTD'ler azalırken, G2 grubunda PTD'lerin azalması dönemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Gruplar arasında PTD'ler kıyaslandığında T0 ve T1 döneminde G2 grubundaki değerler istatistiksel olarak anlamlılık gösterirken T3 döneminde bu farklılık ortadan kalkmıştır. G1 grubunda T0, T1 ve T3 dönemlerinde sırasıyla PTD ortalamaları  $-3,39\pm 0,44$ ,  $-4,04\pm 2,8$ ,  $-4,51\pm 2,8$  iken; G2 grubunda ise  $-4,2\pm 3,1$ ,  $-4,39\pm 3,5$ ,  $-4,53\pm 4,2$ 'dir.

*Elsyad ve ark.* (474) 28 tam dişsiz hastada her bir hastaya 4 adet mini implant uygulamışlardır. İmplantlar hemen yükleme ile yerleştirilmiş olup yükleme günü, 6. ayda, 12. ayda, 24. ayda ve 36. ayda PTD'ler değerlendirilmiştir. Periotest değer aralıkları  $-1,1$  ile  $-6,1$  arasındadır. Yükleme zamanındaki ortalama PTD  $-3,6$  iken, 36 ay sonraki ortalama PTD ise  $-4,2$  olarak belirlenmiştir. Gözlemlenen süreler içerisinde

periotest değerleri arasında anlamlı farklılıklar görülmemiştir. İmplantların başarı ve sağ kalım oranları %92,9 ve %96,4 olarak bildirilmiştir.

*Geçkili ve ark.*'nın (475) yaptıkları çalışmada 20 hastaya 2 farklı bağlantı tipine sahip implantlar (Biohorizon ve Octo) uygulanmıştır. İmplantlar 6. haftada yüklenmiştir ve PTD'leri cerrahi safhada, yükleme safhasında, 6. ayda ve 12. ayda ölçülmüştür. Biohorizon implantların PTD'leri sırası ile  $5,35\pm 1,63$ ,  $-5,00\pm 1,17$ ,  $-5,15\pm 1,27$ ,  $-4,50\pm 1,32$  iken Octo implantlarının PTD'leri ise  $-5,30\pm 3,45$ ,  $-4,30\pm 1,30$ ,  $-3,15\pm 3,63$ ,  $-2,65\pm 4,87$  olarak bildirilmiştir. Gruplar arasında Biohorizon grubundaki implantların kemik içi stabiliteleri Octo implantlara göre daha iyi olduğu rapor edilmiştir.

Çalışmamızda 28 tam dişsiz bireylerin alt çene kanin bölgelerine 2 adet implant yerleştirilmiştir. İmplantların üst yapıları locator ve bar tutuculu protezler olacak şekilde iki gruba ayrılıp, implantlar hemen yükleme protokolü ile yerleştirilmiştir. İmplantların PTD'leri cerrahi esnasında, cerrahiden 6 ve 12 ay sonra ölçülmüştür. Cerrahi safhada locator tutuculu grubun PTD ortalaması  $-3,93\pm 2,08$  iken; bar tutuculu grubun PTD ortalaması  $-2,41\pm 2,43$ 'tür. Cerrahi aşamada locator destekli grupta sadece 2 hastada pozitif değer görülürken, bar destekli grupta 3 hastada pozitif değer belirlenmiştir. Bu değerler *Olivé ve Aparicio* PTD'lerinin belirttiği değerlerle uyumaktadır. Yükleme erteleyecek herhangi bir değerle karşılaşmamıştır (250).

6. ayda locator destekli grupların PTD ortalaması  $-4,15\pm 1,7$  iken; bar destekli grupların PTD ortalaması  $-2,92\pm 2,94$ 'tür. 12. ayda locator destekli grupların PTD ortalaması  $-3,9\pm 2,1$  iken; bar destekli grupların PTD ortalaması  $-3,62\pm 2,89$ 'dur. Bu değerler *Singh, Zix, Krennmair, Aparicio, Arora, Elsyad, Romeo ve Wittwer*'in çalışmalarıyla uyumluluk göstermektedir (256, 266, 467, 468, 470-475).

Tutucu tiplerinin gruplar arası karşılaştırmasında cerrahi esnasında periotest değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlılık saptanmışken ( $p=0,01$ ), bu farklılık 6. ay ve 12. ay kontrollerinde ortadan kalkmıştır. Cerrahi esnasında ortaya çıkan anlamlılık hastaları kura yöntemi ile belirlediğimiz için hastaların kemik tiplerini bilmememizden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Grup içi PTD'ler karşılaştırıldığında locator tutuculu grubun herhangi bir dönem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, bar tutuculu grupta cerrahi zamanı ve 6. ay, 6.ay ve 12.ay arasında ölçülen PTD'ler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken, cerrahi zamanı ve 12.ay arasındaki PTD 'de istatistiksel olarak anlamlılık gözlemlenmiştir ( $p<0,05$ ). Bar tutuculu grupta kendi içerisinde sekonder stabilitesinde artış yaşanmıştır.

Literatürde primer stabilizasyon ve osseointegrasyon sürecinde cinsiyetin etkili olabileceği bildirilmektedir (469, 476, 477). *Östman ve ark.* (477) ile *Zix ve ark.* (469) cinsiyetin primer stabilizasyon üzerine etkileri ile ilgili yaptıkları çalışmaları değerlendirmişler ve cerrahi sırasında kadınlarda ölçülen başlangıç ISQ değerlerin erkeklerde ölçülen ISQ değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğunu belirtmişlerdir. *Balshi ve ark.* (487), zamana bağlı ISQ değişiminin cinsiyet açısından değerlendirmesini yapmışlar ve kadınlardaki ISQ değerlerinin ilk aylardaki ölçümlerden sonra yükselerek ilerlediğini ve 90 gün sonrasındaki ölçümlerde ise erkeklerle aynı noktaya geldiğini belirtmişlerdir. *Lopez ve ark.* (478) 10 haftalık iyileşme periyodu içerisinde RFA ile takip ettikleri 64 adet implantı değerlendirmişler ve implant stabilite değerlerinin kadınlarda erkeklere göre anlamlı derecede yüksek çıktığını bildirmişlerdir. Bu çalışmaların tam tersine cinsiyetin, marjinal kemik kayıplarına ve stabilite değerlerine etkisi olmadığını bildiren araştırmalar da bulunmaktadır. *Bornstein ve ark.* (479) ile *Atieh ve ark.* (480) yaptıkları araştırmalarda cinsiyetin implant stabilitesi üzerine herhangi bir etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda implantların primer ve sekonder stabilitelelerini PTD ile incelediğimizden hem locator hem de bar tutuculu gruplarda cerrahi esnasında, 6.ay ve 12.aydaki implantların PTD ortalamaları açısından kadınlar ve erkekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ). PTD ortalamaları açısından kadınlar ve erkeklerin kendi içerisinde değerlendirildiğinde erkeklerde herhangi bir dönemde ve tutucu tipinde farklılık bulunmazken ( $p>0,05$ ), kadınlarda sadece bar tutucularda cerrahi zamanla 12. aydaki PTD ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlılık görülmüştür ( $p=0,037$ ). Cinsiyet farkının primer stabilitede bir miktar etkisinin olabileceğini ancak bu konuya spesifik daha fazla araştırmaya ihtiyaç olduğu fikrindeyiz.

Yaşın, implantların başarısı, stabilitesi ve sağ kalımları üzerinde etkili faktörlerden birisi olduğu literatürde bildirilmiştir. *Bryant & Zarb* (481), yaşları daha genç bireyler ile daha ileri olan hastaları kıyaslamışlar ve ileri yaşlı hastalarda daha önceden kemik rezorbsiyon süreci yaşandığından, kemik yapısının aşağı yukarı stabil hale gelmesi ile dental implantlardaki marjinal kemik kaybı miktarı azalarak implantların stabilizasyonlarının arttığını bildirmişlerdir. *August ve ark.* (482) ise yaptıkları çalışmaları sonuçlarında yaş ile stabilizasyon arasında bir anlamlı ilişki bulunmadığını belirtmişlerdir. *Park ve ark.* (483), 17 yıl boyunca takip ettikleri

araştırmalarında toplam 346 hastada 902 implantı yaş dağılımı 65–69 arası olan genç yaşlı grubundakiler, ileri yaşlı grubunda yaş dağılımı 70–74 olanlara göre daha fazla implant kaybı gözlemlenmişlerdir. İmplantın hem primer hem de sekonder stabilitesinde kemik yoğunluğunun da önemli olduğu belirtilmiştir (151, 212). Literatürdeki çalışmalarda kemik tipleri arasında farklı zamanlarda ISQ değerleri yönünden anlamlı farklılıklar bildirilmekle beraber (241, 477, 484). ISQ değerleri ile kemik tipleri arasında bir ilişki bulunmayan çalışmalar da vardır (469, 477). Araştırmamızda yer alan hastaların yaş ortalaması  $61.54 \pm 8.66$ 'dır. Yaş ile locator ve bar destekli gruplardaki PTD 'lerin cerrahi zamanı, 6.ay ve 12. aydaki korelasyonuna bakıldığında istatistiksel olarak herhangi bir ilişki bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).

Araştırmamızda yaş faktörünün PTD ile karşılaştırıldığında anlamlı bir etkisinin saptanmamasında hastaların yaş ortalamalarının ileri yaşlı grubu sınıfında yer alarak kemik rezorbsiyon ve remodellenme döngüsünün stabil hale gelmesi olduğunu düşünmekteyiz. Ancak kemik yoğunluğunun da göz önüne alınacağı bir protokol ile tasarlanacak bir çalışmanın daha detaylı bulgular elde edilebilmesinde yararlı olabileceği kanısındayız.

#### 5.4. MKK BULGULARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

İmplant başarı kriterleri içerisinde MKK'nın önemli bir rolü bulunmaktadır. Zaman içerisinde birçok çalışmada sağkalmış ve başarılı implantların MKK oranları ile ilgili çok sayıda farklı görüş belirtilmiştir (Tablo 5-2).

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

Araştırmacılar	Marjinal Kemik Kaybı
Albrektsson ve ark. <sup>(29)</sup>	1 yıl fonksiyondan sonra her yıl $< 0.2\text{mm}$
Albrektsson ve Zarb <sup>(28)</sup>	1 yıl fonksiyondan sonra yıl başına ortalama $< 0.2\text{mm}$
Albrektsson ve Isidor <sup>(35)</sup> (I. Avrupa Periodontoloji Semineri)	Yüklemeden sonraki ilk yıl $< 1.5\text{mm}$ , takip eden her yıl $< 0.2\text{mm}$
Roos ve ark. <sup>(30)</sup>	İlk yıl $< 1.0\text{mm}$ , takip eden her yıl $< 0.2\text{mm}$
Zarb ve Albrektsson <sup>(485)</sup>	1 yıl fonksiyondan sonra yıl başına ortalama $< 0.2\text{mm}$
Misch ve ark. <sup>(30)</sup>	İmplant cerrahisinden sonra $< 2\text{mm}$

Yüklemede, 6.ayda ve 12.ayda ölçülen MKK ortalamaları literatürdeki tüm farklı görüşlerin başarı kriterleri sınırları içerisinde yer almıştır (28-31, 35, 485).

Yüklemeden sonraki ilk 12 ay içerisinde locator grubundaki implantların distalinde -0,07±0,06 mm, mezialinde -0,07±0,05 mm; bar grubundaki implantların distalinde -0,06±0,12 mm, mezialinde -0,08±0,06 mm MKK ölçülmüştür. Literatürde alt çeneye hemen yükleme protokolleri ile yerleştirilen implant destekli hareketli protezlerin incelendiği çok sayıda 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: Hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen implant destekli hareketli protezlerdeki MKK değerleri**

Çalışma	Yükleme Tipi	Hasta sayısı	Gözlem süresi	İmplant Sistemi	Arktaki implant sayısı	Tutucu türü	MKK (mm)	İstatiksel fark
<i>Elsyad ve ark. (473)</i>	Konvansiyonel ve hemen yükleme	36	3 yıl	İmplant Direkt	2	Ball	Konvansiyonel, Hemen Yükleme sırayla; 1 yıl: -0,51,-0,91 3 yıl: -0,62,-0,98	Hemen yükleme grubunda MKK Konvansiyonel yükleme grubuna oranla fazla
<i>Marzola ve ark. (456)</i>	Hemen yükleme	17	1yıl	Brånemark	2	Ball	-0,71	-
<i>Stricker ve ark. (18)</i>	Hemen yükleme	10	2 yıl	ITI	2	Bar	1.yıl: 0,71 2.yıl:0,79	-
<i>Roe ve ark. (458)</i>	Hemen yükleme	8	1 yıl	Astra Tech	2	Locator	-0,36	-
<i>Elsyad ve ark. (416)</i>	Konvansiyonel ve hemen yükleme	36	1yıl	Tiologic	2	Locator	Konvansiyonel, Hemen Yükleme sırayla; 6. ay: -0,64,-0,78 1. yıl: -0,87,-1,05	Hemen yükleme grubunda MKK Konvansiyonel yükleme grubuna oranla fazla
<i>Zancope ve ark. (417)</i>	Hemen yükleme	17	2 yıl	Conexao sistema de proteses	2	Bar	1. yıl: 1.46	-
<i>Büttel ve ark. (421)</i>	Hemen yükleme	20	2 yıl	Straumann	2	Ball	0,66	-

Çalışma	Yükleme Tipi	Hasta sayısı	Gözlem süresi	İmplant Sistemi	Arktaki implant sayısı	Tutucu türü	MKK (mm)	İstatiksel fark
<i>Seo ve ark (420)</i>	Hemen yükleme	16	1 yıl	Ostemm Straumann 3i	2 veya 4	Locator ve Barlı locator	2 implant destekli Locator tutuculu grup= 1.96 4 implant destekli bar locator tutuculu grup= 1.51	2 implant destekli locator tutuculu gruptaki MKK daha fazla
<i>Romeo ve ark. (472)</i>	Konvansiyonel ve Hemen yükleme	20	2yıl	ITI	2 veya 4	Bar	Konvansiyonel, Hemen Yükleme sırayla; 6. ay: -0,13,-0,13 1. yıl: -0,19, -021 2. yıl: -0,37,-0,41	Hemen yükleme grubunda MKK Konvansiyonel yükleme grubu arasında anlamlı fark yok
<i>Schingaglia ve ark. (434)</i>	Konvansiyonel ve Hemen yükleme	30	1 yıl	Astra Tech	2	Locator	Konvansiyonel, Hemen Yükleme sırayla 6. ay: 0,29 ,0,07 1. yıl:0,48, 0,05	Hemen yükleme grubunda MKK Konvansiyonel yükleme grubuna göre daha az
<i>Kappel ve ark. (24)</i>	Hemen yükleme	46	2 yıl	Bego	2	Locator ve Bar	Hemen Yükleme 1 hastada 2,5 mm kayıp %90 hastada 1mm ve altı kayıp	Gruplar arası Anlamlı fark yok-



Çalışmamızda bütün implantların distal ve meziallerindeki MKK cerrahi safhadan 6.aya kadar, 6. aydan 12.aya kadar, cerrahi safhadan 12.aya kadar olmak üzere ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Çalışmamızda hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen locator ve bar tutucu gruplar arasında marjinal kemik kaybı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

İmplantların birbirlerine bağlanıp bağlanmamasının ve farklı yükleme protokollerinin MKK üzerindeki etkileri ile ilgili çalışmalar yapılmıştır. *Elsyad ve ark.* (416, 473) birbirlerine bağlanmadan kullanılan tutucu sistemleri (top başlı ve locator) hemen yükleme protokolü ve konvansiyonel yükleme protokolü ile kıyaslamışlardır. Hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen gruplarda daha fazla MKK görülmüştür. Araştırmacılar bunun sebebi olarak implant destekli hareketli protezlerdeki kuvvetlerin, implant destekli sabit protezlerdeki kuvvetlere göre bükme momentini arttırdığını rapor etmişlerdir (352). Aynı şekilde birbirlerine bağlanmayan implantlar kemikteki destek alanını azalttığı için bükme momentini arttırdığı da bildirilmiştir (486). İmplanttaki mikro hareketler implantla kemik arasındaki kontakt alanında zararlı etkiye sahip olduğu (20) ve büyük oranda kemik turnoverına sebep olacağı bildirilmiştir (379). Ayrıca *Akça ve ark.* (487) birbirlerine bağlanmayan tutucu sistemlere sahip implant destekli hareketli protezler hemen yükleme protokolü ile yerleştirildiğinde, implant çevresindeki kuvvetlerin ilk iyileşme sürecine zarar vereceğini belirtmişlerdir. Yazarlar implantları birbirlerine bağlamayı her bir implanta gelecek olan fazla kuvvetin azalacağı ve kuvvetleri dağıtacağı için tavsiye etmişlerdir. Bunlarla birlikte 2006 yılında *Türkyılmaz ve ark.* (488) tarafından yapılan çalışmada ise hemen ve konvansiyonel yükleme protokolleri ile yerleştirilen top başlı tutuculu sistemlerde MKK açısından anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir. Bizim çalışmamızla benzer MKK değerlerine sahip *Schincaglia ve ark.* (434) ise 2016 yılında yaptıkları çalışmada hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen locator tutuculu gruptaki MKK'nın, konvansiyonel yükleme protokolüne göre yerleştirilen gruptan daha az olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızla aynı gruplara sahip *Kappel ve ark.* (24) çalışmamızdan farklı olarak MKK değeri implantların en yüksek noktası ile röntgende görülebilen en yüksek implant kemik bağlantısı arasındaki mesafeye 0,5 mm'lik aralıklarla rehber çizgiler çizerek ölçmüşlerdir. Araştırmacılar sadece 1 hastanın distal MKK değerini 2,5 mm aralığında tespit etmişlerdir. Buna karşılık hastaların yaklaşık %90'lık bir kısmındaki MKK değerinin 1 mm'nin altında olduğunu belirtmişlerdir. Bizim

çalışmamız ve *Kappel ve ark.* çalışmasını karşılaştırırken bu bulgular ışığında değerlendirme yapmak gerekmektedir.

Tutucuların grup içi karşılaştırmalarında hem locator hem de bar tutucuların mezial yüzeylerinde; 12 aylık kontrol döneminin ilk 6 ayı ve 2. 6 ayı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken, başlangıç ve 12. ay'da ölçülen MKK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $<0,001$ ) (Tablo 4-6). İmplantların distal yüzeylerinde ise locator destekli tutucular grup içi karşılaştırıldığı 12 aylık kontrol dönemlerinde her bir dönem arasında anlamlı farklılık gözlemlenirken ( $<0,001$ ), bar destekli tutucularda ise ilk 6 ay ve 2. 6 ay arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken, başlangıç ve 12. ay'da ölçülen MKK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $<0,001$ ) (Tablo 4-7). *Elsyad ve ark.* (416) top başlı tutuculu implantların distal ve labial yüzeylerindeki MKK değerlerin mezial ve lingual yüzeylerindeki MKK'dan daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Bu durum implantların bu bölgelerindeki artan gerilme değerleriyle açıklanmıştır. *Akça ve ark.* (487) kadavrular üzerinde yaptıkları çalışmada hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen birbirlerine bağlanmayan implantların labial yüzeylerindeki gerilme değerlerinin birbirlerine bağlanan implantlardan daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Yazarlar interforaminal bölgede hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen birbirlerine bağlı implantların anlamlı derecede kemik dokusundaki gerilmeyi azalttığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise bar ve locator grupları arasında 1 yıllık MKK değerlerinde mezial ve distal yüzeylerinde anlamlı fark bulunmazken, grup içi karşılaştırmada locator grubundaki implantların distal yüzeylerindeki MKK'da her bir 6 aylık dönemde anlamlı farklılık görülmüştür. Çalışmamızdaki iki farklı tutucu sistemi arasında MKK açısından anlamlı farklılık görülmemesinin implantların interforaminal bölgede konumlanmasından, hastaların yaş ortalamalarının ileri yaşlı grubu sınıfında yer alarak kemik rezorbsiyon ve remodellenme döngüsünün stabilitesinden kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz. Ancak proksimal marjinal kemik değerlendirilmesinde kullandığımız panoramik radyografik yöntemler ile bukkal ve lingual yüzeylerde olan kemik remodellenme döngüsü izlenemediği için periimplanter gerçek marjinal kemik miktarı değerlendirilmesi için ileri araştırmalar tasarlanması gerektiği görüşündeyiz.

#### 5.4.1. Primer ve sekonder stabilite ile MKK ilişkisinin değerlendirilmesi

Dental implantlarda başarılı bir osseointegrasyonun gerçekleşmesinde primer stabilitenin rolü büyüktür. Sonlu elemanlar analizi çalışmasında *Winter ve ark.* primer stabilite ile kemik kaybı arasında negatif bir korelasyon olduğunu belirtmişlerdir (489). *Yang ve ark.* 43 implantı 19 hastaya uygulamışlar, 4., 8. ve 12. haftalarda ölçtükleri MKK ile primer stabilite değerleri arasında bir korelasyon tespit edememişlerdir (490). *Tözüm ve ark.* (258) in-vitro çalışmalarında vertikal kemik kaybı ilişkisi ile primer stabilizasyon ilişkisini değerlendirmişler ve MKK miktarlarının artışı ile ISQ değerlerindeki düşüşleri ilişkilendirmişlerdir. Primer stabilitenin MKK ile negatif yönlü korelasyon olduğunu gösteren çalışmaların yanında *Elsyad ve ark.* (416) 36 hasta üzerinde 72 adet implantın 1 senelik klinik çalışma takibini değerlendirmişler ve sonucunda MKK miktarı ile ISQ değerleri arasında bir ilişki bulamamışlardır. Aynı şekilde *Geçkili ve ark.*, interforaminal bölgeye yerleştirilmiş 104 implant 52 hastada 6., 12., 24. ve 36. aylarda primer stabilite ile MKK arasında bir korelasyon bulamamışlardır (564). Çalışmamızda da locator ve bar tutuculu gruplardaki implantların cerrahi operasyonda ölçülen ISQ değerleri ile yükleme zamanı/6. ay, 6. ay/12. ay ve cerrahi zamanı/12. ay zaman aralıklarında ölçülen MKK'ları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4-9). Bununla birlikte cerrahi esnasında ölçtüğümüz PTD değerleri ile yükleme zamanı/6. ay, 6. ay/12. ay ve cerrahi zamanı/12. ay zaman aralıklarında ölçülen MKK'lar arasında istatistiksel fark sadece ilk 6 ayda locator tutucuların mezial yüzeylerindeki MKK arasında pozitif korelasyon bulunup ( $r=0,534$ ,  $p=0,007$ ), diğer dönemlerde istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ). PTD'ler ile 12. ay MKK arasında bir korelasyon saptanmama sebebi olarak interforaminal bölgeye yerleştirilen implantların hemen hemen tüm PTD'lerin düşük olmasına ve bu bölgenin kemik kaybına en az rastlanılan bölge olmasının etkili olmuş olabileceği düşünülmektedir.

Dental implantların osseointegrasyonundaki bir başka önemli faktör de sekonder stabilitedir. Sekonder stabilite hemen yüklenmeyen implantlarda yükleme zamanı için belirleyici bir faktördür (7, 223). Çalışmamızda sekonder stabilitenin MKK'ya olası etkisinin araştırılması amacıyla, yükleme anında ölçülen PTD'leri ile cerrahi safhadan (yüklemenin olduğu) 6. aya kadar olan MKK, 6. ayda ölçülen PTD'leri ile 6. aydan 12. aya kadar olan MKK'ları ve 12. ayda ölçülen PTD'leri ile yüklemmeden 12. aya kadar olan MKK'ları arasındaki korelasyon ölçülmüştür. Herhangi

bir korelasyon bulunamamıştır. Bunun sebebi olarak ölçülen tüm PTD'lerin düşük olmasına ve implantların kemik yoğunluğu olarak en iyi bölge olan interforaminal bölgeye yerleştirilmesinden kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

#### **5.4.2. Yaş ile PTD ve MKK İlişkisinin Değerlendirilmesi**

Yaş, geç veya erken dönem MKK sebepleri üzerinde yapılan çalışmalarda vurgulanan faktörlerden biridir. Yaş faktörünün kemik miktarı idamesinde önemli bir rolü olduğu, yaşla beraber osteoporotik sistemik etkenlerin fazlaşması ile kütleli kemik yoğunluğunda düşüşlerin gözlemlendiği bildirilmiştir (491, 492). *Negri ve ark.* (493), MKK miktarını değerlendirdikleri 50 yaş üstü hastalarda klinik çalışmalarının sonuçlarında üst çeneye uygulanan implantlarda daha fazla MKK tespit etmelerine rağmen, bu durumun alt çenede gözlenmediğini belirtmişlerdir.

Kemik rezorbsiyon ve remodellenme döngüsünün daha önce yaşanmış olmasından dolayı ileri yaşlı sınıfta yer alan bireylerde stabil hale gelmesi ile MKK değerlerinin genç yaşlı gruplarına oranla daha az görüldüğünü bildiren klinik çalışmalar bulunmaktadır (480). *August ve ark.* (482), *Geçkili ve ark.* (361) ile *Bilhan ve ark.*'nin (457) araştırmalarının sonuçlarına göre yaş faktörü ile MKK arasında bir ilişki olmadığını belirtmişlerdir. Çalışmamıza katılan bireylerin yaş ortalaması  $61.54 \pm 8,66$  (min 42-max 82). Sadece 3 birey 50 yaşın altında geriye kalan 25 birey 50 yaşın üzerindedir. Çalışmamızın sonucunda yaş faktörünün 12. aydaki MKK'ya ve stabilite değerlerine anlamlı bir etkisi bulunmamıştır. Bu durumun çalışmaya katılan bireylerin yaş ortalamalarının yüksek olmasından dolayı kemik rezorbsiyon süreçlerindeki stabilizasyondan ve implantların kompakt kemik yapısındaki interforaminal mandibular bölgeye uygulanmış olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

#### **5.5. PERİODONTAL VERİLER VE MKK'NIN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dental implantlar çevresinde 3-3,5 mm'lik bir yumuşak doku manşeti (2 mm'lik bağ dokusu epiteli abutment bölümünde ve 1 mm'lik bağ doku da bu epitelle marjinal kemik arasında olmak üzere) implant sisteminden ayrı olarak gözlemlenmiştir (494). Başarılı bir implantta sınır değer olarak 3 mm'lik sondalama derinliği kabul edilmektedir (415, 495). İmplant uygulanırken 5 mm'den daha fazla cepler oluşmaması için özen gösterilmelidir (496).

*Lang ve ark.* yumuşak doku manşetinin mukozitis durumunda ve sağlıklı implantlarda mükemmel bir kapama sağladığını fakat yumuşak dokunun kapama özelliğinin peri-implantitis vakalarında kaybolarak alveol kretine kolaylıkla ulaşılabilirdiğini bildirmişlerdir (414).

*Krennmair ve ark.* alt çeneye yerleştirilen 22 implant destekli 11 sabit protezde ortalama 56 ay sonra implantlar çevresindeki MKK'yı 1.7 mm ve cep derinliğini 1.4 mm olarak hesaplamışlardır (468). *Lachmann ve ark.* 74 hasta üzerinde tamamladıkları çalışmalarında implantlar çevresindeki cep derinliğini 2.9 mm hesaplamışlardır (497). *Ravald ve ark.* alt çenede üst çeneye kıyasla yapışık dişeti sorununun daha fazla yaşandığını bildirdikleri araştırmalarında alt çenedeki implantların büyük kısmında 1-3 mm arasında cep derinliği ölçmüşler ve MKK'yı 0,49 mm olarak hesaplamışlardır (498). *Karabuda ve ark.* 96 implant üzerinde cep derinliğini 2-3 mm arasında ölçmüşler ve yüklemmeden 1. yılın sonuna kadar geçen zaman diliminde cep derinliğinin arttığını bildirmişlerdir (499). *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'yı ise yine aynı sırayla 0.1 mm, 0.2 mm ve 0.3 mm olarak hesaplamışlardır (500). Çalışmamızda ölçüm sonuçlarına göre periodontal cep değerleri bütün bu çalışmalarla uyumluluk göstermiş ve her iki tutucu grubunda da cep derinlikleri 6. ay ve 12. aydaki ortalamaları 3 mm sınırını aşmamıştır.

Farklı tutucuların karşılaştırıldığı çalışmalarda sondalamada cep derinliği açısından literatürde farklı görüşler bulunmaktadır. *Seo ve ark.* (420) 2 implant destekli locator ve 4 implant destekli bar tutuculu protezlerin periimplanter verilerini kıyasladıkları çalışmalarında sondalamada cep derinliği değerlerini barlı gruptaki sondalamada cep derinliğinin locator grubuna göre daha az olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte tek ve birbirlerine bağlı tutucu sistemlerin periimplanter sağlıklarının değerlendirildiği çalışmalarda ise bu gruplar arasında anlamlı fark bulunamamıştır (50, 501, 502). Bizim çalışmamızda da sondalamada cep derinliği açısından bar ve locator gruplarında anlamlı farklılık bulunamamıştır.

Araştırmacılar hemen ve geç yükleme protokolleri ile yerleştirilen implantların kıyaslandığı çalışmalarda implantların çevresindeki yumuşak doku parametrelerin her iki yükleme protokolünde de MKK 'yı etkilemediğini bildirmişlerdir (29, 61, 472). İmplantların çevresindeki mukozanın uzun dönem takibinde implant çevresindeki

dokunun sondalanması hassas ve güvenilir bir yöntemdir (495). Bazı yazarlar implant çevresini sondalamayla MKK arasında direkt ilişki olduğunu bildirirken (414, 503, 504) bazı yazarlar ise sondalamada cep derinliği ile MKK arasında bilimsel olarak bir kanıt olmadığını bildirmişlerdir (505) (34). Bizim çalışmamızda sondalamada cep derinliği ile MKK arasında bar ve locator gruplarında herhangi bir korelasyon bulunmamıştır. Bu durum hemen yükleme protokolüyle yerleştirilen diğer çalışmalarla benzerlik göstermektedir.

Sondalamada kanamanın olması ise sulkusun ya da cebin enflamasyonunu göstermektedir. Fakat sondalamada kanamanın varlığı periodontal hastalık olduğunu göstermemektedir. Bununla beraber kanama yoksa implantın stabil olduğu yönünde yorumlanabilir (506).

*Büttel ve ark.* hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen tek başına duran tutucu sistem ile desteklenen alt çene hareketli protezlerini 2 sene üzerinde takip etmişlerdir. Sondalamada kanama değerleri %50 nin üzerinde ölçülen implantlarda daha fazla MKK görüldüğünü bildirmişler (421). *Elsyad ve ark.* ise locator tutuculu sistemleri kullandıkları çalışmalarında 1. yılda sondalamada kanama değerlerinin arttığını fakat MKK ile herhangi bir ilişkisinin olmadığını tespit etmişlerdir (416). Hemen yükleme ile yerleştirilen farklı tutucu sistemleri ile desteklenen alt çene hareketli protezlerin değerlendirildiği çalışmada (420) bar tutuculu grupta sondalamada kanama değerinin locator tutuculu sisteme göre daha fazla bulunmuştur fakat bu durum gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı olmadığı da yönünde bildirilmiştir. Bu çalışmada da sondalamada kanamanın MKK ile ilişkisi bulunamamıştır. Bizim çalışmamızda ise bar ve locator grupları arasında sondalamada kanama değerleri açısından anlamlı bir fark olmamıştır. Sondalamada kanama değerleri MKK ile kıyaslandığında herhangi bir korelasyon bulunamamıştır.

*Elsyad ve ark.* hemen ve konvansiyonel yükleme protokolü ile yerleştirdikleri locator tutuculu alt çene hareketli protezlerde her iki grupta da 1. senenin sonunda plak indekslerinde artış bulmuşlardır (416). Bu durumu locator tutucunun dişi parçasının anatomik yapısına bağlayan çalışmalar olduğu (26) gibi hastalara sıkı bir ağız hijyen eğitimi verildiğinde plak indekslerinin azalacağını belirten çalışmalarda bulunmaktadır (421, 504, 507). Bu çalışmalarda plak indeks değerleri ile MKK arasında herhangi bir korelasyon bulunamamıştır. Alt çeneye 2 implant destekli hemen yükleme ile

yerleştirilen bar tutuculu protezlerde ise periimplanter değerler arasında sadece plak indeksi ile MKK arasında ilişki bulunmuştur (417). Farklı yükleme protokollerinin uygulandığı ball tutuculu alt çene hareketli protezlerde ise 1 senenin sonunda plak indeksi değerlerinin arttığını ve periimplanter değerler ile MKK arasında düşük pozitif seviyede korelasyon bulduklarını bildirmişlerdir. Bu parametrelerin ilerleyen zamanlardaki implant çevresindeki kemik kaybını değerlendirmede sınırlı klinik öneminin olduğunu belirtmişlerdir (473). Farklı tutucu türlerinin hemen yüklendiği bir diğer çalışmada barlı gruptaki plak indeks değerleri locator tutuculu gruba göre fazla bulunup istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir. Plak indeks değerleri ile MKK arasında korelasyon bulamamışlardır. *Kappel ve ark.* (24) ise barlı protezlerdeki plak indeks değerlerini locator tutuculara göre daha fazla bulup özellikle yaşlı hastalarda tek başına duran tutucu türlerinin temizliğinin sağlamanın daha kolay olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise tutucu türleri arasında plak indeks değerlerinde herhangi bir fark bulunmamıştır ayrıca periimplanter parametrelerle yaş arasındaki korelasyona baktığımızda sadece 12. ay sonunda locator tutuculu grupta plak indeksi arasında korelasyon görülmüştür. Bu bulgumuz *Büttel ve ark.*'nın (421) bulgularıyla benzerlik göstermektedir.

## 5.6. OHIP-14 VE VAS ANKET FORMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Tedavi sonrasında hastaların değerlendirdikleri memnuniyet miktarlarının geri dönüş nitelikleri çok sayıda durumdan etkilenir. Her hastada tedavi süreci semptomatik olarak çeşitlilik gösterir ve adaptif süreç tedavi sonrası her hasta için farklılık gösterir. Tedavi öncesi/sonrasında görülebilen konforsuzluklar ve kimi semptomlar hastadan hastaya farklılık göstermekte ve bu durum da tedavi sonrası memnuniyet oranlarını etkileyebilmektedir (508). OHIP-14'ün hastaların ve protezlerin geri dönüşlerinin değerlendirilmesinde tutarlı, güvenilir ve geçerli bir yöntem olduğu yapılan çok sayıda çalışmada bildirilmiştir (509, 510).

*Geçkili ve ark.* (511), yaşları 65-82 arasında farklılık gösteren alt üst tam dişsiz 78 hastaya alt çenede interforaminal bölgede yer alan iki implant destekli hareketli protezler ile tedavi edilip konvansiyonel protezleri ile hasta memnuniyetlerini ve yeni tedavinin etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmada 6. haftada implantlara erken yükleme yapılarak yeni protezlerin 6. ay kontrol seansında OHIP-14 anketi yanıtlandırılmıştır. Tedavi öncesi OHIP-14 skorlarını, fonksiyonel kısıtlanmada 4.89,

fiziksel ağrıda 6.68, psikolojik rahatsızlıkta 6.32, fiziksel yetersizlikte 5.53, psikolojik yetersizlikte 2.63, sosyal yetersizlikte 2.89, engellilikte 2.89 ve toplamda 31.84 olarak belirlediklerini söylemişlerdir. Konvansiyonel protetik tedavide fiziksel ağrı bölümünde en yüksek skorların elde edildiği görülmüştür. *Heydecke ve ark. da* (512) araştırmalarında alt üst geleneksel tam protez kullanan hastalarda benzer sonuçları bildirerek hastaların %37'sinin yaşam kalitelerinin düşük olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmamızda da yükleme öncesinde elde edilen OHIP-14 verilerinde en yüksek değerler fiziksel ağrı bölümünde görülmüş olup bu sonuçlar *Geçkili ve ark. (29)* ile *Heydecke ve ark.*'nın (512) bulguları ile uyumludur.

*Geçkili ve ark. (511)*, araştırmalarında geleneksel protezlere yükleme yapıldıktan sonra 6. ay kontrol seansında OHIP-14'ün toplam ve tüm alt kategori skorlarında istatistiksel olarak anlamlı oranda düşüş olduğunu belirtmişlerdir. Benzer sonuçlar, *Yunus ve ark. (513)* 2 implantla desteklenen alt çene hareketli protezleri OHIP-14 ile değerlendirdikleri araştırmalarının sonuçlarında, 6.ay kontrollerde OHIP'in tüm alt kategori skorlarında anlamlı derecede düşüş olduğunu belirtmişlerdir. *Oh ve ark. (514)* ile *Martínez-González ve ark. da (515)* hasta memnuniyetinde artışı gösteren bulguları çalışmalarının sonuçlarında elde etmişlerdir. *Çakır ve ark. (516)* yaşları 36 ile 81 arasında değişen kullanılan protezin türlerine göre 116 hastayı (Grup 1: overdenture; Grup 2: implant destekli sabit protezler; Grup 3: tam protez; Grup 4: bölümlü protez ) sınıflayarak tedavi sonrası ve öncesi memnuniyet skorlarını OHIP-14 ile karşılaştırmalı değerlendirdikleri klinik çalışmalarının bulgularında, en fazla memnuniyet artışının +15.67'lik fark ile alt çene hareketli protez kullanan hasta grubunda olduğunu söylemişlerdir. OHIP-14 tüm alt kategori skorlarında anlamlı artış olduğunu araştırmacılar belirtip, alt çene implant destekli hareketli protezleri grubundaki diğer gruplara göre anlamlı farklılığın hastaların yaş ortalamasının daha yüksek olması ve rehabilitasyon türünün hastaların yaşam kalitelerinde daha major değişimler yaratmasından kaynaklanabileceğini vurgulamışlardır.

Araştırmamızda ise OHIP-14'ün fonksiyonel kısıtlılık, fiziksel ağrı alt kategorileri ve toplam skorlarında protetik yükleme öncesi değerlendirmeler ile 6. ve 12. ay skorlarında anlamlı derecede düşüş saptanmıştır. Elde edilen bu bulgularımız literatürdeki çalışmaların bulgularıyla uyumludur (511, 513-515). Diğer yandan çalışmamızda fiziksel yetersizlik, psikolojik yetersizlik, sosyal uyumsuzluk ve engellilik



düzeyleri arasında 6. hafta (yükleme öncesi), 6. ay ve 12. ay değerlendirmelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Bu sonuçlarımızın diğer araştırmalar ile olan farklılığının, araştırmamızda değerlendirilen alt üst tam protezlerin, 1 hafta süre ile fonksiyonda kullanılmış olan yeni yapılmış protezler olduğundan kaynaklandığı kanısındayız. Daha detaylı bulgular elde edebilmek adına hastaların eski protezlerini de değerlendiren bir çalışma tasarlanabileceğini düşünmekteyiz.

Hastaların memnuniyet ve tedavilerin yaşam kalitesindeki etkilerinin farklı türde anketler kullanıldığında daha net tespit edilmesinde etkili bir yöntem olduğu belirtilmiştir. Hastaları esas alan anketsel çalışmalar çoğunlukla hastaların memnuniyetlerini belirleyen tedavi kaynaklı faktörlerden daha çok memnuniyet derecelerine odaklanmaktadır. OHIP-14 hasta geri dönüşlerinde tutarlı, güvenilir ve geçerli bir yöntem olmakla beraber çoğunlukla hasta memnuniyetinin özelliklerini tespit etmede yetersiz kalabilmektedir. Araştırmaların metodolojisine göre şekillendirilebilen ve memnuniyet düzeyini de ölçebilen VAS benzeri anketlerle memnuniyet değerlendirmelerinin desteklenmesinin, hastaların görüşlerinin daha açık anlaşılabilmesini sağladığı bildirilmiştir (449, 512). VAS yönteminin güvenilirliğinin ve geçerliliğinin tartışmalı olabileceği söylene de, subjektif hasta merkezli değerlendirmede en çok başvurulan inceleme yöntemlerinden biridir (399, 414). *Lamb & Ellis* (517), VAS skalasının hastaların tedavi sonrası hareketli protezlerin ve memnuniyet oranlarının değerlendirilmesinde önemli olduğunu belirtmişlerdir. VAS değerlendirmelerinde çoğunlukla 0-100 arasında skorlamalar yapılır (355, 403, 518). Çalışmamızda 0-100 arasında dağılan VAS formları mm cinsinden bir ölçek biçiminde hazırlanmış ve bu ölçek üzerinde hastadan memnuniyet miktarını gösteren alanı işaretlemesi istenmiştir. 8 adet kategoride genel memnuniyet ve beğeni, fonasyon, hijyen, tutuculuk, çiğneme, ağrı ve estetik değerlendirilmiştir (Tablo 4-23,24).

*Cordaro ve ark.* (507) interforaminal bölgeye uyguladıkları 4 adet implant destekli bar veya locator destekli hareketli protez rehabilitasyonunun VAS değerlendirme yöntemi ile hasta memnuniyeti etkilerini inceledikleri araştırmalarında hastalara genel memnuniyet, çiğneme, konfor, estetik, fonasyon, tutuculuk, ağrı, implat çevresi ve hijyen rahatlığı alt kategorilerinde olacak şekilde 9 adet soru olacak şekilde yönlendirmişlerdir. İstatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmayan çalışmanın bar ve locator grupları arasında VAS skorlarında tüm

kategorilerde tedavi öncesine göre artış gözlenmiştir. Genel memnuniyet VAS skorları locator grubunda tedavi sonrası 90.5 olarak bildirilmiş olup implant sayısındaki farklılıktan dolayı bu değerlerin çalışmamızda elde edilen skordardan daha yüksek olduğunu düşünmekteyiz. *Mirisola di Torresanto ve ark.* (519) da 4 implant destekli locator tutucu sistemle tedavi ettikleri hareketli protezle ilgili VAS skorlarının 2 yıl sonraki genel memnuniyet sonucunu 99 gibi çok yüksek bir rakam olarak belirtmişlerdir. Alt çenede 2 implant destekli protezlerle ilgili VAS uygulanan memnuniyet değerlendirmesi yapan araştırmalarda *Al-Zubeidi ve ark.* (520) genel memnuniyet skorlarını yüklemeye 1 ay sonra 78.9; *Rashid ve ark.* (521) 203 hastada implant destekli hareketli ve konvansiyonel protezleri karşılaştırdıkları çalışmalarında genel memnuniyet 6. Ayda 85.4; *Krennmair ve ark* (522) da locator tutucu sistemlerde 3.ay kontrollerinde VAS skoru olarak 86 oranında bir skor elde ettiklerini belirtmişlerdir. Bu sonuçların çalışmamızda ortaya çıkan VAS skorları ile çalışmaların paralel değerlerde seyrettiği gözlenmektedir.

Çalışmamızda genel memnuniyet, çiğneme, tutuculuk, fonasyon, estetik ve ağrıya azalmaya yönelik aktarılan VAS sorularında yükleme öncesi ile 6. ay ve 12. ay skorlar arasında hasta memnuniyetlerinde artışa işaret eden ve istatistiksel anlamlı bulgular elde edilmiştir. Yapılmış olan çalışmaların sonuçları ile bu sonuçlar uyumlu olmakla beraber (507, 519-522) hijyen idamesi bulgularında anlamlı sonuçlar elde edilmemiştir.

Yükleme öncesinde değerlendirilen protezlerin yeni protezler olduğunu ele alırsak hastaların hijyen ve estetik görünümleri ile alakalı bu skorlar rasyoneldir. *Cordaro ve ark.*'nın (507) çalışmalarındaki metodoloji kullanılarak, hastaların eski protezlerini hastaların haricinde kontrol seanslarında hekimlerin de tutuculuk, yumuşak doku değişimleri ve hijyenin VAS ile değerlendireceği bir çalışma tasarlanmasının daha detaylı bulgular kazanmamıza ışık tutabileceği kanısındayız.

## **5.7. PROTETİK TAKİPLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Alt çene implant destekli hareketli protezler fonksiyonel avantajlarının yanı sıra konvansiyonel tam protezlere göre daha komplike bir tasarım içermelerinden dolayı dönemsel olarak tutucu sistemlerin bakım ihtiyaçları doğmaktadır. Klinik olarak gözlemlenen protetik komplikasyonlar açısından top başlı ve bar tutucu sistemler ile karşılaştırıldığında locator tutuculu sistemlerin avantajlı olduğunun gözlemlendiği

çalışmalar ile birlikte (523, 524), top başlı tutucu sistemlere oranda daha sık bakım ve protetik düzenleme gerektirdiği sonucunu da bildiren çalışmalar bulunmaktadır (525).

*Macki ve ark.* (526) locator tutucu sistemleri 3 yıl boyunca değerlendirdikleri klinik takip çalışmalarında %85 gibi yüksek bir oranda plastik tutucu değişimi yapıldığını bildirmişlerdir. *Vere ve ark.* (527) 2 yıl boyunca takip ettikleri locator tutucu sistem içeren mandibular overdenture protezlerde takip süresinin sonunda protetik komplikasyon oranlarını %51 tutuculuk kaybı, %7.6 protez kırılması, %28 abutment vida gevşemesi, %12 metal yuvanın protez içinde gevşemesi olarak bildirmişlerdir. Çalışmada hiçbir protezde astarlama ihtiyacı oluşmamıştır. *Cakarar ve ark.* (523) farklı tutucu sistemleri değerlendirdikleri klinik çalışmalarında locator tutucu sistemlerde herhangi bir teknik komplikasyon gözlenmediğini belirtmişlerdir. *Kleis ve ark.* (526) top başlı ve locator tutucu sistemleri kıyasladıkları bir yıllık klinik çalışmanın sonucunda tutuculuk kaybı nedeni ile plastik tutucuların değiştirilme gerekliliği görüldüğünü bildirmişlerdir. Çalışmamızda locator tutuculu grupta plastik tutucunun yerinden çıkması görülmezken, barlı grupta ilk 6 ayda 2 kez 12. ayda 1 kez görülmüş ve değiştirilmiştir.

İmplant sistemlerinin gelişimi ile beraber erken yükleme protokolü gittikçe tercih edilen bir yöntem haline gelmekle birlikte zaman içerisinde implant destekli hareketli protezlerde astarlama ihtiyacı oluşup oluşurmayacağı konusunda net bir görüş yoktur (528). İmplant destekli hareketli protezlerde zamanla destek dokularda görülen farklılaşmayla beraber astarlama ihtiyacı oluşabilmesinin %8-30 oranında değişebildiği bildirilmiştir (529). *Purcell ve ark.* (530), üst çene konvansiyonel tam protez alt çene iki implant destekli hareketli protezlerde gözlenen komplikasyonları takip ettikleri 5 yıllık klinik çalışmalarında, en sık karşılaştıkları komplikasyonun protezlerin astarlanma ihtiyacı olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda 6. ayda locator grubunda astarlama ihtiyacı görülmezken bu oran 12. ayda %50; bar grubundaki görülme oranı ise 6. ayda %25 12. ayda %37,5 olmuştur. Astarlama ihtiyacının sık görülme sebebi ise hemen yükleme sonrası ödemli dokular üzerine protezlerin yerleştirilmesi ve iyileşme döneminde protezle dokular arasında oluşan mesafeden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu yüzden hemen yükleme protokolün uygulandığı hareketli protezleri kullanan hastalarda tutucu tiplerinden bağımsız olarak 6 ayda bir görülmesi gerekmektedir. Uzun dönemdeki takip boyunca hemen yüklemenin doku

yüzeylerindeki değişimlere etkileri ile birlikte yeni astarlanma ihtiyaçları oluşturup oluşturmayacağını görebilme adına daha uzun dönemli bir takip çalışması planlanmasının gerekli olduğunu düşünmekteyiz.

*Kleis ve ark.* (525) 1 senelik takip süresince locator tutuculu protezlerde 35 adet protetik komplikasyon yaşamışlardır bunların çoğunun tutuculuk kaybı olduğunu bildirmişlerdir fakat hangi renk tutucu lastiği kullanıldığı bildirilmemiştir. 23 hasta üzerinde yapılan erken yükleme protokolü ile yerleştirilen locator tutuculu protezlerde 2 yıllık gözlem süreci içerisinde 7 adet komplikasyon bildiren çalışmanın 5 senelik takibinde bu rakam 31 e ulaşmıştır. *Kappel ve ark.* (24) 2 yıllık takip boyunca locator tutuculu protezlerde en yüksek komplikasyonun %34.7 ile tutuculuk kaybı olduğunu, bu oranı sırası ile %21.7 ile locator abutmentin gevşemesi, %8.6 ile astarlama ihtiyacı ve protez kırığının takip ettiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda locator tutuculu gruptaki komplikasyonların görülme oran sıralaması ise 1 yılın sonunda en yüksek görülen komplikasyon olan tutuculuk kaybı ve astarlama ihtiyacı olmuştur (%50). Yine *Kappel ve ark.* çalışmasında 2 adet bar kırığı yaşamışlar ve 7 kez locator ve bar tutucularde vida gevşemesi görülmüştür. Bu durumu yazarlar hemen yükleme protokolü gereğince verilen tork değerinin (15Ncm) düşük olmasına bağlamışlardır. Tutucular sonrasında 35 Ncm ile torklanmıştır. Bizim çalışmamızda herhangi bir bar kırığı ya da vida gevşemesi görülmemiştir.

İmplant destekli hareketli protezlerde top başlı ve Locator benzeri tutucu sistemlerin metal yuvalarının overdenture kaidesine olan bağlantısı iki şekilde gerçekleştirilebilmektedir; hekimin ağız ortamında uyguladığı direk teknik ve implant seviyesinde ölçü alınarak laboratuvar ortamında uygulanan indirek teknik (531). İndirek teknik klinikte geçirilen zamanı azaltması, akrilik monomeri ile direk hasta temasının olmaması, mekanik dayanımları daha yüksek akriliklerin kullanımı gibi avantajlara sahip iken direk teknik maliyet olarak daha uygun olması, klinik olarak pratik uygulanabilmesi ile daha sık tercih edilen bir yöntemdir (532). Çalışmamızda sadece 6. ay kontrollerinde 1 adet (%3,6) metal yuvanın overdenture ile olan bağlantısının ayrılması gözlenmiştir. Bu veriler *Vere ve ark.*'nın (527) elde ettiği metal yuva komplikasyonları ile benzer değerlerdedir. Tutucuların protezlerin içerisine bağlanma yöntemi olarak indirek yöntemi uygulamamızın nedeni hemen yükleme prtokolü uyguladığımız hastalarda gruplar arası standardizasyonu sağlayabilmek için tercih

ettiğimizi söyleyebiliriz. Uzun dönem kontrollerdeki astarlama ve metal yuvanın protez kaidesine olan tutulumunun indirek ve direk yöntemlere göre farklılığının değerlendirileceği bir klinik takip çalışması planlanmasının bu bulguları açığa kavuşturabileceği kanısındayız.

Farklı tutucu sistemlerin ve yükleme protokollerinin karşılaştırılmalı olarak değerlendirileceği daha uzun dönem takip süresine sahip bir çalışma tasarlanmasının protetik komplikasyonların daha detaylı değerlendirilmesinde etkili olabileceğini kanısındayız.



## 6. SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde;

1. Alt çeneye interforaminal bölgeye hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen iki implant destekli alt tam protez kullanan hastalarda, locator tutuculu gruptaki implantlar ile bar tutuculu gruptaki implantlar arasında 1 yıllık takip sonunda MKK açısından fark yoktur ( $p>0.05$ ).

2. Periimplanter cep derinliği, sondalamada kanama ve plak indeksi bakımından 1 yıllık takip sonrasında tutucu tipleri arasında bir fark yoktur.

3. Yaş ve cinsiyetin MKK, locator ve bar tutuculu implantların kemik içi stabilite değerlerine etkisi yoktur.

4. Bar ve locator tutuculu implantlarda primer stabilizasyon ile 12 ay MKK düzeyleri arasında bir korelasyon bulunmamıştır. Bu bölgedeki primer stabilite değerlerinin yüksek, MKK değerlerinin ise düşük olduğu bilinmektedir.

5. Alt çene iki implant destekli hareketli protezler tam dişsiz hastalarda fonksiyon, fonasyon ve sosyal yetilerin geri kazanımında olumlu yönde etkilidir.

6. Tutucu tipleri arasında en çok görülen protetik komplikasyonlar tutuculuk kaybı ve astarlama ihtiyacı olmuştur. Özellikle locator tutucu grubundaki bu komplikasyonlar plastik tutucu parçanın deformasyonu ve kaybına bağlı olarak tutuculuk kaybı gözlenmiştir.



## 7. KAYNAKLAR

1. 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(11):1455-8.
2. Rasmusson L, Roos J, Bystedt H. A 10-year follow-up study of titanium dioxide-blasted implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):36-42.
3. 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(1):19-25.
4. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(4):601-2.
5. British Society for the Study of Prosthetic D. The York consensus statement on implant-supported overdentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009;17(4):164-5.
6. Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Protheses.* Chicago, IL: Quintessence Publishing; 1985.
7. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):491-501.
8. Lachmann S, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):75-9.
9. Magno Filho LC, Cirano FR, Hayashi F, Hsu FS, Alexandre C, Dib L, et al. Assessment of the Correlation between Insertion Torque and Resonance Frequency Analysis of Implants placed in Bone Tissue of Different Densities. *The Journal of oral implantology.* 2012;16.
10. Gomez-Roman G, Lukas D. Influence of the implant abutment on the Periotest value: an in vivo study. *Quintessence Int.* 2001;32(10):797-9.
11. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, et al. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-



etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(2):144-53.

12. Esposito M, Grusovin MG, Chew YS, Coulthard P, Worthington HV. One-stage versus two-stage implant placement. A Cochrane systematic review of randomised controlled clinical trials. *Eur J Oral Implantol.* 2009;2(2):91-9.

13. Shafie HR. Principles of attachment selection. In: Shafie HR, editor. *Clinical and Laboratory manual of implant overdentures.* Oxford: Blackwell; 2007. p. 31-6.

14. Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(1):48-57.

15. Henry PJ, van Steenberghe D, Blomback U, Polizzi G, Rosenberg R, Urgell JP, et al. Prospective multicenter study on immediate rehabilitation of edentulous lower jaws according to the Branemark Novum protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5(3):137-42.

16. Romanos GE. Surgical and prosthetic concepts for predictable immediate loading of oral implants. *J Calif Dent Assoc.* 2004;32(12):991-1001.

17. Degidi M, Piattelli A. 7-year follow-up of 93 immediately loaded titanium dental implants. *The Journal of oral implantology.* 2005;31(1):25-31.

18. Stricker A, Gutwald R, Schmelzeisen R, Gellrich NG. Immediate loading of 2 interforaminal dental implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results after 24 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(6):868-72.

19. Attard NJ, David LA, Zarb GA. Immediate loading of implants with mandibular overdentures: one-year clinical results of a prospective study. *Int J Prosthodont.* 2005;18(6):463-70.

20. Alfadda SA, Attard NJ, David LA. Five-year clinical results of immediately loaded dental implants using mandibular overdentures. *Int J Prosthodont.* 2009;22(4):368-73.

21. Stoker GT, Wismeijer D. Immediate loading of two implants with a mandibular implant-retained overdenture: a new treatment protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;13(4):255-61.

22. Turkyilmaz I, Tozum TF, Fuhrmann DM, Tumer C. Seven-year follow-up results of TiUnite implants supporting mandibular overdentures: early versus delayed loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14 Suppl 1:e83-90.

23. Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Garuti G, Grandi G. Immediate loading of two unsplinted implants retaining the existing complete mandibular denture in elderly edentulous patients: 1-year results from a multicentre prospective cohort study. *Eur J Oral Implantol.* 2012;5(1):61-8.
24. Kappel S, Giannakopoulos NN, Eberhard L, Rammelsberg P, Eiffler C. Immediate Loading of Dental Implants in Edentulous Mandibles by Use of Locator(R) Attachments or Dolder(R) Bars: Two-Year Results from a Prospective Randomized Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(4):752-61.
25. Thacker SR. Immediate Versus Delayed Loading of Two Implants Supporting A Locator Retained Mandibular Overdenture. A Randomized Controlled Study [Master's Thesis]: University of Connecticut; 2012.
26. Alsabeeha NH, Payne AG, De Silva RK, Thomson WM. Mandibular single-implant overdentures: preliminary results of a randomised-control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(3):330-7.
27. Akca K, Cavusoglu Y, Sagirkaya E, Cehreli MC. Early-loaded one-stage implants retaining mandibular overdentures by two different mechanisms: 5-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(3):824-30.
28. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont.* 1993;6(2):95-105.
29. 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.
30. Roos J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Grondahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: a 5-year retrospective analysis of the Branemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(4):504-14.
31. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent.* 2008;17(1):5-15.
32. De Smet E, Jacobs R, Gijbels F, Naert I. The accuracy and reliability of radiographic methods for the assessment of marginal bone level around oral implants. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002;31(3):176-81.

33. Kullman L, Al-Asfour A, Zetterqvist L, Andersson L. Comparison of radiographic bone height assessments in panoramic and intraoral radiographs of implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(1):96-100.
34. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989;62(5):567-72.
35. Albrektsson T, Isidor F. Consensus report of session IV. In: Lang N, Karring T, editors. *Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology*. London, UK: Quintessence Publishing Co Ltd; 1994. p. 365-69.
36. Muravchick S. Anesthesia for the elderly. In: Miller RD, Cucchiara RF, Reves JG, Roizen MF, Savarase JJ, editors. *Anesthesia*. 2. 4th ed. New York: Churchill Livingstone Inc; 1996. p. 2143-55.
37. Dembo JB. Anatomy and physiology of the aging process. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*. 1996;8:149-57.
38. Van Norman KA. *Exercise Programming for Older Adults*. Champaign, IL: Human Kinetics; 1995.
39. Kocaman T, Yüksel Y. Türkiye’de Yaşlıların Durumu ve Yaşlanma Ulusal Eylem Planı. Ankara DPT: Sosyal Sektörler ve Koordinasyon Genel Müdürlüğü; 2007. Available from: [http:// ekutup.dpt.gov.tr/nufus/yaslilik/eylempla.pdf](http://ekutup.dpt.gov.tr/nufus/yaslilik/eylempla.pdf).
40. Tramini P, Montal S, Valcarcel J. Tooth loss and associated factors in long-term institutionalised elderly patients. *Gerodontology*. 2007;24(4):196-203.
41. Nazlıel HÇ. Yaşlıda ağız ve diş sağlığı. *Turkish Journal of Geriatrics*. 1999;2:14-21.
42. Bourgeois D, Nihtila A, Mersel A. Prevalence of caries and edentulousness among 65-74-year-olds in Europe. *Bull World Health Organ*. 1998;76(4):413-7.
43. Douglass CW, Shih A, Ostry L. Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020? *J Prosthet Dent*. 2002;87(1):5-8.
44. Mojon P, Thomason JM, Walls AW. The impact of falling rates of edentulism. *Int J Prosthodont*. 2004;17(4):434-40.
45. Petersen PE. The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century--the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol*. 2003;31 Suppl 1:3-23.

46. Gökalp S, Güçiz Doğan B, Tekçiçek M, Berberoğlu A, Ünlüer Ş. Erişkin ve yaşlılarda ağız-diş sağlığı profili Türkiye-2004. Hacettepe Dişheki Fak Derg. 2007;31(4):11-8.
47. Jones JA, Orner MB, Spiro A, 3rd, Kressin NR. Tooth loss and dentures: patients' perspectives. *Int Dent J.* 2003;53(5 Suppl):327-34.
48. van Waas MA. The influence of clinical variables on patients' satisfaction with complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1990;63(3):307-10.
49. 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(6):575-81.
50. 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 Implants Res.* 1998;9(3):170-7.
51. Ruggiero SL, Mehrotra B, Rosenberg TJ, Engroff SL. Osteonecrosis of the jaws associated with the use of bisphosphonates: A review of 63 cases. *J Oral Maxil Surg.* 2004;62(5):527-34.
52. Santiago AS, Santos EA, Sader MS, Santiago MF, Soares Gde A. Response of osteoblastic cells to titanium submitted to three different surface treatments. *Braz Oral Res.* 2005;19(3):203-8.
53. Norton MR. The History of Dental Implants. *US Dentistry.* 2006;7.
54. Ellingsen JE. On the properties of surface-modified titanium. In: In: Davies JE, editor. *Bone Engineering.* Toronto: em Sqared Inc; 2000. p. 183-9.
55. 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(8):691-4.
56. Guttenberg SA. Longitudinal report on hydroxyapatite-coated implants and advanced surgical techniques in a private practice. *Compend Suppl.* 1993(15):S549-53; quiz S65-6.
57. Scacchi M. The development of the ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part 1: A review of the literature. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1(1):8-21.
58. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Biological considerations for osseointegration. Tokyo: Quintessence Pub; 1990.

59. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc.* 2005;71(5):327.
60. Schnitman PA, Shulman LB, editors. *Dental implants: benefit and risk. An NIH-Harvard consensus development conference; 1980; Bethesda: U.S. Dept. of Health and Human Services.*
61. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
62. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155-70.
63. Karabuda C, Gültekin A, Yalçın S, Özdemir T. İmplant yüzey özellikleri ve osseointegrasyona olan etkileri. *. Dişhekimliğinde Klinik.* 2004;4(18):122-8.
64. 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(5):675-90.
65. Lemons J. *Biomaterials in Implant dentistry* In: Misch C, editor. *Contemporary Implant Dentistry.* St Louis: Mosby; 1993.
66. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004;15(4):240-8.
67. Venkat R, Chander G, Vasantakumar M. Appraisal of Fundamentals in Contemporary Implant Systems. *Pakistan Oral & Dental Journal.* 2009;29(1):159-66.
68. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(4):333-40.
69. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(2):129-36.
70. Misch CE. *Biomaterials for dental implants.* In: Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry.* St. Louis: Mosby, Inc; 1993. p. 259-78.
71. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002;29(6):565-74.

72. Misch CE. Generic root form components terminology. In: Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*. 3rd ed. St. Louis: Mosby, Inc; 2008. p. 26-38.
73. Misch CE, Strong T, Bidez MW. Scientific rationale for dental implant design. In: Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2008. p. 200-29.
74. Kong L, Liu BL, Hu KJ, Li DH, Song YL, Ma P, et al. [Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2006;24(6):509-12, 15.
75. Ma P, Liu HC, Li DH, Lin S, Shi Z, Peng QJ. [Influence of helix angle and density on primary stability of immediately loaded dental implants: three-dimensional finite element analysis]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2007;42(10):618-21.
76. Chung SH, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee JB, Han JS, et al. Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: a dog study. *J Oral Rehabil*. 2008;35(3):229-36.
77. Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(4):480-5.
78. 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.
79. *Mosby's Dental Dictionary*. Amsterdam: Elsevier; 2008.
80. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):523-30.
81. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent*. 2003;12(4):306-17.
82. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol*. 1993;38(6):491-6.
83. Misch CE. Stress Factors: Influence on Treatment Planning. In: Misch CE, editor. *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis: Mosby; 2005. p. 71-90.

84. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(5):394-405.
85. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol.* 2002;73(3):322-33.
86. Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant Dent.* 2007;16(2):165-75.
87. Pita MS, Anchieta RB, Barao VA, Garcia IR, Jr., Pedrazzi V, Assuncao WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg.* 2011;22(6):2327-31.
88. 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(1):75-8.
89. Salvi GE, Lang NP. Changing paradigms in implant dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12(3):262-72.
90. 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(4):373-81.
91. 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.
92. Aparna IN, Dhanasekar B, Lingeswar D, Gupta L. Implant crest module: a review of biomechanical considerations. *Indian J Dent Res.* 2012;23(2):257-63.
93. Carinci F, Brunelli G, Danza M. Platform switching and bone platform switching. *The Journal of oral implantology.* 2009;35(5):245-50.
94. Kong L, Sun Y, Hu K, Liu Y, Li D, Qiu Z, et al. Selections of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2008;41(5):1124-30.
95. Pozzi A, Agliardi E, Tallarico M, Barlattani A. Clinical and radiological outcomes of two implants with different prosthetic interfaces and neck configurations: randomized, controlled, split-mouth clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(1):96-106.
96. Calvo Guirado JL, Saez Yuguero MR, Pardo Zamora G, Munoz Barrio E. Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. *Implant Dent.* 2007;16(2):155-64.

97. 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(1):9-17.
98. Lopez-Mari L, Calvo-Guirado JL, Martin-Castellote B, Gomez-Moreno G, Lopez-Mari M. Implant platform switching concept: an updated review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009;14(9):e450-4.
99. Wohrle PS. Nobel Perfect esthetic scalloped implant: rationale for a new design. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:64-73.
100. Kan JY, Rungcharassaeng K, Liddel G, Henry P, Goodacre CJ. Periimplant tissue response following immediate provisional restoration of scalloped implants in the esthetic zone: a one-year pilot prospective multicenter study. *J Prosthet Dent.* 2007;97(6 Suppl):S109-18.
101. Nowzari H, Chee W, Yi K, Pak M, Chung WH, Rich S. Scalloped dental implants: a retrospective analysis of radiographic and clinical outcomes of 17 NobelPerfect implants in 6 patients. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(1):1-10.
102. McAllister BS. Scalloped implant designs enhance interproximal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007;27(1):9-15.
103. den Hartog L, Raghoobar GM, Slater JJ, Stellingsma K, Vissink A, Meijer HJ. Single-tooth implants with different neck designs: a randomized clinical trial evaluating the aesthetic outcome. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15(3):311-21.
104. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):377-81.
105. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):486-94.
106. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1999;82(4):436-40.
107. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(4):279-87.



108. Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L. Clinical outcome of Branemark System implants of various diameters: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(5):671-7.
109. Krennmair G, Seemann R, Schmidinger S, Ewers R, Piehslinger E. Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(2):357-66.
110. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, et al. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(5):639-45.
111. Basten CH, Nicholls JI, Daly CH, Taggart R. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(4):522-8.
112. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:156-8.
113. Linkow LI, Chercheve R. Theories and techniques of oral implantology. St. Louis: Mosby; 1970.
114. Hanggi MP, Hanggi DC, Schoolfield JD, Meyer J, Cochran DL, Hermann JS. Crestal bone changes around titanium implants. Part I: A retrospective radiographic evaluation in humans comparing two non-submerged implant designs with different machined collar lengths. *J Periodontol.* 2005;76(5):791-802.
115. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):793-8.
116. Benhamou A. Esthétique et implant: apport du M.C.B. Implant – Les Cahiers de la Prothèse: Mars; 1994. 63-70 p.
117. Cure E, Suture P. Innovations Featuring BioSpark™ a nano-structured surface and AnaTite™ Pink Collar and Abutments.
118. Ishikawa-Nagai S, Da Silva JD, Weber HP, Park SE. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part II. Preferred implant neck color to improve soft tissue esthetics. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(5):575-80.
119. Polack MA. Restoration of Maxillary Incisors with an Innovative Biomimetic Implant System: a case report *Journal of Implant and Advanced Clinical Dentistry.* 2012;4(5):39-50.

120. Puchades-Roman L, Palmer RM, Palmer PJ, Howe LC, Ide M, Wilson RF. A clinical, radiographic, and microbiologic comparison of Astra Tech and Branemark single tooth implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(2):78-84.
121. Lee DW, Choi YS, Park KH, Kim CS, Moon IS. Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(4):465-70.
122. Bratu EA, Tandlich M, Shapira L. A rough surface implant neck with microthreads reduces the amount of marginal bone loss: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(8):827-32.
123. Nickenig HJ, Wichmann M, Schlegel KA, Nkenke E, Eitner S. Radiographic evaluation of marginal bone levels adjacent to parallel-screw cylinder machined-neck implants and rough-surfaced microthreaded implants using digitized panoramic radiographs. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(6):550-4.
124. Linares A, Munoz F, Permuy M, Dard M, Blanco J. Soft tissue histomorphology at implants with a transmucosal modified surface. A study in minipigs. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(9):996-1005.
125. Jung YC, Han CH, Lee KW. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(6):811-8.
126. Wolff J. *The Law of Bone Remodeling.* Berlin Heidelberg New York: Springer; 1986.
127. Abrahamsson I, Berglundh T. Tissue characteristics at microthreaded implants: an experimental study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(3):107-13.
128. Song DW, Lee DW, Kim CK, Park KH, Moon IS. Comparative analysis of peri-implant marginal bone loss based on microthread location: a 1-year prospective study after loading. *J Periodontol.* 2009;80(12):1937-44.
129. Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(2):169-78.
130. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17 Suppl 2:68-81.
131. Ricci JL, Terracio L. Where is dentistry in regenerative medicine? *Int Dent J.* 2011;61 Suppl 1:2-10.

132. Nevins M, Nevins ML, Camelo M, Boyesen JL, Kim DM. Human histologic evidence of a connective tissue attachment to a dental implant. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008;28(2):111-21.
133. Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol.* 2010;81(10):1350-66.
134. 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.
135. Prosper L, Redaelli S, Pasi M, Zarone F, Radaelli G, Gherlone EF. A randomized prospective multicenter trial evaluating the platform-switching technique for the prevention of postrestorative crestal bone loss. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(2):299-308.
136. Vela-Nebot X, Rodriguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segala-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. *Implant Dent.* 2006;15(3):313-20.
137. de Almeida FD, Carvalho AC, Fontes M, Pedrosa A, Costa R, Noleto JW, et al. Radiographic evaluation of marginal bone level around internal-hex implants with switched platform: a clinical case report series. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(3):587-92.
138. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res.* 2004;83(7):529-33.
139. Brett PM, Harle J, Salih V, Mihoc R, Olsen I, Jones FH, et al. Roughness response genes in osteoblasts. *Bone.* 2004;35(1):124-33.
140. Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(6):429-44.
141. Avila G, Misch K, Galindo-Moreno P, Wang HL. Implant surface treatment using biomimetic agents. *Implant Dent.* 2009;18(1):17-26.

142. Coelho PG, Granjeiro JM, Romanos GE, Suzuki M, Silva NR, Cardaropoli G, et al. Basic research methods and current trends of dental implant surfaces. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;88(2):579-96.
143. Albrektsson T, Wennerberg A. 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(5):536-43.
144. Bagnò A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med*. 2004;15(9):935-49.
145. Giavaresi G, Fini M, Cigada A, Chiesa R, Rondelli G, Rimondini L, et al. Mechanical and histomorphometric evaluations of titanium implants with different surface treatments inserted in sheep cortical bone. *Biomaterials*. 2003;24(9):1583-94.
146. Ferraz MP, Monteiro FJ, Serro AP, Saramago B, Gibson IR, Santos JD. Effect of chemical composition on hydrophobicity and zeta potential of plasma sprayed HA/CaO-P2O5 glass coatings. *Biomaterials*. 2001;22(23):3105-12.
147. 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.
148. Sharma A, Rahul GR, Poduval S, Sharma R. Implant Surface Micro-Design. *Global Journal of Medical Research*. 2014;35(14):35-52.
149. Aparicio C, Gil FJ, Fonseca C, Barbosa M, Planell JA. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials*. 2003;24(2):263-73.
150. Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO<sub>2</sub> blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(2):128-34.
151. Rasmusson L, Kahnberg KE, Tan A. Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(1):2-8.
152. Gotfredsen K, Wennerberg A, Johansson C, Skovgaard LT, Hjørtting-Hansen E. Anchorage of TiO<sub>2</sub>-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res*. 1995;29(10):1223-31.
153. Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO<sub>2</sub>-blasted surface. *J Prosthodont*. 2001;10(1):2-7.

154. Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Grondahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra Tech and Branemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):413-20.
155. van Steenberghe D, De Mars G, Quirynen M, Jacobs R, Naert I. A prospective split-mouth comparative study of two screw-shaped self-tapping pure titanium implant systems. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(3):202-9.
156. Guo J, Padilla RJ, Ambrose W, De Kok IJ, Cooper LF. The effect of hydrofluoric acid treatment of TiO<sub>2</sub> grit blasted titanium implants on adherent osteoblast gene expression in vitro and in vivo. *Biomaterials.* 2007;28(36):5418-25.
157. Cochran DL, Nummikoski PV, Higginbottom FL, Hermann JS, Makins SR, Buser D. Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(3):240-52.
158. Shen WL, Chen CS, Hsu ML. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(5):901-10.
159. Li D, Ferguson SJ, Beutler T, Cochran DL, Sittig C, Hirt HP, et al. Biomechanical comparison of the sandblasted and acid-etched and the machined and acid-etched titanium surface for dental implants. *J Biomed Mater Res.* 2002;60(2):325-32.
160. LeGeros RZ. Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. *Clin Orthop Relat Res.* 2002(395):81-98.
161. Hayakawa T, Yoshinari M, Nemoto K, Wolke JG, Jansen JA. Effect of surface roughness and calcium phosphate coating on the implant/bone response. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(4):296-304.
162. Gottlander M. On hard tissue reactions to hydroxyapatite coated titanium implants (Doctorate Thesis). 1994:3-14.
163. Gottlander M, Albrektsson T. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium implants. The importance of the implant design. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3(2):71-6.
164. Weinlaender M, Kenney EB, Lekovic V, Beumer J, 3rd, Moy PK, Lewis S. Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(4):491-6.

165. Wheeler SL. Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated cylinder implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(3):340-50.
166. Zablotsky MH. Hydroxyapatite coatings in implant dentistry. *Implant Dent*. 1992;1(4):253-7.
167. Linkow LI. *The Legends of Implant Dentistry: With the History of Transplantology and Implantology*. New Delhi, India: Jaypee Brothers Medical Publishers; 2010.
168. Brånemark PI. Tissue-Integrated Prostheses. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Pub Co Inc; 1985. p. 11-4.
169. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compend Contin Educ Dent*. 1995;16(11):1132, 4, 6 passim.
170. 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(8):453-7.
171. 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(11):1459-68.
172. Gaggl A, Schultes G, Muller WD, Karcher H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces--a comparative study. *Biomaterials*. 2000;21(10):1067-73.
173. Hallgren C, Reimers H, Chakarov D, Gold J, Wennerberg A. An in vivo study of bone response to implants topographically modified by laser micromachining. *Biomaterials*. 2003;24(5):701-10.
174. Branemark R, Emanuelsson L, Palmquist A, Thomsen P. Bone response to laser-induced micro- and nano-size titanium surface features. *Nanomedicine*. 2011;7(2):220-7.
175. De Maezta MA, Alava JI, Gay-Escoda C. Ion implantation: surface treatment for improving the bone integration of titanium and Ti6Al4V dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(1):57-62.

176. Mason RE, Coleman PG. A technique for positron spectroscopy of monovacancies formed by low-temperature ion implantation of silicon. *Appl Surf Sci.* 2006;252(9):3228-30.
177. De Maeztu MA, Braceras I, Alava JI, Sanchez-Garces MA, Gay-Escoda C. Histomorphometric study of ion implantation and diamond-like carbon as dental implant surface treatments in beagle dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(2):273-9.
178. Ellingsen J. The Development of a Bone Regeneration Promoting Implant Surface. *App Osseointegration Res.* 2006;5:18-23.
179. Ellingsen JE, Johansson CB, Wennerberg A, Holmen A. Improved retention and bone-to-implant contact with fluoride-modified titanium implants. *Int J Oral Max Impl.* 2004;19(5):659-66.
180. Lau KH, Baylink DJ. Molecular mechanism of action of fluoride on bone cells. *J Bone Miner Res.* 1998;13(11):1660-7.
181. Cooper LF, Zhou Y, Takebe J, Guo J, Abron A, Holmen A, et al. Fluoride modification effects on osteoblast behavior and bone formation at TiO<sub>2</sub> grit-blasted c.p. titanium endosseous implants. *Biomaterials.* 2006;27(6):926-36.
182. 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(5):675-90.
183. Kasemo B, Lausmaa J. Metal selection and surface characteristics. In: In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* 28. Chicago: Quintessence; 1985. p. 99–116.
184. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent.* 1985;54(3):410-4.
185. Albrektsson T. The response of bone to titanium implants. *CRC Critical Reviews in Biocompatibility.* 1985;1:53-84.
186. Baier RE, Meyer AE, Natiella JR, Natiella RR, Carter JM. Surface properties determine bioadhesive outcomes: methods and results. *J Biomed Mater Res.* 1984;18(4):337-55.
187. Meffert RM. Maxilla vs mandible: why use HA? *Compend Suppl.* 1993(15):S533-8; quiz S65-6.

188. Williams DF. Implants in dental and maxillofacial surgery. *Biomaterials*. 1981;2(3):133-46.
189. Hench LL, Wilson J. Surface-active biomaterials. *Science*. 1984;226(4675):630-6.
190. Lacefield WR. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dent*. 1998;7(4):315-22.
191. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil*. 1996;23(2):79-90.
192. 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(4):539-43.
193. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR, et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol*. 1988;59(5):287-96.
194. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Pub Co; 1985.
195. 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(2):135-40.
196. 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.
197. Kawahara H. Cellular responses to implant materials: biological, physical and chemical factors. *Int Dent J*. 1983;33(4):350-75.
198. Karabuda C. İmmediat implantasyon tekniği ile uygulanan hidroksilapatit ve titanyum plazma sprey kaplı implantların histolojik, histomorfometrik ve klinik olarak karşılaştırılması [Doktora Tezi]. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 1997.
199. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation; Biological considerations for osseointegration*. Tokyo: Quintessence Pub Co; 1990.
200. Masuda T, Yliheikkilä PK, Felton DA, Cooper LF. Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part I. In vivo studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(1):17-29.



201. Açıkalın AE, Bayçu C. Kemik Dokusu. In: In: Bayram N, editor. *Histoloji*. Ankara: T.C. Anadolu Üniversitesi Yayınları; 1995. p. 124-44.
202. Bonucci E. Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface. In: In: An YH, Draughn RA, editors. *Basic Composition and Structure of Bone*. Florida: CRC Press; 2000. p. 3-22.
203. Roberts WE, Garetto LP. Bone Physiology and Metabolism. In: Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St Louis: Mosby; 1999. p. 225-38.
204. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17 Suppl 2:124-35.
205. Geçkili O, Bilhan H. Alt çene ön bölgeye yerleştirilen implantların rezonans frekans analizi değerleri ile kemik tiplerinin ilişkisi. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;46(1):24-31.
206. Misch CE. Bone Density: A Key Determinant for Clinical Success. In: Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St Louis: Mosby; 1999. p. 17-32.
207. Bonucci E. Basic Composition and Structure of Bone. In: In: An Y, Draughn R, editors. *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface*. Florida: CRC Press; 2000. p. 3-22.
208. Cooper LF. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *J Prosthet Dent*. 1998;80(4):439-49.
209. Puleo DA, Nanci A. Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials*. 1999;20(23-24):2311-21.
210. Marco F, Milena F, Gianluca G, Vittoria O. Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. *Micron*. 2005;36(7-8):630-44.
211. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ*. 2003;67(8):932-49.
212. 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.
213. Southam JC, Selwyn P. Structural changes around screws used in the treatment of fractured human mandibles. *Br J Oral Surg*. 1971;8(3):211-21.
214. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Branemark system implants. *J Oral Rehabil*. 2006;33(10):754-9.

215. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent.* 2005;94(1):10-92.
216. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation; Introduction.* Tokyo: Quintessence Pub Co; 1990.
217. Futami T, Fujii N, Ohnishi H, Taguchi N, Kusakari H, Ohshima H, et al. Tissue response to titanium implants in the rat maxilla: ultrastructural and histochemical observations of the bone-titanium interface. *J Periodontol.* 2000;71(2):287-98.
218. Meyer U, Joos U, Mythili J, Stamm T, Hohoff A, Fillies T, et al. Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials.* 2004;25(10):1959-67.
219. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992;10(3):153-201.
220. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A histomorphometric study in the canine mandible. *Journal of Biomedical Materials Research.* 1998;40:1-11.
221. Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res.* 1986(208):108-13.
222. Soballe K, Hansen ES, H BR, Jorgensen PH, Bunger C. Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *J Orthop Res.* 1992;10(2):285-99.
223. 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.
224. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):62-71.
225. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(3):251-62.
226. Franchi M, Bacchelli B, Martini D, Pasquale VD, Orsini E, Ottani V, et al. Early detachment of titanium particles from various different surfaces of endosseous dental implants. *Biomaterials.* 2004;25(12):2239-46.

227. Franchi M, Orsini E, Trire A, Quaranta M, Martini D, Piccari GG, et al. Osteogenesis and morphology of the peri-implant bone facing dental implants. *ScientificWorldJournal*. 2004;4:1083-95.
228. Carter DR, Giori NJ. Effect of mechanical stress on tissue differentiation in the bony implant bed. *The bone–biomaterial interface*. Toronto University of Toronto Press; 1991. p. 367-79.
229. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(5):743-54.
230. 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.
231. 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.
232. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2(2):85-92.
233. 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.
234. 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.
235. 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.
236. Misch CE. An implant is not a tooth: A comparison of periodontal indexes. In: Misch CE, editor. *Dental Implant Prosthetics*. St Louis: Elsevier Mosby; 2005. p. 18-31.
237. Kircos L, Misch C. Diagnostic imaging and techniques. *Dental Implant Prosthetics*. St Louis:: Elsevier Mosby; 2005. p. 53-70.
238. Johansson P. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:279-88.
239. Friberg B, Sennerby L, Grondahl K, Bergstrom C, Back 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.

240. 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.
241. 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.
242. Misch CE, Meffert RM. Implant quality of health scale: A clinical of the health disease continuum. In: Misch CE, editor. *Dental implant prosthetics assessment.* St Louis: Elsevier Mosby; 2005. p. 596-603.
243. 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.
244. 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.
245. Meredith N, Books 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.
246. 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.
247. Dario LJ, Cucchiario PJ, Deluzio AJ. Electronic monitoring of dental implant osseointegration. *J Am Dent Assoc.* 2002;133(4):483-90.
248. Hirakawa K. [An attempt to measure tooth mobility in terms of time domain wave forms]. *Kanagawa Shigaku.* 1987;21(4):529-43.
249. Schulte W, Lukas D. The Periotest method. *Int Dent J.* 1992;42(6):433-40.
250. Olive J, Aparicio C. Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):390-400.
251. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: Current status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):743-54.
252. Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. *International Journal of Prosthodontics.* 1998;11(3):269-75.

253. van Steenberghe D, Tricio J, Naert I, Nys M. Damping characteristics of bone-to-implant interface; A clinical study with the Periotest® device. *Clinical Oral Implants Research*. 1995;6(1):31-9.
254. 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.
255. 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. *Implant Dentistry*. 1997;6(3):207-12.
256. Aparicio C. The use of the periotest value as the initial success criteria of an implant: 8-year report. *Int J Periodont Rest*. 1997;17(2):151-+.
257. Morris HE, Ochi S, Crum P, Orenstein I, Plezia R. Bone density: its influence on implant stability after uncovering. *The Journal of oral implantology*. 2003;29(6):263-9.
258. Tozum TF, Bal BT, Turkyilmaz I, Gulay G, Tulunoglu I. Which device is more accurate to determine the stability/mobility of dental implants? A human cadaver study. *J Oral Rehabil*. 2010;37(3):217-24.
259. Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17 Suppl 2(S2):2-7.
260. Orenstein IH, MacDonald DE, Tao AC, Morris HF. Electronic percussive testing of the stability of an immediately provisionalized implant placed into a fresh extraction socket: A pilot evaluation. *The Journal of oral implantology*. 2007;33(2):69-74.
261. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Birkfellner W, Homolka P. Adapted preparation technique for screw-type implants: explorative in vitro pilot study in a porcine bone model. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(1):103-7.
262. Manz MC, Morris HF, Ochi S. An evaluation of the Periotest system. Part I: Examiner reliability and repeatability of readings. Dental Implant Clinical Group (Planning Committee). *Implant Dent*. 1992;1(2):142-6.
263. Manz MC, Morris HF, Ochi S. An evaluation of the Periotest system. Part II: Reliability and repeatability of instruments. Dental Implant Clinical Research Group (Planning Committee). *Implant Dent*. 1992;1(3):221-6.

264. Oh JS, Kim SG, Lim SC, Ong JL. A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107(4):513-8.
265. 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. In: Turkyilmaz I, editor. *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice.* Rijeka, Croatia: InTech; 2011. p. 111-28.
266. 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 Max Impl.* 2008;23(3):525-30.
267. 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.
268. 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.* İstanbul: Yeditepe Üniversitesi; 2005.
269. 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(3):175-83.
270. 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(1):527-51.
271. 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(3):721-64.
272. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Brånemark® system. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3(3):104-11.
273. 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(1):15-25.

274. Froum S. Understanding and managing peri-implant bone loss 2015 [Available from: <http://www.perioimplantadvisory.com/articles/2015/04/understanding-and-managing>].
275. Albrektsson T, Buser D, Sennerby L. Crestal bone loss and oral implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(6):783-91.
276. Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(6):792-807.
277. Mengel R, Behle M, Flores-de-Jacoby L. Osseointegrated implants in subjects treated for generalized aggressive periodontitis: 10-year results of a prospective, long-term cohort study. *J Periodontol*. 2007;78(12):2229-37.
278. Heitz-Mayfield LJA, Huynh-Ba G. History of Treated Periodontitis and Smoking as Risks for Implant Therapy. *Int J Oral Max Impl*. 2009;24:39-68.
279. Rocuzzo M, De Angelis N, Bonino L, Aglietta M. Ten-year results of a three-arm prospective cohort study on implants in periodontally compromised patients. Part 1: implant loss and radiographic bone loss. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(5):490-6.
280. Pimentel Lopes de Oliveira GJ, Leite FC, Pontes AE, Sakakura CE, Junior EM. Comparison of the Primary and Secondary Stability of Implants with Anodized Surfaces and Implants Treated by Acids: A Split-Mouth Randomized Controlled Clinical Trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31(1):186-90.
281. Tatarakis N, Bashutski J, Wang HL, Oh TJ. Early implant bone loss: preventable or inevitable? *Implant Dent*. 2012;21(5):379-86.
282. Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A. The influence of soft tissue thickness on crestal bone changes around implants: a 1-year prospective controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(4):712-9.
283. Lee KJ, Kim YG, Park JW, Lee JM, Suh JY. Influence of crown-to-implant ratio on periimplant marginal bone loss in the posterior region: a five-year retrospective study. *J Periodontal Implant Sci*. 2012;42(6):231-6.
284. 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(6):861-7.
285. Todescan FF, Pustiglioni 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(4):467-72.

286. Serino G, Strom C. Peri-implantitis in partially edentulous patients: association with inadequate plaque control. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(2):169-74.
287. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6(6):95-107.
288. Grossi SG, Genco RJ, Machtei EE, Ho AW, Koch G, Dunford R, et al. Assessment of risk for periodontal disease. II. Risk indicators for alveolar bone loss. *J Periodontol.* 1995;66(1):23-9.
289. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol.* 2000;71(4):546-9.
290. Vázquez Álvarez R, Pérez Sayáns M, Gayoso Diz P, García García A. Factors affecting peri-implant bone loss: a post-five-year retrospective study. *Clin Oral Impl Res.* 2015;26(9):1006-14.
291. Urdaneta RA, Leary J, Panetta KM, Chuang SK. The effect of opposing structures, natural teeth vs. implants on crestal bone levels surrounding single-tooth implants. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(2):e179-88.
292. Turk AG, Ulusoy M, Toksavul S, Guneri P, Koca H. Marginal bone loss of two implant systems with three different superstructure materials: a randomised clinical trial. *J Oral Rehabil.* 2013;40(6):457-63.
293. Albrektsson T, Dahlin C, Jemt T, Sennerby L, Turri A, Wennerberg A. Is marginal bone loss around oral implants the result of a provoked foreign body reaction? *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* 2014;16(2):155-65.
294. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt Å, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Brånemark system® implant components. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(2):90-5.
295. Leonhardt A, Berglundh T, Ericsson I, Dahlen G. Putative periodontal pathogens on titanium implants and teeth in experimental gingivitis and periodontitis in beagle dogs. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3(3):112-9.
296. 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.
297. Heitz-Mayfield LJ. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *J Clin Periodontol.* 2008;35(8 Suppl):292-304.



298. Glauser R, Schüpbach P, Gottlow J, Hämmerle 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.
299. Todescan FF, Pustiglioni FE, Imbronito AV, Albrektsson T, Gioso M. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a 188 histomorphometric study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17:467-72.
300. 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(10):1372-83.
301. Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2003;82(3):232-7.
302. Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2006;85(5):473-8.
303. 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.
304. Berglundh T. Soft tissue interface and response to microbial challenge. In: In: Lang NP, Lindhe J, Karring T, editors. *Implant dentistry, Proceedings from the 3rd European Workshop on Periodontology.* Berlin: Quintessence; 1999. p. 153–74.
305. Misch CE. Implant success or failure: clinical assessment. In: Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry.* St Louis: Mosby; 1993. p. 29- 42.
306. Newman M, Takei H, Carranza F. *The Norman Periodontium.* Caranza's *Clinical Periodontology.* USA: WB Saunders Co.; 2002. p. 15-58.
307. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clinical Oral Implants Research.* 1991;2(2):81-90.
308. Canullo L, Pellegrini G, Allievi C, Trombelli L, Annibali 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.

309. 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(7 Suppl 1):33-9.
310. Lindhe J, Berglundh T. The interface between the mucosa and the implant. *Periodontol 2000.* 1998;17(1):47-54.
311. Gadhia MH, Holt RL. A new implant design for optimal esthetics and retention of interproximal papillae. *Implant Dent.* 2003;12(2):164-9.
312. Frost HM. Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *Anat Rec.* 1987;219(1):1-9.
313. 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.
314. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int.* 1996;27(9):591-8.
315. Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(1):33-41.
316. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran G. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:91-9.
317. Quirynen M, Alsaadi G, Pauwels M, Haffajee A, van Steenberghe D, Naert I. Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(3):277-87.
318. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent.* 2001;85(2):141-7.
319. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges (Reprinted from *J Prosthet Dent*, pg 441-450, 1962). *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2001;86(2):119-25.
320. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. 1972. *J Prosthet Dent.* 2003;89(5):427-35.

321. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):468-73.
322. Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJ. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(3):447-52.
323. 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(4):401-10.
324. 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(3):195-202.
325. Watson RM, Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, et al. Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective study. *Int J Prosthodont.* 1997;10(4):345-54.
326. Stellingsma K, Slagter AP, Stegenga B, Raghoobar GM, Meijer HJ. Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *J Oral Rehabil.* 2005;32(6):403-10.
327. 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(9):708-11.
328. 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.
329. Freeman C, Brook I, Joshi R. Long-term follow-up of implant-stabilised overdentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2001;9(3-4):147-50.
330. Snauwaert K, Duyck J, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. *Clin Oral Investig.* 2000;4(1):13-20.

331. Merickse-Stern R, Aerni D, Geering AH, Buser D. Long-term evaluation of non-submerged hollow cylinder implants. Clinical and radiographic results. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(3):252-9.
332. Dudic A, Mericske-Stern R. Retention mechanisms and prosthetic complications of implant-supported mandibular overdentures: long-term results. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002;4(4):212-9.
333. 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(5):678-86.
334. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippaudo G. A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: Ten-year life table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(3):260-73.
335. 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.
336. Lambrecht JT, Filippi A, Kunzel AR, Schiel HJ. Long-term evaluation of submerged and nonsubmerged ITI solid-screw titanium implants: a 10-year life table analysis of 468 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(6):826-34.
337. Meijer HJ, Raghoobar GM, Van 't Hof MA. Comparison of implant-retained mandibular overdentures and conventional complete dentures: a 10-year prospective study of clinical aspects and patient satisfaction. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(6):879-85.
338. Crum RJ, Rooney GE, Jr. Alveolar bone loss in overdentures: a 5-year study. *J Prosthet Dent.* 1978;40(6):610-3.
339. Fenton AH. The decade of overdentures: 1970-1980. *J Prosthet Dent.* 1998;79(1):31-6.
340. Morrow RM, Feldmann EE, Rudd KD, Trovillion HM. Tooth-supported complete dentures: an approach to preventive prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1969;21(5):513-22.
341. Lord JL, Teel S. The overdenture. *Dental clinics of North America.* 1969;13(4):871-81.

342. Misch CE. An organized approach to treatment options for mandibular implant overdentures. In: Misch CE, editor. *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis: Mosby; 2005. p. 206-27.
343. Misch CE. Mandibular implant overdentures design and fabrication. In: Misch CE, editor. *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis: Mosby; 2005. p. 228-51.
344. Geçkili O, Bural C, Bilmenoğlu C. İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemler. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2010;31:9-18.
345. Shafie HR, Ellison J. Stud Attachments. In: Shafie HR, editor. *Clinical and Laboratory manual of implant overdentures*. Oxford: Blackwell; 2007. p. 37-63.
346. 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(4):283-8.
347. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent*. 2006;15(1):24-34.
348. Schimmel M, Srinivasan M, Herrmann FR, Muller F. Loading protocols for implant-supported overdentures in the edentulous jaw: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:271-86.
349. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11 Suppl 1(1):108-25.
350. Bidez MW, Chen Y, McLoughlin SW, English CE. Finite element analysis of four-abutment Hader bar designs. *Implant Dent*. 1993;2(3):171-6.
351. Preiskel HW, Tsolka P. Telescopic prostheses for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(3):352-7.
352. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures: 10-year clinical and radiographical results. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(5):560-9.
353. Mizutani H, Rutkunas V. Preparations of Abutments for Magnetically Retained Overdentures. In: Ai M, Shiau Y, editors. *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Pub Co Inc; 2004. p. 70-4.
354. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ, Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont*. 2004;13(4):221-6.

355. 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(2):99-105.
356. Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2006;95(2):102-5.
357. Alsiyabi AS, Felton DA, Cooper LF. The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. *J Prosthodont*. 2005;14(3):184-90.
358. Nguyen CT, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. The effect of denture cleansing solutions on the retention of pink Locator attachments: an in vitro study. *J Prosthodont*. 2010;19(3):226-30.
359. Locator R-Tx: Removable Attachment System 2016, Erişim tarihi: 22 Ağustos 2016 [Available from: <http://www.zestanchors.com/products-locator-r-tx/>].
360. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(4):473-90.
361. Gatti C, Haefliger W, Chiapasco M. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a prospective study of ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):383-8.
362. Aparicio C, Rangert B, Sennerby L. Immediate/early loading of dental implants: a report from the Sociedad Espanola de Implantes World Congress consensus meeting in Barcelona, Spain, 2002. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(1):57-60.
363. Cochran DL, Buser D, Ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, et al. The use of reduced healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI® SLA implants. *Clinical Oral Implants Research*. 2002;13(2):144-53.
364. Hammerle CH, van Steenberghe D. The first EAO Consensus Conference 16-19 February 2006, Pfaffikon, Switzerland. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17 Suppl 2:1.
365. Ledermann PD, Schenk RK, Buser D. Long-lasting osseointegration of immediately loaded, bar-connected TPS screws after 12 years of function: a histologic case report of a 95-year-old patient. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1998;18(6):552-63.

366. Ganeles J, Rosenberg MM, Holt RL, Reichman LH. Immediate loading of implants with fixed restorations in the completely edentulous mandible: report of 27 patients from a private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(3):418-26.
367. Chaushu G, Chaushu S, Tzohar A, Dayan D. Immediate loading of single-tooth implants: immediate versus non-immediate implantation. A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(2):267-72.
368. Corso M, Sirota C, Fiorellini J, Rasool F, Szmukler-Moncler S, Weber HP. Clinical and radiographic evaluation of early loaded free-standing dental implants with various coatings in beagle dogs. *J Prosthet Dent*. 1999;82(4):428-35.
369. Schnitman PA, Wohrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang NH. Ten-year results for Branemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(4):495-503.
370. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Immediate loading of Branemark implants in edentulous mandibles: a preliminary report. *Implant Dent*. 1997;6(2):83-8.
371. Horiuchi K, Uchida H, Yamamoto K, Sugimura M. Immediate loading of Branemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(6):824-30.
372. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles: a clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999;28(4):266-72.
373. Misch CE, Dietsh-Misch F, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading. *The Journal of oral implantology*. 1999;25(3):185-97.
374. Jaffin RA, Kumar A, Berman CL. Immediate loading of implants in partially and fully edentulous jaws: a series of 27 case reports. *J Periodontol*. 2000;71(5):833-8.
375. 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.
376. Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: Ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Max Impl*. 1997;12(3):319-24.

377. Giannakopoulos NN, Ariaans K, Eberhard L, Klotz AL, Oh K, Kappel S. Immediate and delayed loading of two-piece reduced-diameter implants with locator-analog attachments in edentulous mandibles: One-year results from a randomized clinical trial examining clinical outcome and patient expectation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017;19(4):643-53.
378. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(5):515-27.
379. Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(1):12-25.
380. Piattelli A, Ruggeri A, Franchi M, Romasco N, Trisi P. An histologic and histomorphometric study of bone reactions to unloaded and loaded non-submerged single implants in monkeys: a pilot study. *The Journal of oral implantology.* 1993;19(4):314-20.
381. Romanos G, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D, Ong AH, Donath K, et al. Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants. An experimental study in monkeys. *J Periodontol.* 2001;72(4):506-11.
382. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol.* 1991;62(1):2-4.
383. Piattelli A, Paolantonio M, Corigliano M, Scarano A. Immediate loading of titanium plasma-sprayed screw-shaped implants in man: a clinical and histological report of two cases. *J Periodontol.* 1997;68(6):591-7.
384. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):101-7.
385. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(1):35-7.
386. Ericsson I, Nilson H, Lindh T, Nilner K, Randow K. Immediate functional loading of Brånemark single tooth implants: An 18 months' clinical pilot follow-up study. *Clinical Oral Implants Research.* 2000a;11(1):26-33.
387. Lefkove MD, Beals RP. Immediate loading of cylinder implants with overdentures in the mandibular symphysis: the titanium plasma-sprayed screw technique. *The Journal of oral implantology.* 1990;16(4):265-71.



388. Lum LB, Beirne OR, Curtis DA. Histologic evaluation of hydroxylapatite-coated versus uncoated titanium blade implants in delayed and immediately loaded applications. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(4):456-62.
389. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*. 1991;25(7):889-902.
390. Albrektsson T, Zarb Gea. 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.
391. Trisi P, Rao W, Rebaudi A. A histometric comparison of smooth and rough titanium implants in human low-density jawbone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(5):689-98.
392. Li DH, Liu BL, Zou JC, Xu KW. Improvement of osseointegration of titanium dental implants by a modified sandblasting surface treatment: an in vivo interfacial biomechanics study. *Implant Dent*. 1999;8(3):289-94.
393. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech*. 1975;8(6):393-405.
394. Wolfe LA, Hobkirk JA. Bone response to a matched modulus endosseous implant material. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(4):311-20.
395. Carr AB. Successful long-term treatment outcomes in the field of osseointegrated implants: prosthodontic determinants. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5):502-12.
396. Zarb GA, Albrektsson T. Towards optimized treatment outcomes for dental implants. *J Prosthet Dent*. 1998;80(6):639-40.
397. Allen PF, McMillan AS. A longitudinal study of quality of life outcomes in older adults requesting implant prostheses and complete removable dentures. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(2):173-9.
398. Allen PF, Thomason JM, Jepson NJ, Nohl F, Smith DG, Ellis J. A randomized controlled trial of implant-retained mandibular overdentures. *J Dent Res*. 2006;85(6):547-51.
399. 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(9):1659-63.

400. 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. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(2):117-22.
401. Awad MA, Lund JP, Shapiro SH, Locker D, Klemetti E, Chehade A, et al. 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(4):390-6.
402. 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(3):161-8.
403. MacEntee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results. *J Prosthet Dent*. 2005;93(1):28-37.
404. Meijer HJ, Raghoobar GM, Van't Hof MA, Geertman ME, Van Oort RP. Implant-retained mandibular overdentures compared with complete dentures; a 5-years' follow-up study of clinical aspects and patient satisfaction. *Clin Oral Implants Res*. 1999;10(3):238-44.
405. Pera P, Bassi F, Schierano G, Appendino P, Preti G. Implant anchored complete mandibular denture: evaluation of masticatory efficiency, oral function and degree of satisfaction. *J Oral Rehabil*. 1998;25(6):462-7.
406. Stellingsma K, Bouma J, Stegenga B, Meijer HJ, Raghoobar GM. Satisfaction and psychosocial aspects of patients with an extremely resorbed mandible treated with implant-retained overdentures. A prospective, comparative study. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(2):166-72.
407. Slade GD, Spencer AJ. Development and evaluation of the Oral Health Impact Profile. *Community Dent Health*. 1994;11(1):3-11.
408. Locker D. Measuring oral health: a conceptual framework. *Community Dent Health*. 1988;5(1):3-18.
409. Allen PF. Assessment of oral health related quality of life. *Health Qual Life Outcomes*. 2003;1(1):40.

410. Nuttall NM, Steele JG, Pine CM, White D, Pitts NB. Adult dental health survey: The impact of oral health on people in the UK in 1998. *British Dental Journal*. 2001;190(3):121-6.
411. Slade GD. Derivation and validation of a short-form oral health impact profile. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1997;25(4):284-90.
412. Allen PF, McMillan AS. The impact of tooth loss in a denture wearing population: an assessment using the Oral Health Impact Profile. *Community Dent Hlth*. 1999;16(3):176-80.
413. Spiegelhalter DJ, Gore SM, Fitzpatrick R, Fletcher AE, Jones DR, Cox DR. Quality of life measures in health care. III: Resource allocation. *BMJ*. 1992;305(6863):1205-9.
414. 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.
415. Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol 2000*. 1998;17(1):63-76.
416. Elsyad MA, Elsayh EA, Khairallah AS. Marginal bone resorption around immediate and delayed loaded implants supporting a locator-retained mandibular overdenture. A 1-year randomised controlled trial. *J Oral Rehabil*. 2014;41(8):608-18.
417. Zancope K, Simamoto Junior PC, Davi LR, Prado CJ, Neves FD. Immediate loading implants with mandibular overdenture: a 48-month prospective follow-up study. *Braz Oral Res*. 2014;28(1):1-6.
418. Kronstrom M, Davis B, Loney R, Gerrow J, Hollender L. A prospective randomized study on the immediate loading of mandibular overdentures supported by one or two implants: a 12-month follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(1):181-8.
419. Zygogiannis K, Wismeijer D, Aartman IH, Osman RB. A Systematic Review on Immediate Loading of Implants Used to Support Overdentures Opposed by Conventional Prosthesis: Factors That Might Influence Clinical Outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31(1):63-72.
420. Seo YH, Bae EB, Kim JW, Lee SH, Yun MJ, Jeong CM, et al. Clinical evaluation of mandibular implant overdentures via Locator implant attachment and Locator bar attachment. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(4):313-20.

421. Büttel AE, Gratwohl DA, Sendi P, Marinello CP. Immediate loading of two unsplinted mandibular implants in edentulous patients with an implant-retained overdenture: an observational study over two years. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmed.* 2012;122(5):392-7.
422. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical Considerations When Combining Tooth-Supported and Implant-Supported Protheses. *Oral Surg Oral Med O.* 1994;78(1):22-7.
423. Karl M, Albrektsson T. Clinical Performance of Dental Implants with a Moderately Rough (TiUnite) Surface: A Meta-Analysis of Prospective Clinical Studies. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(4):717-34.
424. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clinical Oral Implants Research.* 2008;19(12):1276-84.
425. 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(6):987-94.
426. 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(6):514-20.
427. 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(9):1067-70.
428. Lachmann S, Kimmerle-Muller E, Gehring K, Axmann D, Gomez-Roman G, Watzek G, et al. 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(1):37-42.
429. 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(2):266-77.
430. 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.

431. Walton JN, MacEntee MI. Problems with prostheses on implants: a retrospective study. *J Prosthet Dent.* 1994;71(3):283-8.
432. Sancaklı E. Alt Dişsiz Çenede Bar Destekli İmplant Üstü Protezlerin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi. İstanbul: İstanbul University; 2006.
433. Walton JN, Huizinga SC, Peck CC. Implant angulation: a measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical experience. *Int J Prosthodont.* 2001;14(6):523-30.
434. Schincaglia GP, Rubin S, Thacker S, Dhingra A, Trombelli L, Ioannidou E. Marginal Bone Response Around Immediate- and Delayed-Loading Implants Supporting a Locator-Retained Mandibular Overdenture: A Randomized Controlled Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(2):448-58.
435. Walton JN, Ruse ND. In-Vitro Changes in Clips and Bars Used to Retain Implant Overdentures. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1995;74(5):482-6.
436. 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.
437. Marin M, Tandara A, Preoteasa E. Correlations between inter-implant distance and clinical aspects in two implant mandibular overdentures. *Int J Med Dent.* 2011;1:304-9.
438. 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(5):e69-76.
439. 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.
440. Rabel A, Kohler 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.
441. Neugebauer J, Weinlander M, Lekovic V, von Berg KH, Zoeller JE. Mechanical stability of immediately loaded implants with various surfaces and designs: a pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(6):1083-92.

442. 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. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):490-7.
443. Harris D, Buser D, Dula K, Grondahl K, Haris D, Jacobs R, et al. E.A.O. guidelines fo the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(5):566-70.
444. 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. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(1):81-5.
445. Batenburg RH, Stellingsma K, Raghoobar GM, Vissink A. Bone height measurements on panoramic radiographs: the effect of shape and position of edentulous mandibles. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997;84(4):430-5.
446. Scarfe WC, Eraso FE, Farman AG. Characteristics of the Orthopantomograph OP 100. *Dentomaxillofac Radiol.* 1998;27(1):51-7.
447. Tronje G, Eliasson S, Julin P, Welander U. Image distortion in rotational panoramic radiography. II. Vertical distances. *Acta Radiol Diagn (Stockh).* 1981;22(4):449-55.
448. Tronje G, Welander U, McDavid WD, Morris CR. Image distortion in rotational panoramic radiography. I. General considerations. *Acta Radiol Diagn (Stockh).* 1981;22(3A):295-9.
449. John MT, Hujoel P, Miglioretti DL, LeResche L, Koepsell TD, Micheelis W. Dimensions of oral-health-related quality of life. *J Dent Res.* 2004;83(12):956-60.
450. ten Bruggenkate CM, van der Kwast WA, Oosterbeek HS. Success criteria in oral implantology. A review of the literature. *Int J Oral Implantol.* 1990;7(1):45-51.
451. 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(1):33-40.
452. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent.* 1992;67(2):236-45.

453. Iacono VJ, Committee on Research S, Therapy tAAoP. Dental implants in periodontal therapy. *J Periodontol.* 2000;71(12):1934-42.
454. Karoussis IK, Salvi GE, Heitz-Mayfield LJ, Bragger U, Hammerle CH, Lang NP. Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(3):329-39.
455. Liddel G, Henry P. The immediately loaded single implant-retained mandibular overdenture: a 36-month prospective study. *Int J Prosthodont.* 2010;23(1):13-21.
456. Marzola R, Scotti R, Fazi G, Schincaglia GP. Immediate loading of two implants supporting a ball attachment-retained mandibular overdenture: a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007;9(3):136-43.
457. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bilmenoglu C. Maintenance requirements associated with mandibular implant overdentures: clinical results after first year of service. *The Journal of oral implantology.* 2011;37(6):697-704.
458. Roe P, Kan JY, Rungcharassaeng K, Lozada JL. Immediate loading of unsplinted implants in the anterior mandible for overdentures: 3-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(6):1296-302.
459. Geckili O, Bilhan H, Cilingir A, Mumcu E, Bural C. A comparative in vitro evaluation of two different magnetic devices detecting the stability of osseo-integrated implants. *Journal of periodontal research.* 2012;47(4):508-13.
460. Meredith N, Shafie HR. Clinical applications for the measurement of implant stability using Osstell™ Mentor. In: Shafie HR, editor. *Clinical and Laboratory manual of implant overdentures.* Oxford: Blackwell; 2007. p. 206-9.
461. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(5):520-8.
462. Truhlar RS, Lauciello F, Morris HF, Ochi S. The influence of bone quality on Periotest values of endosseous dental implants at stage II surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(12 Suppl 5):55-61.
463. Drago CJ. A prospective study to assess osseointegration of dental endosseous implants with the Periotest instrument. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(3):389-95.

464. Chai JY, Yamada J, Pang IC. In vitro consistency of the Periotest instrument. *J Prosthodont.* 1993;2(1):9-12.
465. Chavez H, Ortman LF, DeFranco RL, Medige J. Assessment of oral implant mobility. *J Prosthet Dent.* 1993;70(5):421-6.
466. 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.* 46. Vienna, Austria 1993. p. 15-8.
467. 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. *Journal of Indian Prosthodontic Society.* 2006;6(1):33-7.
468. Krennmair G, Seemann R, Weinlander M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthetic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):1043-50.
469. Zix J, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(5):747-52.
470. Arora V, Kumar D, Legha VS, Arun Kumar KV. Prospective study of treatment outcome of implant retained mandibular overdenture: Two years follow-up. *Contemporary clinical dentistry.* 2014;5(2):155-9.
471. Wittwer G, Adeyemo WL, Wagner A, Enislidis G. Computer-guided flapless placement and immediate loading of four conical screw-type implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(4):534-9.
472. Romeo E, Chiapasco M, Lazza A, Casentini P, Ghisolfi M, Iorio M, et al. Implant-retained mandibular overdentures with ITI implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(5):495-501.
473. Elsyad MA, Al-Mahdy YF, Fouad MM. Marginal bone loss adjacent to conventional and immediate loaded two implants supporting a ball-retained mandibular overdenture: a 3-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(4):496-503.
474. Elsyad MA, Gebreel AA, Fouad MM, Elshoukouki AH. The clinical and radiographic outcome of immediately loaded mini implants supporting a mandibular overdenture. A 3-year prospective study. *J Oral Rehabil.* 2011;38(11):827-34.



475. Geckili E, Geckili O, Bilhan H, Kutay O, Bilgin T. Clinical Comparison of Screw-Retained and Screwless Morse Taper Implant-Abutment Connections: One-year Postloading Results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(5):1123-31.
476. 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.
477. Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *International Journal of Prosthodontics*. 2006;19(1):77-83.
478. Lopez AB, Martinez JB, Pelayo JL, Garcia CC, Diago MP. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral*. 2008;13(4):E244-E7.
479. Bornstein MM, Hart CN, Halbritter SA, Morton D, Buser D. Early loading of nonsubmerged titanium implants with a chemically modified sand-blasted and acid-etched surface: 6-month results of a prospective case series study in the posterior mandible focusing on peri-implant crestal bone changes and implant stability quotient (ISQ) values. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(4):338-47.
480. Atieh MA, Alsabeeha NH, Duncan WJ, de Silva RK, Cullinan MP, Schwass D, et al. Immediate single implant restorations in mandibular molar extraction sockets: a controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(5):484-96.
481. Bryant SR, Zarb GA. Crestal bone loss proximal to oral implants in older and younger adults. *J Prosthet Dent*. 2003;89(6):589-97.
482. August M, Chung K, Chang Y, Glowacki J. Influence of estrogen status on endosseous implant osseointegration. *J Oral Maxillofac Surg*. 2001;59(11):1285-9; discussion 90-1.
483. Park JC, Baek WS, Choi SH, Cho KS, Jung UW. Long-term outcomes of dental implants placed in elderly patients: a retrospective clinical and radiographic analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(2):186-91.
484. 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.
485. Zarb GA, Albrektsson T. Consensus report: towards optimized treatment outcomes for dental implants. *J Prosthet Dent*. 1998;80(6):641.

486. Misch CE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: part II. *Implant Dent*. 2004;13(4):310-21.
487. Akca K, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Cehreli MC. Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(1):101-9.
488. Turkyilmaz I, Sennerby L, Tumer C, Yenigul M, Avci M. Stability and marginal bone level measurements of unsplinted implants used for mandibular overdentures: a 1-year randomized prospective clinical study comparing early and conventional loading protocols. *Clinical oral implants research*. 2006;17(5):501-5.
489. Winter W, Mohrle S, 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(3):532-9.
490. 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):e12-9.
491. Manolagas SC, Almeida M. Gone with the Wnts: beta-catenin, T-cell factor, forkhead box O, and oxidative stress in age-dependent diseases of bone, lipid, and glucose metabolism. *Molecular endocrinology (Baltimore, Md)*. 2007;21(11):2605-14.
492. Manolagas SC. From estrogen-centric to aging and oxidative stress: a revised perspective of the pathogenesis of osteoporosis. *Endocrine reviews*. 2010;31(3):266-300.
493. Negri M, Galli C, Smerieri A, Macaluso GM, Manfredi E, Ghiacci G, et al. The effect of age, gender, and insertion site on marginal bone loss around endosseous implants: results from a 3-year trial with premium implant system. *BioMed research international*. 2014;2014:369051.
494. Abrahamsson I, Berglundh T, Wennstrom 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.
495. Chen S, Darby I. Dental implants: maintenance, care and treatment of peri-implant infection. *Australian dental journal*. 2003;48(4):212-20; quiz 63.

496. 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.
497. Lachmann S, Stehberger A, Axmann D, Weber H. The peri-implant health in patients attending an annual recall program. A clinical and microbiological study in 74 patients from the Tübingen Implant Registry. *Clinical Oral Implants Research.* 2013;24(12):1300-9.
498. Raval N, Dahlgren S, Teiwik A, Gröndahl K. Long-term evaluation of Astra Tech and Branemark implants in patients treated with full-arch bridges. Results after 12–15 years. *Clinical oral implants research.* 2013;24(10):1144-51.
499. 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 Implants Res.* 2011;22(8):840-9.
500. El Mekawy NH, El-Negoly SA, Grawish Mel A, El-Hawary YM. Intracoronar 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.
501. 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(2):125-30.
502. Mericske-Stern R, Zarb G. Clinical protocol for treatment with implant-supported overdentures. In: Bolender C, Zarb G, Carlsson G, editors. *Boucher's Prosthetic Treatment For Edentulous Patients.* 562. St. Louis: Mosby; 1997. p. 527.
503. Quirynen M, van Steenberghe D, Jacobs R, Schotte A, Darius P. The reliability of pocket probing around screw-type implants. *Clin Oral Implants Res.* 1991;2(4):186-92.
504. El-Sheikh AM, Shihabuddin OF, Ghoraba SM. Two versus three narrow-diameter implants with locator attachments supporting mandibular overdentures: a two-year prospective study. *International journal of dentistry.* 2012;2012:285684.
505. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence Publishing; 1985. p. 199–210.

506. 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.
507. Cordaro L, di Torresanto VM, Petricevic N, Jornet PR, Torsello F. Single unit attachments improve peri-implant soft tissue conditions in mandibular overdentures supported by four implants. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(5):536-42.
508. Campbell JL, Ramsay J, Green J. Age, gender, socioeconomic, and ethnic differences in patients' assessments of primary health care. *Quality in health care : QHC.* 2001;10(2):90-5.
509. Locker D, Matear D, Stephens M, Lawrence H, Payne B. Comparison of the GOHAI and OHIP-14 as measures of the oral health-related quality of life of the elderly. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2001;29(5):373-81.
510. McGrath C, Comfort MB, Lo EC, Luo Y. Patient-centred outcome measures in oral surgery: validity and sensitivity. *The British journal of oral & maxillofacial surgery.* 2003;41(1):43-7.
511. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. Impact of mandibular two-implant retained overdentures on life quality in a group of elderly Turkish edentulous patients. *Archives of gerontology and geriatrics.* 2011;53(2):233-6.
512. Heydecke G, Tedesco LA, Kowalski C, Inglehart MR. Complete dentures and oral health-related quality of life -- do coping styles matter? *Community Dent Oral Epidemiol.* 2004;32(4):297-306.
513. Yunus N, Masood M, Saub R, Al-Hashedi AA, Taiyeb Ali TB, Thomason JM. Impact of mandibular implant prostheses on the oral health-related quality of life in partially and completely edentulous patients. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(7):904-9.
514. Oh SH, Kim Y, Park JY, Jung YJ, Kim SK, Park SY. Comparison of fixed implant-supported prostheses, removable implant-supported prostheses, and complete dentures: patient satisfaction and oral health-related quality of life. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(2):e31-7.
515. Martinez-Gonzalez JM, Martin-Ares M, Cortes-Breton Brinkmann J, Calvo-Guirado JL, Barona-Dorado C. Impact of prosthetic rehabilitation type on satisfaction of completely edentulous patients. A 5-year prospective study. *Acta odontologica Scandinavica.* 2013;71(5):1303-8.

516. Cakir O, Kazancioglu HO, Celik G, Deger S, Ak G. Evaluation of the efficacy of mandibular conventional and implant prostheses in a group of Turkish patients: a quality of life study. *J Prosthodont*. 2014;23(5):390-6.
517. Lamb DJ, Ellis B. Patient-assessed security changes when replacing mandibular complete dentures. *Int J Prosthodont*. 1995;8(2):135-42.
518. Heydecke G, Thomason JM, Awad MA, Lund JP, Feine JS. Do mandibular implant overdentures and conventional complete dentures meet the expectations of edentulous patients? *Quintessence Int*. 2008;39(10):803-9.
519. Mirisola di Torresanto V, Milinkovic I, Torsello F, Cordaro L. Computer-assisted flapless implant surgery in edentulous elderly patients: A 2-year follow up. *Quintessence International*; 2014. p. 419-31.
520. Al-Zubeidi MI, Alsabeeha NH, Thomson WM, Payne AG. Patient satisfaction and dissatisfaction with mandibular two-implant overdentures using different attachment systems: 5-year outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(5):696-707.
521. Rashid F, Awad M, Thomason J, Piovano A, Spielberg G, Scilingo E, et al. The effectiveness of 2-implant overdentures—a pragmatic international multicentre study. *Journal of oral rehabilitation*. 2011;38(3):176-84.
522. Krennmair G, Seemann R, Fazekas A, Ewers R, Piehslinger E. Patient preference and satisfaction with implant-supported mandibular overdentures retained with ball or locator attachments: a crossover clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(6):1560-8.
523. Cakarer S, Can T, Yaltirik M, Keskin C. Complications associated with the ball, bar and Locator attachments for implant-supported overdentures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(7):e953-9.
524. Yaltirik M, Topçu SI, Palancıoğlu A, Turgut CT, Şitilci AT. İki Farklı İmplant Üstü Lokatör Protez Bağlantı Sisteminin Hayatta Kalış Süresi ve Başarı Oranlarının Karşılaştırılması ve Literatür Derlemesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Oral and Maxillofacial Surgery-Special Topics*. 2016;2(3):1-5.
525. Kleis WK, Kammerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W. A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(3):209-18.

526. Mackie A, Lyons K, Thomson WM, Payne AG. Mandibular two-implant overdentures: three-year prosthodontic maintenance using the locator attachment system. *Int J Prosthodont.* 2011;24(4):328-31.
527. Vere J, Hall D, Patel R, Wragg P. Prosthodontic maintenance requirements of implant-retained overdentures using the locator attachment system. *Int J Prosthodont.* 2012;25(4):392-4.
528. Cochran DL, Jackson JM, Bernard JP, ten Bruggenkate CM, Buser D, Taylor TD, et al. A 5-year prospective multicenter study of early loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(6):1324-32.
529. Payne AG, Solomons YF. The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa- and implant-supported overdentures: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 2000;13(3):238-43.
530. Purcell BA, McGlumphy EA, Holloway JA, Beck FM. Prosthetic complications in mandibular metal-resin implant-fixed complete dental prostheses: a 5- to 9-year analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(5):847-57.
531. Sadig WM. Special technique for attachment incorporation with an implant overdenture. *J Prosthet Dent.* 2003;89(1):93-6.
532. Taddei C, Metz M, Waltman E, Etienne O. Direct procedure for connecting a mandibular implant-retained overdenture with ball attachments. *J Prosthet Dent.* 2004;92(4):403-4.

**FORMLAR**

### Form 1: Anamnez Formu

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Total-Parsiyel Protezler B.D.

Soyadı	Protokol no
Adı	Cinsiyet <input type="radio"/> - ? (E) / <input type="radio"/> - ? (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?<br>..... | ?    | ?     |
| 2. Son Haftalarda <b>ilaç</b> aldınız mı (veya uyuşturucu madde)?<br>Hangi ilaç?.....  | ?    | ?     |
| 3. Şu hastalıkları geçirdiniz mi:  |      |       |
| • <b>Kalp</b> veya dolaşım sisteminde bozukluk .....   | ?    | ?     |
| • Normalden uzun <b>kanamalar</b> .....  | ?    | ?     |
| • <b>Şeker</b> hastalığı (diabet) .....  | ?    | ?     |
| • <b>Astım</b> , saman nezlesi veya başka bir <b>allerji</b> .....   | ?    | ?     |
| • Hiç iğne yapıldığında veya başka bir ilaç aldığınızda alışılmamış bir reaksiyon gösterdiniz mi? Şişme, kızarıklık vs. gibi.....                          | ?    | ?     |
| • Eklem romatizması.....   | ?    | ?     |
| • <b>Sarılık</b> (Hepatitis).....  | ?    | ?     |
| • <b>Sara</b> nöbetleri.....   | ?    | ?     |
| • <b>Diğer</b> herhangi (ciddi bir hastalık) .....   | ?    | ?     |
| 4. HANIM HASTALAR: şu anda hamile misiniz ?  | ?    | ?     |

TARİH: .....

İMZA .....

İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi



### Form 2: İmplant Hasta Bilgi ve Onay Formu

Adı soyadı:		Cinsiyeti:													
Yaşı:		Protokol no:													
Emekli:	Sevкли:	SSK:	Ücretli:												
<b>Adresi:</b> .....															
.....															
.....															
<b>Tel ev:</b> .....		<b>Tel iş:</b> .....													
<b>Tel:</b> .....		<b>Cep</b>													
<b>Diagnostik işlemler:</b>															
Diagnostik ölçü/model:															
Yüz arkı transferi:															
Diagnostik mum model (Sentrik ilişki/dikey boyut):															
Cerrahi stent:															
<b>İmplantın yeri ve sayısı:</b>															
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
immedyat yükleme:		diş çekimi sonrası immedyat implantasyon:		tek fazlı cerrahi:											
				iki fazlı cerrahi :											
İmplantın firma ismi, boyu ve çapı;		boy:		mm/ çap: mm											
<b>İlave işlemler (gerekliyse):</b>															
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):

Hybrid 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.

SGK'nın 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 Onam Formu

Bu katıldığınız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı "Alt Çenede Hemen Yüklenen İki İmplantın ve Bağlı Oldukları Hareketli Protezlerin Değerlendirilmesi" 'dir.

Bu araştırmanın amacı, 4,3/13 mm çap ve boya sahip 2 adet implantı alt tam dişsizlik vakalarına uygulayarak, implantların kemik içi stabiliteilerinin Ostell Mentor ve Periotest M cihazları yardımıyla değerlendirilmesi ve marjinal kemik kaybının radyografik ölçümler sonucunda karşılaştırılmasıdır.

Bu çalışmada sizden istenilen, verilen randevu tarihlerine ve saatlerine uymanızdır. Bu çalışmada 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 Gökçen Ateş'e başvurabilirsiniz.

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

Bu çalışmada 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 açmayacaktır. Araştırmacı bilginiz dahilinde veya isteğiniz dışında, uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız veya tedavinin etkinliğini artırmak vb. nedenlerle sizi araştırmadan çıkarabilir. Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda, sizle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaçla kullanılabilir.

Size ait tüm 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.

#### Çalışmaya Katılma Onayı:

Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya 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 hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde 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 vasiinin,

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:

## Form 4: RFA ve Periotest Değerlendirme Formu

<b><u>İMLANT HASTALARI RFA, PERİOTEST DEĞERLENDİRME FORMU</u></b>	
HASTA ADI SOYADI:	
YAŞ – CİNSİYET:	
ADRES:	
TELEFON NO:	
İMPANT BOYU VE ÇAPI:	
İMLANTASYON TARİHİ:	
YÜKLEME TARİHİ:	
YÜKLEME PROTOKOLÜ:	
TUTUCU TÜRÜ:	

	Ostell Değerleri	Marjinal Kemik Kay.	Periotest Değerleri
01. Kontrol			
02. Kontrol			
03. Kontrol			
04. Kontrol			
05. Kontrol			
06. Kontrol			
07. Kontrol			

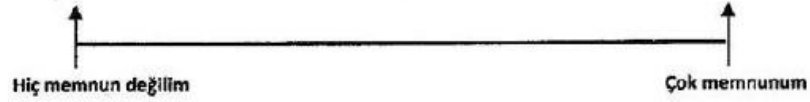
## Form 5: VAS Formu

Adı, Soyadı:

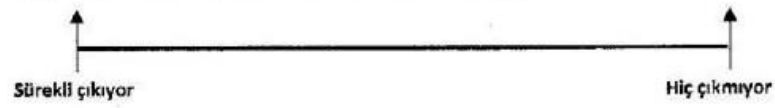
Tarih:

Tutucu tipi:

1) Alt protezinizden memnun musunuz?



2) Alt proteziniz yemek yerken yerinden çıkıyor mu?



3) Alt protezinizle çiğneyebiliyor musunuz?



4) Uygulanan tedavi beklentilerinizi karşıladı mı?



5) Proteziniz konuşmanızı nasıl etkiledi?



6) İmplant çevrelerini temizlemekte zorlanıyor musunuz?



7) Proteziniz estetik beklentilerinizi karşılamadı mı?



8) Proteziniz ağrıya sebep oluyor mu?



## Form 6: OHIP-14 Formu

OHIP		Hayır	Nadiren	Bazen	Sıklıkla	Her zaman
<b>Ağızındaki, protezinizdeki veya dişlerinizdeki problemlerden dolayı</b>						
1.	Kelimeleri telaffuz etmede zorluk çekiyor musunuz?					
2.	Tat alma hissiniz kötüleşti mi?					
3.	Ağızınızda size rahatsızlık veren ağrınız oluyor mu?					
4.	Yemek yemede zorluk çekiyor musunuz?					
5.	Dişleriniz veya ağızınızın farkında olarak mı yaşıyorsunuz?					
6.	Kendinizi gergin hissediyormusunuz?					
7.	Beslenmeniz yetersiz mi?					
8.	Yemeğe ara vermek zorunda kalıyormusunuz?					
9.	Sakinleşmede/rahatlamada zorluk çekiyor musunuz ?					
10.	Biraz utanıyormusunuz?					
11.	Diğer insanların yanında rahatsızlık duyuyormusunuz?					
12.	Günlük işlerinizi yapmada zorluk çekiyor musunuz?					
13.	Yaşantınızın daha az tatmin edici mi olduğunumu hissediyorsunuz?					
14.	İşlerinizi/görevlerinizi tamamen yapamaz durumdasınız?					

## Form 7: Peri-implant mukoza değerleri ve protetik takip formu

**İMLANT HASTALARI KONTROL RANDEVUSU İÇİN MUAYENE FORMU**

HASTA ADI, SOYADI:

Tarih:

**I- Tıbbi ve dental anamnez**

Genel ağız sağlığınızda bu dönemde bir değişiklik oldu mu?

**II- Periimplaner dokuların muayenesi:****a) Plak indeksi**

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

**b) Gingival indeks**

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

**c) Sondalamada kanama indeksi**

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



**d) Periimplant cep derinliği**

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

**III- Protetik kontroller:**

**a) Abutment kontrolü**

- └ Desimantasyon
- └ Vida gevşemesi
  - Restorasyon vidası (okluzal veya palatinal)
  - Abutment vidası
  - Top başlı abutment gevşemesi
- └ Vida kırılması
  - Restorasyon vidası (okluzal veya palatinal)
  - Abutment vidası
  - Top başlı abutment vidası
- └ Protezin içinden tutucu elemanın ayrılması
- └ Tutuculuk kaybı

**b) Protetik yapının kontrolü**

- └ Prematüre temaslar
- └ Aşınma fasetleri
- └ Astarlama ihtiyacı
- └ Çatlak/Kırık varlığı

**ETİK KURUL KARARI**

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



Sayı : 1736

Tarih : 19.11.2014

Konu : Doç.Dr. Hakan BİLHAN

Sayın Doç.Dr. Hakan BİLHAN  
 Diş Hekimliği Fakültesi

İlgi :30/10/2014 tarihli isteminiz.

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz 2011/16-402 dosya numaralı "Hemen yükleme yapılmış 2 ve 3 implant üstü alt hareketli protezlerin klinik başarısı ve hasta memnuniyeti açısından değerlendirilmesi " başlıklı çalışma kurulumuzun 21.01.2011 tarihli 02 sayılı toplantısında etik açıdan uygun bulunmuş olup, 20/02/2014 tarihli değişiklik isteminiz ile yardımcı araştırmacılar Çağlar BİLMENOĞLU ve Özge ERDOĞAN çıkarılarak yerine Prof.Dr.Necat TUNCER'in katılımı 21/02/2014 gün ve 04 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuştu.

İlgi yazınız ile çalışmanın isminin "Alt Çenede Hemen Yüklenen İki implantın ve Bağlı oldukları İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Değerlendirilmesi " şeklindeki değişiklik talebiniz kurulumuzun 14/11/2014 tarih ve 19 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

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

Eki: İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu Karar Formu

## İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU

ETİK KURULU BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU
	AÇIK ADRESİ:	İ.Ü.İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ HULUSİ BEHÇET KÜTÜPHANESİ KAT:3 FATİH/İSTANBUL
	TELEFON	0 (212) 414 21 53
	FAKS	0 (212) 414 21 53
	E-POSTA	itifetikkurul@istanbul.edu.tr.

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	"Alt Çenede Hemen Yüklenen İki implantın ve Bağlı oldukları İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Değerlendirilmesi "			
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	---			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç.Dr. Hakan BİLHAN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Diş Hekimliği			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi			
	DESTEKLEYİCİ	---			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	---			
	ARAŞTIRMANIN FAZİ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
FAZ 4		<input type="checkbox"/>			
ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Yeni Bir Endikasyon	<input type="checkbox"/>			
	Yüksek Doz Araştırması	<input type="checkbox"/>			
	Diğer ise belirtiniz :				
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLAR ARASI <input type="checkbox"/>	

## İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	"Alt Çenede Hemen Yüklenen İki implantın ve Bağlı oldukları İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Değerlendirilmesi "
-----------------------	--

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	30/10/2014		Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	■		Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU	■		Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ	<input type="checkbox"/>		Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	<input type="checkbox"/>	Açıklama	
	TÜRKÇE ETİKET ÖRNEĞİ	<input type="checkbox"/>		
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	■		
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>		
	HASTA KARTI/GÜNLÜKLERİ	<input type="checkbox"/>		
	İLAN	<input type="checkbox"/>		
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>		
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>		
	DİĞER:	■	Anabilim Dalı Başkanlığından Üst Yazı ve Akademik Kurul Kararı, Literatür Kaynağı, Sorumluluk Paylaşım Belgesi, Olgular Rapor Formu, İlgili Elemanların Bilgilendirildiğine Dair Belge, CV, CD	
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:19	Tarih: 14/11/2014		
	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde görevli Doç.Dr. Hakan BİLHAN 'ın sorumluluğunda yürüteceği yukarıda bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ile ilgili belge araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan Etik Kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.			

İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU							
ÇALIŞMA ESASI		19.08.2011 tarihli, 28030 sayılı Resmi Gazetede yayınlanan Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik					
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:		Prof. Dr. A. Yağız ÜRESİN					
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki *	Katılım **	İmza
Prof. Dr. A. Yağız ÜRESİN	Farmakoloji ve Klinik Farmakoloji	İstanbul Tıp Fakültesi (Etik Kurul Başkanı)	E ■	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H ■	E ■ H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Berrin UMMAN	Kardiyoloji	İstanbul Tıp Fakültesi (Etik Kurul Başkan Yardımcısı)	E <input type="checkbox"/>	K ■	E <input type="checkbox"/> H ■	E ■ H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ahmet GÜL	Romatoloji	İstanbul Tıp Fakültesi	E ■	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H ■	E ■ H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Oğuzhan ÇOBAN	Nöroloji	İstanbul Tıp Fakültesi	E ■	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H ■	E ■ H <input type="checkbox"/>	
Dr. Sevda ÖZEL YILDIZ	Biyoistatistik	İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi Biyoistatistik	E <input type="checkbox"/>	K ■	E <input type="checkbox"/> H ■	E ■ H <input type="checkbox"/>	

\* :Araştırma ile ilişki  
\*\* :Toplantıda Bulunma

İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi Klinik araştırmalar Etik kurulu 13.04.2013 tarih, 28617 sayılı Resmi Gazetede yayınlanan Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik çerçevesinde kurulmuş ve T.C.Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu tarafından onaylanmıştır. İlgili yönetmelik kapsamında kalan araştırmalar Sağlık Bakanlığından izin almak zorundadır. Yönetmelik kapsamı dışında kalan araştırmalar ise Etik Kurul bünyesinde oluşturulmuş 5 kişilik alt komisyon tarafından değerlendirilmekte olup Sağlık Bakanlığı iznine tabi değildir.

## İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

Alt çenede hemen yüklenen iki implantın ve bağlı oldukları implant üstü hareketli protezlerin değerlendirilmesi

### ORJİNALLİK RAPORU

<b>%7</b>	<b>%6</b>	<b>%1</b>	<b>%3</b>
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

### BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	<b>drerdemkaya.com</b> İnternet Kaynağı	<b>%2</b>
<b>2</b>	<b>Submitted to Istanbul University</b> Öğrenci Ödevi	<b>%2</b>
<b>3</b>	<b>acikarsiv.ankara.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	<b>%1</b>
<b>4</b>	<b>istanbulsaglik.gov.tr</b> İnternet Kaynağı	<b>%1</b>
<b>5</b>	<b>dent.ege.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	<b>%1</b>
<b>6</b>	<b>www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</b> İnternet Kaynağı	<b>&lt;%1</b>
<b>7</b>	<b>www.journalagent.com</b> İnternet Kaynağı	<b>&lt;%1</b>
<b>8</b>	<b>www.journals.istanbul.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	<b>&lt;%1</b>

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	GÖKÇEN	<b>Soyadı</b>	ATEŞ
<b>Doğ.Yeri</b>	CEYHAN	<b>Doğ.Tar.</b>	05.04.1987
<b>Email</b>	gkcnts@gmail.com	<b>Uyruğu</b>	TC

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
<b>Doktora</b>		
<b>Yük.Lis.</b>		
<b>Lisans</b>	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2010
<b>Lise</b>	Osmaniye Anadolu Lisesi	2005

### 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	iyi	iyi	57,5	

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
<b>ALES Puanı</b>	86,816		
<b>(Diğer) Puanı</b>			

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	iyi
Corel Draw	orta

### Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

#### Uluslararası Hakemli Dergilerde Yeralan Yayınlar

1.A Comparative Ex Vivo Evaluation of Two Electronic Percussive Testing Devices Measuring the Stability of Dental Implants. Geckili O, Bilhan H, Cilingir A, Bilmenoglu C, Ates G, Urgan AC, Bural C. J Periodontol. 2014 Sep 30:1-11

2.Evaluation of satisfaction and complications in patients with existing complete dentures.Bilhan H, Geckili O, Ergin S, Erdogan O, Ates G. J Oral Sci. 2013 Mar;55(1):29-37.

3.Complication rates and patient satisfaction with removable dentures.Bilhan H, Erdogan O, Ergin S, Celik M, Ates G, Geckili O.J Adv Prosthodont. 2012 May;4(2)

4. Comparison of the Primary Stability of Two Implant Designs in Two Different Bone Types: An In Vitro Study.Bilhan H, Bilmenoglu C, Urgan AC, Ates G, Bural C, Cilingir A, Geckili O.Int J Oral Maxillofac Implants. 2015 Sep-Oct;30(5):1036-40

### **Uluslararası Kongrelerde Yayınlanmış Bildiri ve Posterler**

1.12 Fea of Stress Distribution in Mandibles With Various Anatomical Forms 16th BASS 28 April-1 May 2011 Bucharest, Romania Ates G.Erkesen Can S.Ates M.

2.Rehabilitation of Palatal Defect Patient with Dental Implant Supported Prosthesis 22 nd Annual Scientific Meeting October 17-19,2013 Dublin, Ireland Ates G.,Kasnak G.,Cilingir A.,Yilmaz M.,Firatli E.

3.Rehabilitation of Extremely Angulated Dental Implants Forty-Month Follow Up: Case Report 35th EPA Annual Conference Bern, Switzerland 29th September-1st October 2011 Cilingir A., Ates G., Ates M.

4.The Impact of Frenulum Height on Strains in Maxillary Denture Bases 101st FDI Congress. Istanbul, Turkey 28th August-31st August 2013 Cilingir A.,Geckili O., Ates G., Bilhan H.

5.Ön Bölge Tek Diş Eksikliğinde İmplant Uygulaması Sonrası Hemen Yükleme: İki Olgu Sunumu Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği 10. Uluslararası Bilimsel Kongresi 12 – 15 Nisan 2012, Antakya, Türkiye M. Levent Ateşer, Ateş G., Altuğ Cilingir A., Kasnak G., Yılmaz M., Ateş M.

6.Alt Çene İnterforaminal Bölgede Hemen İmplantasyon ve Bar Tutuculu Protezle Hemen Yükleme: Bir Olgu Sunumu Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği 10. Uluslararası Bilimsel Kongresi 12 – 15 Nisan 2012, Antakya, Türkiye Ateş G., Bilhan H., Geckili O., Ateş M.

### **Sözlü Bildiri**

1.İmplantların Yerleştirildiği Derinliğin Primer Stabilitelerine Etkisinin İn Vitro İncelenmesi İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 6. Uluslararası Bilimsel Kongresi 20-23 Kasım 2013 Ateş G., Bilhan H.,Geçkili O., Cilingir A., Bural C., Bilmenoğlu C., Ürgün A. C.

