



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

**İMLANT DESTEKLİ SABİT PROTETİK
TEDAVİ SONRASI KURON BOYU/İMLANT
BOYU ORANININ PERİİMLANT DOKU
SAĞLIĞINA ETKİSİNİN KLİNİK VE
RADYOGRAFİK OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ: RETROSPEKTİF
ÇALIŞMA**

Dt. Ayfer YILMAZ

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Esra BALTACIOĞLU

TRABZON-2022



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

**İMLANT DESTEKLİ SABİT PROTETİK
TEDAVİ SONRASI KURON BOYU/İMLANT
BOYU ORANININ PERİİMLANT DOKU
SAĞLIĞINA ETKİSİNİN KLİNİK VE
RADYOGRAFİK OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ: RETROSPEKTİF
ÇALIŞMA**

Dt. Ayfer YILMAZ
ORCID: 0000-0001-7337-6242

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Esra BALTACIOĞLU
ORCID: 0000-0002-5481-6449

TRABZON-2022

ONAY



BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih

Ayfer YILMAZ

(İmza)

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili annem, babam ve kardeşime ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca büyük bir özveri ile bana her zaman destek olan, akademik deneyimi ve tecrübesi ile her daim yol gösteren değerli tez danışmanım sayın Prof. Dr. Esra BALTACIOĞLU'na emekleri ve sabrı için teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim sürecinde bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen ve eğitimime katkıda bulunan kıymetli hocam Dr. Öğr. Üyesi Erkan ŞÜKÜROĞLU'na,

Tezimin istatistiksel analiz kısmında bana değerli vaktini ayıran ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Tezimin protetik diş tedavisine ait bölümlerinde yardımlarını esirgemeyen KTÜ Protetik Diş Tedavisi'ndeki değerli hocalarıma,

Uzmanlık eğitimime başladığım ilk günden beri her zaman desteklerini hissettiğim ve çok güzel anılar paylaştığım kıymetli dostlarım Dt. Mihriban YILDIZ ve Dt. Ulfat MAMMADOV'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan keyif aldığım, tezime destek olan Arş. Gör. Ayşe Tuğçe YILBAŞ ve Arş. Gör. Aslıhan YAZICI başta olmak üzere Periodontoloji bölümü asistanlarına ve personeline,

Bütün hayatım boyunca, her an sevgilerini ve desteklerini hissettiğim, benden hiçbir fedakarlığı esirgemeyen, bu günlere gelmemde en büyük payı olan canım annem, babam ve kardeşime,

Tanıştığımız günden itibaren zor anlarımda hep yanımda olan, sonsuz desteği ile beni hep cesaretlendiren biricik yol arkadaşım Kağan SERTEL'e

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

Dt. Ayfer YILMAZ

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK SAYFASI

ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

xii

ŞEKİLLER DİZİNİ

xiv

RESİMLER DİZİNİ

xv

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

xvii

ÖZET

xx

ABSTRACT

xi

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

3

2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

3

2.2. Dental İmplant Çeşitleri

6

2.2.1. Subperiostal İmplantlar

6

2.2.2. Transosseoz İmplantlar

6

2.2.3. Endosseoz İmplantlar	7
2.3. Dental İmplantların Makro Yapı Özellikleri	7
2.3.1. İmplant Gövdesi	8
2.3.2. Yiv Tasarımı	8
2.3.3. Boyun Tasarımı	9
2.4. Dental İmplantların Mikro Yapı Özellikleri	10
2.4.1. Dental İmplantların Materyal Özellikleri	10
2.4.1.1. Titanyum ve Alaşımları	11
2.4.1.2. Seramikler ve Zirkonyum Oksit	12
2.4.1.3. Polimerler	12
2.4.2. Dental İmplantların Yüzey Özellikleri	13
2.4.2.1. Mekanik (Fiziksel) Yöntemler	13
2.4.2.2. Kimyasal Yöntemler	14
2.4.2.3. Biyokimyasal Yöntemler	15
2.5. Osseointegrasyon	16
2.5.1. Osseointegrasyon Süreci	17
2.5.1.1. Hemostaz	18
2.5.1.2. İnflamatuvar Faz	18
2.5.1.3. Proliferatif Faz	19
2.5.1.4. Remodelasyon Fazı	19

2.6. Kemiğin Kalite ve Kantite Özellikleri	20
2.7. Dental İmplantların Stabilitesi	22
2.7.1. Primer Stabilizasyon	22
2.7.2. Sekonder Stabilizasyon	23
2.8. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri	23
2.8.1. Harvard Uzlaşma (Konsensus) Kriterleri	24
2.8.2. Albrektsson ve Arkadaşları Tarafından Önerilen Kriterler	25
2.8.3. Smith ve Zarb Tarafından Önerilen Kriterler	26
2.8.4. Amerikan Periodontoloji Akademisi (AAP) Tarafından Kabul Edilen Kriterler	26
2.8.5. Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi Uzlaşma Konferansında (OIUK, Intertional Congress of Oral Implantologists Consensus Conference, ICOI) Belirlenen Kriterler	27
2.9. Dental İmplantlarda Başarısızlık	29
2.10. Peri-implant Sağlığın Değerlendirilmesinde Kullanılan Parametreler	30
2.10.1. Peri-implant Cep Derinliği Miktarı (PİCD)	31
2.10.2. Modifiye Plak İndeksi (mPI)	31
2.10.3. Modifiye Gingival İndeks (mGI)	32
2.10.4. Sondalamada Kanama İndeksi (SKI)	32
2.10.5. Peri-implant Diş Eti Çekilmesi Miktarı (PİDÇ)	32

2.10.6. Keratinize Mukoza Genişliği	33
2.10.7. Marjinal Kemik Kaybı (MKK)	33
2.10.7.1. Enfeksiyon Teorisi	35
2.10.7.1.1. Peri-implantitis	35
2.10.7.1.2. Mikro Aralık	36
2.10.7.1.3. Biyolojik Genişlik	37
2.10.8. Oklüzal Aşırı Yüklr Teorisi	38
2.11. Peri-implant Sağlığı Değerlendirmede Kullanılan Görüntüleme Metotları	39
2.11.1. Periapikal Radyografi	41
2.11.2. Panoramik Radyografi	41
2.11.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT)	42
2.12. İmplant Destekli Protezler	43
2.12.1. Kısmi Dişsizlik	43
2.12.2. Tam Dişsizlik	44
2.13. İmplant Destekli Simante Sabit Protezler	48
2.14. İmplant Destekli Oklüzal Vidalı Sabit Protezler	48
2.15. Kuron Boyu / İmplant Boyu Oranı	49
3. GEREÇ ve YÖNTEM	56
3.1. Hasta Seçimi ve Veri Taraması	56

3.1.1. Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri	56
3.1.2. Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri	57
3.2. Hastalara ve İmplantlara Ait Verilerin Kaydedilmesi	57
3.3. Hastaların Peri-implant Klinik Durumlarının Değerlendirilmesi	59
3.3.1. Peri-implant Cep Derinliği Ölçümleri (PİCD)	59
3.3.2. Modifiye Plak İndeksi (mPI)	60
3.3.3. Modifiye Gingival İndeks (mGI)	60
3.3.4. Modifiye Sondalamada Kanama İndeksi (SKI)	60
3.3.5. Peri-implant Diş Eti Çekilmesi (PİDÇ)	61
3.3.6. Keratinize Mukoza Genişliği (KMG)	61
3.4. Panoramik Radyografi Üzerinde Yapılan Değerlendirmeler	61
3.5. K/İ Oranının Hesaplanması	64
3.6. İstatistiksel Analizler	65
4. BULGULAR	66
4.1. Demografik Bulgular	66
4.2. İmplantlara Ait Bulgular	67
4.3. Radyografik Bulgular	71
4.4. Korelasyonlar	74
4.5. Güvenilirlik Analizi	75
5. TARTIŞMA	76

6. SONUÇ VE ÖNERİLER	100
7. KAYNAKLAR	101
EKLER	134
EK 1. Etik Kurul Onayı	135
ÖZGEÇMİŞ	



TABLolar DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 2.1.	Harvard Uzlaşma Kriterleri	25
Tablo 2.2.	AAP (2000) implant başarısı için belirlenen kriterler	27
Tablo 2.3.	Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi Uzlaşma Konferansı'nda Belirlenen Kriterler	28
Tablo 2.4.	Görüntüleme yöntemlerinin avantaj ve dezavantajları	40
Tablo 2.5.	İmplant destekli hareketli protezlerin avantajları ve dezavantajları	46
Tablo 2.6.	İmplant destekli hareketli protezlerin endikasyonları	47
Tablo 4.1.	Hastalara ait yaş, cinsiyet ve sigara kullanımı hikayesi	66
Tablo 4.2.	İmplantların yerleştirildiği bölgede bulunan dişlerin çekim nedeni	69
Tablo 4.3.	İmplantların sistem, boy ve çap dağılımı	70
Tablo 4.4.	İmplant destekli protezlerin antagonistinde bulunan yapıların dağılımı	71
Tablo 4.5.	İmplantlara ait klinik parametreler	71
Tablo 4.6.	İmplant çevresi krestal kemik seviyesi ve K/İ oranları	72
Tablo 4.7.	Eşleştirilmiş örneklem T testine göre, t0distal-t1distal MKK'nin zamana bağlı değişikliği	72
Tablo 4.8.	Pearson Ki-kare testi sonrası K/İ oranı üzerinde etkili olan faktörler	73

Tablo 4.9.	K/İ oranının, değ�rlendirilen parametrelere göre dağılımı	73
Tablo 4.10.	K/İ oranı ile implant boyu ve k�ron boyu arasındaki korelasyonun incelenmesi	74
Tablo 4.11.	Araştırmacılar arası uyumun Pearson korelasyon testine göre incelenmesi	75



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	Greenfield'ın kafes şekilli ortası boş implant tasarımı	5
Şekil 2.	Klinik ve anatomik K/İ oranları	65
Şekil 4.1.	Hastaların cinsiyetlere göre dağılım yüzdesi	66
Şekil 4.2.	İmplant sayısının cinsiyete göre dağılımı	67
Şekil 4.3.	Sistemik durumların dağılımı	68
Şekil 4.4	İmplantların maksilla/mandibula lokalizasyonu	68
Şekil 4.5.	İmplantların anterior/premolar/posterior lokalizasyonu	69

RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 1.	Alt çenede deniz kabukları ile diş benzeri yapı oluşturulması	4
Resim 2.	Yiv geometrileri	9
Resim 3.	Kemiğin Şekli ve Kalitesinin Sınıflandırması	21
Resim 4.	Kemiğin Yoğunluğuna Göre Sınıflandırılması	22
Resim 5.	İki aşamalı implant sistemi (sol), tek aşamalı implant sistemi (sağ)	37
Resim 6.1.	Anatomik K/İ oranı nedeniyle gelişen krestal kemik kaybının mekanizması	52
Resim 6.2.	Klinik K/İ oranı nedeniyle gelişen krestal kemik kaybının mekanizması	52
Resim 7.1.	Image J programında implant boyunun kaydedilmesi. Gerçek kemik seviyesinin tespiti için program üzerinde implant boyunun referans alınması ve milimetre cinsinden kalibre edilmesi	62
Resim 7.2.	Image J programında implantın T1 zamanında distal marjinal kemik seviyesinin ölçülmesi	63
Resim 7.3.	Image J programında anatomik kuron boyunun ölçülmesi	64
Resim 8.1.	Dental restoratif alanın vertikal mesafesi	84

Resim 8.2. Kuron yüksekliği mesafesi

84

Resim 8.3. Klinik ve anatomik K/İ oranları



KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

AAP	Amerikan Periodontoloji Akademisi
aK/İ	Anatomik kuron boyu/implant boyu oranı
ark.	Arkadaşları
CT	Bilgisayarlı tomografi
FDA	Food and Drug Administration (Amerikan Gıda ve İlaç Kurulu)
GI	Gingival indeks
HA	Hidroksiapatit
HF	Hidroflorik asit
kK/İ	Klinik kuron boyu/implant boyu oranı
K/İ	Kuron boyu/implant boyu oranı
KVH	Kardiyovasküler hastalık
mm	Milimetre
mGI	Modifiye gingival indeks
mPI	Modifiye plak indeksi
mSKI	Modifiye sulkus kanama indeksi
NIH	National Institutes of Health
Ni-Cr	Nikel Krom
nm	Nanometre
P	Fosfat
PDGF	Trombosit kaynaklı büyüme faktörü
PS	Platform switch
PI	Plak indeksi
PIDC	Peri-implant diş eti çekilmesi

PISD	Peri-implant sulkus derinliği
SCD	Sondalamada cep derinliği
SKI	Sondalamada kanama indeksi
Ti	Titanyum
TGF-β	Transforme Edici Büyüme Faktörü-beta
TKP	Trikalsiyumfosfat
TPS	Titanyum plazma sprej
vb.	Ve benzeri

Simgeler

<	Küçük
>	Büyük
≥	Büyük eşittir
≤	Küçük eşittir
%	Yüzde
=	Eşit
+	Artı
-	Eksi
±	Eksiği veya fazlası

Formüller

Al₂O₃	Alumina
CaP	Kalsiyum Fosfat
Ca₃(PO₄)₂	Trikalsiyumfosfat
CpTi	Saf titanyum (Commercially pure titanium)

Cr-Co	Krom Kobalt
CrCoMo	Krom Kobalt Molibden
H₂SO₄	Sülfürik asit
H₃PO₄	Fosforik asit
HNO₃	Nitrik asit
NaCl	Sodyum klorür
NaF	Sodyum florür
TiAl6V4	Titanyum 6 alüminyum 4 vanadyum
Ti-Al-V	Titanaks
TiO₂	Titanyum Dioksit
Ti₂O₃	Titanseskioksit
TiO	Titanyum Oksit
TiF₄	Titanyum tetraflorür

ÖZET

İmplant Destekli Sabit Protetik Tedavi Sonrası Kuron Boyu/İmplant Boyu Oranının Periimplant Doku Sağlığına Etkisinin Klinik ve Radyografik Olarak Değerlendirilmesi: Retrospektif Çalışma

AMAÇ: Bu çalışmada; kuron boyu/implant boyu (K/İ) oranının, periimplant doku sağlığına etkisinin klinik ve radyografik olarak değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Aynı zamanda; K/İ oranı, implant rehabilitasyonunun lokalizasyonu, restorasyon türü, cerrahi bölgenin antagonistinde bulunan restorasyonun türü, olası mekanik komplikasyonlar ve periimplant doku sağlığının birbirlerine göre olası ilişkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

GEREÇ ve YÖNTEM: Çalışmaya, 2017-2019 yılları arasında implant cerrahisi uygulanan ve protetik rehabilitasyon sonrası 6-48 ay arası takip edilen 107 hasta (implant sayısı; 400) dahil edildi. Hastaların son kontrol seansları sırasında klinik periimplant parametreleri ve panoramik radyografları kaydedildi. Tüm radyografik ölçümler 'Image J' programı kullanılarak gerçekleştirildi. Elde edilen tüm veriler istatistiksel olarak analiz edildi.

SONUÇLAR: K/İ oranının; restorasyon türü, cerrahi bölgenin antagonistinde bulunan restorasyonun türü, olası mekanik komplikasyonlar ve implant markası üzerinde Pearson Ki-kare testine göre önemli bir etkisi olduğu gözlemlendi ($p<0.05$). Diğer taraftan, K/İ oranının; implant lokalizasyonu, periimplant klinik parametreler ve marjinal kemik kaybı (MKK) üzerinde önemli bir etkisi bulunmadı ($p>0.05$). Ayrıca, mezial ve distal MKK'nin son kontrol zamanında (t1) implant cerrahisinden hemen sonraya (t0) göre arttığı saptandı ($p<0.05$).

TARTIŞMA: Bizim erken bulgularımız K/İ oranı ile protetik kaynaklı faktörler arasında olası ilişki bulunduğunu gösterirken, K/İ oranının periimplant doku sağlığı üzerinde kısa dönem etkisinin olmadığına işaret etmektedir. Protetik komplikasyonların periimplant doku sağlığı üzerindeki olası etkileri göz önüne alınarak, daha uzun dönem çalışmalara ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Kuron boyu/implant boyu oranı, Marjinal kemik kaybı, Mekanik komplikasyon, Peri-implant sağlık

ABSTRACT

Clinical and Radiographic Evaluation of the Effect of Crown Length / Implant Length Ratio on Periimplant Tissue Health on Implant Supported Fixed Prosthetic

Treatment: a retrospective study

AIM: In this study; It was aimed to clinically and radiographically evaluate the effect of crown length/implant length (C/I) ratio on periimplant tissue health. Also; It was aimed to evaluate the possible relationships between the C/I ratio, the location of the implant rehabilitation, the type of restoration, the type of restoration in the antagonist of the surgical site, possible mechanical complications and periimplant tissue health.

MATERIALS AND METHODS: A total of 107 patients (number of implants; 400) who underwent implant surgery between 2017 and 2019 and were followed up for 6-48 months after prosthetic rehabilitation were included in this study. Clinical periimplant parameters and panoramic radiographs of the patients were recorded during the last follow-up sessions. All radiographic measurements were performed using the 'Image J' program. The data obtained were analyzed statistically.

RESULTS: It was observed that the C/I ratio had a significant effect on the type of restoration, the type of restoration in the antagonist of the surgical site, possible mechanical complications and implant brand according to the Pearson Chi-square test ($p < 0.05$). On the other hand, the C/I ratio had no significant effect on implant location, periimplant clinical parameters and marginal bone loss (MBL) ($p > 0.05$). In addition, it was found that mesial and distal MBL increased at the last control time (t1) compared to immediately after implant surgery (t0) ($p < 0.05$).

DISCUSSION: Our early findings indicate that there is a possible relationship between the C/I ratio and prosthetic factors, while the C/I ratio does not have a short-term effect on periimplant tissue health. Considering the possible effects of prosthetic complications on periimplant tissue health, longer-term studies are needed.

Key Words: Crown length/implant length ratio, Marginal bone loss, Mechanical complication, Peri-implant health



1. GİRİŞ ve AMAÇ

Dental implantlar, tam veya bölümlü dişsizliklerin rehabilitasyonuna yönelik olarak eksik dişlerin yerine konulması amacı ile 1960'lı yıllardan beri kullanılan materyallerdir. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar, dişsizlik nedeniyle kaybedilen oral sağlık, fonksiyon, estetik ve fonasyonu geri kazandırabilmektedirler (1).

İmplantların uzun dönem sağ kalım oranının %97 olduğu Oral İmplantoloji Akademisi tarafından bildirilmiştir. İmplant sağ kalımı üzerine yapılan bir meta-analizde implant kayıplarının protetik yükleme öncesi %2.5, 5 yıllık takip sonrası ise %2–%5 arasında olduğu saptanmıştır. Aynı çalışmada, maksilla anterior ve posterior bölgelerde sağkalım oranının benzerlik gösterdiği, mandibuladaki sağ kalım oranının ise maksillaya göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir (2, 3).

Literatürde, dental implantların uzun dönem başarısını birden fazla risk faktörünün etkilediği vurgulanmıştır: İmplantların kemik içine yerleştirildiği bölge, implantın boy-çap özellikleri, kemik ogmentasyonu yapılp yapılmadığı, bölgedeki kemik yoğunluğu ve hastaya bağlı faktörlerin (yaş, sigara, periodontal hastalık geçmişi vb.) uzun dönem başarıda etkili olduğu belirtilmiştir (4–8). Diğer taraftan, implantların uzun dönemdeki başarısı değerlendirilirken, kanama indeksi, sondalama cep derinliği, implant mobilitesi, enfeksiyon varlığı gibi parametreler de klinik değerlendirmeye katkı sağlamaktadır (9).

Dental implantların başarısının değerlendirilmesinde, marjinal kortikal kemik kaybının önemli bir kriter olduğu düşünülmektedir. Bu kayıp, klinik parametrelerin yanı sıra, implant çevresi radyografik incelemelerle de saptanabilmektedir. Literatürde, MKK'nin fizyolojik sınırlarının protetik yükleme sonrası ilk yıl en fazla 1,5 mm ve takip eden her yılda en fazla 0,2 mm olduğu kabul edilmektedir. Peri-implant MKK'de, cerrahi travma, osseoentegrasyon sürecinde kemikte oluşan stres ve implant yüzeyinin özellikleri gibi implanta bağlı faktörlere ek olarak, protetik ve biyomekanik faktörler de etkili olabilmektedir (10, 11).

İmplantın başarısını, peri-implant kemiğe fonksiyonel kuvvetler tarafından aktarılan stresin kortikal kemikle ilişkili olarak etkilediği düşünülmektedir (12, 13). K/İ'nin ise MKK'ye aktarılan stres üzerinde etkisinin olduğu saptanmıştır. Bu etkinin, implant

başarısızlığına neden olabilecek biyolojik ve teknik komplikasyonların nedeni olabileceği düşünülmektedir (26, 28).

Yüksek K/İ oranları, aksiyal olmayan kuvvetleri peri-implant kortikal kemiğe ileterek stres oluşturmakta ve MKK'ye neden olabilmektedir (16, 17).

Tüm bu verilere rağmen; literatürde K/İ'nun standart sayısal değerinin, peri-implant sağlık ve implant başarısının korunmasına yönelik olarak, hangi oranda olması gerektiği ile ilgili henüz fikir birliğine varılamamıştır. Birçok çalışmada, bu oranın yükselmesiyle birlikte daha çok MKK olduğu saptanmışken, diğerlerinde bu oran ve kemik kaybı arasında korelasyon bulunamamıştır (15, 18, 19).

Güncel çalışmalar, implant sağkalımında başarılı implant cerrahisinin tek başına yeterli olmadığını, aşırı oklüzal kuvvetleri uygun şekilde karşılayacak başarılı bir protetik tedavinin de önemli rol oynadığını göstermektedir. Diğer taraftan, son yıllarda K/İ oranının aşırı oklüzal kuvvetlerin kemiğe iletilmesinde etkisi olduğu vurgulanmaktadır. Bu düşünceden hareketle, çalışmamızda implant rehabilitasyonu uygulanan hastalarda K/İ oranı tespit edilerek bu oranın peri-implant doku sağlığı üzerinde etkisinin klinik ve radyografik olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmada aynı zamanda, hastaların demografik verileri de incelenerek, bu verilerin K/İ oranı ile bağlantılı peri-implant doku sağlığı üzerindeki etkisi incelenmesi hedeflenmiştir.

Çalışmamızda; implant rehabilitasyonu uygulanan hastalarda K/İ oranı tespit edilerek bu oranın peri-implant doku sağlığı üzerine olan etkisinin klinik ve radyografik olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Literatürde K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişkinin incelendiği birçok çalışma bulunmakla birlikte; bu çalışmada ilave olarak hastaların demografik verileri, peri-implant klinik parametreler de incelenecektir. Ayrıca, protetik faktörler (antagonist dişte bulunan restorasyon türü, implant destekli protetik restorasyonun türü, bağlantı türü, protetik komplikasyon) de saptanarak, bu verilerin K/İ oranı ile bağlantılı periimplant doku sağlığı üzerindeki etkisinin araştırılması hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

İmplant kelimesi Latince kökenli olup, içerisinde anlamındaki “in” ve ekme anlamındaki “planto” sözcüklerinin birleşiminden oluşmaktadır. Kelime anlamı, “fonksiyon elde etmek amacıyla uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisim” olarak tanımlanmıştır (20). Medikal alanda implant, kaybedilmiş bir doku veya organın fonksiyonunu tamamlamak amacıyla vücuda yerleştirilen yapay cisimler olarak tanımlanmaktadır (21, 22). Dental alanda implant ise, diş eksikliklerini gidermeye ve ağız bölgesinde kayba uğrayan estetik ve fonksiyonu yeniden kazandırmaya yönelik, çene kemiği içine, üzerine veya mukozaya yerleştirilerek dişin yerini tutması amaçlanan, alloplastik materyallerden elde edilen yapılar olarak belirtilmiştir (20, 23, 24).

Dental implantların tarihçesi antik Çin uygarlıklarına kadar takip edilebilmektedir. Elde edilen kalıntılarda, oyulmuş deniz kabukları ve/veya taşların çene kemiği içine yerleştirilerek diş taklit eden bir yapı oluşturulduğu gözlenmiştir (Resim 1). Mısırlıların 2000 yıl önce kıymetli metalleri diş formuna getirerek dişe benzer bir fonksiyonda kullanmaları da dental implantların erken dönemleri olarak belgelenmiştir (25, 26). 1931 yılında Poponoe Honduras'ta yapılan arkeolojik kazılar, bilinen en eski diş implantı örneklerinin Maya uygarlığına ait olduğunu ortaya çıkarmıştır. M.S.600 yılına dayanan bu alt çenede, eksik olan üç kesici diş yerine diş formu verilmiş deniz kabuklarının implante edildiği ve bunların etrafında kemikleşme geliştiği belirlenmiştir. Bu durum, implantasyon işleminin insan hala hayattayken gerçekleştiğini kanıtlar niteliktedir. Orta çağlarda implantasyon allogreft ve ksenogreftlerle gerçekleştirilse de, bu materyallerin kullanımı enfeksiyon ve ölüme yol açtığı gerekçesiyle fazla popüler olmadan terk edilmiştir (20, 25, 26).

Charles Allen 1687 yılında dental implantların fikir ve uygulamaları hakkında ilk yazılı çalışmayı yapmıştır. Ayrıca dental transplantasyonu gerçekleştirecek kişinin anatomi bilgisine sahip olması gerektiğini bildirmiştir (20, 27). Oral implantolojide modern tarzdaki implantlar için ilk kayıtlı çalışma 1809 yılında Maggiolo tarafından yapılmıştır. Maggiolo, 18 ayar altından yaptığı kök biçimli implantları diş çekimi sonrasında çekim soketlerine yerleştirmiştir. Bu implantların protetik olarak rehabilitasyonu için bir ay beklemiştir (28).

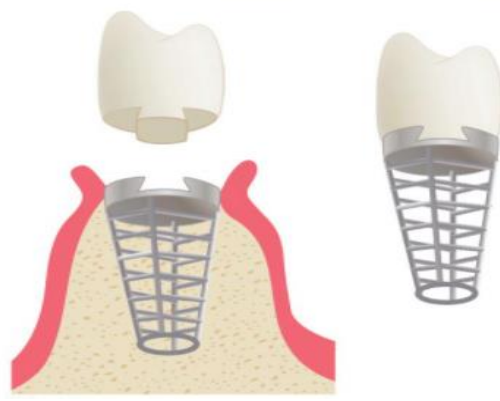


Resim 1. Alt çenede deniz kabukları ile diş benzeri yapı oluşturulması (29).

1887 yılında Harris, kurşun kaplı platin postların bağlandığı porselen dişleri kullanmıştır. 1900’lü yılların başlarında Lambotte, alüminyum, gümüş, magnezyum, altın, nikel gibi birçok metalden implant üretmiştir. Bu metallerin çoğunun vücut içinde elektrolit aksiyonu nedeniyle korozyona uğradığı sonucuna varmıştır (26).

Greenfield, 1909 yılında ilk defa diş kökü formunun dışına çıkan bir implant tasarlamıştır. Platin-iridyum alaşımdan yapılmış, örgü-kafes formu olarak tanıttığı bu implant, çene kemiğine yerleştirildikten sonra üzeri kapalı olarak osseointegrasyon süreci beklenen kafes şekilli ilk “hollow” (ortası boş) implanttır (Şekil 1). Ayrıca implant ve abutmentin iki ayrı parça olduğu ilk implant sistemi olarak da belgelenmiştir. Greenfield bu tasarımını 1913 yılında Philadelphia’da Stomatoloji Akademisinde makale olarak yayınlamıştır. Bu implantın radyolojik görüntülemesini de yaparak ilk dental implant patentini almıştır (1, 7, 10).

Strock 1938 yılında cerrahi kobalt-krom-molibden alaşımını oral implantolojiye kazandırmıştır. Sol üst kesici diş eksikliğini gidermek için dolu vida şeklinde bir implant kullanmıştır. Kök biçimli ve tek parça halinde olan bu implant, bazı hastalarda 15 yıldan fazla ağızda kalmış ve takip edilmiştir (20, 26, 31). Strock tarafından yerleştirilen bu implant, ilk başarılı kemik içi implant olarak değerlendirilmektedir. 1938 yılında Adams, içten ve dıştan yivleri olan, düz boyun kısımlı, iyileşme başlığına sahip, silindirik kemik içi implantı geliştirmiştir (32). 1946 yılında Strock ilk iki parçalı, titanyum, vidalı implantı tasarlamıştır (26).



Şekil 1. Greenfield'in kafes şekilli ortası boş implant tasarımı (29).

1940'lı yıllarda Dahl, implantı kemik içi yerine kemiğin üzerine yerleştirme fikriyle ilk subperiostal implantı geliştirmiştir (1, 13). Aynı yıllarda titanyum ve kemik arasındaki osseointegrasyona yönelik ilk bilgiler Bothe ve ark. tarafından bildirilmiştir (14). Formiggini 1947 yılında içi boş vida şeklinde bir implant tasarlamıştır. Böylece implantın kıvrımları arasında da kemik teması oluşturarak implantın sabit kalmasını sağlamayı hedeflemiştir. Sollier ve Chercheve 1953 yılında transosseöz implantı geliştirmişler. Bu tasarımda, kemik içi implantın vertikal yönde boyu uzatılarak, alt çenedeki kemiği delmesi ve apikalden çıkan uçların vidalarla sabitlenmesi fikrinden yola çıkılmıştır (1, 12).

1968 yılına kadar implantolojide yalnızca iki boyut değerlendirilmekteydi: alveolar kemiğin derinlik boyutu (vida şeklinde implantlar) ve yüzey boyutu (subperiosteal implantlar). Linkow, bu boyutlar ile genişlik boyutunu birlikte değerlendirerek blade implantları tasarlamıştır (1, 12).

Osseointegrasyon prensibine dayanan ve insanlar üzerinde uygulanan ilk titanyum implantlar Brånemark tarafından 1965 yılında İsveç Göteborg Üniversitesi'nde uygulanmaya başlanmıştır (35). Bu çalışmalar sırasında iki aşamalı implant uygulamasıyla osseointegrasyon kavramı tarif edilmiştir. Daha önce Linkow tarafından öne sürülen, kemik ve implant yüzeyi arasında periodontal ligamente benzer fibröz bir yapının varlığı fikrinden farklı bir sonuç elde edilmiştir. Brånemark ve ark., titanyum ve kemik arasında çok sıkı bir temasın oluşumunu başarı kriteri olarak tanımlamışlardır (20, 36).

1977 yılında Brånemark, dişsiz çenelere yerleştirilen implantların 10 yıllık takibini içeren bir klinik çalışma yayınlamıştır. Daha sonra 1981 yılında Adell ve ark. uyguladıkları implantların 15 yıllık takibini yayınlamışlardır. Bu çalışmalar, modern implantolojinin başlangıcını oluşturarak oral implantolojinin yaygınlaşmasını sağlamışlardır (37).

Günümüzde ve gelecekte, implant tasarımlarının maksimum verim için geliştirilmesi, implant yüzeylerinin çeşitli materyallerle modifiye edilmesi ve nanoteknolojik gelişmeler doğrultusunda daha iyi implantların üretilmesi hedeflenmektedir (38).

2.2. Dental İmplant Çeşitleri

Dental implantlar, alveolar kemikle ilişkilerine göre: subperiostal, transosseoz ve endosseoz olarak üç grupta incelenmektedir.

2.2.1. Subperiostal İmplantlar

Dahl, atrofik çenelerde protezden kaynaklanan stresin dayanak kemik üzerine mümkün olan en geniş alana yayılmasını sağlamak amacıyla subperiostal implantları tasarlamıştır. Kemiğin üzerine ve periostun altına yerleştirilen bu implantlar, hastaya özel tasarlanan kafes şeklinde yapılardır. Bu tip implantların özellikle döküm işleminde büyük hassasiyete ihtiyaç vardır (39–41).

Subperiostal implantlar, üzerinde bulundukları kemikten ve periostla olan fibromukozal bağlantılarından stabilizasyon sağlar ve osseointegre olmazlar. Subperiostal implantların her iki çeneye uygulanma endikasyonu bulunmaktadır. Bununla birlikte, üst çeneye yapılan konvansiyonel protezlerin tutuculuğunun mandibulaya göre daha fazla olması nedeniyle, bu implantlar maksillada pek tercih edilmemiştir (40, 42, 43).

Subperiostal implantlar, artmış enfeksiyon riski, genelde osseointegrasyonun oluşmaması, implant yüzeyinin açığa çıkması gibi yüksek komplikasyon olasılıkları nedeniyle günümüzde tercih edilmemektedir (33, 44).

2.2.2. Transosseoz İmplantlar

Bu implantlar, aşırı rezorbe kretler için ilk olarak Bosker tarafından uygulanmıştır. Transosseoz implantlar, mandibula simfiz bölgesinin alt kenarından başlayarak posterior bölgeye doğru ilerleyip kret tepesinde son bulmaktadır. Ağız ortamına açılan pin veya

postları destekleyen vidalar sayesinde, mandibulanın altında metal plakalar ile sabitlenmektedir. Transosseoz implantlar, stabilitelerini osseointegrasyon ile sağlamaktadır (41, 44).

Bu sistem, implantlara gelen yükü azaltmak ve mukozada oluşturulan perforasyonları küçültmek amacıyla tasarlanmıştır. Transosseoz implantlar yalnızca mandibulada uygulanabilmektedir. Bu implantlar, implant sistemleri arasında en travmatik uygulamaya sahiptir. Cerrahi uygulamanın zorluğu, komplikasyon olasılığının yüksek olması, genel anestezi altında yapılmasının önerilmesi, travmatik bir uygulama olması gibi dezavantajları mevcuttur. Literatürde gingival hiperplazi, mandibular fraktür, enfeksiyon ve parestezi riski, protezi tutan postlar etrafında artmış kemik rezorpsiyonu gibi komplikasyonlar belirtilmiştir (40, 44–46).

2.2.3. Endosseoz İmplantlar

Endosseoz (kemik içi) implantlar, alveolar kemiğin içine cerrahi olarak hazırlanan yuvalara yerleştirilen, kemik içinde yalnızca kortikal tabakayı delen, alloplastik materyallerdir. Bu tip implantlar, üzerlerine yerleştirilecek hareketli ve sabit prottezler için gerekli retansiyonu sağlamayı amaçlamaktadır. Kemik içerisine direkt olarak uygulanan bu implantlar stabilitesini osseointegrasyonla sağlamaktadır ve her iki çeneye de uygulanabilmektedir (26, 40, 41).

Endosseoz implantlar, ‘blade’ ve ‘kök’ formu olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır. Blade implantlarda, alveolar kretin genişlik boyutundan da faydalanılmaktadır. Bıçak şeklindeki bu implantlar ince ve düzdür. Protezin yerleşeceği yüzeylerinde post benzeri bir çıkıntısı mevcuttur. Blade implantlar, 3mm’ye kadar dar kemiklere yerleştirilebilmektedir. Bununla birlikte, artmış enfeksiyon ve yüksek komplikasyon riski nedeniyle, kök formu implant tasarımının geliştirilmesinden sonra kullanım sıklığı azalmıştır (41, 47–49).

2.3. Dental İmplantların Makro Yapı Özellikleri

Dental implantların makro yapısal özellikleri üç ana başlıkta incelenmektedir.

1. İmplant Gövdesi
2. Yiv Tasarımı
3. Boyun Tasarımı

Makroskopik tasarımlar, erken ve ileri protetik yükleme dönemlerinde önem taşımaktadır (50).

2.3.1 İmplant Gövdesi

İmplant gövdesi, implantın kemik içinde bulunan parçası olarak tanımlanmaktadır. İmplantın üzerine gelen kuvvetlerin kemiğe iletilmesini ve implantın kemiğe tutunmasını sağlamaktadır (51).

Dental implantlar, alveolar kemikteki yerleşim yerlerine göre subperiostal, transosseoz ve endosseoz olarak üç grupta incelenmektedir. Endosseoz implantlar günümüzde en yaygın olarak kullanılan implantlardır. Bu implantlar, kemik içinde kalan gövdenin geometrik şekline göre blade (bıçak) ve kök tipi olarak sınıflandırılmışlardır. Kök tipi endosseoz implantlar ise içi boş silindir, silindir ve vida tipi olmak üzere üçe ayrılmaktadır. Vida tipi, bunların arasında en çok tercih edilen formdur (26).

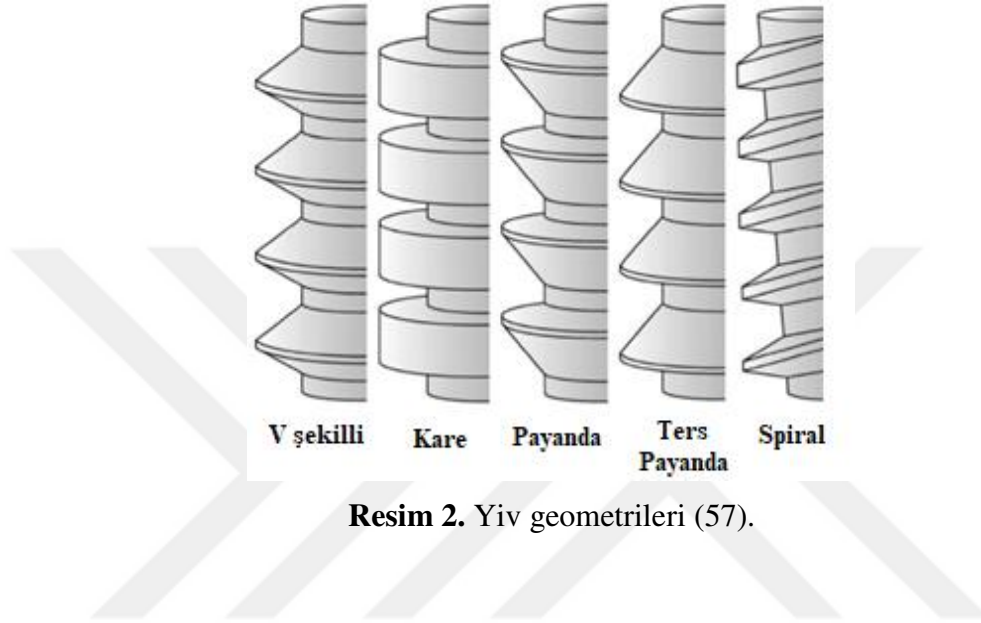
- **Silindir implantlar:** İmplant yüzeyinde bulunan kaplama veya yüzey özellikleri sayesinde mikro retansiyon sağlarlar. Bu implantlar kemik içinde hazırlanan yuvaya itilerek yerleştirilirler (26).
- **Vida tipi implantlar:** Üzerlerindeki yivler sayesinde makro retansiyon sağlarlar ve kemikte hazırlanan yuvaya vidalanarak yerleştirilirler. İmplant gövdesi boyunca yer alan yivler, implant ile kemiğin temas alanını arttırarak primer stabilizasyonu artırır. Yivler, implantın yüzey alanını genişleterek ara yüzeylerde stres dağılımını sağlar. Yiv tasarımındaki farklılıklar, kuvvet dağılımını etkilemektedir (26, 52).

2.3.2 Yiv Tasarımı

Dental implant üzerindeki yivler, implant ile kemik arasında mekanik bir bağlantı oluşturmaktadır. Ayrıca, implantın yüzey alanını arttırarak osseointegrasyona yardımcı olmaktadır (51). Dental implantlarda çeşitli yiv tipleri mevcut olup V-tipi yivler, kare yivler ve buttress (destekli) yivler en sık tercih edilen yiv geometrilerini oluşturmaktadır (Resim 2) (50, 53).

Yiv tasarımında implantın fonksiyonel yüzey alanını etkileyen diğer faktörler: yiv adımı, yiv derinliği ve yiv sayısı olarak bildirilmiştir. Yiv derinliği, yivlerin en geniş ve en dar çapları arasındaki fark olarak tanımlanmaktadır. Yiv adımı ise ardışık iki yiv arasındaki

mesafe olarak belirtilmiştir. İki yiv arasındaki mesafe azaltılarak implant gövdesi üzerinde yer alan yiv sayısının artırılması, osseointegrasyonun başarısı üzerinde doğrudan etkili olmaktadır (54, 55). Yiv derinliğinde artış sağlanmasıyla implantın kemikle temas eden fonksiyonel yüzey alanı artırılmaktadır. Artan yüzey alanının, yüksek oklüzal yüklere maruz kalan alanlarda mekanik tutuculuk açısından avantaj sağlayabileceği belirtilmiştir (56)



Resim 2. Yiv geometrileri (57).

2.3.3 Boyun Tasarımı

İmplantın boyun bölgesi, protetik parçalarla implant gövdesinin bağlandığı kısım olarak tanımlanmaktadır (58). Alveolar kemik ve implant gövdesi arasında bir geçiş hattını temsil eden boyun bölgesi, krest modülü olarak da adlandırılmaktadır. Dental implantın boynu, oral kaviteyle temasta olan ve yumuşak doku geçişine imkan tanıyan bir bölgedir. Fonksiyon sırasında oluşan stresler, en yoğun olarak implant boynu çevresindeki krestal kemikte gözlemlenmektedir (29, 59–62). İmplant boyun tasarımı, primer stabilizasyonda, biyolojik aralığın genişliğinde, yükleme koşullarının değerlendirilmesinde ve protetik tedavi üzerinde etkilidir. Bu nedenle uzun dönemde implant sağ kalım ve başarı oranları üzerinde önemli bir oynamaktadır (63). İmplantların boyun tasarımları çap, form, yüzey özellikleri, mikro yiv ve mikro oluk varlığı olmak üzere dört ana grupta değerlendirilmektedir (64).

2006 yılında Lazzara ve Porter, implantın boyun bölgesinden daha dar çaplı bir abutment kullanarak ‘platform switch’ konseptini geliştirmişlerdir. Bu tasarımda, implant-abutment bağlantı noktası horizontal yönde implant boynunun dış sınırlarından

uzaklaştırılarak, merkezi eksene yaklaştırılmaktadır. Bu sayede implant-abutment ara yüzü üzerine gelen kuvvetler, servikal kemik-implant bağlantısının bulunduğu yüzeyden uzaklaştırılarak biyomekanik bir avantaj sağlanmaktadır. Böylece, implant- abutment bağlantısı etrafındaki enflamatuvar hücrelerin apikale göçü engellenmektedir. Ayrıca, implant-abutment bağlantısı ile oluşan basamağın horizontal genişliği biyolojik atışmanın yerleşimine olanak sağlamaktadır. Bu sayede yeterli biyolojik genişlik sağlanmaktadır. Platform switch'in bu özellikleri sayesinde peri-implant MKK'de azalma gözlemlendiği belirtilmiştir. Böylelikle implantların sağ kalım ve başarı oranları artmıştır (44, 65–68).

2.4. Dental İmplantların Mikro Yapı Özellikleri

Dental implantların mikro yapı özellikleri iki ana başlıkta incelenmektedir.

1. İmplant materyalleri
2. İmplantların yüzey özellikleri

2.4.1. Dental İmplantların Materyal Özellikleri

Dental implant materyalleri temel olarak iki ana başlık altında toplanabilir (69):

Kimyasal yapılarına göre:

1. Metaller
2. Seramikler
3. Polimerler

Biyolojik yanıt ve doku ile olan ilişkisine göre:

1. Biyotolere: Doku tarafından reddedilmezler. Bununla birlikte, implantasyon sonrası etraflarında kapsül benzeri bir fibröz doku oluşumu gözlenir.
2. Biyoinert: Materyal yüzeyinde kemik apozisyonu olur ve temas osteogenezi görülür. Osteokondüktif özelliktedirler.
3. Biyoaktif: Materyal yüzeyinde yeni kemik oluşumu gözlenir. Çevre dokularla iyon alışverişi yaparlar ve osteoindüktif materyallerdir.

İmplant üretiminin tarihsel gelişimi boyunca karbon, pirolitik karbon, polimerler, vitroz karbon, altın, seramik, paslanmaz çelik, krom, kobalt gibi birçok materyal implant üretiminde kullanılmıştır (70–72). Bu materyallerden altın, platin, tantalum ve bunların alaşımları inert olmadıkları ve çok pahalı oldukları için günümüzde kullanılmamaktadır

(73). Paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımları ise çok dayanıklı olmalarına rağmen en sık çatlak ve nokta korozyonu görülen metal alaşımları olmaları nedeniyle günümüzde tercih edilmemektedir (74, 75). Paslanmaz çelik, içeriğindeki nikelin alerjik yapısı ve korozyona dayanıksızlığı nedeniyle nikel alerjisi olan bireylerde kullanımı imkansızlaştırmaktadır. Ayrıca ağız içinde kullanılan diğer materyallerle galvanik akım oluşturmaları da dezavantajları arasındadır. Günümüzde, titanyum ve alaşımları implant üretiminde en sık tercih edilen materyaldir (69, 76, 77).

2.4.1.1. Titanyum ve Alaşımları

Titanyum 1791 yılında İngiltere’de William Gregor tarafından keşfedilmiştir. Periyodik tablonun 4. grubunda ve 4. periyodunda yer alan bir geçiş elementidir ve dünya üzerinde alüminyum, demir ve magnezyumdan sonra en yüksek rezerve sahiptir (70, 78).

Titanyumun element formundaki erime noktası 1668°C’dir. Düşük yoğunluğa sahip olması sayesinde hafiftir ve fiziksel dayanıklılık özellikleri çok yüksektir. Yüksek yorulma dayanımına, çatlak yayılımına karşı direnç, kırılma tokluğuna, korozyon direncine ve yüksek biyouyumluluğa sahip bir materyaldir. Reaktif bir metaldir ve doğada saf halde bulunmaktadır. Dayanıklılık/ağırlık oranının en fazla olan doğal metal titanyumdur (70, 79, 80).

Fiziksel dayanımlarının yanında, titanyum yüzeyinde havayla temas eder etmez çok hızlı bir şekilde 2–10 µm kalınlığa ulaşan bir oksit film tabakası gelişmektedir. Bu tabaka, titanyumun biyouyumluluğunu ve korozyon direncini sağlamaktadır (60–62).

Amerikan Test ve Materyal Kurumu (ASTM), dental implant materyali olarak kullanılabilecek 6 tip titanyum olduğunu belirtmiştir. Saf titanyum (Cp-Ti) karbon, nitrojen, oksijen ve demir içeriğinin oranına göre 4 farklı saflık derecesine ayrılmaktadır. Bunların dışında 2 tür titanyum alaşımı bulunmaktadır (78).

İlk titanyum alaşımları 1940 yılının sonlarında geliştirilmiştir. Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-4V(ELI) (extra low interstitial) en yaygın kullanılan titanyum alaşımlarıdır (84). Ti-6Al-4V’nin mekanik özellikleri incelendiğinde direnci, akma mukavemeti ve yorulma özellikleri saf titanyuma göre daha yüksektir. Bu alaşımda, titanyuma alüminyum eklenerek titanyumun dayanıklılığı artırılmakta ve yoğunluğu azaltılmaktadır. Vanadyum eklenerek ise alüminyum kalıntıları ortadan kaldırılarak korozyon engellenmektedir (74, 77, 81, 85–87).

Ti-6Al-4V titanyum alaşımının yapısında bulunan vanadyum, saf titanyuma göre korozivliği ve toksisiteyi arttırmaktadır ve daha fazla iyon salınımına neden olmaktadır (86, 88). Bu alaşımda bulunan vanadyumun toksik etkileri olabileceği ve ortopedik implantların içeriğinde kullanımı sonucunda uzun sürede Alzheimer, periferel nöropati gibi bazı sağlık problemlerine neden olabileceği bildirilmiştir (89, 90). Bu nedenle Ti-6Al-7Nb, Ti-5Al-2,5Fe gibi vanadyum içermeyen titanyum alaşımları geliştirilmiştir (62, 71).

2.4.1.2. Seramikler ve Zirkonyum Oksit

Seramikler, düşük gerilme direnci ve yüksek elastik modülüne sahip kırılgan materyallerdir. Minimum renk, ısı ve elektrik iletimleri mevcut olup inert olmaları, yüksek biyoyumluluk ve osseointegrasyon kapasiteleri sayesinde dental implant materyali olarak kullanılmaya uygundur (92–95). Seramikler, implant gövdesinin tamamında kullanılabileceği gibi titanyum yüzey kaplama materyali olarak da kullanılabilmektedir (76, 96, 97).

İmplantolojide kullanılan başlıca seramikler: alüminyum oksit, titanyum oksit, kalsiyum fosfat ve zirkonyum oksittir. Günümüzde implant materyallerinde ek sık tercih edilen seramik materyal zirkonyum oksittir (98).

Zirkonyum oksitten elde edilen seramikler ısı değişikliklerine, korozyona ve aşınmaya karşı dirençli olup yüksek kırılma direnci ve düşük elastik modülüne sahiptirler (98). Biyoyumluluğu yüksek olan bu materyaller, kemik üzerinde alerjik reaksiyona sebep olmadığı için metal alerjisi bulunan hastalara uygulanabilmektedir (84, 99). Zirkonyum implantlar diş eti kenarında metal yansıması oluşturmazlar ve titanyum ile kıyaslandığında plak retansiyonunun daha düşük olduğu belirtilmektedir (84).

2.4.1.3. Polimerler

Hodosh 1969 yılında polimerlerin biyolojik olarak tolere edilebildiğini belirtmiştir. Daha sonra dental implant materyali olarak metil metakrilatı kullanılmıştır. Bunu takip eden yıllarda polietilen, politetrafloroetilen, poliüretan, polimetil metakrilat gibi polimerler esneme özelliklerinin periodontal ligamente benzer özellikler göstermesi üzerine implant materyali olarak kullanılmıştır (69, 100).

Polimerler yüksek molekül ağırlıklı, canlı dokularla adezyonu zayıf, immünolojik reaksiyonlara sebep olabilen, fibröz bağ doku bağlantısı gösteren, zayıf mekanik özelliklere sahip materyallerdir (69, 100, 101).

2.4.2. Dental İmplantların Yüzey Özellikleri

İmplant yüzey özelliklerinin, osseointegrasyon başarısını sağlamakta kritik bir faktör olduğu bilinmektedir (102). İmplantın yüzey morfolojisi, kimyası, elektriksel yükü ve ıslanabilirliği en önemli yüzey özellikleridir. Bu özellikler, doku ve biyomateryal arasında gerçekleşen protein adsorpsiyonu, hücre-yüzey iletişimi ve hücre-doku gelişiminden sorumludur (103).

Titanyum, yüksek oranda biyouyumlu bir materyal olmasına rağmen tek başına kemik apozisyonunu uyaramamaktadır. Sert ve yumuşak dokularda erken dönemlerde de hücre adezyonu ve doku bütünlüğünün oluşması için titanyum üzerinde birtakım yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Bu işlemlerle aynı zamanda tedavi süresinin kısaltılması hedeflenmektedir (104, 105).

Yüzey modifikasyon yöntemleri ile oluşturulan yüzey pürüzlülüğünün, osteoblastların yüzeye tutunmasında ve böylece osseointegrasyon süresini etkileyerek iyileşme sürecinde doğrudan rol oynadığı düşünülmektedir (106). Yüzey pürüzlülüğü artırılarak implant ile etrafındaki kemik arasındaki temas yüzeyi artırılmaktadır. Fakat aşırı pürüzlendirme sonucunda implant ve kemik arasında mekanik bağlantı oluşmasına rağmen iyonik sızıntı nedeniyle peri-implantitis riskinin artabileceği gözlemlenmiştir (107, 108).

Bagno ve ve Di Bello yüzey pürüzlendirme yöntemlerini 3 ana gruba ayırmışlardır (109):

1. Mekanik (Fiziksel) yöntemler
2. Kimyasal yöntemler
3. Biyokimyasal yöntemler

2.4.2.1. Mekanik (Fiziksel) Yöntemler

Mekanik yöntemler, yüzey özelliklerini değiştirmek amacıyla uygulanan fiziksel kuvvetleri içerir. Tornalama, işleme, zımparalama ve parlatma işlemleri, titanyum plazma sprey ile pürüzlendirme, kesme ve kumlama mekanik modifikasyon teknikleridir (109, 110).

Mekanik yöntemlerde temel amaç, yüzey alanını artırmak ve bu sayede yüzeyi biyomineralizasyon için daha elverişli hale getirmektir (91).

Tornalama işleminde, implant yüzeyinde kesici bir alet yardımıyla aşındırma yapılarak plastik deformasyon oluşturulmaktadır. Zımparalama işleminde kaba partiküllü aşındırıcılar, parlatma işleminde ise daha ince partiküllü aşındırıcılar kullanılarak yüzeyden madde kaldırılmaktadır (91).

Titanyum plazma sprey ile pürüzlendirme (TPS) işleminde, titanyum partikülleri yüksek ısı ve hızla implant yüzeyine püskürtülmektedir. Böylece yaklaşık 30 µm kalınlığında bir film tabakası oluşarak implantın yüzey alanı 6-10 kat arttırılmaktadır (92).

Kumlama işlemi, aşındırıcı partiküllerin basınçlı hava veya sıvı ile yüksek hızda implant yüzeyine püskürtülmesidir. Bu yöntemle implant yüzeyinin pürüzlülüğü artırılabilceği gibi yüzey reaktivitesini artırmak da mümkündür (109, 112, 113). Kumlama için kullanılacak aşındırıcı partiküllerin biyouyumlu, stabil ve osseointegrasyonu engellemeyecek özellikte olması gerekmektedir. Bu yöntem için en sık kullanılan partiküller başta alüminyum oksit (Al_2O_3) olmak üzere titanyum oksit (TiO_2) ve trikalsiyumfosfat (TKP)'tır. Partikül boyutu, kumlama süresi, püskürtülme mesafesi ve basıncı yüzeyde oluşacak pürüzlülüğü doğrudan etkileyen faktörlerdir (49, 89, 93).

2.4.2.2. Kimyasal Yöntemler

Kimyasal yöntemler, implant yüzeyindeki titanyum ile kimyasal çözelti arasındaki kimyasal reaksiyonlarla elde edilmektedir. Bu yöntemde amaç, titanyum yüzeyinin modifiye edilerek yüzey pürüzlülüğünü değiştirmek, biyouyumluluğu geliştirmek, oksit kalıntılarını uzaklaştırmak, biyoaktiviteyi geliştirmek ve ıslanabilirliği artırmaktır (109, 114).

Kimyasal modifikasyonlar arasında çözücü ile temizleme, asitle dağlayarak (asit-etched) pürüzlendirme, kumlama ve asitle pürüzlendirme (sandblasted, large-grit, acid-etched-SLA), kimyasal modifiye edilmiş kumlanmış ve asitlenmiş hidrofilik yüzey (modSLA), anodizasyon bulunmaktadır.

Asitle pürüzlendirme (Acid-Etched) yönteminde: hidroklorik asit (HCL), sülfirik asit (H_2SO_4), hidroflorik asit (HF), nitrik asit (HNO_3), hidroflorik asit (HF) gibi güçlü asitler ve bunların karışımları kullanılarak implant yüzeyinde 0.5-2 µm çapında mikro çukurcuklar oluşturulmaktadır. Asitle pürüzlendirme işleminin pürüzlülüğü artırarak osseointegrasyonu

yüksek oranda artırdığı belirtilmiştir (115–117). Asitle pürüzlendirme işleminde kullanılan asit solüsyonunun konsantrasyonu, cinsi, ısısı, işlem süresi yüzeyde oluşacak pürüzlülüğün derecesini etkilemektedir (69, 118).

Kumlama ve Asitle Pürüzlendirme (Sandblasted, Large-grit, AcidEtched-SLA) yönteminde, kumlama ve asitleme teknikleri birlikte kullanılmaktadır. İmplant yüzeyine öncelikle büyük boyutlu partiküller püskürtülerek (Large grit blasting process) yüzeyde makro pürüzlü bir alan oluşturulmaktadır. Elde edilen makro pürüzlü ve düzensiz yüzeye asit solüsyonu uygulanarak 2-4 µm ebatlarında çukurlar elde edilmektedir. Böylece implant üzerinde mikro pürüzlü bir yüzey oluşturulmaktadır. SLA yüzeyler kaplama bir yüzey yapısına sahip değildir, bu yönüyle TPS yüzeylerden ayrılmaktadır. Kaplama bir yüzey olmaması sonucunda mekanik dayanıklılıkları daha yüksektir. Yapılan çalışmalar sonucunda SLA yüzeylerde; TPS, sadece asitleme ve sadece kumlama yöntemlerine göre daha fazla osteoblast aktivitesi, kemik-implant entegrasyonu ve biyomekanik olarak daha yüksek çıkarma torku direnci bulunduğu gösterilmiştir (119–122).

SLA yüzeylere hidrofilik özellik kazandırılarak SLActive implantlar üretilmiştir. Bu implantlar ağız içine yerleştirilene kadar salin solüsyonunda bekletilmektedir. Hidrofilik yapı sayesinde kan, implant yüzeyindeki mikro gözeneklere doğru çekilmektedir. SLActive implantların ossointegrasyonun erken döneminde enflamasyonu baskıladığı, mineralizasyon ve hücre farklılaşmasını hızlandırarak iyileşmeye yardımcı olduğu bildirilmiştir (122–125).

2.4.2.3. Biyokimyasal Yöntemler

Bu yöntemde proteinler, peptitler veya büyüme faktörleri kullanılarak hücre ve doku yanıtı uyarılmaktadır. Flor ile kaplama, hidroksiapatit (HA) ile kaplama, kalsiyum fosfat ile kaplama biyokimyasal yöntemler arasında sıralanabilir (126, 127).

Titanyum, flor iyonlarına karşı çok reaktiftir ve etkileşimleri sonucunda çözünebilen titanyumtetraflorit (TiF₄) molekülü oluşur. Titanyum, flor ile modifiye edildiğinde implant yüzeyinde hem pürüzlülük sağlanmış olur hem de osseointegrasyonun hızlanması sağlanır. Hücresel düzeyde, flor iyonları kemik rejenerasyonunu artırır (128–131). Yapılan çalışmalarda, florun osteoblast çoğalma ve farklılaşma hızını artırdığı ve kalsifikasyonu sağlayan büyüme faktörlerinin sayısını artırdığı belirtilmektedir (132, 133).

Dental implant yüzeyinin kalsiyum fosfat ile kaplanması başka bir biyokimyasal yöntemdir. Kalsiyum fosfat, kemik yapısına benzerlik göstermektedir, bu sayede kemik yapımı için iskelet fonksiyonu görmektedir. Kalsiyum fosfat ayrıca implant yüzeyinde hidroksiapatit oluşturma kabiliyeti sahiptir (129, 134). HA, bir kalsiyum fosfat bileşenidir ve kemik mineral matriksinin ana yapı taşıdır. HA, biyouyumluluğu yüksek ve osteokondüktif özelliklere sahiptir. Bu özelliklerden yararlanılarak kemiklerde primer stabilite artışı sağlayacağı düşünülmüş ve HA yüzey kaplaması olarak kullanılmıştır. Bu kaplama işlemi için genellikle plazma spreyleme yöntemi kullanılmaktadır (129, 134, 135).

2.5. Osseointegrasyon

Osseointegrasyonun tanımı ilk olarak Brånemark tarafından 1969 yılında yapılmıştır. Brånemark ve ark. osseointegrasyonu canlı kemik ile titanyum arasında, ışık mikroskobu ile gözlenen, arada fibröz bir doku oluşmadan kurulan direkt bağlı olarak tanımlamışlardır. Brånemark'a göre osseointegrasyon biyolojik bir durumdur ve implant başarısı için varlığı şarttır (136–139). Literatürde Brånemark'ın osseointegrasyon tanımından önce çeşitli farklı tanımlamalar mevcuttur.

1954 yılında Collins, implante edilen bir cismin kemikle bütünleşmesinin mümkün olmadığını belirtmiştir. 1970 yılında Southam ve ark., kemik içine implante edilen metalik bir objenin etrafında daima fibröz bir doku oluşacağını ifade etmiştir. Bunu takip eden yıllarda Jacobs, Muster, Champy gibi bazı yazarlar, implant ve kemik arasında direkt bağlantının ancak implant materyalinin seramik ve türevleri olduğu durumlarda gerçekleşebileceğini savunmuşlardır. Jacobs, direkt kemik-implant bağlantısının ancak kemiğin metalle doğrudan temasının olmadığı durumlarda gerçekleşebileceğini belirtmiştir. Bu durumda yalnızca kaplanmış metal veya seramik implantlarda direkt bağlantı olabileceğini savunmuştur (140).

Takip eden yıllarda paslanmaz çelik (Linder & Lundskog 1975), vitallum (Klawitter & Weinstein 1974, Linder & Lundskog 1975, Weiss 1977), tantal (Grundschober et al. 1980) ve titanyum (Brånemark ve ark. 1969, 1977, Linder & Lundskog 1975, Karagianes ve ark. 1976, Schroeder ve ark. 1976, Juillerat & Kuffer 1977) gibi metallerle de osseointegrasyonun gerçekleşebileceği savunulmuştur. Titanyumun üzeri vakumlu ortamlarda bulunmadığı zaman bir oksit tabakasıyla kaplanmaktadır. Böylece kemik ile

implant yüzeyi arasında oluşan oksit tabakası, metalin kemik yüzeyine doğrudan temas etmesini engellemektedir (140).

1986 yılında AAID (American Academy of Implant Dentistry) osseointegrasyon kavramını; *“İmplant ve kemik arasında ara yüzeyde başka bir doku olmaksızın kurulan ve kuvvet iletiminin ideal bir şekilde implanttan kemiğe aktarımını sağlayan bağlantı”* olarak tanımlamıştır (141).

1987’de Meffert ve ark. bu kavramı, osseointegrasyon ve biyointegrasyon olarak ikiye ayırmıştır. Bu iki kavramlardan biyointegrasyonda elektron mikroskobu seviyesinde doğrudan bağlantı gözlenirken, osseointegrasyonda bu bağlantı ışık mikroskobu seviyesinde gözlenmektedir (139).

George Zarb 1990’ların başında osseointegrasyon kavramını “fonksiyonel yükleme esnasında alloplastik materyallerin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun sağlandığı ve korunduğu süreç” olarak yeniden tanımlamıştır (141).

Albrektsson ve ark, osseointegrasyonun başarısını etkileyen faktörleri şu şekilde tanımlamıştır (44):

- İmplant materyalinin özellikleri
- Uygun iyileşme süreci
- İmplant makro ve mikro yüzey özellikleri
- Cerrahi teknik
- İmplant yerleştirilen bölgedeki kemiğin kalite ve kantitesi
- Yükleme süreci ve protetik tasarım

2.5.1. Osseointegrasyon Süreci

İmplant yerleştirildikten sonra başlayan osseointegrasyon süreci, kemik kırığının iyileşmesi ile benzer özellikler taşımaktadır. Kemik iyileşmesi, bölgede mevcut olan kemik matriksinde oluşan herhangi bir lezyon ile aktive olur. Bu aktivasyon osseointegrasyon sürecinde, implant için gerekli yuvanın hazırlanması esnasındaki frezleme işlemi ile gerçekleşir. Böylece kemik iyileşme süreci başlar (142) .

Kemik matriksi, ekstraselüler sıvı ile temasa geçince çeşitli protein molekülleri ve büyüme faktörleri ortaya çıkar. Bu sayede kemik tamiri aktive edilir. Kemotaksis yolu ile

kemik iliğinden köken alan osteoprogenitör hücreler lezyon bölgesine göç ederek osteoblastlara farklılaşır. Bu osteoblastlar defekt duvarlarında, kırık uçlarında ve implant yüzeyinde yeni kemik oluşumunu başlatır. Bu aşamada osteoklastlar nadiren gözlenir ve aktivasyon sürecinde rol oynamazlar (142).

Osteotomi sonrasında kemik iyileşmesi: hemostaz, inflamatuvar, proliferatif ve remodelasyon aşamalarından oluşmaktadır (143).

2.5.1.1. Hemostaz

İmplant cerrahisi sırasında gerçekleşen frezleme ve bunu takip eden implantın yerleştirilmesi işlemlerinin kemikte oluşturduğu travma sonucunda hemostaz aşaması (eksüdatif faz) başlamaktadır. Bu aşama, cerrahiyi takip eden dakikalardan saatlere kadar sürmektedir. Kemikte oluşan travma sonucunda kemik matriksinde depolanan matriks proteinleri ve büyüme faktörleri aktive olmaktadır. Bundan kısa bir süre sonra iyonlar ve proteinler (albümin, fibrinojen ve fibronektin) implant yüzeyi ile temasa geçmektedir. Daha sonra bölgedeki trombositler kanamanın durmasını sağlamaktadır (143).

Erken dönemde en etkili hücreler olan trombositlerin aktivasyonu ile beraber hücre proliferasyonu ve migrasyonu tetiklenmektedir. Yara iyileşme sürecinde önemli rol oynayan trombositler agregre olarak hasar gören damarlarda tıkaç oluşturmaktadır. Trombositlerden salgılanan trombosit kaynaklı büyüme faktörü (PDGF) ve transforme edici büyüme faktör beta (TGF- β), fibrin lifleri birleştirerek ağ formasyonu ve geçici bir matriks oluşturmaktadır. Trombosit kaynaklı serotonin, histamin gibi vazoaktif moleküller sayesinde hemostaz aşaması desteklenmektedir ve böylece vakontsrüksiyon oluşmaktadır (143, 144).

2.5.1.2. İnflamatuvar Faz

İnflamatuvar aşama, cerrahiden ortalama 10 dakika sonra başlayarak cerrahiyi takip eden ilk birkaç güne kadar devam etmektedir. Bu aşama trombositlerin degranüle olmasıyla başlamaktadır. Degranüle olan trombositlerden salgılanan histamin kan akışını artırarak hiperemi oluşturmaktadır. Böylece hemostaz aşamasında gözlenen vazokonstriksiyon, vazodilatasyona dönüşmektedir ve klinik olarak yara etrafındaki deride ödem ve kızarıklık olarak gözlenmektedir (143).

Trombositlerden salgılanan bradikinin, damar geçirgenliği artırmaktadır. Artan damar geçirgenliğe bağlı olarak damar dışına çıkan polimorfnükleer lökositler (PMNL) yara

bölgesine hareket etmektedir ve kollajenaz, elastaz gibi enzimler ve reaktif oksijen radikalleri ile mikroorganizmaları fagosite etmektedir. PMNL'lerin akut yara iyileşmesinde ömürleri görece kısadır bu nedenle kemotaktik ajanlar salgılayarak bölgeye makrofajların gelmesini sağlamaktadır. Böylece makrofajlar da fagositoya dahil olmaktadır. Fagositoz ile bölgede bulunan mikroorganizmalar, doku ve kemik artıklarını temizlemektedir (143).

2.5.1.3. Proliferatif Faz

Proliferatif faz, yeni hücre dışı matriks formasyonu ve anjiogenez oluşumu ile başlamaktadır. Bu yeni oluşan dokuya granülasyon adı verilmektedir ve bu aşama cerrahiye takip eden birkaç günden birkaç haftaya kadar uzanmaktadır (143).

Makrofajlar çevredeki sağlıklı dokuda bulunan fibroblastların kan tıkanmasına gelmesini sağlamaktadır. Fibroblastların salgıladığı vasküler endotelial büyüme faktörü (VEGF), anjiyogenezi sağlayacak perivasküler hücreleri uyarmaktadır. Anjiyogenez sayesinde bölgenin oksijenlenmesi sağlanmaktadır ve böylece kemikte iyileşme başlamaktadır. Aktive olmuş osteoklastlar, iyileşmenin 7.gününde hasar görmüş kemik yüzeyini rezorbe etmektedir. Bu aşamada implantın primer stabilitesinde azalma görülmektedir. Bunu takip eden aşamada osteoblastlar pıhtı aracılığıyla implant yüzeyine tutunmaktadır (143).

Cerrahi sonrası 1.haftada implant çevresinde yeni kemik oluşumu başlamaktadır. İmplant çevresindeki primer kemik kontaktları, yeni oluşmaya başlayan sekonder kemik kontaktları ile desteklenmektedir. Travma sonrası oluşan ilk kemik örgü (woven) kemiktir.

Osteoblastların oluşturduğu matrikse çöken kalsiyum ve fosfat bileşikler sayesinde oluşan bu kemik histolojik olarak incelendiğinde, implant çevresinde rastgele yönlerde kollajen lifler oluşturduğu gözlenmektedir. Örgü kemik, düşük mineral yoğunluğu göstermektedir ve bu nedenle zayıf biyomekanik kapasiteye sahiptir (143).

2.5.1.4. Remodelasyon Fazı

Bu faz, örgü kemik ve primer kemik kontaktlar yeni oluşan sekonder kemikle yer değiştirene kadar sürmektedir. Yıllar sürebilen remodelasyon fazında kilit hücre osteoklastlardır. Osteoblast reseptor aktivatör nükleer kappa B ligandı (RANKL) tarafından aktive edilen osteoklastlar, travma sonrası birkaç gün içerisinde bölgeye gelerek yeni kemik formasyonuna yer açmak için primer implant kontaktlarını yok etmektedir. Bu aşamada

dengeli kemik yapım ve yıkım mekanizmaları sayesinde implant stabilitesi sağlanmaktadır. Böylece dental implant oklüzal kuvvetlere karşı adaptasyon geliştirebilmektedir (143).

Osteoklastların örgü kemiği rezorbe etmesini takiben, osteoblastlar iyi organize olmuş lamellar kemiği oluştururlar. Polarize ışık altında kollajen lifleri paralel seyreden bu kemik, daha dayanıklı ve mekanik direnci yüksek bir kemik dokusudur. Lamellar kemik, oklüzal kuvvetleri absorbe ederek trabeküler kemiğe dönüşmektedir. Trabeküler kemik, implanta gelen yükler sonucunda osteoblast ve osteoklastların dengeli uyumuyla şekillenerek osseointegrasyon sürecini tamamlamaktadır (143).

2.6. Kemiğin Kalite ve Kantite Özellikleri

Kemik dokusu, kortikal kemik (kompakt kemik) ve trabeküler kemik (kansellöz kemik, süngerimsi kemik) olmak üzere iki ana yapıdan oluşmaktadır. Kortikal kemik, içeriğindeki yoğun mineralize yapı nedeniyle yoğunluk ve sertlik açısından trabeküler kemikten daha kuvvetlidir (145, 146).

Maksilla ve mandibula birbirinden farklı özellikler gösteren kemik yapılarına sahiptir. Mandibular kemik, etrafında kalın kortikal bir tabaka ile sarılı trabeküler kemik yapısından oluşurken, maksiller kemik etrafında daha ince bir kortikal kemik ve merkezinde daha geniş bir trabeküler kemik bulunmaktadır (146).

Kemik kalitesi ve kantitesi terimleri dental implant başarısı için önem taşıyan lokal faktörlerdendir. Kemik kalitesi, kemiğin kortikal ve trabeküler kısımlarının miktarını ve topografik ilişkisini (kemik yoğunluğunu) tanımlarken kemik kantitesi, kemiğin yüksekliği, genişliği ve morfolojisi üzerine odaklanmaktadır. Literatürde hem kemik kalitesi (Resim 3) hem kemik yoğunluğu (Resim 4) açısından sınıflandırmalar mevcuttur (147, 148).

Lekholm & Zarb, kemik şekli ve kalitesini sınıflandırmışlardır. Bu sınıflandırma günümüzde hala kullanılmaktadır (149).

Lekholm & Zarb'ın sınıflamasına göre kemik kalite sınıflandırması:

Tip I: Homojen kortikal kemik.

Tip II: Yoğun bir trabeküler kemik çekirdeğini kaplayan kalın kompakt kemik.

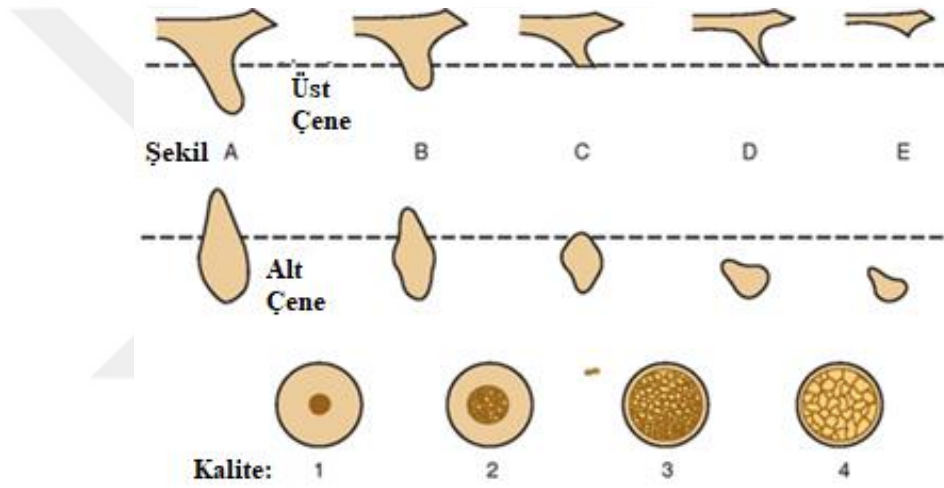
Tip III: Yoğun bir trabeküler kemik çekirdeğini kaplayan ince kompakt kemik

Tip IV: Az yoğun bir trabeküler kemik çekirdeğini kaplayan ince kompakt kemik

Lekholm & Zarb'ın sınıflamasına göre kemik şekil sınıflandırması:

- A. Alveolar kemiğin çoğunun bulunması durumu
- B. Orta düzeyde rezidüel kemik rezorbsiyonunun bulunması
- C. İleri düzeyde rezidüel kemik rezorbsiyonunun olması
- D. Kemik rezorbsiyonunun basal kemikte de görülmesi
- E. Bazal kemikte ileri derecede rezorbsiyon

olarak belirtilmiştir (149).



Resim 3. Kemiğin Şekli ve Kalitesinin Sınıflandırması (149, 150)

Misch, 1999 yılında kemiğin makroskopik yapısını inceleyerek kortikal ve trabeküler kemik özelliklerine göre bir kemik yoğunluğu sınıflaması oluşturmuştur.

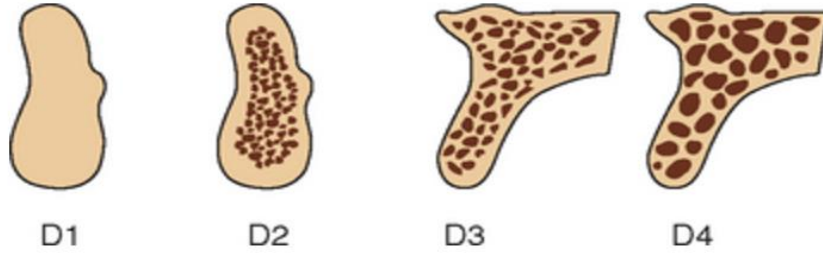
Bu sınıflamaya göre (150):

D1: Yoğun kortikal kemik, en sık anterior mandibulada gözlenmektedir.

D2: İçinde yoğun trabeküler kemik olan kalın yoğun-poröz arası kortikal kemiktir. Mandibulada en sık karşılaşılan kemiktir.

D3: İçinde ince trabeküler kemik bulunan ince-poröz kortikal kemiktir. En sık anterior ve posterior maksillada gözlenmektedir.

D4: Sıklıkla posterior maksillada bulunan ince trabeküler kemiktir.



Resim 4. Kemik Yoğunluğuna Göre Sınıflandırılması (150)

Kemik yoğunluğu implantın yerleştirildiği andaki hareketsizliği, iyileşme sürecinde ve sonrasında kuvvetin doğru dağıtılabilmesi ve osseointegrasyonun oluşması için önemlidir. Bu basamaklarda en çok stres gözlenen bölgeler implant ve kemiğin temasta bulunduğu alanlardır. Temas alanlarının az olması, bölge başına gelen stresin artmasına neden olmaktadır (151).

Misch, çalışmaları sonucunda daha yüksek yoğunluktaki kemiklerin implant-kemik temasını artırdığını, iyileşme sürecini kısalttığını ve MKK'yi azalttığını ifade etmiştir (152).

2.7. Dental İmplantların Stabilitesi

Sennerby ve Meredith implant stabilitesini, klinik olarak mobilite görülmemesi olarak tanımlanmıştır. İmplant stabilitesi, primer ve sekonder olmak üzere iki aşamada değerlendirilmektedir ve osseointegrasyon başarısı için büyük önem taşımaktadır (35, 153).

2.7.1. Primer Stabilizasyon

Primer stabilite, kortikal kemik ve implant arasında mikro hareketin gözlenmediği, rijit, mekanik stabilizasyon olarak tanımlanmaktadır. Bu parametre, implantın yerleştirilmesi aşamasında elde edilmektedir (154). Kompakt kemiğin trabeküler kemiğe oranla daha yoğun olarak bulunduğu bölgelerde mekanik kilitlenmenin daha kolay olması nedeniyle primer stabilitenin daha kolay oluştuğu belirtilmiştir (155). Trabeküler kemiğin

daha yoğun olarak bulunduğu maksiller posterior bölgelerde implant kayıplarının daha fazla olarak gözlenmesinin nedeninin, primer stabilitenin istenen düzeyde elde edilememesi olduğu belirtilmiştir (156, 157).

Primer stabilite, osseointegrasyonun oluşması için temel bir gerekliliktir. Ayrıca iyileşme esnasında implant ve doku arasında oluşacak kuvvetlerin uygun dağılımının sağlanmasında da önemli bir rol oynamaktadır (158–160). Bu nedenle implant cerrahisi sonrasında primer stabilitenin kontrolü ve takibinin yapılması gerekmektedir (161).

Cerrahi teknik, implant yerleştirilen kemiğin kalite ve kantitesi, implantın tasarım özellikleri, iyileşme periyodu gibi faktörlerin primer stabiliteyi etkilediği belirtilmiştir (162, 163).

Primer stabilitenin ölçülmesinde direnç testi, perküsyon testi, Rezonans Frekans Analizi (RFA), Periotest, yerleştirme torku, radyografik analiz gibi yöntemlerden faydalanılmaktadır (153, 164–166).

2.7.2. Sekonder Stabilizasyon

Sekonder stabilizasyon iyileşme döneminde implant ve kemik arasında oluşan, kemiğin rejenerasyonu ile elde edilen stabilizasyon olarak tanımlanmaktadır. Sekonder stabilite, trabeküler kemiğe bağlı olarak gelişen biyolojik bir stabilizasyondur ve implantasyonu takip eden 4. haftadan sonra oluşmaya başlamaktadır (167, 168). Primer stabilite, implantın iyileşme sürecinde rol oynarken sekonder stabilite fonksiyon sonucunda oluşan kuvvetlerin karşılanmasında önem taşımaktadır (167).

Sekonder stabiliteyi etkileyen faktörler: primer stabilite, kemiğin remodelasyon kapasitesi ve implant yüzey özellikleri olarak belirtilmiştir (163).

2.8. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

Literatürde dental implant uygulamaları sonucunda implantın başarısını değerlendirebilmek amacıyla çeşitli başarı kriterleri bildirilmiştir. Bu kriterlerin oluşturulmasındaki amaç, dental implant başarısını değerlendirirken objektif, evrensel ve güvenilir standart bir prosedür oluşturabilmektir (169, 170).

Yıllar içerisinde birçok araştırmacı dental implantlarda başarı kriterlerini tanımlamıştır. Bu kriterlerin bir kısmını kronolojik olarak inceleyebiliriz (171):

- 1978 Harvard Konsensus kriterleri
- 1986 Albrektsson ve ark. tarafından önerilen kriterler
- 1988 NIH (National Institutes of Health) tarafından önerilen kriterler
- 1989 Smith ve Zarb tarafından önerilen kriterler
- 1990 Buser tarafından önerilen kriterler
- 1992 Naert ve ark. tarafından önerilen kriterler
- 1993 Albrektsson ve Zarb'ın modifiye kriterleri
- 1997 Roos ve ark. tarafından önerilen kriterler
- 2000 Amerikan Periodontoloji Akademisi tarafından kabul edilen kriterler
- 2003 Karoussis ve ark. tarafından önerilen kriterler
- 2007 Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi (OİUK, International Congress of Oral Implantologists, ICOI) Uzlaşma (Konsensus) Konferansı'nda belirlenen kriterler

2.8.1. Harvard Uzlaşma (Konsensus) Kriterleri

1978 yılında Amerikan Ulusal Sağlık Enstitüsü (National Institutes of Health, NIH) implant tedavisinin başarısını tanımlayabilmek amacıyla Harvard Üniversitesi'nde gerçekleştirilen Konsensus Konferansı'nda objektif ve subjektif kriterler belirtmiştir (Tablo 2.1.) (172). Bu kriterler sayesinde implant tedavisinin risklerinin ve avantajlarının incelenebileceği görüşüne varılmıştır.

Tablo 2.1. Harvard Uzlaşma Kriterleri (172)

1.Subjektif Kriterler	2.Objektif Kriterler
- Yeterli fonksiyon - Rahatsızlık hissinin olmaması - Estetiğin iyileştirilmesi - Duygusal ve psikolojik açıdan hastanın daha iyi duruma gelmesi	- Kemik kaybının vertikal boyutun 1/3'ünden daha fazla olmaması - Uygun oklüzal denge ve vertikal boyut - Tedavi edilebilir gingival enflamasyon - İmplantın herhangi bir yöndeki mobilitesinin 1 mm'den az olması - Enfeksiyon semptomlarının olmaması - Komşu dişlere zarar verilmemesi - Parestezi, anestezi gibi durumların veya mandibular kanal, maksiller sinüs veya burun tabanında herhangi bir komplikasyon durumunun olmaması - Kollajen dokuların sağlıklı olması
3. 5 yılda %75 oranında fonksiyonel kullanım sağlanmalıdır.	

2.8.2. Albrektsson ve Arkadaşları Tarafından Önerilen Kriterler

Albrektsson ve arkadaşlarının 1986 yılında implant başarısını tanımlamak amacıyla özellikle implant mobilitesi ve peri-implant kemik rezorpsiyonunu değerlendiren kriterleri günümüzde en sık kullanılan kriterlerdir (44).

Bu kriterler (171):

1. Klinik olarak test edildiğinde tek başına implantta hareketlilik olmamalıdır.
2. Radyografik olarak implant çevresinde herhangi bir radyolusent alan görülmemelidir.
3. İmplantların yüklenmesinin 1. yılını takiben implant çevresindeki vertikal kemik kaybı 0.2 mm'den az olmalıdır (MKK yüklemenin yapıldığı ilk yıl 1.5 mm'den az olmalıdır).
4. Geri dönüşü olmayan ağrı, enfeksiyon, nöropati, parastezi veya mandibuler kanal perforasyonu gibi semptom ve belirtilerin olmamalıdır.
5. Bir implantın güvenilir olması için yukarıdaki kriterler 5 yıllık gözlem periyodu sonunda %85 ve 10 yıllık periyodu sonunda %80 oranında yerine getirilmelidir.

2.8.3. Smith ve Zarb Tarafından Önerilen Kriterler

1989 yılında Smith ve Zarb, hasta memnuniyetinin de implant başarısını değerlendirmede önemli bir faktör olduğunu belirterek bu kriteri Albrektsson'un kriterlerine eklemiştir (173).

Oluşturulan kriterlerin değerlendirilmesinde başarı yüzdesi hesaplanırken, iatrojenik olarak oluşan komplikasyonların materyalden ve tasarımdan bağımsız bir şekilde değerlendirilmesi gerektiği belirtilmiştir. Ayrıca bu kriterlerin yalnızca osseointegre implantlar için değerlendirilebileceği, endosseöz implantlar için tek tek uygulanması gerektiği ve implantların değerlendirme sırasında fonksiyonel kuvvetlere maruz olması gerektiği belirtilmiştir (171).

2.8.4. Amerikan Periodontoloji Akademisi (AAP) Tarafından Kabul Edilen Kriterler

Amerikan Periodontoloji Akademisi 2000 yılında, Albrektsson ve ark. (1986) ile Smith ve Zarb'ın (1989) önerdikleri kriterleri esas aldıkları başarı kriterlerini raporlamışlardır (Tablo 2.2.) (171).

Tablo 2.2. AAP (2000) implant başarısı için belirlenen kriterler (151)

1. Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi ısrarcı belirti ve semptomların olmaması ve canlı dokulara zarar verilmemesi.
2. İmplantın mobilitesinin olmaması.
3. İmplant çevresinde radyografik olarak radyolusensi olmaması.
4. Fonksiyonun ilk yılındaki fizyolojik remodeling sonrasında, ihmal edilebilir derecede ilerleyici bir kemik kaybı olması (yılda 0.2 mm'den az).
5. İmplant destekli restorasyonun hem hekimi hem de hastayı memnun etmesi.

2.8.5. Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi Uzlaşma Konferansında (OIUK,

Intertional Congress of Oral Implantologists Consensus Conference, ICOI) Belirlenen Kriterler

2007 yılında Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi'nin sponsorluğunda gerçekleşen İtalya Ortak Görüş Konferansı'nda, James-Misch Sağlık Skalası modifiye edilerek; implant başarısını, implant sağ kalımını ve implant tedavisinde başarısızlık durumunu içeren 4 klinik kategori belirlenmiştir (Tablo 2.3) (171).

Araştırmacılara göre “implant başarısı” terimi ideal klinik şartları tanımlamak için kullanılmaktadır. Bu terimin kullanılabilmesi için implantlar en az 12 aylık bir periyotta takip gözlenmelidir. “Erken implant başarısı” teriminin, 1-3 yıl arası dönem, “orta dereceli implant başarısı”, 3-7 yıl arası dönem ve “uzun dönem implant başarısı” teriminin ise 7 yıldan fazla olan dönem için kullanılması önerilmiştir. Klinik raporlarda implant başarı oranının, protetik sağ kalım oranını da içermesi önerilmiştir (171).

Tablo 2.3. Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi Uzlaşma Konferansı’nda Belirlenen Kriterler (171)

İmplant Kalite Ölçeği	Klinik Koşullar
1. Başarı (Optimum Sağlık)	a. Fonksiyonda ağrı veya acı yok b. 0 hareketlilik (mobilité) c. İlk cerrahiden sonra radyografik kemik kaybı: <2mm d. Eksuda öyküsü yok
2. Tatmin Edici Sağ kalım (Survival)	a. Fonksiyonda ağrı yok b. 0 hareketlilik c. 2-4 mm’lik radyografik kemik kaybı d. Eksuda öyküsü yok
3. Sağ kalım (Survival)’da Bozukluk	a. Fonksiyon sırasında hassasiyet olabilir b. Hareketlilik yok c. Radyografik kemik kaybı > 4mm (İmplant gövdesinin 1/2'sinden daha az) d. Sondalama derinliği >7mm e. Eksuda öyküsü olabilir
4. Başarısız (Klinik veya Kesin Başarısızlık)	a. Fonksiyon sırasında ağrı b. Hareketlilik c. Radyografik kemik kaybı: implant uzunluğunun >1/2’sinden fazla d. Kontrol edilemeyen eksuda e. Ağızda yerleşik değil

2.9. Dental İmplantlarda Başarısızlık

Dental implantların, tam ve parsiyel dişsizlik vakalarının tedavilerinde %90-95 oranlarında klinik başarı sağladığı belirtilmiştir. Bu yüksek oranlara rağmen dental implantlarda komplikasyon ve başarısızlık durumları hala mevcuttur (174).

Dental implantlarda başarısızlık ve komplikasyonlar çeşitli alt gruplarda incelenmektedir. Bu alt gruplar: hastaya bağlı faktörler (sistemik durum, sigara kullanımı, kemik kalite ve kantitesi, oral hijyen alışkanlıkları vb.), implanta bağlı faktörler (makro ve mikro özellikleri) ve hekim tecrübesi olarak kategorize edilebileceği gibi cerrahi sırasında oluşan komplikasyonlar, erken komplikasyonlar ve geç komplikasyonlar olarak da incelenebilmektedir (174, 175).

Erken dönem başarısızlık, implant destekli protetik restorasyonlar yapılmadan osseointegrasyonun oluşmaması durumu olarak tanımlanmaktadır. Bu tür bir başarısızlık durumu kontaminasyon, cerrahi travma, yetersiz kemik kalitesi ve/veya kantitesi, yetersiz primer stabilite gibi nedenlerden kaynaklanabilmektedir (175). Erken dönem implant başarısızlığı: uygulanan cerrahi işleme bağlı gelişen başarısızlıklar ve erken oklüzal yüklemeye bağlı oluşan başarısızlıklar olmak üzere iki alt grupta değerlendirilmektedir. Sinir hasarı, sinüs perforasyonu, nazal membran perforasyonu, primer stabilitenin sağlanamaması, implant mobilitesi, enfeksiyon, komşu dişlerde oluşabilen hasarlar uygulanan cerrahi işleme bağlı olarak gelişebilecek başarısızlıklardır. Erken oklüzal yüklemeye bağlı gelişen başarısızlıklar, immedat yüklemekten kaynaklanan osseointegrasyonun oluşmaması ile bağlantılıdır (155, 1).

Geç dönem başarısızlık, protetik restorasyonun tamamlanmasından sonra gözlenen başarısızlıklardır. Bu tür bir başarısızlık durumu peri-implantitis, oklüzal travma ve yanlış yükleme protokolleri gibi nedenlerden kaynaklanabilmektedir (175). Protetik restorasyonlardan sonra gözlenen peri-implant MKK de geç dönem başarısızlık olarak değerlendirilmektedir (178). Başarılı bir implant için peri-implant MKK'nin limitleri, implant-abutment bağlantısının gerçekleştiği ilk yıl 1 mm ve bunu takip eden her yıl için 0,2 mm olarak belirtilmiştir (175).

Dental implantlarda başarı kriterlerini sağlayamayan implantlar, kendi içerisinde hastalıklı implant ve başarısız implant olarak iki ayrı grupta değerlendirilmelidir. Bu gruplarda prognoz ve tedavi protokolleri farklılık göstermektedir (179).

Hastalıklı implantlar, erken dönemde cep oluşumu ve yumuşak dokuda enflamasyonla karakterizedir. Bu durum genellikle ilerleyici değildir ve yumuşak dokuyla sınırlı kalmaktadır. Ancak bazı implantlarda sert doku tutulumu da gözlenebilmektedir. Hastalıklı implantlarda kemik tutulumu gözleendiğinde, lamina duranın kemik defektini sınırladığı gözlemlenmektedir. Bu durum, kemik rezorpsiyonun pasif bir yapıya sahip olduğunu kanıtlamaktadır. Hastalıklı implantlara gerekli tedavi uygulandıktan sonra bu implantların prognozlarının genellikle olumlu olduğu gözlenmektedir (179–181).

Başarısız implantlarda yumuşak dokuda enflamasyon, 4-5mm'yi aşan peri-implant cep derinliği, süpürasyon, ilerleyici kemik kaybı, implantta mobilite, osseointegrasyon kaybı gibi bulgular mevcuttur ve bu implantların prognozları daha zayıftır. Başarısız implantların mikroflorası, periodontitiste gözlenen mikroflorayla birebir örtüşmektedir (159).

Peri-implant dokularda enflamasyonla başlayan süreç, tedavi edilmediğinde peri-implant mukozitis ve peri-implantitis olarak devam edebilmektedir (159). Peri-implant mukozitis, fonksiyonda olan implantı çevreleyen yumuşak dokunun geri dönüşümlü enflamasyonu olarak tanımlanmaktadır. Peri-implantitis ise, fonksiyonda olan implantın çevresindeki yumuşak doku enflamasyonu ile beraber ilerleyici kemik kaybının gözleendiği tablodur (160).

Bunların dışında hastalıklı ve başarısız implant ayrımı yapılırken cep derinliği, kanama, ataşman kaybı, plak indeksi, gingival indeks, implant mobilitesi, süpürasyon varlığı, doku kollajenaz aktivitesi, radyografik değerlendirme, subgingival floranın mikrobiyal karakteristiği gibi birçok faktör değerlendirilerek tanı ve tedavi protokolüne katkı sağlanmaktadır (179).

2.10. Peri-implant Sağlığın Değerlendirilmesinde Kullanılan Parametreler

Peri-implant dokuların değerlendirilmesinde klinik ve radyografik parametrelerden faydalanılmaktadır. Bu sayede implant başarısı değerlendirilmektedir ve dental implant takibi sağlanmaktadır.

Dental implantların klinik muayenesinde kullanılan parametreler, doğal dişlerde kullanılan parametrelerden geliştirilerek modifiye edilmiştir (182, 183). Kullanılan klinik parametreler şunlardır:

- Peri-implant Cep Derinliği (PİCD)
- Modifiye Plak İndeksi (mPI)
- Modifiye Gingival İndeks (mGI)
- Sondalamada Kanama İndeksi (SKI)
- Peri-implant Diş Eti Çekilmesi (PİDÇ)
- Keratinize Mukoza Genişliği (KMG)

2.10.1. Peri-implant Cep Derinliği Miktarı (PİCD)

Peri-implant cep derinliğinin ölçümü, peri-implant hastalıkların tanısında en sık kullanılan diagnostik yöntemdir. Peri-implant sondalama sayesinde cep derinliği ve klinik ataşman seviyesi tespit edilmektedir (183, 184). PİCD, gingival marjinden sulkus tabanına kadar olan mesafe olarak tanımlanmıştır (185). Literatürde çoğu çalışmada başarılı kabul edilen implantlarda 3 mm'ye kadar PİCD normal kabul edilmiştir (186–188). 4 mm ve üzeri ceplerde peri-implantitis riski düşünülerek radyograf alınması önerilmektedir (189). Mikrobiyolojik çalışmalar sonucunda, 5 mm ve üzeri ceplerde mikroorganizmalar için uygun cep derinliği olduğu belirtilmiştir. Başarısız implantların 6 mm ve üzeri PİCD'ye sahip olduğu gözlenmiştir (184, 190, 191).

PİCD ölçümü sırasında kullanılan sondun ortalama 0.25 N gibi bir kuvvetle uygulanması ile ataşmana zarar verilmediği belirtilmiştir (192). PİCD ölçümü: periodontal sondun tipi, sondalama kuvveti, sondun yerleştirilme açısı, implantın şekli ve yüzey özellikleri, protetik üstyapının tasarımı gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir (193).

2.10.2. Modifiye Plak İndeksi (mPI)

Bu indeks Silness ve Loe plak indeksinin Mombelli ve ark. tarafından modifiye edilmesi ile oluşturulmuştur. Bu indeksle implant çevresi plak miktarı değerlendirilmektedir (183).

Bu indekse göre:

0: İmplant yüzeyinin serbest diş eti kenarına yakın kısmında hiç plak gözlenmemesi

1: Çıplak gözle görülemeyen, periodontal sond sayesinde gözlenebilen, implant yüzeyinin serbest diş eti kenarına yakın kısmında film şeklinde plak gözlenmesi

2: İmplant yüzeyinin serbest diş eti kenarına yakın kısmında, çıplak gözle gözlenebilen orta düzeyde yumuşak eklenti varlığı

3: İmplant yüzeyinin serbest diş eti kenarına yakın kısmında, aşırı düzeyde yumuşak eklenti gözlenmesi

2.10.3. Modifiye Gingival İndeks (mGI)

Modifiye Gingival İndeksi, peri-implant yumuşak dokularda enflamasyon derecesini ölçmek için kullanılmaktadır. Bu indeks, periodontal dokular için kullanılan gingival indeksten modifiye edilmiştir (183, 194). Bu indekse göre:

0: Sondalama ile kanama gözükmeyen normal mukoza

1: İzole kanama ile minör ödem, hafif renk değişikliği gözlenmesi

2: Mukozal marjin boyunca kanama ile orta dereceli ödem, renk değişikliği ve parlak yüzey gözlenmesi

3: Şiddetli enflamasyon bulgularıyla beraber dokuda spontan kanama görülmesi

2.10.4. Sondalamada Kanama İndeksi (SKI)

Sondalamada kanama indeksi, periodontal sondun hafif bir kuvvet (0.2-0.25 N) ile oluk içine yerleştirilmesi sonrasında, diş etinde kanamanın varlığı/yokluğunu belirlemektedir. Bu sayede bölgenin klinik durumu değerlendirilmektedir. SK'nin negatif olması periodontal/peri-implant dokuların stabil olduğunun bir göstergesi olarak kabul edilmektedir (195, 196).

2.10.5. Peri-implant Diş Eti Çekilmesi Miktarı (PIDÇ)

Diş eti çekilmesi miktarı belirlenirken, peri-implant yumuşak dokuda implant destekli restorasyonun bukkal marjinal sınırı ile gingival marjin arasında kalan mesafe ölçülmektedir (178, 197).

Dental implantlar uygulandıktan sonra yumuşak dokuda enflamasyon, diş eti çekilmesi, atışman kaybı gibi komplikasyonlar gözlenebilmektedir. Bu komplikasyonlar, uygun olmayan protetik restorasyonlar veya yetersiz keratinize diş eti miktarından

kaynaklanabilmektedir. Dental implantların etrafındaki keratinize diş eti miktarının yetersiz olması, peri-implant dokuların uzun vadede devamlılığını olumsuz yönde etkilemektedir (1, 198, 199).

2.10.6. Keratinize Mukoza Genişliği

Keratinize mukoza genişliği hem doğal dişlerde hem de implant çevresinde değerlendirilen bir parametredir. Periodontal sond yardımıyla peri-implant mid-bukkal bölgede gingival marjin ile mukogingival birleşim arasındaki mesafenin ölçülmesiyle elde edilmektedir (198, 200). KMG'nin peri-implant dokulardaki gerekliliği Glick ve ark. tarafından araştırılmış ve önemi şu şekilde belirtilmiştir (201, 202):

- Keratinize mukoza genişliği hasta konforunun sağlanmasında etkilidir. Bu durum atrofik çenelerde daha da önem kazanmaktadır.
- Keratinize diş etinin artmasıyla hastaların ideal oral hijyene ulaşmaları kolaylaşmaktadır.
- İdeal peri-implant dokuların oluşmasında keratinize mukoza bir gerekliliktir çünkü keratinize olmayan mukoza, birleşim epiteli oluşumunda etkili değildir.
- Mukogingival stresin önlenmesi için keratinize mukoza gereklidir.
- Protetik komplikasyonların önüne geçebilmek için, keratinize mukoza gereklidir.

KMG'nin yetersiz olduğu durumlarda, mukogingival cerrahi operasyonlar: dental implant tedavisi öncesi, protetik restorasyon öncesi veya protetik restorasyon sonrasında uygulanabilmektedir (201–203).

2.10.7. Marjinal Kemik Kaybı (MKK)

Peri-implant MKK, implant başarısızlığı için en önemli sebeplerden biri olarak görülmektedir. MKK, implant boynundan implantın kemikle temasta olduğu ilk pürüzlü yüzeye kadar veya implant boynundan implant gövdesinin ilk yivine kadar görülen kemik kaybı olarak tanımlanmaktadır. Adell ve ark.'a göre MKK'nin fizyolojik sınırları implantın yerleştirildiği ilk yıl 1.2 mm, bunu takip eden her yıl için 0.1 mm'dir. Albrektsson ve ark. tarafından yapılan çalışmada bu oran ilk yıl için 1-1.5 mm'den az, bunu takip eden her yıl

için 0.2 mm'den az olarak belirtilmiştir (204). Peri-implant MKK'nin değerlendirilmesinde peri-implant sondalama derinliği ve dental radyograflar en güvenilir yöntemlerdir (186).

MKK, erken ve geç dönem olmak üzere iki ayrı kategoride değerlendirilmektedir. Erken MKK, iyileşme süresinde veya protetik yüklemeyi takip eden ilk 1 yıl içerisinde ortaya çıkmakta ve implantın kaybıyla sonuçlanabilmektedir (180).

Erken MKK'nin nedenleri Tatarakis ve ark'a göre (206):

- Cerrahi travma
- Peri-implantitis
- Mikro aralık oluşumu
- Biyolojik genişliğin oluşumu
- Oklüzal aşırı yükler
- İmplant boyun bölgesi tasarımı olarak belirtilmiştir.

Geç dönem MKK ise, osseointegrasyonun oluşumundan sonra ilerleyici olarak gözlenen kemik rezorpsiyonu olarak tanımlanmıştır. Geç dönem MKK'ye neden olan faktörler:

- Peri-implantitis
- Devam eden oklüzal aşırı yükler
- Parafonksiyonel kuvvetler
- Uygun olmayan implant pozisyonları olarak belirtilmiştir (207).

Bu teorilerin dışında Albrektsson ve ark (208) ile Qian ve ark (209) cerrahi, protetik ve konak faktörlerinin tümünü içeren kombine bir teorinin MKK'ye neden olduğunu vurgulamışlardır. Farklı araştırmacılar da bu kombine faktörlerin erken ve uzun dönemde MKK'ye neden olduğunu savunmuşlardır (209–211).

Bu kombine faktörler şu şekilde belirtilmiştir (209–220):

- Periodontal hastalık hikayesi
- İmplant tasarım ve yüzey özellikleri
- İmplant boyun bölgesi tasarımı
- Peri-implanter keratinize mukoza
- Kuron/implant oranı

- Sigara kullanımı
- Mikro sızıntı
- Oral hijyen
- Oklüzal aşırı yükler
- İmplantın konumu
- İmplantlar arası mesafe
- Geniş platform (Platform switching) varlığı
- Protetik restorasyonun etkisi
- Biyolojik aralığın genişliği

Günümüzde erken ve geç dönem MKK'ye sebep olan faktörler arasında iki ana teori öne çıkmaktadır: enfeksiyon teorisi ve aşırı oklüzal yükler teorisi (205).

2.10.7.1. Enfeksiyon Teorisi

2.10.7.1.1. Peri-implantitis

Peri-implantitis, bakteriyel yük ve konak cevabı arasındaki denge durumunun bozulması sonucunda implant çevresi mukozada ve mukozayı destekleyen kemikte gözlenen enfeksiyöz bir hastalık olarak tanımlanmıştır (209, 221). İmplant destekli protetik bir restorasyonda bakteri birikimi sonrasında ilk önce mukozal bağ dokusunun marjinal sınırında mukozitis gözlenmektedir. Bu tablo ilerleyerek, implantın yerleştirme aşamasında, implantın yerleştirilmesini takiben protetik restorasyonun uygulanma aşamasında veya protetik restorasyon yapıldıktan sonra fonksiyona girdiği aşamada enfeksiyona sebep olan bakteri aktarımı sonucunda peri-implantitis ve MKK'ye sebep olmaktadır. Bu aktarımın ağız içi bakterilerden kaynaklanabildiği gibi implant üzerindeki parçaların kontaminasyonundan kaynaklanabileceği belirtilmiştir (222). Doğal dişlerde gözlenen periodontitiste dokuların enfeksiyona verdiği yanıt, peri-implantitiste gözlenen yanıtla benzerdir. Fakat peri-implant dokularda periodontal ligament, yoğun kan damarları ve sinir hücreleri bulunmamaktadır. Bu açıdan histolojik olarak incelendiğinde peri-implantitis ve periodontitis arasında farklılıklar gözlenmektedir. Peri-implantitis, genellikle daha geniş alanları kapsayan inflamatuvar lezyonlar şeklinde izlenmektedir. Ayrıca periodontitise göre daha yaygın ve daha yoğun nötrofil, makrofaj, plazma hücreleri ve vasküler yapılar içermektedir (223, 224).

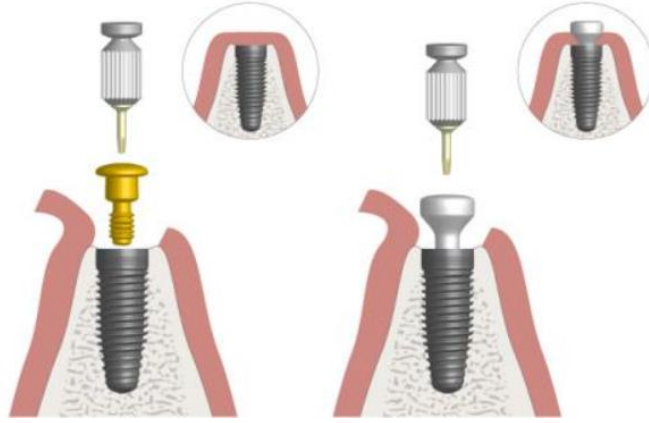
Erken dönem MKK'de, anaerobik bakterilerin sayılarının artması için uygun koşullar sağlandığı ortamlar, erken kemik rezorpsiyonunun gözlenmesine neden olabilmektedir. Bunu takip eden dönemlerde kemik kaybı artarak geç dönem MKK oluşabilmektedir. Bununla birlikte implantların büyük çoğunluğunda protetik yüklemekten bir yıl sonra MKK'de önemli ölçüde azalma gözlenebilmektedir. Tüm bu veriler sonucunda peri-implantitisin erken MKK'nin temel sebebi olamayacağı düşünülmektedir (225, 226).

2.10.7.1.2. Mikro Aralık

İmplant cerrahisi bir veya iki aşamalı olmak üzere iki temel yaklaşımda uygulanmaktadır (Resim 5). Literatürde her iki yaklaşım için uzun dönem başarı kanıtlanmıştır. Tek aşamalı yaklaşımda kemik seviyesi bir yerleşimde neredeyse hiç krestal kemik kaybı gözlenmezken, iki aşamalı yaklaşımda implant arayüz bağlantısının konumundan kaynaklanan mikro aralık nedeniyle 2 mm krestal kemik kaybı gözlemlendiği belirtilmektedir. Yapılan araştırmalar sonucunda implant çevresi sert veya yumuşak dokuda bulunan mikro aralığın kemik seviyesinin altında olduğu durumlarda cerrahi teknikten bağımsız olarak belirli bir boyutta krestal kemik kaybına yol açtığı belirtilmiştir (227).

Hermann ve ark. bunun öngörülebilir biyolojik bir durum olduğunu ifade etmiştir ve kemik kaybının miktarının, mikro aralığın krestal kemik sınırına mesafesiyle ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Mikro aralığın, krestal kemiğin 1 mm apikalinde konumlandığı durumda en şiddetli kemik kaybı ve peri-implant enflamasyon olduğu gözlenmiştir. Mikro aralık, krestal kemikle aynı seviyede bulunduğu durumda daha az enflamasyon gözlenmiştir. En az enflamasyon ve kemik kaybı, mikro aralığın krestal kemiğin 1 mm koronalinde konumlandığı durumda gözlenmiştir. Mikro aralığın boyutu ve implant-abutment bağlantısında oluşan hareketin krestal kemik kaybının miktarını etkileyebileceği düşünülmektedir (228). Broggoni ve ark. hücresel yanıtın mikro aralığın 0,5 mm koronalinde en yüksek oranda görüldüğünü belirtmişlerdir (227, 228).

Bu araştırmaların dışında, mikro aralık nedeniyle erken MKK gözlemlenmesine rağmen uzun dönem takibi yapılan implantlarda stabil bir durum gözlemlendiği ve rezorpsiyonun ilerlemediği bildirilmiştir. Mikro aralığın erken dönem MKK'ye tek başına sebep olabileceği tartışmalı olmakla birlikte, erken dönem MKK'nin geç dönem MKK'ye ilerlemeyeceği belirtilmiştir (229).



Resim 5. İki aşamalı implant sistemi (sol), tek aşamalı implant sistemi (sağ) (230)

2.10.7.1.3. Biyolojik Genişlik

Biyolojik genişlik terimi gingival sulkus, bağlantı epiteli ve suprakrestal bağ doku ataşmanı gibi periodontal ve peri-implant yumuşak doku yapılarını ifade etmektedir. Gargiulo ve ark. biyolojik genişliğin (sulkus tabanı ile alveolar kemik marjini arası mesafe) ortalama 2.04 mm olduğunu belirtmişlerdir. Bunun 0.97 mm'si epitelyal ataşman, 1.07 mm'si ise bağ doku ataşmanıdır. Hemidesmozom ve diş eti fibrilleri doğal dentisyonda diş-diş eti bağlantısı kurmaktadır. Fibriller semente doğrudan girer ve sıkıca bağlanır. İmplant çevresinde ise hemidesmozomlar, biyolojik bir tıkaç gibi davranırlar ve bazal lamina benzeri bir yapı oluştururlar. Böylece endotoksinlerin kemik içine ilerlemesi engellenmektedir (63).

Doğal dişlere uygulanan protetik restorasyonlarda biyolojik genişliğin ihlal edildiği durumlarda krestal kemik gingival liflere yer hazırlamak için çekilmektedir. İmplant destekli protezlerde de biyolojik aralık oluşuncaya kadar kemik remodelasyonu devam etmektedir. Böylece serbest gingival marjindeki fibrillerin implant boynuna sıkıca tutunabilmelerinin sağlandığı da varsayılmaktadır. Tarnow ve ark.'nın araştırmasına göre remodelasyon hem apikal yönde hem de 1-1,5 mm horizontal yönde gözlenmektedir (63, 229) .

Biyolojik aralık teorisi ilk yılda görülen erken krestal kemik kaybını açıklamada etkili görünse de tek parça implantlarda ve uzun dönemde gerçekleşen krestal kemik kaybını açıklamakta yetersiz kalabileceği belirtilmiştir (231).

2.10.8. Oklüzal Aşırı Yükler Teorisi

Oklüzal yük, çiğneme sırasında oluşan dinamik hareket sonucunda kasların karşılıklı dişlere ilettiği kuvvet olarak tanımlanmaktadır (24).

Fonksiyonel kuvvetlerin uygulanmasıyla implant-protez kompleksine stres iletimi gerçekleşmektedir ve bu durum implant çevresi kemik remodelasyonunu etkilemektedir. Birçok çalışma, implant kaybının aşırı kuvvetlerin oluşturduğu stresten kaynaklandığını belirtse de insan çene kemiklerinin bu kuvvetlere karşı koyabileceği fizyolojik tolerans sınırının ne olduğu henüz bilinmemektedir. Yapılan çalışmalarda oklüzal aşırı kuvvetlerin 2000-3000 mikrogerinime kadar implant çevresindeki kemikte yüksek deformasyona neden olmadığı gösterilmiştir. 4000 mikrogerininin üzerinde olan kuvvetlerde patolojik aşırı yük gelişerek, oluşan stres kemik-implant arayüzünde mikro çatlaklar oluşturmaktadır. Aşırı oklüzal yükler tekrarlayan tek bir kuvvetle oluşabileceği gibi, düşük bir kuvvetin dinamik olarak sürekli uygulanmasıyla da gerçekleşebilmektedir. Dinamik düşük kuvvetlerin oluşturduğu aşırı oklüzal kuvvetler sonucunda implantın boyun çevresi kemik yoğunluğu azalarak krater benzeri bir rezorpsiyon gözlenebilmektedir. Her iki durumda da implant kaybı gelişebilmektedir (232).

Biyomekaniğin temellerine göre, elastik modülleri farklı olan iki madde doğrudan temas ettiğinde, üzerlerine gelen kuvvet bu kuvvete en yakın temas yüzeyinde yoğunlaşmaktadır. Dental implantları oluşturan titanyum ve alaşımlarının sertlik modülü kortikal kemiğin yaklaşık beş katıdır. Bu iki madde temas halindeyken üzerlerine gelen oklüzal kuvvete en yakın temas yüzeyi implant boyun bölgesidir. Aşırı oklüzal yükler teorisi protetik yükleme sonrası gelişen erken MKK için bir açıklama olmaktadır. Olgunlaşmamış kemik-implant arayüzünün, oklüzal aşırı yüklere karşı en zayıf nokta olduğu belirtilmektedir (233, 234).

2.11. Peri-implant Sağlığı Değerlendirmede Kullanılan Görüntüleme Metotları

Dental implant tedavisi uygulanacak hastalarda, tedavi planlaması aşamasında, operasyon sonrası ve protetik restorasyonlardan sonra uzun vadeli başarının değerlendirilebilmesi amacıyla birçok radyografik görüntüleme metodu mevcuttur (235–237).

Ağız içi (periapikal, oklüzal) ve ağız dışı (panoramik, lateral sefalometrik) görüntüleme yöntemleri standart görüntüleme yöntemleri olarak tanımlanmaktadır ve iki boyutlu görüntüleme yöntemleridir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) ve çok kesitli bilgisayar tomografi (MSCT) ise daha detaylı ve üç boyutlu görüntüleme yöntemleridir. Her görüntüleme yönteminin avantaj ve dezavantajları mevcuttur (Tablo 2.4). Ayrıca tek bir görüntüleme yöntemi hekime tüm verileri sağlayamayacağı için sıklıkla bu görüntüleme yöntemlerinin kombinasyonu kullanılmaktadır. Radyografik görüntüleme yöntemi seçilirken ulaşılabilirlik, radyasyon dozu, maliyet gibi değerlendirilmesi gereken birçok faktör mevcuttur. Radyografik görüntüler, daima iyi bir klinik muayene sonucunda elde edilen veriler ışığında değerlendirilmelidir (238).

İmplant tedavisinde, tedavi öncesinde ve operasyon sonrasında radyograflar alınmaktadır. Preoperatif radyograflar, implantların doğru konumda planlanabilmesi ve bölgedeki anatomik yapıların değerlendirilebilmesi açısından önem taşımaktadır. Postoperatif radyograflar ise yerleştirilen implantların çene içerisindeki konumu ve osseointegrasyon durumunun değerlendirilebilmesi açısından hekime bilgi sağlamaktadır (239, 240).

Tablo 2.4. Görüntüleme yöntemlerinin avantaj ve dezavantajları (238)

Görüntüleme Yöntemi	Avantajları	Dezavantajları
Periapikal ve oklüzal radyografi	• Yüksek Çözünürlük • Yüksek detay • Kolay kullanım • Düşük doz radyasyon • Düşük maliyet	• Öngörülemeyen magnifikasyon oranı • Küçük ve kısıtlı görüntüleme alanı • 2 boyutlu anatomik yapı görüntüsü
Panoramik radyografi	• Kolay kullanım • Tüm dentoalveolar kretin izlenebilirliği • Düşük doz radyasyon • Düşük maliyet	• Öngörülemeyen magnifikasyon oranı • Vertikal ve horizontal düzlemde eşit olmayan magnifikasyon oranı • Yetersiz detay • 2 boyutlu anatomik yapı görüntüsü
Lateral Sefalometrik radyografi	• Kolay kullanım • Öngörülebilir magnifikasyon oranı • Düşük doz radyasyon • Düşük maliyet	• 2 boyutlu anatomik yapı görüntüsü • Orta hat görüntüleri için sınırlı kullanım imkanı
CBCT ve MSCT	• 3 boyutlu incelenebilirlik • Magnifikasyon yok • Detaylı görüntü • Dijital format • CBCT için düşük doz radyasyon	• Özel ekipman ihtiyacı • Yüksek maliyet • MSCT için yüksek doz radyasyon

2.11.1. Periapikal Radyografi

Periapikal radyograflar iki boyutlu görüntüleme yöntemleri olup, dişsiz alveolar kretin ve dişlerin kalite ve kantitesinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Kullanım endikasyonları arasında küçük dişsiz alanlarda kortikal ve spongiyöz kemiğin değerlendirilmesi, cerrahi sırasında implant konumlarının değerlendirilmesi ve hastaların rutin takip muayeneleri bulunmaktadır (241, 242). Bunların dışında periapikal radyograflarla kemiğin yapısı, komşu dişlerin durumu, kök kalıntıları, küçük patolojilerin varlığı, çevre bölgenin anatomik yapısı incelenebilmektedir. Sınırlı görüntüleme alanı nedeniyle periapikal radyograflar tek diş implantların planlanması ve takibinde daha çok kullanım alan bulmaktadır (243).

Periapikal radyograflarda gözlenebilen distorsiyonlar paralel kon tekniği ile engellenebilse de, özellikle dişsiz bölgelerde bu distorsiyonlar çoğu zaman tamamen elimine olmamaktadır. Bu nedenle özellikle implant cerrahilerinin planlanmasında anatomik yapılara olan mesafe veya kemik yüksekliğinin periapikal radyograflarla değerlendirilmesi hatalı sonuçlara yol açabilmektedir. Ayrıca bu görüntüleme yönteminin 3 boyutlu bir yapının 2 boyutlu bir aktarımı olması nedeniyle bukko-lingual kret hakkında bilgi sağlanamamaktadır. Bu sebeplerle periapikal radyograflar implant uygulamalarında daha çok tedavinin takibi ve kontrolü için önerilmektedir (238).

2.11.2. Panoramik Radyografi

Panoramik radyografların diğer görüntüleme yöntemlerine göre sahip olduğu avantajlar, implant hastalarının değerlendirilmesinde daha sık kullanılmasını sağlamaktadır. Bu görüntüleme yöntemiyle her iki dental arkın geniş görüntüsü düşük doz radyasyonla elde edilmektedir. Böylece daha uzun dişsiz alanların incelenmesine, kemiğin vertikal mesafesinin incelenmesine, var olan dişlerin açılarının ve oklüzal düzlemin değerlendirilmesine imkan tanımaktadır. Ayrıca geniş alanların görüntülenebilirliği sayesinde maksiller sinüs, nazal kavite, mental foramen ve mandibular kanal gibi implant cerrahisinin planlanmasında önem taşıyan anatomik yapıların incelenebilmesine imkan tanımaktadır. Bununla birlikte, panoramik radyograflar iki boyutlu görüntülerdir ve bu nedenle kemiğin bukko-lingual boyutu açısından hekime bilgi sağlayamamaktadır (238).

Panoramik radyograflarla kemiğin mineralizasyon durumu ve niteliği incelenememektedir. Geometrik distorsiyon gözlenebilmektedir ve özellikle premolar bölgesinde süperpozisyonlar oluşabilmektedir. Panoramik radyograflarda ortalama %10-30 oranında magnifikasyon gelişebilmektedir ve bu oran görüntü elde edilirken hastanın pozisyonuyla değişkenlik göstermektedir. Ayrıca görüntü intraoral radyograflar kadar net elde edilememektedir. Panoramik radyograflarda metal restorasyonların ve metal takıların olması artefaktlara ve hayalet görüntülere sebep olabilmektedir. Bütün bu faktörler nedeniyle ölçümler gerçeği birebir yansıtmamaktadır (238).

Panoramik radyograflar, implant hastalarının değerlendirmelerinde ve takiplerinde yararlı bilgiler sağlamaktadır. Fakat, magnifikasyon ve distorsiyon hataları nedeniyle mesafe ölçümlerinde kullanılmamalıdır (238).

2.11.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT)

Diş hekimliği, konik ışınlı bilgisayar tomografisi (CBCT) ile 1990'lı yılların sonlarına doğru tanışmıştır. Kraniyofasiyal yapıların değerlendirilmesi için çeşitli CBCT cihazları mevcuttur. X ışınları kaynağı, hastanın etrafında 180-360 derecelik rotasyonlar yaparak bir tam rotasyonda ilgili bölgeden 180-500 baz projeksiyon elde edilmektedir. Bilgisayar bu projeksiyonları kullanarak 3 boyutlu, dijital bir harita oluşturmaktadır. Bu harita oluşturulduktan sonra çok düzeyli (aksiyal, koronal, sagittal veya oblik) çeşitli kalınlıklarda kesitler elde edilebilmektedir (238).

CBCT, dental implant tedavisi öncesi planlama aşamalarında diş hekimliğinde en çok tercih edilen görüntüleme yöntemlerinden biridir. İmplant hastaları değerlendirilirken, CBCT görüntülerinin 2 boyutlu görüntülere göre ciddi avantajları mevcuttur. Konik ışınlı bilgisayar tomografisi sayesinde gerçek boyutta kesitsel görüntüler elde edilerek alveolar kretin genişliği ve yüksekliği hakkında net ve detaylı bilgiler sağlanmaktadır. Bu görüntüler, magnifikasyona uğramadan elde edilmektedir. Bu sayede incelenmek istenen anatomik yapılar ve bu yapılara olan mesafe her üç düzlemde program üzerinden ölçülebilmektedir. CBCT ile geniş dişsiz alanlar görüntülenebileceği gibi, sert ve yumuşak doku arasındaki kontrastın elde edilebilmesi sayesinde yüksek çözünürlükte incelemeler yapmak da mümkündür. Bununla birlikte, yüksek maliyet ve kullanılabilmesi için özel ekipmana ihtiyaç duyulması dezavantajları arasındadır (238, 244).

CBCT ile alveoler kretin konkviteleri, kortikal ve spongioz kemik kalınlığı nasal kavitenin lateralindeki kemiğin genişliği, insizal kanalın genişliği ve pozisyonu, maksiller sinüsün genişliği ve sinüsün altında kalan kemiğin kalitesi, eğer varsa sinüs içindeki sıvıların düzeyi, kemik yoğunluğu, mevcut kemik genişliği, açısı, yüksekliği ve uzunluğu, implant yüksekliği, çenelere ve mevcut kemiğe ait internal anatominin tanımlanması, maksiller sinüsün sınırları, yumuşak dokunun kalınlığı, mevcut kemikteki patolojik oluşumların varlığı değerlendirilebilmektedir (242).

2.12. İmplant Destekli Protezler

Brånemark ve ark. 1969 yılında tam dişsizlik durumunda dental implant kullanımını önermiş ve 1977 yılında ilk vakalarının 10 yıllık takibini yayınlamışlardır. Bunun üzerine dental implantlar günümüze kadar birçok protetik tedavide kullanılmıştır (245–248).

İmplant destekli protezler,

Kısmi dişsizlik:

- Tek diş eksiklikleri
- Ara dişsiz boşluklar
- Serbest sonlanan bölgeler

Total dişsizlik:

- İmplant ve doku destekli overdenture protezler
- İmplant destekli overdenture protezler
- İmplant destekli sabit protezler olarak sınıflandırılabilirler (249).

2.12.1. Kısmi Dişsizlik

Kısmi dişsizlik vakaları: tek diş eksiklikleri, ara dişsiz boşluklar ve serbest sonlanan dişsiz alanlar olmak üzere alt gruplarda incelenebilirler.

Tek diş eksiklikleri: kalıtsal eksiklikler, çürük, travma, periodontal problemler ve endodontik problemlerden kaynaklanabilmektedir (250, 251). Tek diş eksikliklerinin sabit protetik tedavi ile restore edilmesi sırasında komşu dişlerde eksik veya fazla preperasyon, endodontik veya periodontal sorunların gelişmesi sonucunda implant destekli protetik restorasyonların daha ideal bir yaklaşım olduğu düşünülmektedir (249–254).

Dişsiz alanın her iki tarafının doğal dişlerle sınırlandırıldığı durumlar ara dişsiz boşluklar olarak adlandırılmaktadır. Bu ilgili boşluğun uzunluğu, genişliği ve çeneler arası ilişkisi değerlendirilerek uygulanacak implant sayısı ve pozisyonuna karar verilmektedir (255).

Serbest sonlanan dişsiz bölgeler için hareketli bölümlü protezler uzun süredir kullanılmaktadır. Bu protezler kolay temizlenebilmek, kolay kullanılabilmek, ekonomik olmak gibi avantajlara sahiptir. Bununla birlikte stabilizasyon ve retansiyonun sabit protezlere göre daha düşük olması, protez altına gıda birikmesi gibi dezavantajlara sahiptir (256, 257). Bu nedenle, serbest sonlanan bölgelerde implant planlaması yapılırken hasta beklentisinin değerlendirilerek hasta odaklı bir tedavi yaklaşımının uygulanması gerekmektedir (258, 259).

2.12.2. Tam Dişsizlik

Erken yetişkinlik yaşlarında tam dişsizlik görülme oranı her 10 yılda %4 artmaktadır. 70 yaşından sonraki her 10 yılda bu oran %10'dan fazla olmaktadır. Eğitim seviyesi ve gelir düzeyinin tam dişsizliği en çok etkileyen iki faktör olduğu belirtilmiştir. Tam dişsizliğin çeneler üzerinde birçok negatif etkisi mevcuttur (260) :

- Çenelerde devam eden kemik rezorpsiyonu
- Yumuşak dokuda gözlenen olumsuz değişiklikler
- Yüzde gözlenen olumsuz estetik değişiklikler
- Azalmış çiğneme fonksiyonu
- Beslenmede bozukluk
- Olumsuz psikolojik etkiler

Çenelerin tam dişsizliğinin görüldüğü bireylerde ilk tedavi seçeneği geleneksel tam protezlerdir. Tüm protetik rehabilitasyonlarda asıl amaç fonksiyon sağlamak, fonksiyonun devamlılığını sağlamak, psikolojik destek, estetik isteklerin karşılanması ve kalan dokuların sağlığının idamesini sağlamaktır. Geleneksel tam protez kullanan hastalar, çoğu zaman alt protezlerde retansiyon ve stabilite eksikliğine bağlı olarak çiğneme fonksiyonu ve fonksiyon devamlılığındaki azalmadan şikayetçidirler (258, 259, 261).

Tam dişsiz çenelerde implant destekli protetik tedavi planı oluşturulurken, değerlendirilmesi gereken bazı kriterler mevcuttur (262):

1. Protetik restorasyonun tasarımı: implant sayısına, implantın yerleştirileceği bölgeye ve implantların ark üzerindeki konumuna bağlıdır.
2. Karşıt çenedeki doğal dentisyon veya restorasyon implant destekli protetik restorasyonun tipini etkilemektedir.
3. Protetik restorasyon planlanırken interoklüzal ilişki göz önünde bulundurulmalıdır.
4. Oklüzal ilişki sayılan tüm bu faktörlerden etkilenmektedir.
5. Estetik beklentiler göz önünde bulundurulmalıdır.

Dişsiz enelerde implant uygulamasının iki temel amacı mevcuttur: 1-hareketli tam protez kullanımının önüne geçerek implant destekli sabit protez elde etmek, 2-tam protezlerin implantlarla desteklenerek stabilizasyonunun artmasını sağlamaktır (262).

Tam protezlerin implant destekli protezlere göre avantajları ve dezavantajları mevcuttur. Geleneksel tam protezler, implant destekli tam protezlere göre cerrahi faz gerektirmezler ve göreceli olarak daha ekonomiktir. Bu avantajlarının dışında Doundoulakis ve ark.'nın belirttiği dezavantajları şunlardır (245):

- Stabilit eksikliği (zellikle alt protezde)
- Retansiyon eksikliği (zellikle alt protezde)
- Retansiyon ve stabilit kaybını artıran ve devam eden kemik yıkımı bulunmaktadır.
- Çiğneme fonksiyonunda bozukluk vardır.
- Sosyal problemler

Konvansiyonel tam protezlerde gözlemlenen problemler, özellikle alt tam protezler implantlarla desteklendiği zaman giderilebilmektedir. Hastaların çiğneme performanslarında ve memnuniyetlerinde anlamlı bir fark gözlemlendiği belirtilmektedir (248, 261).

2002 yılında McGill Uzlaşısı ve York Bildirisi yayınlanarak bu dezavantajların giderilebilmesi için, tam dişsiz hastaların ilk tedavi alternatifi olarak iki adet kemik içi implantla desteklenen alt tam protezlerin önerilmesi gerektiği kararına varılmıştır (249, 263).

Bu sayede stabilizasyon ve retansiyon artırılarak hastaların fonksiyon, fonasyon ve estetik beklentileri daha çok karşılanmaktadır (Tablo 2.5., 2.6.). Bununla doğru orantılı olarak hasta konforu ve hasta memnuniyeti de artmaktadır (264).

Tablo 2.5. İmplant destekli hareketli protezlerin avantajları ve dezavantajları (264–266)

İmplant destekli hareketli protezlerin avantajları

- Anterior kemik kaybının önlenmesi
- Daha iyi estetik
- Daha iyi retansiyon ve stabilizasyon
- Tekrarlanabilen sentrik ilişki oluşturulabilmesi
- Yumuşak doku irritasyonlarında azalma
- Çiğneme performansı ve kuvvetindeki artış
- Oklüzal fonksiyonda artış
- Daha düzgün fonasyon
- Protez hacminde azalma

İmplant destekli hareketli protezlerin dezavantajları

- Hastaların hareketli bir protez istemeyebilmesi
 - İnteralveolar mesafenin yetersiz olduğu durumlar
 - Uzun dönem izlenme ve hekim desteği gerekliliği
 - Posterior bölgede kemik rezorpsiyonunun devam edebilmesi
 - Protezin altına gıda birikimi
 - Protezde mobilite olması
-

Tablo 2.6. İmplant destekli hareketli protezlerin endikasyonları (264–266)

İmplant destekli hareketli protezlerin endikasyonları

- Kemik desteğinin yetersizliği
 - Zayıf nöromusküler adaptasyon ve koordinasyon
 - Güçlü stabilizasyonu engelleyebilecek parafonksiyon varlığı
 - Hareketli protez kullanımı için psikolojik yetersizlik
 - Maksillofasial defekt varlığı
-

Brånemark'ın orijinal protokolünde altı adet implantın üzerine sabit protetik restorasyon uygulanmış ve posterior bölge kantilever ile uzatılmıştır. Aynı protokol, dört veya beş adet implantla da uygulanarak benzer sağ kalım oranları elde edilmiştir. Bununla birlikte, kantilever tasarımının biyomekanik başarısızlık riskini artırma ihtimali olduğu belirtilmiştir (267).

İmplant destekli sabit protezler, implant destekli hareketli protezlere göre çoğu zaman daha uzun süreyle sorunsuz kullanılabilir. Bunun birkaç nedeni mevcuttur (268):

- İmplant destekli sabit protezlerde kullanılan porselen ve metalin implant destekli hareketli protezlerde kullanılan akriliğe göre daha az aşınması
- İmplant destekli hareketli protezlerde implant destekli sabit protezlere göre protez altında gıda birikiminin daha fazla olması
- İmplant destekli hareketli protezlerin bağlayıcı parçalarının implant destekli sabit protezlere göre daha sık değiştirilme gereksinimi

İmplant destekli sabit protetik restorasyonların avantajları (268):

1. Psikolojik (Doğal dişe benzerlik duygusu)
2. Kullanım ömrünün uzun olması
3. Daha az bakıma ihtiyaç olması
4. Daha az gıda birikimi olarak belirtilmiştir.

İmplant destekli sabit protezler simante ve oklüzal vidalı olarak uygulanmaktadır.

2.13. İmplant Destekli Simante Sabit Protezler

Bu tip protezlerin uygulanabilmesi için oklüzal düzlem ile implant arasındaki dikey mesafenin tutuculuk sağlayabilecek yükseklikte olması gerekmektedir (269–271).

İmplant destekli simante protezlerin oklüzal vidalı protezlere göre avantajları (269):

- Estetik açıdan daha başarılı olmaları
- Klinik uygulamalarının hekim için daha kolay olması
- Laboratuvar işlemlerinin daha kolay olması
- Daha düşük maliyet olarak belirtilmiştir.

Siman varlığı, alt yapının pasif uyumunun oluşturulmadığı durumlarda stres emilimi sağlamaktadır. Böylece simante protezlerde pasif uyum sağlanmasının daha kolay olduğu belirtilmiştir (269). Bununla birlikte, simantasyon sonrasında taşan simanın yeterince temizlenmemesi nedeniyle implant çevresi boyun rezorpsiyonun gözlenmesi ve implant/abutment vidasında oluşabilecek komplikasyonlarda protezin kesilerek çıkarılması simante restorasyonların dezavantajları olarak belirtilmiştir (270, 271).

2.14. İmplant Destekli Oklüzal Vidalı Sabit Protezler

Bu tip bağlantıda vidanın üzeri bir ara madde (teflon bant, guta perka vb.) ile kapatıldıktan sonra vida yuvası kompozit ile kapatılır (269).

İmplant destekli oklüzal vidalı sabit protezler, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda vida yardımı ile tutuculuk sağlayabilmektedir. Ayrıca hekim gerekliliği gördüğünde veya implant ile abutment arasındaki bağlantıda/tutucu vidada herhangi bir problem olduğunda üstyapıya zarar vermeden protezi kolayca çıkarabilmektedir (270).

İmplant destekli oklüzal vidalı sabit protezlerin dezavantajları (269):

- Oklüzal yüzeyde yer alan vida yuvasının estetik açıdan olumsuz görüntüsü
- Oklüzal yüzeyde yer alan vida yuvası nedeniyle ideal oklüzal yüzey morfolojisinin hazırlanmasına engel olabilmesi
- Hekim tarafından uygulama zorluğu
- Klinik ve laboratuvar işlemlerinin zorluğu
- Yüksek laboratuvar maliyeti olarak belirtilmiştir.

İmplant destekli protetik restorasyonların uzun dönem başarısı için alt yapıların pasif uyumu önemlidir. Protetik alt yapının implanta vidalanmasının biyomekanik açıdan implant ve protez üzerinde stres oluşturduğu bilinmektedir. Literatürde simante ve oklüzal vidalı implant destekli protezlerin pasif uyumu ile ilgili karşılaştırmalı çalışmalar incelendiğinde, simante protezlerin implant ve protetik yapılar üzerinde daha az stres oluşturduğu belirtilmiştir (269, 272, 273).

2.15. Kuron Boyu / İmplant Boyu Oranı

Misch'e göre oral implantolojide kuron boyu, posterior dişlerde tüberkül tepesi ile krestal kemik arasındaki mesafe, anterior dişlerde ise insizal kenar ile krestal kemik arasındaki mesafenin ölçülmesiyle bulunmaktadır. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda bu mesafe 8-12 mm arasında olmalıdır. Literatürde implant destekli protezlerde en sık gözlenen komplikasyonların mekanik komplikasyonlar olduğu belirtilmektedir. Bu komplikasyonların çoğunlukla implant-protez sistemine gelen aşırı kuvvetlerden kaynaklandığı bildirilmiştir. Bunun sonucunda implant gövdesi veya parçasının başarısızlığı, peri-implant kemikte rezorpsiyon ve protetik başarısızlık gözlenmektedir (274).

İmplant destekli sabit protezlerde kuron boyu, biyomekanik olarak vertikal bir kaldıraç görevi üstlenmektedir ve böylece üzerine gelen yükleri büyüterek iletmektedir. Kuvvet, implantın uzun aksi doğrultusunda iletildiğinde kuron boyu kaldıraç özelliğini kullanmaz ve kuvvet doğrudan iletilir. Fakat kuvvet kuron üzerine non-aksiyal bir yönde iletildiğinde kuron boyu ile doğru orantılı bir şekilde artarak iletilmektedir (274).

Bidez ve Misch, kantileverın implant üzerine etkisi ve bunun kuron boyu ile ilişkisini incelemişlerdir. Bu çalışmaya göre, kuvvetler üç farklı yönde (oklüzal-gingival, meziodistal, bukkolingual) kuvvet iletebilmektedir. Bu kuvvetler ise implant üzerinde 6 farklı yönde rotasyonel kuvvet (moment kuvveti) oluşturmaktadır. Kuron boyu 10 mm'den 20 mm'ye çıkarıldığında altı moment kuvvetinin ikisi %200 artmaktadır (274).

Kuron üzerine açılı gelen kuvvetler de implanta artarak iletilmektedir. 12 derece açıyla gelen bir kuvvet, değerinin %20 fazlası olarak etki etmektedir. Artmış olan bu kuvvet daha sonra kuron boyunun miktarı ile orantılı olarak bir daha artar ve implanta iletilir. Maksiller keser dişler genellikle oklüzal düzlem ile 12 derecelik bir açıda bulunmaktadır.

Bu nedenle ideal konumda yerleştirilmiş bir implantta bile, özellikle premaksillada kuvvetler açılı olarak gelmektedir. Maksiller insizal dişlerin diğer dişlere göre daha uzun olması, açılı gelen bu kuvvetleri iyice artırmaktadır. Bu nedenle, implant planlaması yapılırken bu dişler için özel bir değerlendirme yapılması gerekmektedir (274).

Osseointegre olmuş implant gövdesi üzerine gelen çoğu kuvvet, implant tasarımı ve kemik yoğunluğundan bağımsız olarak krestal kemiğin koronal 7-9 mm'sinde yoğunlaşmaktadır. Bu nedenle doğal dişlerin aksine implant gövde uzunluğu, kuron boyuyla iletilen kuvvetlerin karşılanmasında etkili bir yöntem değildir. Protez-implant kompleksine uygulanan kuvvet ile internal stres arasında doğrusal bir orantı mevcuttur. Böylece, uygulanan kuvvet arttıkça gerilme ve sıkıştırma kuvvetleri de artarak krestal kemiğe iletilecektir (274).

Misch, 15 mm ve üzeri kuron boylarını aşırı kuron boyu olarak tanımlamıştır. İmplant cerrahisi öncesi vertikal kemik kaybı kaynaklı aşırı kuron boyunun önlenmesi için kemik yüksekliğini artırıcı cerrahi işlemler veya protez-implant sistemini destekleyen işlemler yapılmalıdır. Cerrahi işlemler: blok greft uygulamaları, partiküler greft ile birlikte bariyer membran veya titanyum ağ uygulamaları ve distraksiyon osteogenezisini içermektedir. Kemik ogmentasyon işlemleri, protez-implant sistemini destekleyici protetik işlemlere tercih edilmektedir. Ogmentasyonlar sayesinde vertikal kemik yüksekliği artırılarak kuron boyu doğrudan azaltılmaktadır. Böylece implant biyomekaniği de iyileştirilmektedir (274).

Artmış kuron yükseklik alanının protetik restorasyonlarla tedavi edilmesi en son seçenek olmalıdır. Protetik tedavi yöntemleri arasında; sabit restorasyonlarda pembe porselen veya akrilik rezinden yapılmış diş eti renginde hazırlanmış protezler, bu durumun yeterli olmadığı hastalarda ise protez tasarımı değiştirilerek sabit protez endikasyonunun hareketli proteze dönüştürülmesi değerlendirilmelidir. Özellikle maksillada vertikal kemik kayıpları sonucunda genellikle daha palatinalde konumlanan bir kret kalmaktadır. Bu nedenle, rezorbe olmuş maksiller krete uygulanan implantlar, doğal dişlerin konumuna göre daha palatinalde konumlanmaktadır. Bu gibi durumlarda, protetik planlamanın implant destekli hareketli proteze dönüştürülmesi önerilmektedir (274).

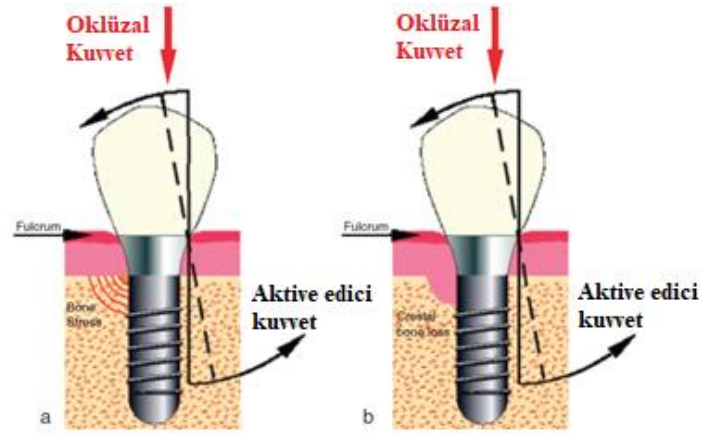
K/İ oranı, kuron-kök oranından geliştirilen bir parametredir. Doğal dişlerde bu oran, dişin alveolar kemik içerisinde yer almayan parçası ile alveolar kemik içerisinde yer alan

parçası arasındaki ilişki olarak tanımlanmaktadır ve radyograflar üzerinden ölçülmektedir. Tarihsel açıdan kuron-kök oranı, bir dişin protetik sabit veya hareketli bir protetik restorasyon için dayanak olarak kullanılabilirliğini değerlendirmede önemli bir rol oynamıştır. Schillingburg ve ark. sabit protetik restorasyonlarda dayanak olarak kullanılacak dişlerde ideal kuron-kök oranını 0.5:1 olarak belirtmişlerdir. Bu oranın sağlanamadığı durumlarda kabul edilebilir son sınır oranını 1:1 olarak bildirmişlerdir. Gilbert ve ark. artmış kuron-kök oranına sahip dişlerde kayıp riskinin daha yüksek olduğunu ifade etmişlerdir. Ancak kuron-kök oranından yola çıkarak ideal K/İ oranının ne kadar olması gerektiği hakkında bir altın standart mevcut değildir. Birçok çalışma implant boyunun implant başarısı üzerindeki etkisini incelese de sonuçlar çelişki içermektedir (275).

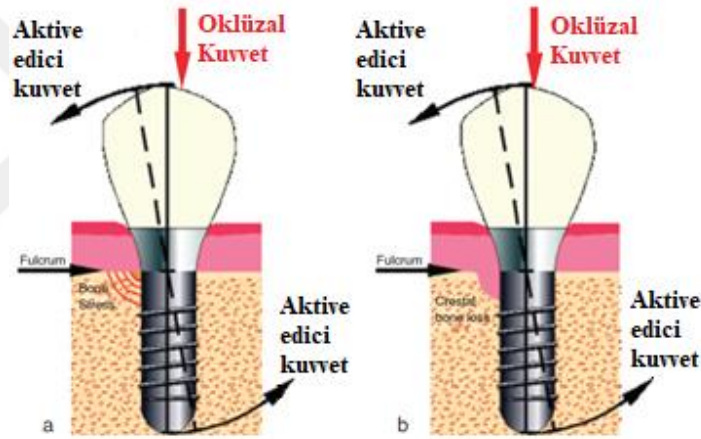
Schulte ve ark., kısa implantlarda K/İ oranlarını elde ederek bu oranları literatürde belirtilen kuron-kök oranı ile karşılaştırmışlardır. Bu çalışmaya göre implant destekli restorasyonlarda 1.3:1 olarak elde edilen ortalama K/İ oranı, doğal dişler için belirlenmiş arzulanabilir kuron-kök oranını aşmaktadır. Bu nedenle doğal dişler için belirlenmiş kuron-kök oranının implant destekli protetik restorasyonlar için rehber alınmaması gerektiğini belirtmişlerdir (276).

Krestal kemik ve aksiyal olmayan (non-aksiyal, oblik) kuvvetler arasındaki ilişki; teorik matematiksel modeller, in vitro çalışmalar, hayvan deneyleri ve kısa dönem insan klinik çalışmaları ile incelenmiştir. İstenmeyen K/İ oranının önemi Regnert ve ark. ile Glantz ve Nilner tarafından aksiyal olmayan kuvvetler ile ilişkisi nedeniyle vurgulanmıştır (277).

Fulkrum hattının apiko-koronal konumuna göre anatomik kuron/implant boyu oranı (aK/İ) ve klinik kuron/implant boyu oranı (kK/İ) olmak üzere 2 farklı K/İ oranı mevcuttur. aK/İ oranında (Resim 6.1) kaldıraç kolunu oluşturan fulkrum hattı implantın boyun seviyesindedir. kK/İ oranında (Resim 6.2) ise bu hat krestal kemik seviyesindedir. İmplant protez bağlantısının kemik viskoelastisitesinden daha rijit olması nedeniyle, kK/İ oranı daha gerçekçi bir tablo oluşturmaktadır (277).



Resim 6.1. aK/İ oranı nedeniyle gelişen krestal kemik kaybının mekanizması



Resim 6.2. kK/İ oranı nedeniyle gelişen krestal kemik kaybının mekanizması

Blanes ve ark. 2006 yılında anatomik ve klinik kuren boyu oranları ile krestal kemik kaybı arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Bu çalışmaya göre hem anatomik hem klinik K/İ oranları arttıkça, yıllık kemik kaybı azalmıştır. Bu ters orantı, yüksek bükülme kuvvetlerinin ve uzun kaldıraç kollarının dental implantların etrafında kemik rezorpsiyonuna neden olduğunu belirten matematiksel modellerle ters düşmektedir. Blanes ve ark. bu durumu, kemiğin strese karşı geliştirdiği cevap olarak açıklamaktadırlar. Bu teoriye göre: çiğneme kuvvetlerinin krestal kemikte oluşturduğu stres, bazen implantları çevreleyen kemikte

stimülasyona sebep olurken, bazen de rezorpsiyona sebep olmaktadır. Bununla birlikte, hangi eşik değerinin üzerindeki streslerin kemik rezorpsiyonuna neden olduğu bilinmemektedir (277).

Yapılan bir çalışmaya göre, K/İ oranının, potansiyel implant başarısızlığını öngörmeye implantın yerleştirileceği kemik mesafesine göre daha duyarlı bir indikatör olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmaya göre, stresin MKK ve implant başarısızlığına neden olmasını önlemek amacıyla, K/İ oranının 0.5-1 arasında olması gerektiği önerilmiştir. Bu öneri aynı zamanda diş destekli restorasyonların protetik ve periodontal prensiplerine dayanarak ortaya konmuştur (194).

2014 yılında yayınlanan bir sistemik derleme sonucunda, yüksek K/İ oranının artmış MKK ile ilişkili olmadığı tespit edilmiştir. Ayrıca parafonksiyonel hareketler ve oklüzyon düzenlendiği takdirde, yüksek K/İ oranına sahip restorasyonların da uzun süreli başarı sağladığı belirtilmiştir. Bu derleme, Shulte ve ark.'nın çalışması ile paralellik göstererek, K/İ oranıyla MKK arasında ters orantılı bir ilişki tespit etmiştir. Bununla birlikte, bazı araştırmacılar K/İ oranı ile artmış MKK arasında herhangi bir ilişki olmadığını belirtmişlerdir (278).

Okada ve ark., yüksek K/İ oranına sahip implantların artmış kemik remodelasyonuna sahip olduğunu belirtmişlerdir. Ancak bu implantlarda gözlenen MKK'nin düşük K/İ oranına sahip implantlardan farklı olmadığını bildirmişlerdir (278).

Biyomekanik bakış açısından incelendiğinde, sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalar sonucunda fonksiyonel kuvvetlere maruz kalan implant destekli protetik restorasyonlarda, stres implant uzunluğundan bağımsız olarak implantın boynunda yoğunlaşmaktadır. Buradan yola çıkarak, implant uzunluğunun implantın osseointegrasyonunu etkilemediği teorisi ortaya çıkarılmıştır. Fakat bu verilerin elde edildiği sonlu elemanlar analizinde implant destekli protetik restorasyon yalnızca vertikal fonksiyonel kuvvetlere maruz bırakılmıştır (279).

Lateral fonksiyonel kuvvetler ve parafonksiyonel hareketlerin implant çevresinde oluşturduğu stresin hangi bölgelerde yoğunlaşacağı öngörülememektedir. Bu nedenle daha uzun bir üstyapıya sahip implantlarda, MKK'nin daha fazla olabileceği düşünülmektedir. Bulaqi ve ark. ile Verri ve ark. bu teoriden yola çıkarak, artmış K/İ oranına sahip

restorasyonlarda lateral fonksiyonel kuvvetler ve parafonksiyonel hareketlerle oluşan stres dağılımının peri-implant kemik ve protetik parçalar üzerindeki etkilerini üç boyutlu sonlu elemanlar analiziyle incelemişlerdir. Her iki çalışma sonucunda, artmış kuron boylarında lateral kuvvetler sonucunda peri-implant kemiğe gelen stresin de orantısız olarak arttığı bildirilmiştir. Ayrıca, daha uzun kuron boyuna sahip vidalı protetik restorasyonlarda, bağlantı vidası üzerinde daha fazla stres olduğu gözlemlenmiştir. Bunun sonucunda vida gevşemesi veya vida kırıkları gibi komplikasyonların gelişme riski artmaktadır (280).

Ghariani ve ark. 12 hasta üzerinde mandibular posterior dişlerde kısa implantlarla K/İ oranının MKK üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Bu çalışmaya göre K/İ oranı ile MKK arasında bir korelasyon bulunmamıştır. Bununla birlikte, çalışma sonucunda K/İ oranları arttıkça MKK'nin de artma yönünde olduğu belirtilmiştir (280).

2020 yılında K/İ oranının MKK ile ilişkisini değerlendiren iki farklı meta-analiz yayınlanmıştır. Pellizzer ve ark.'nın tek üye implant destekli kuron restorasyonları üzerinde uyguladıkları sistematik derleme ve meta-analizde, K/İ oranı ile implant başarısı arasında bir ilişki olmadığını bildirmişlerdir. Bununla birlikte, K/İ oranı arttıkça MKK miktarının arttığını ifade etmişlerdir. İmplant başarısı ile K/İ oranı arasında bir ilişki olmaması, diş hekimliğinde teknolojinin gelişimi ile özellikle kısa implantlarda yüzey yapılarının geliştirmesi ve iyileştirilmesi sayesinde fonksiyon ve stabilitenin artması olarak açıklanmaktadır (281).

Padhye ve ark.'nın sistematik derleme ve meta-analizine göre, çalışma gruplarında tespit edilen K/İ oranı 0.6-2.44 arasında bildirilmiştir. Bu çalışmaya göre, yüksek K/İ oranına sahip olan grup ($K/İ > 1.5$) ile düşük K/İ oranına sahip olan grup ($K/İ < 1.5$) arasında peri-implant marjinal kemik seviyesindeki değişiklik ve implant başarısı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Bununla birlikte, bu çalışmaya dahil edilen protetik restorasyonlar hem tek üye hem de splintli implant destekli protezleri kapsamaktadır. Tek kuron restorasyonlarının, özellikle posterior bölgede, çiğneme kuvvetlerinden kaynaklanan strese daha duyarlı olduğu bilinmektedir. Bu durum, K/İ oranı ile marjinal kemik seviyesindeki değişiklik arasında aynı yıl yayınlanan diğer meta-analizden farklı olarak anlamlı bir ilişki gözlenmemesini açıklamaktadır (261).

Sonuç olarak, literatürde K/İ oranını ile peri-implant marjinal kemik seviyesi ve kaybı arasındaki ilişkiyi inceleyen birçok çalışma mevcuttur. Ancak, protetik planlamanın

farklılığı, implantların boy-çap değerleri, implantların mikro-makro özellikleri gibi farklı parametrelerin değerlendirmelerde değişik oranlarda rol alması nedeniyle, bu konuyla ilgili henüz bir görüş birliği sağlanamamıştır. Bu çalışmada, farklı implant destekli protetik restorasyonlara ve farklı boylara sahip implantların K/İ oranının, radyografik (MKK) ve klinik (PI, GI, SK, KMG, PİCD, PDÇ, protetik faktörler, çekim nedeni, antagonist dişte bulunan restorasyon türü) parametreler ile ilişkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamız, 2017 ve 2019 yılları arasında diş eksikliğinin implant tedavisi ile giderilmesi amacıyla başvuran hastalar üzerinde yürütülmüştür. Bu çalışma; implant cerrahisi tedavileri Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiş ve protetik tedavileri Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı tarafından tamamlanmış olan hastaların verileri üzerinden retrospektif olarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda toplam 107 hasta ve 400 implant değerlendirilmiştir. Dahil edilen 107 hastanın 56'sı kadın 51'i erkek ve yaş ortalaması 50.05 ($\pm$ 11.63)'tir.

Bu çalışma için, Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu'na başvurularak 2020/286 no'lu (Ek-1) kurul onayı alınmıştır.

3.1. Hasta Seçimi ve Veri Taraması

Çalışmaya dahil edilen hastaların; yaş, cinsiyet, sistemik durum, sigara kullanım bilgileri, panoramik röntgen görüntüleri ile bu hastalara uygulanan implantların yerleştirildiği çene ve bölge, marka, boy, çap verisi, implant destekli protetik restorasyonun tipi, implant destekli protetik restorasyon komplikasyon varlığı, diş çekim nedeni, implant destekli restorasyonun antagonistinde bulunan dişin restorasyon tipi, implant çevresi periodontal dokuların klinik verileri (PICD, mPI, mGI, KMG, PİÇD, SKİ) ve implant destekli restorasyonun tipi kaydedilmiştir.

3.1.1. Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

Bu çalışmaya dahil edilen hastalar için dahil edilme kriterleri:

- Hastaların 18-70 yaş aralığında bulunması
- Hastaların implant destekli sabit protetik tedavisinin en az 6 ay önce tamamlanmış olması ve protezin en az 6 aydır fonksiyonda olması
- Hastaların protetik restorasyonlarının en çok 48 aydır fonksiyonda olması
- Hastaların sistemik olarak sağlıklı olması veya sistemik hastalığının kontrol altında olması
- Hastalardan alınan operasyondan hemen sonra (başlangıç, t0) panoramik radyografların bulunması

- İmplantın ait tüm verilerin (marka, boy, çap gibi) eksiksiz olarak kayıtlı olması olarak belirlenmiştir.
- İmplant destekli sabit restorasyonların tutucu sisteminin simantasyon olması

3.1.2. Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri

Hastaların çalışmaya dahil edilmeme kriterleri:

- İmplant cerrahisi işlemleri KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji AD'de yapılmamış hastalar
- Protetik üstyapısı KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD'de yapılmamış hastalar
- İmplant boy, çap verilerinin olmadığı hastalar
- Protetik üstyapının tamamlanmamış olması veya tamamlanmasının üzerinden en çok 6 ay geçmiş hastalar

3.2. Hastalara ve İmplantlara Ait Verilerin Kaydedilmesi

Hastaların sistemik durumları, periodontal geçmişleri ve demografik verileri üniversitemiz veri tabanı (Turcasoft), implant onam formu ve hasta anamnez formlarından alınmıştır.

Hastalara ait veriler:

- Yaş:
 - 50 yaş ve altı
 - 50 yaş üstü
- Cinsiyet:
 - Kadın
 - Erkek
- Sigara kullanımı:
 - Var
 - Yok
 - Bilinmiyor
- Sistemik durum:
 - Diyabet

- Hipertansiyon
- Hipotiroid
- Hipertiroid
- Romatoid artrit
- Kardiyovasküler hastalıklar
- Hepatit B ve C gibi karaciğer hastalıkları

İmplantlara ait veriler:

- İmplant sistemi:
 - Zimmer
 - Bego
 - İmpliance
 - Diğerleri
- Boy
 - Kısa (10 mm' den kısa olan implantlar)
 - Orta (10-11,5 mm olan implantlar)
 - Uzun (12 mm ve daha uzun olan implantlar)
- Çap
 - Dar (3,75 mm ve altı)
 - Standart (4 mm ve 4,5 mm arası)
 - Geniş (4,5 mm ve üzeri)
- İmplantın yerleştirildiği bölgedeki dişin çekim nedeni:
 - Endodontik
 - Periodontal
 - Diğer
- İmplant destekli protez tipi:
 - Kupon
 - Köprü
 - Kantilever
- Yerleştirildiği çene:
 - Maksilla
 - Mandibula

- Yerleştirildiği bölge:
 - Anterior (1,2,3 nolu dişler)
 - Premolar (4,5 nolu dişler)
 - Posterior (6,7 nolu dişler)
- Panoramik radyografi üzerinden implantın marjinal kemik seviyesi ölçümleri zamana göre:
 - T0: İmplant cerrahisinden hemen sonra alınan panoramik radyografide ölçülen mezial ve distal kemik seviyesi (T0 mezial, T0 distal)
 - T1: İmplant destekli protetik restorasyon tamamlandıktan en az 6 ay sonra alınan kontrol radyografisinde ölçülen kemik seviyesi (T1 mezial, T1 distal) olarak kaydedilmiştir.

3.3. Hastaların Peri-implant Klinik Durumlarının Değerlendirilmesi

Çalışmaya dahil edilen tüm bireylerden peri-implant dokular için:

- Peri-implant Cep Derinliği (PİCD)
- Modifiye Plak İndeksi (mPI)
- Modifiye Gingival İndeks (mGI)
- Modifiye Sondalamada Kanama İndeksi (SKI)
- Peri-implant Diş Eti Çekilmesi (PİDÇ)
- Keratinize Mukoza Genişliği (KMG) değerleri ölçülerek kaydedildi.

Ölçümler aynı kişi tarafından, William's Periodontal Sondu (Hu-Friedy) kullanılarak ve mm cinsinden yapıldı (283).

3.3.1. Peri-implant Cep Derinliği Ölçümleri (PİCD)

Peri-implant cep derinliğinin (PİCD) ölçümleri, her implant için mezio-bukkal, bukkal, disto-bukkal, mezio-lingual/palatinal, lingual/palatinal ve disto-lingual/palatinal yüzeyleri olmak üzere 6 bölgeden ve mm cinsinden yapılmıştır. Her dental implant için 6 değerlerin ortalaması referans alınmıştır (283).

3.3.2. Modifiye Plak İndeksi (mPI)

Mevcut plak miktarını belirlemek için, Mombelli ve ark. (183)'ın geliştirdiği modifiye plak indeksi (mPI) kullanılmıştır.

- 0: İmplant yüzeyinin serbest diş eti kenarına yakın kısmında hiç plak gözlenmemesi
- 1: Çıplak gözle görülemeyen, periodontal sond sayesinde gözlenebilen, implant yüzeyinin serbest diş eti kenarına yakın kısmında film şeklinde plak gözlenmesi
- 2: İmplant yüzeyinin serbest diş eti kenarına yakın kısmında, çıplak gözle gözlenebilen orta düzeyde yumuşak eklenti varlığı
- 3: İmplant yüzeyinin serbest diş eti kenarına yakın kısmında, aşırı düzeyde yumuşak eklenti gözlenmesi

Her implanta ait mPI değeri: mezial, bukkal, distal, lingual/palatinal yüzeyler olmak üzere 4 bölgeden ölçüm yapılarak ortalaması alınmıştır.

3.3.3. Modifiye Gingival İndeks (mGI)

Modifiye Gingival İndeksi, peri-implant yumuşak dokularda enflamasyon derecesini ölçmek için kullanılmaktadır. Bu indeks, periodontal dokular için kullanılan gingival indeksten modifiye edilmiştir (183, 194). Bu indekse göre:

- 0: Sondalama ile kanama gözükmeyen normal mukoza
- 1: İzole kanama ile minör ödem, hafif renk değişikliği gözlenmesi
- 2: Mukozal marjin boyunca kanama ile orta dereceli ödem, renk değişikliği ve parlak yüzey gözlenmesi
- 3: Şiddetli enflamasyon bulgularıyla beraber dokuda spontan kanama görülmesi

3.3.4. Modifiye Sondalamada Kanama İndeksi (SKI)

Tüm implantlar için sondalamayla oluşan kanamanın değerlendirmesinde, Ainamo ve Bay tarafından geliştirilen, modifiye sondalamada kanama indeksi (mSKI) kullanıldı. Her implant için mezial, distal, bukkal, palatinal/lingual yüzeylerde kanamanın varlığına göre değerlendirme yapıldı (183, 191).

Pozitif skor (+): Sondalamada kanama olması

Negatif skor (-): Sondalamada kanama olmaması

3.3.5. Peri-implant Diş Eti Çekilmesi (PIDÇ)

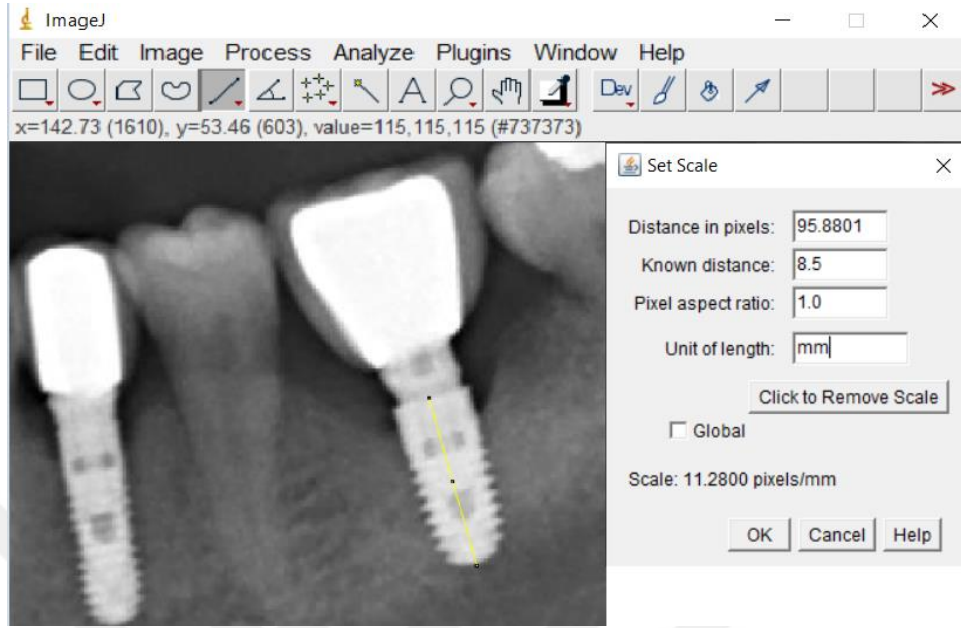
Diş eti çekilmesi miktarı belirlenirken, peri-implant yumuşak dokuda implant destekli restorasyonun bukkal marjinal sınırı ile gingival marjin arasında kalan mesafe ölçülmektedir (178, 197). Peri-implant dokular etrafındaki çekilme, referans noktası implant-abutment olarak belirlenerek, mm cinsinden ölçüldü. Tüm implantların mezio-bukkal, bukkal, disto-bukkal, mezio-lingual/palatinal, lingual/palatinal ve disto-lingual/palatinal yüzeyleri olmak üzere 6 bölgesinden ölçüm yapıldı ve ortalaması alındı.

3.3.6. Keratinize Mukoza Genişliği (KMG)

İmplant çevresi keratinize mukoza genişliği (KMG), bir periodontal sond yardımıyla implant mid-bukkal bölgesinde, mukozal marjin tepesinden mukogingival birleşime kadar olan mesafenin ölçülmesi (200) ile elde edildi.

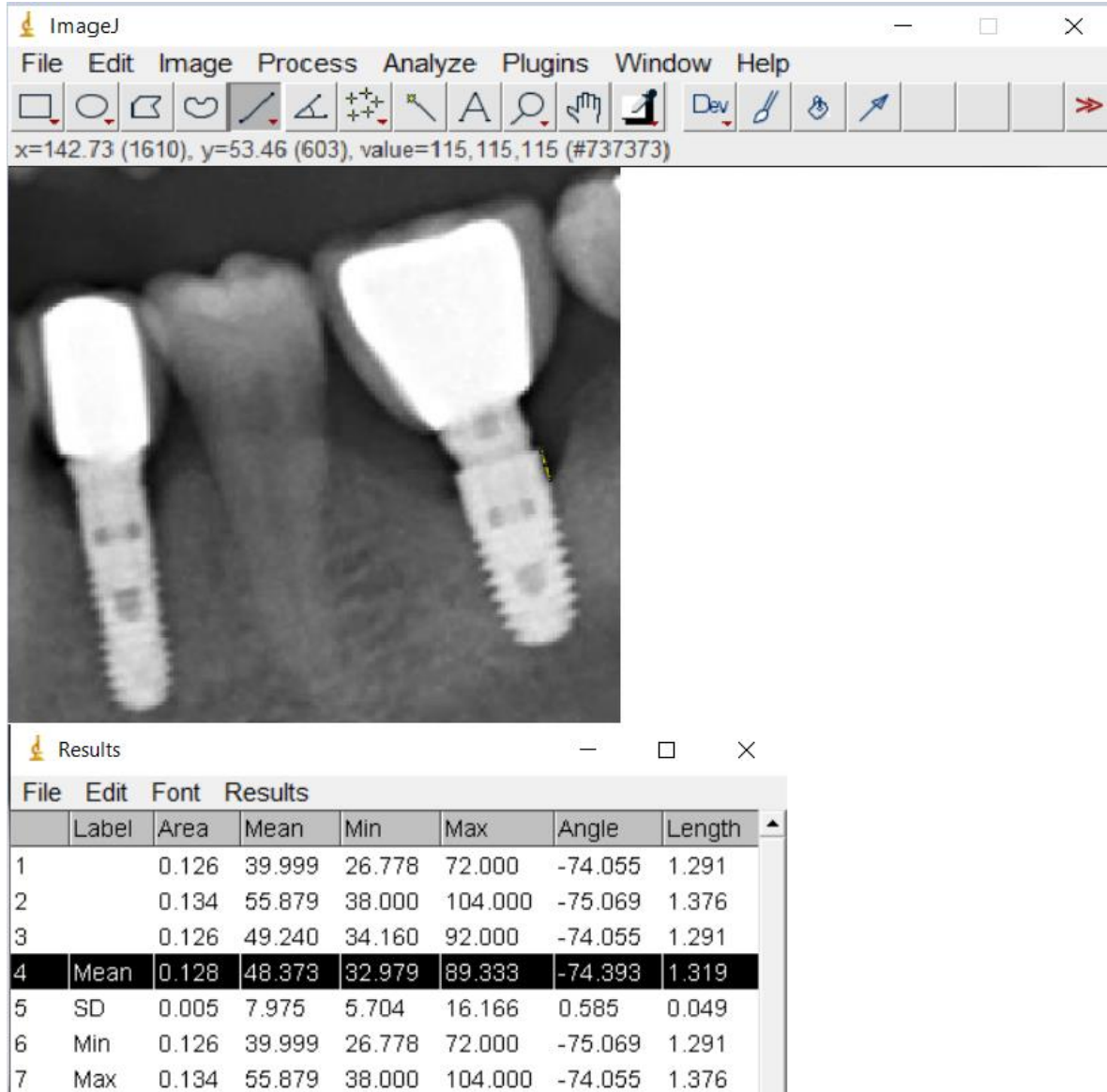
3.4. Panoramik Radyografi Üzerinde Yapılan Değerlendirmeler

Hastalardan tedavi süreleri boyunca (T0, T1) alınan dijital panoramik radyograflar (Kodak 9300 68 kv 15mA s:14.3) incelenmek üzere Turcasoft sistemi üzerinden indirilerek kaydedildi. Marjinal kemik seviyelerinin ölçümleri radyograflar üzerinde görüntü analiz yazılımı olan “Image J” programı kullanılarak yapıldı. Kemikte mevcut MKK’nin en derin noktası ve implant boynunun en koronal noktası arasındaki mesafe program yardımıyla ölçüldü (resim 7.1). Radyograflar üzerinde program yardımıyla ölçülen implant boyu, pikseller arası mesafe değeri olarak ölçülen değer ile kalibre edilerek gerçek kemik kaybının milimetre (mm) cinsinden değeri bulundu ve ölçüm birkaç kez tekrarlanarak ortalama değeri kaydedildi (resim 7.2). Ölçümler her implant için T0, T1 zamanlarında alınan panoramik radyograflarda implantın mezial ve distal olmak üzere iki bölgeden yapıldı ve kaydedildi (214, 276, 277).



Resim 7.1. Image J programında implant boyunun kaydedilmesi. Gerçek kemik seviyesinin tespiti için program üzerinde implant boyunun referans alınması ve milimetre cinsinden kalibre edilmesi

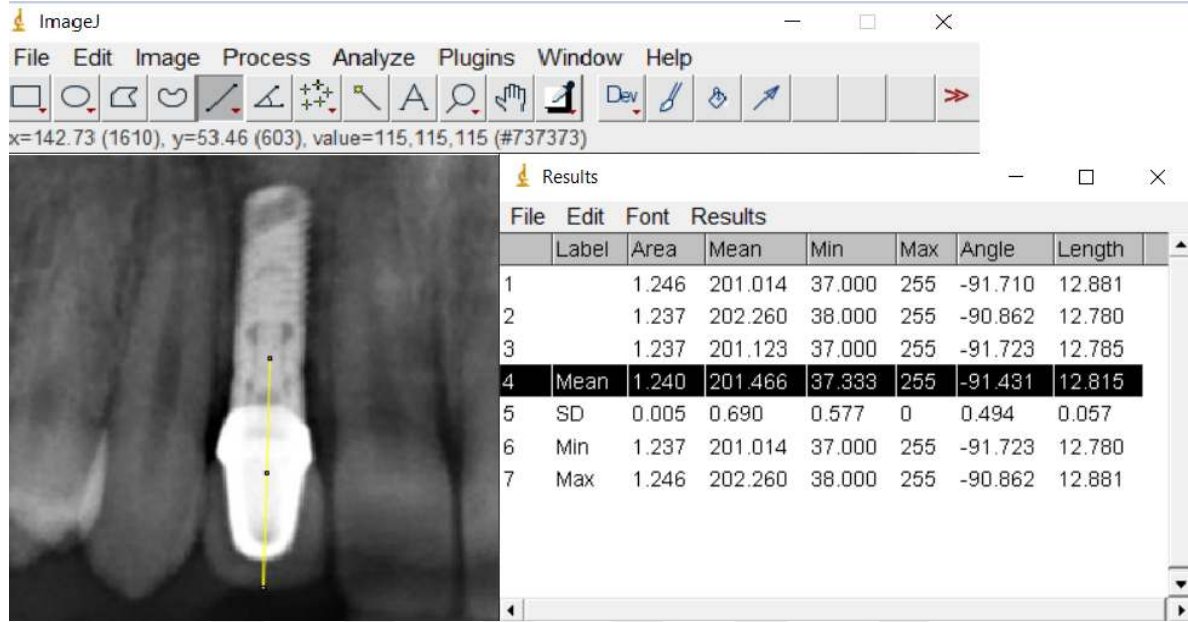
Resim 7.1’de gösterildiği üzere Image J programında implantın en apikal ve en koronal noktası belirlenmiş ve pikseller arası mesafe ölçülmüştür. Ölçülen bu pikseller arası mesafenin kayıtlarımızda mevcut olan gerçek implant boyuna (8.5 mm) kalibrasyonu yapılmıştır. Bu kalibrasyon sonrasında implantın mezial ve distal bölgelerindeki kemik kaybının piksel cinsinden değeri ilgili program sayesinde milimetre (mm) olarak saptanmıştır (214, 275, 277).



Resim 7.2. Image J programında implantın T1 zamanında distal marjinal kemik seviyesinin ölçülmesi

Resim 7.2’de gösterildiği gibi implant boyunun programa kaydedilmesinin ardından (Resim 7.1) distal bölge ölçümü 3 kez tekrarlanmış ve 3 değer elde edilmiştir. Bu değerlerin ortalaması program üzerinde hesaplanmış ve hesaplanan değer milimetre cinsinden implantın T1 zamanına ait distal bölge MKK olarak kaydedilmiştir.

Kuron boyu ölçümü, Blanes'in (277) anatomik kuron boyu tanımından yola çıkarak gerçekleştirilmiştir ve implant destekli protezin en koronal bölgesi ile implant boynu arasında kalan mesafe ölçülmüştür (Resim 7.3).



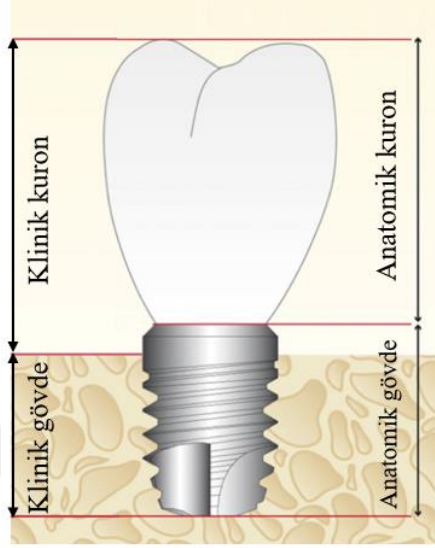
Resim 7.3. Image J programında anatomik kuron boyunun ölçülmesi

İmplant boyu ile kalibrasyon sağlandıktan sonra Resim 7.3'te gösterildiği gibi anatomik kuron boyu ölçümü 3 kez tekrarlanmış ve 3 değer elde edilmiştir. Bu değerlerin ortalaması program üzerinde hesaplanarak kaydedilmiştir.

3.5. K/İ Oranının Hesaplanması

Fulkrum hattının apiko-koronal yerleşimine göre, iki çeşit K/İ oranı ölçümü tanımlanmıştır: anatomik K/İ oranı (aK/İ) ve klinik K/İ oranı (kK/İ). aK/İ oranı hesaplanmasında, kuronun en koronal noktası ile implant boynu arasındaki mesafe kuron boyunu, implant boynu ile implant gövdesinin en apikal noktası arasındaki mesafe implant boyunu temsil etmektedir. kK/İ oranı ölçümünde, kuronun en koronal noktası ile krestal kemik arasındaki mesafe kuron boyunu, krestal kemik ile implant gövdesinin en apikal noktası arasındaki mesafe implant boyunu temsil etmektedir (277).

Çalışmamızın retrospektif bir çalışma olması ve protetik restorasyonların tamamlandığı seansta hastalardan protezli radyografların alınmaması nedeniyle, bu çalışmadaki değerlendirmeler yalnızca aK/İ ölçümü ile gerçekleştirilmiştir



Şekil 2. Klinik ve anatomik K/İ oranları

3.6. İstatistiksel Analizler

İstatistiksel analizlerde SPSS for Windows 17.0 (IBM SPSS Statistics 22) programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov Smirnov testi ile değerlendirildi. Tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma veya frekans değerleri (%) olarak verildi. İstatistiksel analizlerde eşleştirilmiş örneklem t testi, Pearson korelasyon testi ve Ki-kare testleri kullanıldı. Analizlerde $p < 0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

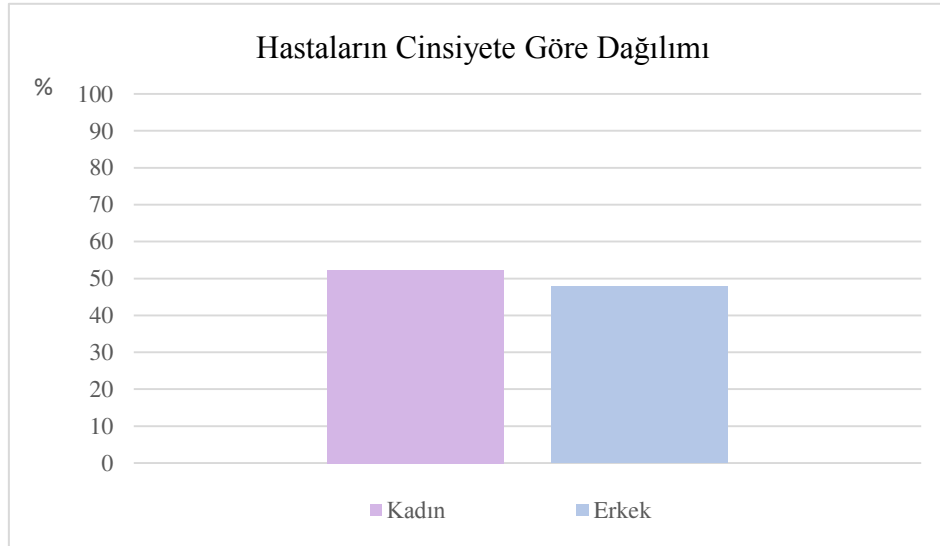
4. BULGULAR

4.1. Demografik Bulgular

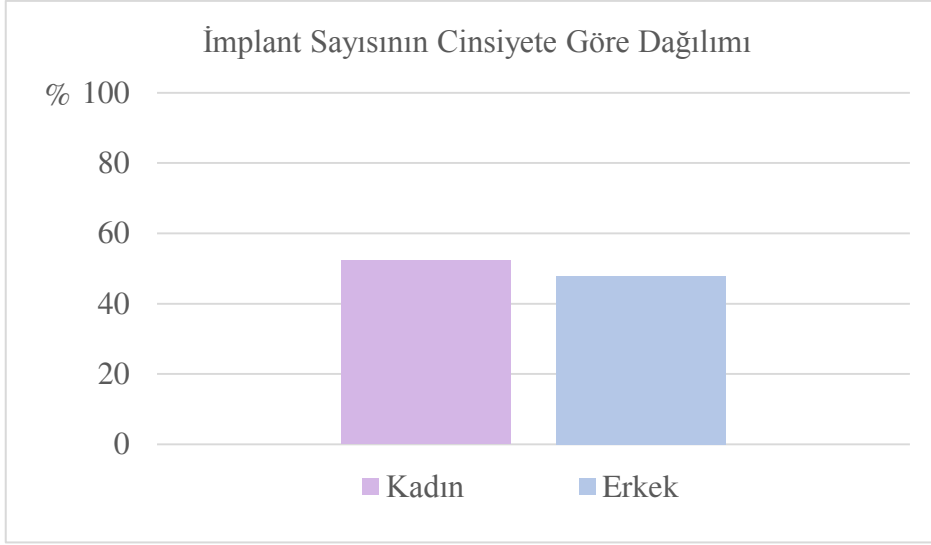
Çalışmamıza 56 kadın (%52.3), 51 erkek (%47.7) hasta olmak üzere toplam 107 hasta ve 400 adet implant dahil edilmiştir (Şekil 4.1). İmplant sayısının cinsiyetlere göre dağılımı Şekil 4.2’de belirtilmiş olup, 209 adet implant kadın hastalara (%52.3), 191 adet implant ise erkek hastalara (%47.8) uygulanmıştır. Hastalara ait cinsiyet, yaş ve sigara kullanım bilgileri Tablo 4.1’de belirtilmiştir. Hastaların yaşları 18 ile 70 yaş arasında değişmekte olup, yaş ortalaması 50,05 (± 11.63)’tir. 50 yaş ve altı hasta sayısı 53 (%49.5) iken 50 yaş üzeri hasta sayısı 54 (%50.5)’tür. Hastaların 18’i (%16.8) sigara kullandığını ifade ederken, 89’u (%83.2) sigara kullanmadığını belirtmiştir.

Tablo 4.1. Hastalara ait cinsiyet, yaş ve sigara kullanımı hikayesi

		n	%
Cinsiyet	Kadın	56	52.3
	Erkek	51	47.7
Yaş	≤ 50	53	49.5
	> 50	54	50.5
Sigara kullanımı	Var	18	16.8
	Yok	89	83.2



Şekil 4.1. Hastaların cinsiyetlere göre dağılım yüzdesi

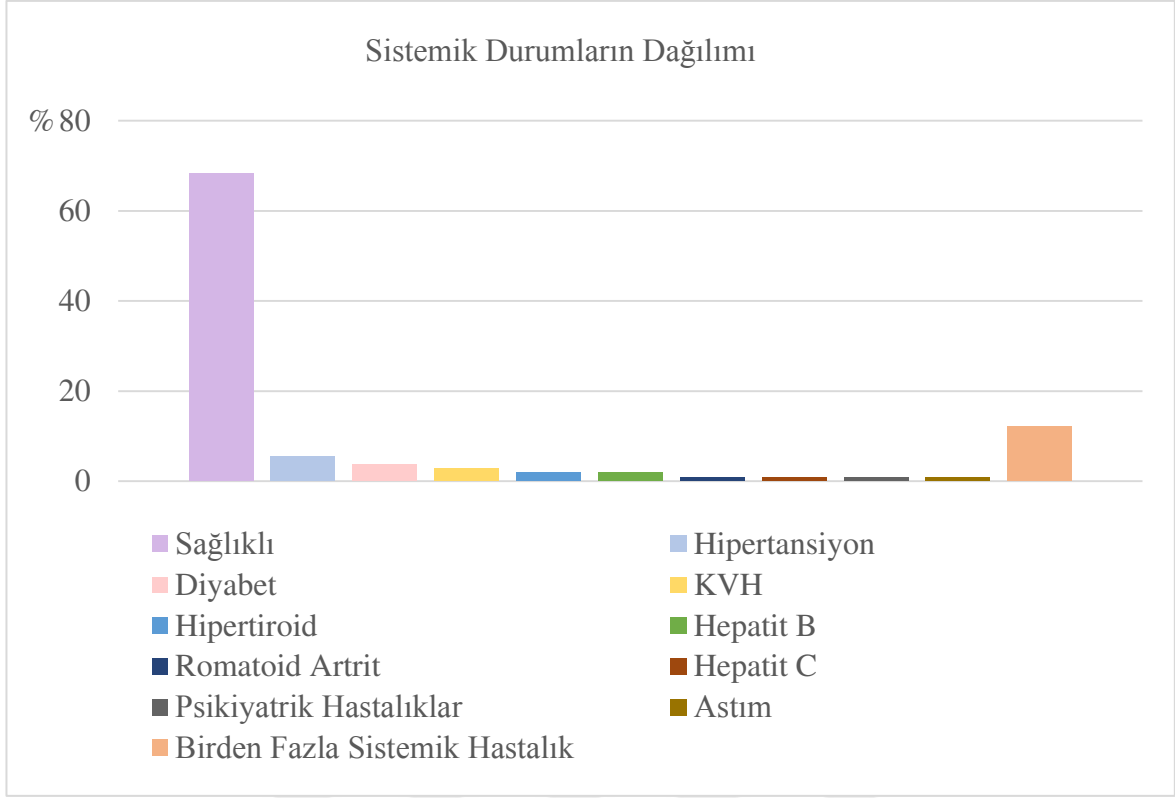


Şekil 4.2. İmplant sayısının cinsiyete göre dağılımı

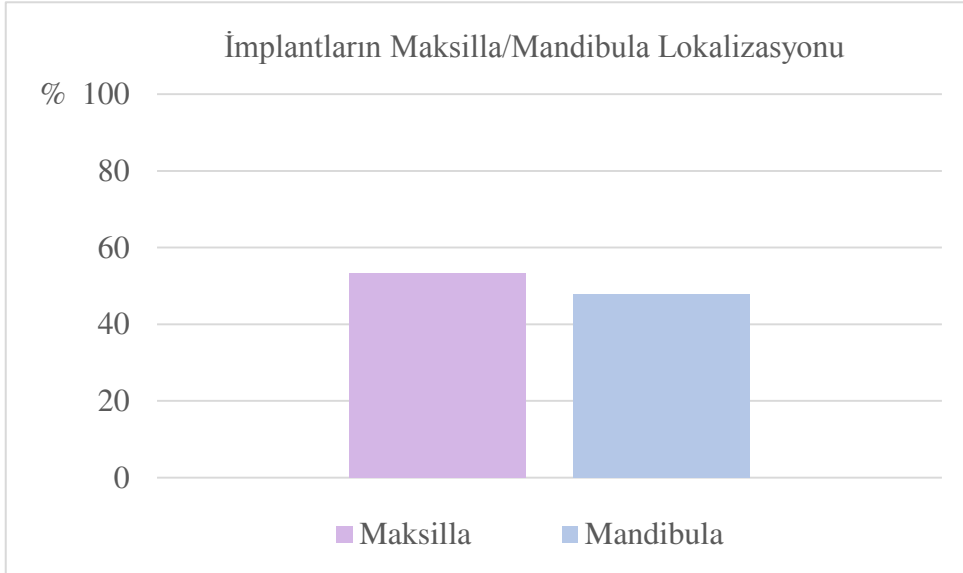
Şekil 4.3'te hastaların sistemik durumlarının dağılımı incelenmektedir. Hastaların %68.2'si (73 hasta) sistemik olarak sağlıklıyken, en sık gözlenen sistemik hastalık hipertansiyon olmuştur (n: 19, %17.7). Bunu sırayla hipertansiyon (n: 6, %5.6), diyabet (n: 4, %3.7) ve kardiyovasküler hastalıklar (KVH) (n: 3, %2.8), hepatit b (Hbs), (n:2 %1.9), romatoid artrit (RA) (n:1, %0.9), hepatit c (HCV) (n:1, %0.9) ve psikiyatrik hastalıklar (n:1, %0.9) takip etmektedir. Hastaların %12.1'inin (n: 13) birden fazla sistemik rahatsızlığı bulunmaktadır.

4.2. İmplantlara Ait Bulgular

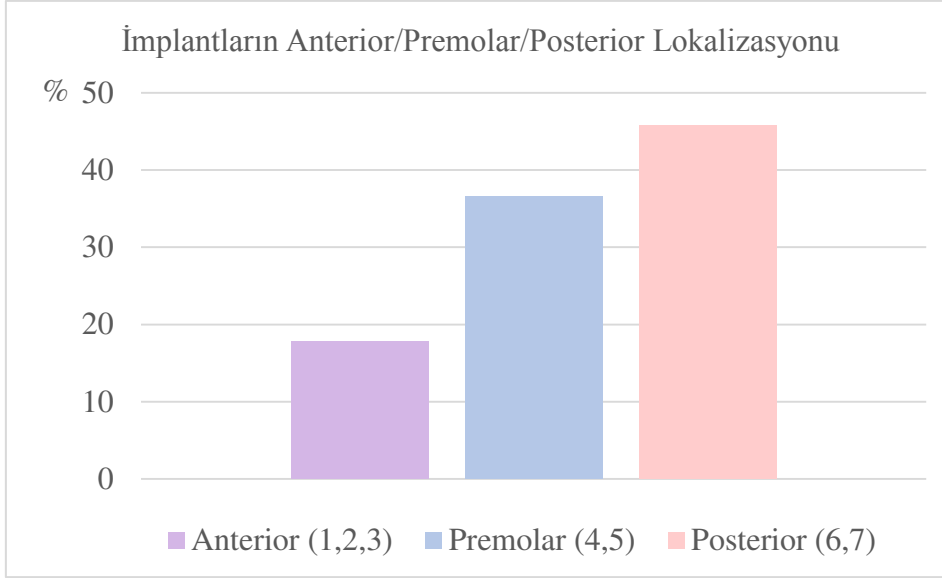
İmplantların yerleştirildiği çenelerin dağılımı incelendiğinde 209 implantın maksillaya (%52.3), 191 implantın (%47.8) mandibulaya yerleştirildiği gözlenmektedir (Şekil 4.4). Ayrıca bu implantların konumsal dağılımları değerlendirildiğinde, 71 implantın (%17.8) santral, lateral ve kanin hizasında, 146 implantın (%36.5) premolar hizasında ve 183 implantın (%45.8) molar hizasında konumlandırıldığı gözlenmektedir (Şekil 4.5)



Şekil 4.3. Sistemik durumların dağılımı



Şekil 4.4. İmplantların maksilla/mandibula lokalizasyonu



Şekil 4.5. İmplantların anterior/premolar/posterior lokalizasyonu

Çalışmaya dahil edilen 400 implantın sistem, boy ve çap dağılımı Tablo 4.2’de gösterilmektedir.

Tablo 4.2. İmplantların sistem, boy ve çap dağılımı

Değerlendirilen Kriterler		n	%
İmplant Sistemi	Zimmer	50	12.5
	Bego	243	60.8
	Implance	85	21.3
	Diğer markalar	22	5.5
Boy	Kısa (10 mm’den kısa)	31	7.8
	Orta (10-11,5 mm)	335	83.5
	Uzun (12 mm ve daha uzun)	34	8.5
Çap	Dar (3,75 mm ve altı)	152	38
	Standart (4 mm ve 4,5 mm arası)	180	45
	Geniş (4,5 mm ve üzeri)	68	17

İmplant destekli protetik restorasyonlar değerlendirildiğinde, 55 adet (%13.8) tek kuron, 344 adet (%86) köprü ve 1 adet (0.3) kantilever protez gözlenmiştir. İmplant destekli protetik restorasyonların antagonistinde bulunan yapıların dağılımı Tablo 4.3'te gösterilmektedir.

Tablo 4.3. İmplant destekli protezlerin antagonistinde bulunan yapıların dağılımı

Restorasyon Tipi	n	%
Restorasyonsuz Diş	174	43.5
İmplant Destekli Kuron	31	7.8
İmplant Destekli Köprü	128	32
Diş Destekli Köprü	54	13.5
Diş Destekli Kuron	5	1.3
Hareketli Protez	8	2

İmplant destekli restorasyonlarda %7.5 (30 implant) ile en sık gelişen protetik komplikasyon desimantasyon olmuştur. Bunu, %2.5 (10 implant) ile erken temas ve %1.5 (6 implant) ile protez kırığı izlemektedir. İmplantların %87.8'inde (351 implant) herhangi bir protetik komplikasyon ile karşılaşılmamıştır.

İmplant protez bağlantısı incelendiğinde, implant destekli protezlerin %99.3'ünün (397 implant) simante, %0.8'inin (3 implant) ise oklüzal vidalı bir bağlantı türüne sahip olduğu gözlenmiştir.

İmplant tedavisi uygulanmış hastalar incelendiğinde, implant yerleştirilen bölgede bulunan 80 dişin (%20) endodontik sebeplerle, 129 dişin ise (%32.3) periodontal sebeplerle çekildiği gözlenmiştir. 2 adet implant (%0.5) konjenital diş eksikliği bulunan bölgelere yerleştirilirken, kalan 189 implant (%47.3) çekim nedeni hakkında yeterli bilgi bulunmayan implantları oluşturmaktadır (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. İmplantların yerleştirildiği bölgede bulunan dişlerin çekim nedeni

Çekim Nedeni	n	%
Endodontik Sebepler	80	20
Periodontal Sebepler	129	32.3
Konjenital Eksiklik	2	0,5
Bilinmiyor	189	47.3

İmplantlara ait klinik parametreler incelendiğinde; ortalama PICD 2.5 ± 0.86 mm, ortalama mPI 0.84 ± 0.75 , ortalama mGI 0.86 ± 0.77 ve ortalama mSKI 0.55 ± 0.49 olarak bulundu. İmplant çevresi ortalama KMG 3.68 ± 2.13 mm ve ortalama PİDÇ 0.84 ± 0.75 mm olarak gözlendi (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. İmplantlara ait klinik parametreler

Klinik Parametreler	Ortalama	Standart Sapma
PICD	2.5	± 0.86
mPI	0.84	± 0.75
mGI	0.86	± 0.77
mSKI	0.55	± 0.49
KMG	3.68	± 2.13
PİDÇ	0.84	± 0.75

4.3. Radyografik Bulgular

Çalışmaya dahil edilen 400 implant, cerrahi sonrası post-op t0 zamanında alınan panoramik radyograflar ve en son kontrollerinden elde edilen t1 zamanına ait panoramik radyograflar üzerinden mezial ve distal MKK miktarı mm değerinde ölçülmüştür. Ayrıca implant destekli protetik restorasyonların K/İ oranı Tablo 4.6'da gösterilmektedir.

Tablo 4.6. İmplant çevresi krestal kemik seviyesi ve K/İ oranları

	Ortalama	Standart Sapma
T0 Mezial	0.2387	±0.5271
T0 Distal	0.1352	±0.4501
T1 Mezial	-0.2782	±5.0447
T1 Distal	-0.3972	±5.0508
K/İ	1.1229	±0.5158

Eşleştirilmiş örneklem T testine göre t0mezial-t1mezial MKK'nin zamana bağlı değişikliğinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur ($p=0.043$; $p<0.05$). Eşleştirilmiş örneklem T testine göre, t0distal-t1distal MKK'nin zamana bağlı değişikliğinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur ($p=0.037$; $p<0.05$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Eşleştirilmiş örneklem T testine göre, t0distal-t1distal MKK'nin zamana bağlı değişikliği

	Ortalama±SS	p
t0mezial-t1mezial	0.5160±5.08	0.043
t0distal-t1distal	0.5327±5.09	0.037

Pearson Ki-kare testi sonucunda implant destekli restorasyon türü ($p=0.028$; $p<0.05$), mekanik komplikasyon ($p=0.017$; $p<0.05$), antagonist bölgede bulunan restorasyon türü ($p=0.000$; $p<0.001$) ve implant markası ($p=0.000$; $p<0.001$) değişkenlerinin K/İ oranı üzerinde anlamlı etkisi olduğu bulunmuştur (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Pearson Ki-kare testi sonrası K/İ oranı üzerinde etkili olan faktörler

Faktörler	Ki-kare	p
İmplant Destekli Sabit Restorasyon Türü	7.151	0.028*
Mekanik Komplikasyon	13.81	0.017*
Antagonist Bölgede Bulunan Restorasyon Türü	27.86	0.000*
İmplant Markası	27.48	0.000*

*p<0.05 olduğundan anlamlı fark bulunmuştur.

Pearson Ki-kare testi sonucunda implantın lokalizasyonu, çekim nedeni, peri-implant klinik parametreler ve MKK'nin K/İ oranı üzerinde anlamlı etkisi olmadığı bulunmuştur (p>0.05).

Tablo 4.9. K/İ oranının, değerlendirilen parametrelere göre dağılımı

		Kuron Boyu/İmplant Boyu			
		K/İ ≤ 1		K/İ > 1	
		n	%	n	%
Yerleştirilen Çene	Maksilla	69	33	140	67
	Mandibula	66	34.6	125	65.4
Yerleştirilen Bölge	Anterior (1,2,3)	22	31	49	69
	Premolar (4,5)	54	37	92	63
	Posterior (6,7)	59	32.2	124	67.8
Protez Tipi	Kuron	27	49.1	28	50.9
	Köprü	108	31.4	236	68.6
	Kantilever	0	0	1	100
Protetik Komplikasyon	Yok	127	36.2	224	63.8
	Aşınma	0	0	2	100
	Erken Temas	3	30	7	70
	Desimantasyon	2	6.7	28	93.3
	Kırık	2	33.3	4	66.7

Tablo 4.9. (Devam)

İmplant Sistemi	Zimmer	3	6	47	94
	Bego	99	40.7	144	59.3
	İmpliance	22	25.9	63	74.1
	Diğer (Nobel, 3i)	11	50	11	50
Çekim Nedeni	Endodontik	29	36.3	51	63.7
	Periodontal	39	30.2	90	69.8
	Konjenital Eksiklik	0	0	2	100
	Bilinmiyor	67	35.4	122	64.6
Antagonist Diş	Restorasyonsuz Diş	79	45.4	95	54.6
	İmplant Destekli Kuron	12	38.7	19	61.3
	İmplant Destekli Köprü	26	20.3	102	79.2
	Diş Destekli Köprü	17	31.5	37	68.5
	Diş Destekli Kuron	0	0	5	100
	Hareketli Protez	7	87.5	1	12.5

4.4. Korelasyonlar

Tüm korelasyonlar Pearson korelasyon katsayısı ile hesaplanmıştır. $P < 0.05$ düzeyi anlamlı kabul edilmiştir. K/İ oranı ile implant boyu ve kuron boyu parametreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmuştur ($p=0.007$; $p < 0.01$, $r= 0.134$) (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. K/İ oranı ile implant boyu ve kuron boyu arasındaki korelasyonun incelenmesi

	p	r
İmplant Boyu	0.007	-0.134
Kuron Boyu	0.003	0.148

4.5. Güvenilirlik Analizi

Marjinal kemik seviyesi ölçümleri mezial ve distal bölgelerden olacak şekilde iki farklı araştırmacı tarafından gerçekleştirildi. Gözlemciler arası uyumun incelenmesi için T1 zamanında hem distal hem de mezial bölge marjinal kemik kaybı verilerine Pearson korelasyon testi uygulanmıştır. $P < 0.05$ düzeyi anlamlı kabul edilmiştir. Araştırmacılar arasında, r değerine göre, yüksek uyum tespit edilmiştir (T1 mezial için $p = 0.000$; $p < 0.01$, T1 distal için $p = 0.000$; $p < 0.01$). Korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyi Tablo 4.11’de gösterilmiştir.

Tablo 4.11. Araştırmacılar arası uyumun Pearson korelasyon testine göre incelenmesi

	p	r
T1 mezial	0.000	0.951
T1 distal	0.000	0.997

5.TARTIŞMA

Dental implantlar, tam veya bölümlü dişsizliklerin rehabilitasyonuna yönelik olarak, eksik dişlerin yerine konulması amacı ile 1960'lı yıllardan beri kullanılan alloplastik materyallerdir (1). İmplantların uzun dönem sağkalım oranının %97 olduğu Oral İmplantoloji Akademisi tarafından bildirilmiştir. İmplant sağkalımı üzerine yapılan bir meta-analizde, implant kayıplarının protetik yükleme öncesi %2.5, 5 yıllık takip sonrası ise %2 ile %5 arasında olduğu saptanmıştır (2, 3).

Literatürde, dental implantların uzun dönem başarısının birden fazla risk faktöründen etkilendiği vurgulanmıştır. Bu faktörler; implant materyalinin özellikleri, uygun iyileşme süreci, implant makro ve mikro yüzey özellikleri, cerrahi teknik, implant yerleştirilen bölgedeki kemiğin kalite ve kantitesi, yükleme süreci, protetik tasarım ve implant-protez arayüzüne gelen kuvvetler olarak belirtilmiştir (4–8, 44).

Oklüzal kuvvetler, protetik üstyapılar aracılığıyla kemik yüzeyine iletilerek implant tedavisinin başarısında önemli bir rol oynamaktadır. İmplant-protez sistemine gelen aşırı oklüzal kuvvetler, implant sisteminde parça başarısızlığı, peri-implant kemikte rezorpsiyon ve protetik komplikasyonlara neden olmaktadır (284).

Oklüzal kuvvetler uzayda üç eksen boyunca iletilebilmektedir (mezial-distal eksen, oklüzal-apikal eksen, fasial-lingual eksen). Kuron boyu, oklüzal kuvvetleri fasial-lingual ekseninde kemiğe ileten ve bu kuvvetlerin büyüklüğünü değiştirme özelliğine sahip olan bir parametredir (274, 284).

İmplant-kemik arayüzüne iletilen kuvvetlerin büyüklüğü, kuron üzerine gelen kuvvetlerin açısı ve kuron boyu ile ilişkilidir. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar üzerine uygulanan kuvvetler iki temel grupta incelenebilmektedir. Bunlardan ilki, implantın uzun aksı boyunca iletilen aksiyal kuvvetlerdir. Aksiyal kuvvetler iletilirken kuron boyundan etkilenmezler. Böylece, bu kuvvetler kemiğe direkt olarak aktarılır. İkinci grup, implantın uzun aksıyla açı yaparak iletilen, aksiyal olmayan (non-aksiyal, oblik, lateral) kuvvetlerdir. Kuron boyu, aksiyal olmayan kuvvetlerin kemiğe iletilmesinde bir kaldıraç işlevi görmektedir. Bu nedenle, implant destekli sabit protetik restorasyonlar üzerine gelen non-aksiyal kuvvetler, kuron boyu ile doğru orantılı bir artış göstererek peri-implant kemiğe iletilmektedir (284).

Bidez ve Misch'in bir çalışmasına göre, kuron boyu 10 mm'den 20 mm'ye çıkarıldığında implant üzerinden kemiğe iletilen kuvvetler %200 artmaktadır (284, 285). Vootla ve ark.'nın bir çalışmasına göre ise, kuron boyu 7.5 mm'den 10 mm'ye çıkarıldığında kuvvet yoğunluğu D2 kemikte 1079 N/cm^2 ve D3 kemikte 759 N/cm^2 artmaktadır (286).

Fonksiyonel kuvvetler, peri-implant kemiğe aktarılarak kortikal kemiği etkilemektedir. Bu durumun implant başarısını etkileyen bir faktör olduğu düşünülmektedir (12, 13). K/İ oranının ise marjinal kortikal kemiğe aktarılan stres üzerinde etkili olduğu saptanmıştır. Bu etkinin, implant başarısızlığına neden olabilecek biyolojik ve mekanik komplikasyonlara yol açabileceği düşünülmektedir (26, 28). Yüksek K/İ oranları, aksiyal olmayan kuvvetleri peri-implant kortikal kemiğe daha fazla ileterek burada stres oluşturmakta ve MKK'ye neden olabilmektedir (16, 17). Krestal kemik ve aksiyal olmayan (non-aksiyal, oblik) kuvvetler arasındaki ilişki, teorik matematiksel modeller, in vitro çalışmalar, hayvan deneyleri ve kısa dönem insan klinik çalışmaları ile incelenmiştir. Rangert ve ark. (287) ile Glantz ve Nilner (288), aksiyal olmayan kuvvetler ile istenmeyen K/İ oranı arasındaki ilişkinin göz ardı edilmemesi gerektiğini vurgulamıştır (277).

K/İ oranı kuron-kök oranı rehber alınarak geliştirilen bir terimdir. Tarihsel açıdan kuron-kök oranı, bir dişin sabit veya hareketli bir protetik restorasyon için dayanak olarak kullanılabilirliğini değerlendirmede önemli bir rol oynamıştır. Schillingburg ve ark., sabit protetik restorasyonlarda dayanak olarak kullanılacak dişlerde ideal kuron-kök oranını 0.5 olarak bildirmişlerdir. Bu oranın sağlanamadığı durumlarda kabul edilebilir son sınır oranını 1 olarak belirtmişlerdir. Gilbert ve ark., artmış kuron-kök oranına sahip dişlerde kayıp riskinin daha yüksek olduğunu ifade etmişlerdir. Ancak, kuron-kök oranından yola çıkarak ideal K/İ oranının ne kadar olması gerektiği hakkında bir fikir birliği henüz mevcut değildir (275).

Shulte ve ark. 2007 yılında, implant destekli tek üye restorasyonlarda K/İ oranının belirlenmesi üzerine retrospektif bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada, doğal dişlerde bulunan kuron-kök oranı rehberleri ile implant destekli sabit protezlerde bulunan K/İ oranlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu karşılaştırma sayesinde, doğal dişlerin restorasyonu için belirlenmiş ideal kuron-kök oranlarının, implant destekli restorasyonlardaki K/İ oranları için uygulanabilirliği değerlendirilmiştir. Çalışmada değerlendirilen implantlarda K/İ oranları 0.5 ile 3 arasında değişkenlik göstermiştir. Ayrıca,

fonksiyona devam eden implant destekli restorasyonlarda ortalama K/İ oranı 1.3 olarak belirlenmiştir. Bununla birlikte, çalışma sonunda başarısız olarak değerlendirilen 16 implantta ortalama K/İ oranı 1.4 olarak bildirilmiştir. Bunun sonucunda, doğal dişler için belirlenen kuron-kök oranı rehberlerinin, implant destekli protezlerin K/İ oranları için kullanılmasının yanıltıcı olabileceği anlaşılmıştır (276).

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde, K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişkiyi değerlendiren çalışmalar olduğu gözlenmektedir. Bununla birlikte, bu çalışmaları incelediğimizde, K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişki üzerinde henüz bir fikir birliği oluşmadığını ve K/İ oranı ile peri-implant dokular arasındaki ilişkiyi incelen bir çalışma olmadığını gözlemledik. Bu nedenle, literatüre katkı sağlamak amacıyla, çalışmamızda K/İ oranının peri-implant dokularla ilişkisini klinik ve radyografik olarak incelenmesi hedeflenmiştir. Ayrıca bu çalışmada, literatürde K/İ oranı ile ilişkisi incelenmemiş farklı parametrelerin değerlendirilmesi de amaçlanmıştır. Çalışmamız, K/İ oranı ile; yerleştirilen implantların maksilla/mandibula lokalizasyonu, implantların anterior/premolar/posterior lokalizasyonu, implant destekli restorasyonun antagonistindeki bulunan restorasyonun türü, implant destekli sabit restorasyonların türü, implant markası ve implant yerleştirilen bölgedeki dişin çekim nedeni arasındaki ilişkiyi inceleyen ilk çalışmadır.

Bu çalışmada, çalışmaya dahil edilen bireylerin K/İ oranı ile diğer klinik ve radyografik parametreler arasındaki ilişki incelenirken aynı zamanda bireylerin demografik verileri de göz önüne alınmıştır. Çalışmamıza dahil edilen hastaların demografik bulguları incelendiğinde, cinsiyet dağılımının birbirine yakın olduğu gözlenmektedir. Ayrıca, yaş ortalaması eşik değer olarak kullanıldığında; 50 yaş ve altı olan hasta sayısı ile 50 yaş üzerindeki hasta sayısının birbirine yakın olduğu görülmektedir. Hastaların sistemik durumları incelendiğinde, çoğunluğun sistemik olarak sağlıklı olduğu gözlenmektedir. Sistemik hastalığı bulunan hastalar incelendiğinde; en sık gözlenen sistemik hastalığın hipertansiyon olduğu görülmektedir. Bunu sırayla, diyabet, KVH, hipertiroit, Hbs, RA, HCV ve psikiyatrik hastalıklar takip etmektedir. Çalışmaya dahil edilen 13 hastanın ise birden fazla sistemik hastalığı bulunmaktadır. Çalışmamıza dahil edilen hastalar sigara kullanımı açısından incelendiğinde, büyük bir çoğunluğun sigara kullanmadığı gözlenmektedir.

Literatürde K/İ oranının değerlendirildiği çalışmalar demografik verileri açısından incelendiğinde; Lee ve ark.'nın 2012 yılında gerçekleştirdiği çalışmada, posterior bölgeye

uygulanmış implantlarda K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Toplam 175 hastanın dahil edildiği çalışmada, 94 kadın ve 81 erkek hasta incelenmiştir. 21-78 yaş aralığında bulunan hastaların yaş ortalaması 54.2 olarak belirtilmiştir. Tüm hastalarda sigara kullanmama şartı aranmıştır. Bununla birlikte, hastaların sistemik durumlarına dair veriler belirtilmemiştir (214).

Malchiodi ve ark., 2014 yılında K/İ oranının implant sağkalımı ve MKK ile ilişkisini incelemiştir. 136 hastanın dahil edildiği çalışmada, 90 kadın ve 46 erkek hasta incelenmiştir. 48-71 yaş aralığında bulunan hastaların yaş ortalaması 58.9 olarak bildirilmiştir. Bu çalışmada 67 hastanın sistemik olarak sağlıklı olduğu ve 51 hastanın sigara kullandığı belirtilmiştir (287).

Sun ve ark., 2015 yılında premolar ve molar bölgedeki implantların K/İ oranının MKK ile ilişkisini incelemiştir. 76 hastanın dahil edildiği çalışmada, 40 erkek ve 36 kadın hasta incelenmiştir. 39-71 yaş aralığında bulunan hastaların yaş ortalaması 56 olarak bildirilmiştir. Hastaların sigara kullanımı ve sistemik durumlarına ait veriler belirtilmemiştir (288).

Hadzik ve ark., 2018 yılında K/İ oranının marjinal kemik seviyesi ve implantın sekonder stabilizasyonu ile ilişkisini incelemiştir. Çalışmaya 10 erkek ve 20 kadın hasta dahil edilmiştir. Hastaların yaş ortalaması 45.5 olup, bu hastalara ait sigara kullanımı ve sistemik durum verileri belirtilmemiştir (289).

Di Fiore ve ark. 2019 yılında yayınladıkları çalışmada, kısa implantlarda K/İ oranının uzun sürede MKK ile ilişkisini incelemiştir. 37 kadın ve 14 erkek hastada gerçekleştirilen çalışmada yaş ortalaması 54 olarak belirtilmiştir. Hastaların sistemik durumları ve sigara kullanımına dair veriler belirtilmemiştir (290).

Literatürdeki çalışmalar rehberliğinde çalışmamızın demografik verileri değerlendirildiğinde; cinsiyet dağılımı, yaş ortalaması ve yaş aralığının literatürde K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalarla benzerlik gösterdiği gözlenmektedir (214, 290, 293, 294). Ayrıca, çalışmamız kendi içerisinde değerlendirildiğinde, cinsiyet ve yaş dağılımının homojen olduğu gözlenmektedir. Literatürde K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalarda, hastalara ait sigara kullanımı ve sistemik durum verilerini belirtmeyen birçok çalışma bulunmaktadır (18, 276, 277, 280, 293, 370, 289). Diğer taraftan,

çalışma grubuna dahil edilme kriterlerinde sistemik hastalığın bulunmaması ve sigara kullanılmaması şartlarına sahip olan çalışmalar da mevcuttur (214, 296). Literatürde, hastaların sigara kullanımına dair verileri kaydeden sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Sigara kullanan hastalar; Malchiodi ve ark.'nın (293) çalışmasında %35.4, Blanes ve ark.'nın (277) çalışmasında ise %16.8 olarak belirtilmiştir. Bizim çalışmamızdaki hastaların %16.8'inin sigara kullanıcısı olması, Blanes ve ark.'nın çalışmasının demografik veri içeriği ile uyusmaktadır. Yine Malchiodi ve ark., çalışmaya dahil edilen hastaların %46.5'inin sistemik olarak sağlıklı olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte, diğer hastalara ait detaylı sistemik hastalık verileri belirtilmemiştir. Bizim çalışmamızda, literatürdeki çalışmalardan farklı olarak, çalışmaya dahil edilen tüm hastaların detaylı sistemik hastalık verileri kaydedilmiştir. Çalışmamıza dahil edilen hastaların %68.2'sinin sistemik olarak sağlıklı olması, Malchiodi ve ark.'nın (293) çalışmasının demografik veri içeriği ile benzerlik göstermektedir.

Bu çalışmada, aynı zamanda K/İ oranı ile implantların yerleştirildiği çene (maksilla/mandibula) ve çene içerisindeki konumu (anterior/premolar/posterior) arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Literatürde, K/İ oranı implant başarısını etkileyen bir faktör olarak kabul edilmektedir. İmplantların maksilla/mandibula ve anterior/premolar/posterior lokalizasyonlarına göre durumlarının da implant başarısı ve sağkalımını etkileyen faktörler olduğu düşünülmektedir. Güncel literatürde, K/İ oranı ile implantın maksilla/mandibula ve anterior/premolar/posterior lokalizasyonu arasındaki ilişkiyi inceleyen bir çalışma mevcut değildir.

Çalışmamıza dahil edilen implantların anterior, premolar ve posterior bölgelere göre dağılımları incelendiğinde; çoğunluğun posterior bölgede konumlandığı gözlenmektedir. Ayrıca, her üç bölgede de, yerleştirilen implantların çoğunluğunun $K/İ > 1$ olan grupta bulunduğu gözlenmektedir. Çalışmamızın sonucunda, K/İ oranı ile implantların anterior/premolar/posterior lokalizasyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki gözlenmemiştir. Bu bulgular, implantların anterior/premolar/posterior lokalizasyonuna göre K/İ oranının yakın oranlarda olduğunu göstermektedir.

Çalışmamızda K/İ oranı ile implantların maksilla ve mandibula lokalizasyonu arasındaki ilişki incelendiğinde, implantların maksilla ve mandibulaya göre dağılımının birbirine yakın olduğu gözlenmektedir. Ayrıca, hem maksillaya hem mandibulaya yerleştirilen implantların çoğunluğunun $K/İ > 1$ olan grupta bulunduğu gözlenmektedir.

Çalışmamızın sonucunda, K/İ oranı ile implantların maksilla/mandibula lokalizasyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki gözlenmemiştir. Bu bulgular, K/İ oranının maksilla ya da mandibulaya göre farklı olmadığını, K/İ oranının her iki çenede de yakın oranda olduğunu göstermektedir.

Literatürde, implantların maksilla/mandibula ve anterior/premolar/posterior lokalizasyonları ile; MKK, implant başarı oranları ve implant sağkalım oranları arasında ilişki bulunduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (291–294, 299–303). Bu çalışmalar incelendiğinde; Negri ve ark.'nın çalışmasına göre, maksillaya uygulanan implantlarda gözlenen MKK'nin, mandibulaya uygulanan implantlarda gözlenen MKK'ye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, maksiller molar bölgedeki her 6 implanttan 1 tanesinin, mandibular molar bölgede ise her 45 implanttan 2 tanesinin başarısız olduğu bildirilmiştir (302). Moy ve ark., implant başarısızlık oranları ve başarısızlığa neden olan risk faktörlerini inceledikleri çalışmada, maksillada %8.1, mandibulada ise %4.9 oranında implant kaybı yaşandığını bildirmişlerdir (294).

Becker ve ark., maksilla ve mandibulaya uygulanmış 282 implantı 6 yıl süre ile takip etmiştir. Bu çalışma sonucunda, kümülatif başarı oranı maksiller posterior dişler için %82.9, mandibular posterior dişler içinse %91.5 olarak bildirilmiştir. Ayrıca, posterior bölgelerdeki kümülatif başarı oranının anterior bölgelere göre daha düşük olduğu da belirtilmiştir. Kemik kalite ve kantitesinin, maksilla ve mandibulanın anterior ve posterior bölgelerine göre değişiklik göstermesinin bu duruma sebep olduğu düşünülmektedir (299, 300).

Haas ve ark., implantların anterior/posterior ve maksilla/mandibula lokalizasyonlarının implant sağkalımı ile ilişkisini incelemişlerdir. 1920 implant üzerinde gerçekleştirdikleri retrospektif çalışmada, mandibulaya yerleştirilen implantların sağkalım oranlarının maksillaya yerleştirilen implantların sağkalım oranlarından daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bu fark, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Ayrıca, maksilla anterior bölgeye yerleştirilen implantlarda gözlenen başarısızlık oranlarının, posterior bölgedekilere göre daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (306).

Parein ve ark., posterior mandibulaya yerleştirilmiş 392 adet Branemark implantı restrospektif olarak incelemiştir. Bu implantların 6 yıl sonundaki kümülatif başarı oranı %89 olarak belirtilmiştir. Ayrıca, premolar bölgede bulunan implant destekli sabit protetik

restorasyonlarda, molar veya molar-premolar bölgede bulunan implant destekli sabit protetik restorasyonlara göre daha az protetik komplikasyon geliştiği bildirilmiştir (300, 302).

Drago, 673 adet implantın osseointegrasyonunu, implantların anterior-posterior lokalizasyonuna göre değerlendirmiştir. Bu çalışmada, 169 hasta protetik yüklemekten sonra en az 7 ay, en çok 8 yıl takip edilmiştir. Çalışmanın sonucunda, anterior maksillada %89.1, posterior maksillada %71.4, anterior mandibulada %96.7 ve posterior mandibulada %98.7 oranında osseointegrasyon olduğu bildirilmiştir (300, 303).

Literatürde; implantların kümülatif başarı oranlarının genel olarak yüksek olduğu, implantın anterior/posterior ve maksilla/mandibula konumunun başarı oranında önemli bir rol oynadığı belirtilmektedir. Mandibuladaki implantların kümülatif başarı oranının maksillaya göre %4 oranında daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, anterior bölgedeki implantların kümülatif başarı oranının posterior bölgedeki implantlara göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Bu durum, kemiğin kalitesi ile ilişkilendirilmektedir. Başarı oranları maksilla ve mandibula için kendi içinde değerlendirildiğinde, anterior maksilla ile posterior maksilla arasında %12, anterior mandibula ile posterior mandibula arasında %4 oranında fark olduğu bildirilmiştir (300).

Bizim çalışmamızın sonucunda, implantların maksilla/mandibula ve anterior/premolar/posterior lokalizasyonlarına göre durumu ile K/İ oranı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir. Bu durum, K/İ oranının çenelerin farklı bölgelerinde yakın oranlarda olması ve implantların sayısal dağılımlarının lokalizasyona göre eşit olmaması ile ilgili olabilir.

Literatürde, kuron yüksekliği mesafesi, alveolar kret tepesi ile oklüzal düzlem arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır (Resim 8.1) ve protez türünün seçimini etkileyen faktörlerden biri olarak belirtilmektedir (307–309). Kuron yüksekliği mesafesi aynı zamanda K/İ oranını etkileyen bir parametredir. Buradan yola çıkarak, çalışmamızda K/İ oranı ile, implant destekli restorasyonlar ve antagonist bölgede bulunan restorasyonların türü arasındaki ilişkiyi incelemeyi hedefledik. Güncel literatürde bu ilişkiyi değerlendiren bir çalışma mevcut değildir.

Çalışmamızda yalnızca implant destekli sabit restorasyonlar değerlendirilmiştir. Bunlar, implant destekli kuron, implant destekli köprü ve implant destekli kantilever

protezlerdir. Hibrit protezler, implant destekli sabit protez olmasına rağmen çalışmamıza dahil edilmemiştir. Bunun sebebi, hibrit protezlerin metal altyapılı akrilik restorasyonlar olmasıdır. Bunun sonucunda, akriliğin radyograf üzerindeki sınırları gözlenmemektedir. Çalışmamızda kullanılan tüm ölçümlerin radyograflar üzerinden yapılması nedeniyle, hibrit restorasyonlara ait ölçümlerin yanıltıcı olacağı düşünülmüştür.

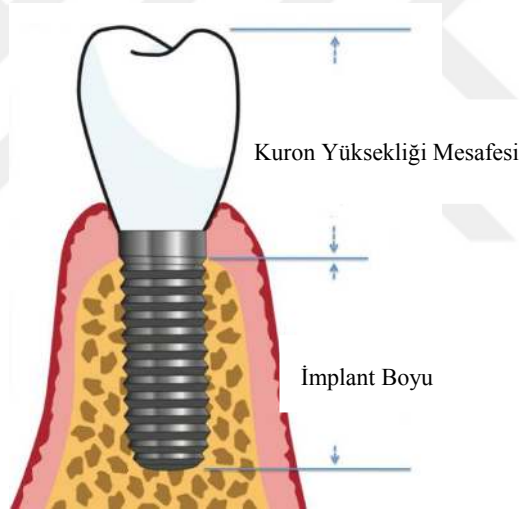
Çalışmamızda değerlendirilen implantlar, implant destekli restorasyonun türüne göre incelendiğinde büyük bir çoğunluğun implant destekli köprü olduğu görülmüştür. Bunu sırasıyla; implant destekli kuron ve kantilever protez takip etmektedir. Çalışmamıza dahil edilen implant destekli köprülerin çoğunluğu ve çalışmamızda bulunan bir adet kantilever protez $K/\bar{I} > 1$ olan grupta bulunmaktadır. İmplant destekli kuronların $K/\bar{I} > 1$ ve $K/\bar{I} \leq 1$ gruplarına dağılımının birbirine yakın olduğu olduğu gözlenmektedir. Çalışmamızın sonucunda, $K/\bar{I}$ oranı ile implant destekli restorasyon türü arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu gözlenmiştir.

Çalışmamıza dahil edilen implantların antagonistinde bulunan restorasyonlar incelendiğinde, en sık bulunan restorasyon türünün implant destekli köprü olduğu görülmektedir. Bunu sırasıyla; diş destekli köprü, implant destekli kuron, hareketli protez ve diş destekli kuron takip etmektedir. Diş ve implant destekli restorasyonların çoğunluğu $K/\bar{I} > 1$ olan grupta bulunmaktadır. Yalnızca hareketli protezlerin çoğunluğu $K/\bar{I} \leq 1$ olan grupta bulunmaktadır. Çalışmamızın sonucunda, $K/\bar{I}$ oranı ile antagonist bölgede bulunan restorasyonun türü arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu tespit edilmiştir.

Çalışmamızın sonucunda elde ettiğimiz, $K/\bar{I}$ oranının implant destekli restorasyonların ve antagonist bölgede bulunan restorasyonların türü ile ilişkisinin yorumlanabilmesi için, protetik planlama aşamasının göz önünde bulundurulması gerekmektedir:

Günümüzde, implant destekli protezlerin planlanmasında en sık kullanılan sınıflama Misch'e aittir. Bu sınıflama, kaybedilen sert ve yumuşak doku miktarına göre beş farklı gruptan oluşmaktadır. Bunlardan ilk üç tanesi sabit protezler (SP-1, SP-2, SP-3) için kullanılırken, son iki grup hareketli protezler (HP-1, HP-2) için kullanılmaktadır. İlk grup olan SP-1'de, yalnızca kaybedilmiş kuron restore edilmektedir. SP-2'de, kaybedilen kuronun tamamı ve kökün bir kısmı restore edilmektedir. Bu grupta, diş eti kontürlerinin bir kısmı da restorasyona dahil edilmektedir. SP-2'de kaybedilen sert ve yumuşak doku

miktarının SP-1'den daha fazla olması nedeniyle, bu gruptaki protezlerin kuron boyları, SP-1'deki protezlerin kuron boylarına göre daha uzundur. Sabit protezler için son grup olan SP-3'te, eksik kuron ve kaybedilmiş alveolar dokuların bir kısmı restore edilmektedir. Bu grupta, özellikle interdental papiller bölgede pembe porselen boyaları kullanılmaktadır. SP-3 grubunda, 2 farklı protetik restorasyon türü uygulanabilmektedir: 1-hibrit protezler, 2-metal-seramik restorasyonlar. 15mm ve üzerinde kuron yüksekliği mesafesi bulunan durumlarda, sabit protetik restorasyon uygulanabilmesi için metal altyapının normal şartlara göre daha kalın olarak hazırlanması gerekmektedir. Daha kalın hazırlanan altyapılarda kırık oranlarında artış gözlenmesi ve daha ağır protezlerin elde edilmesi gibi bazı dezavantajlar bulunmaktadır. Bu sorunların giderilebilmesi amacıyla, 15mm ve üzerinde kuron yüksekliği mesafesine sahip bölgeler için hibrit protez tasarımı önerilmiştir (309).



Resim 8.2. Kuron yüksekliği mesafesi (310)

İmplant destekli restorasyonların planlanmasında başka bir sınıflandırma sistemi daha bulunmaktadır. Bu sistemde, restorasyonun uygulanacağı dişsiz bölgedeki dental restoratif alanın vertikal mesafesi değerlendirilmektedir (Resim 8.2) (307). Dental restoratif alan, protetik restorasyon yapılabilmesine olanak tanıyan 3 boyutlu alan olarak tanımlanmaktadır. Bu alanın sınırlarını; oklüzal düzlem, yumuşak doku, dil ve fasiyal

dokular (yanaklar ve dudaklar) oluşturmaktadır. Sınırları oluşturan oral yapılar, dental restoratif alanın anatomik ve fizyolojik dinamiklerini belirlemektedir (319–321). Dental restoratif alanın vertikal mesafesi, alveolar kemik üzerindeki yumuşak doku sınırı ile oklüzal düzlem arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır. Dental restoratif alanın vertikal mesafesine göre oluşturulan protetik sınıflandırma sistemine göre; Sınıf I arkta 15 mm ve üzeri, sınıf II arkta 12-14 mm arasında, sınıf III arkta 9-11 mm arasında ve sınıf IV arkta 9 mm ve altında mesafe bulunmaktadır (307).



Resim 8.1. Dental restoratif alanın vertikal mesafesi (308)

Misch ve ark., implant destekli sabit protetik restorasyonlar için ideal kuron yüksekliği mesafesinin 8-12 mm olması gerektiğini belirtmiştir. Bu mesafe; 3mm yumuşak doku, 2mm oklüzal porselen kalınlığı ve 5 mm abutment yüksekliği için ideal bir uzaklık sağlamaktadır. 15 mm ve üzerindeki bir kuron yüksekliği mesafesi, implant destekli sabit protetik restorasyonlar için bazı endişelere neden olabilmektedir. Bu durumda, daha uzun kuron boyuna sahip protezlerin yapılması ve estetik bölgelerde gingival kontürlere uygun pembe porselen veya akrilik rezin materyallerin eklenmesi gibi gereklilikler oluşmaktadır. Özellikle artmış kuron yüksekliği mesafesi bulunan biyomekanik olarak istenmeyen durumların eklendiği implant destekli restorasyonlarda, doğal dişlere oranla daha şiddetli kuvvetler iletilebilmektedir (323).

Carpentieri ve ark., farklı implant destekli protez türleri için gerekli restoratif mesafeyi incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda, implant destekli sabit protetik restorasyonlar için en az 7-8 mm, implant destekli barlı overdenture protezler için en az 11

mm ve implant destekli tekli tutucu sistemli (topuz, locator vb.) overdenture protezler için en az 10 mm vertikal restoratif mesafe gerektiği belirtilmiştir. Ayrıca, 10 mm ve altında interark mesafe bulunan durumlarda implant destekli sabit protetik restorasyonlar yapılması, 15 mm üzerinde interark mesafe bulunan durumlarda ise implant destekli hareketli protetik restorasyonların yapılması önerilmektedir (308).

Misch'e göre protetik restorasyonların sınıflandırması ile Carpentieri ve ark.'nın yukarıdaki çalışmasının sonuçları incelendiğinde, vertikal restoratif mesafenin protez türünün seçiminde önemli bir faktör olduğu gözlenmektedir (309, 314). Çalışmamızda, ≤ 1 ya da >1 olduğu fark etmeksizin K/İ oranı ile protez türü ya da antagonistindeki protez türü/dış arasında Pearson Ki-kare testine göre istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğunu gösteren bulgularımız, K/İ oranının sadece protetik restorasyonlarda değil antagonistinde de etkili olduğunu göstermektedir. Sonuç olarak; yukarıdaki çalışmaların sonuçları ile uyumlu olacak şekilde, her ne kadar K/İ ≤ 1 ya da K/İ >1 'e göre değerlendirme yapamazsak bile kuron yüksekliği mesafesi arttıkça hareketli protez seçeneğinin implantın survive'nin uzaması açısından daha uygun bir yöntem olabileceğini düşünmekteyiz.

Literatürde, K/İ oranı ile mekanik komplikasyonlar arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalar olmasına rağmen, bu konu üzerinde henüz bir fikir birliği oluşmamıştır. Bu nedenle, K/İ oranı ile peri-implant klinik ve radyografik ilişkiyi değerlendirdiğimiz bu çalışmada, K/İ oranı ile mekanik komplikasyonlar arasındaki ilişkiyi de incelemeyi hedefledik.

Çalışmamıza dahil edilen implantlar incelendiğinde, büyük bir çoğunlukta mekanik komplikasyon oluşmadığı gözlenmektedir. Çalışmamızda mekanik komplikasyon oluşan implant destekli restorasyonlar incelendiğinde, en sık gözlenen komplikasyonun desimantasyon olduğu görülmektedir. Bunu sırasıyla; erken temas, protezde kırık ve protetik materyalde aşınma izlemektedir. Ayrıca, her komplikasyon türünde çoğunluğun K/İ >1 olan grupta bulunduğu gözlenmektedir. Çalışmamızın sonucunda, K/İ oranı ile mekanik komplikasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir.

K/İ oranı ile mekanik komplikasyonlar arasındaki ilişkinin değerlendirilebilmesi için, mekanik komplikasyonlara sebep olan faktörlerin göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Dental implantlarda yüksek başarı ve sağkalım oranları bildirilmesine rağmen, biyolojik ve mekanik (teknik) komplikasyonların gelişme sıklığı hala yüksektir

(178, 323, 325). Biyolojik ve mekanik komplikasyonlar, implant tedavisinde gözlenen iki temel komplikasyon türü olarak bildirilmiştir (323, 327–329). Biyolojik komplikasyonlar, peri-implant dokularda gözlenen ve implantın fonksiyonunu etkileyen komplikasyonlar olarak tanımlanmaktadır. Mekanik komplikasyonlar, implant, implant parçaları ve/veya üstyapı materyallerinde oluşan hasarlar olarak tanımlanmaktadır. Ayrıca, vida veya abutmentlarda görülen kırıklar ve gevşemeler de mekanik komplikasyonlar arasında sayılmaktadır (320). Mekanik komplikasyonlar, implant destekli protezlerde gözlenen komplikasyonlar arasında literatürde en sık raporlanan komplikasyonlardır (284). Bu komplikasyonlar, çoğunlukla implant-protez sistemine uygulanan aşırı kuvvetten kaynaklanmaktadır (312, 313).

Literatürde, protetik restorasyonlara ait kantileverin horizontal düzlemdeki uzunluğu ile mekanik komplikasyonlar ve/veya protetik başarısızlıkların doğrudan ilişkili olduğu bildirilmiştir. Kuron yüksekliği mesafesinin biyomekanikleri, kaldıraç kolu mekaniklerine benzerlik göstererek, horizontal bir kantilever yerine vertikal bir kantilever görevi üstlenmektedir. Bunun sonucunda, implant-protez arayüzüne gelen kuvvetleri etkilediği bildirilmiştir (315, 316). Misch ve ark., kuron yüksekliği mesafesindeki her 1mm artışın, implant-protez sistemi üzerine iletilen kuvveti %20 oranında artırdığını belirtmişlerdir (274, 311). Literatürde, artmış kuron yüksekliği mesafesi sonucunda, implant-protez sisteminde vida gevşemesi, implant kırığı, protez/implant kaybı gibi komplikasyonların görülebileceği bildirilmiştir (307–310).

Literatürde, K/İ oranı ile mekanik komplikasyonlar arasındaki ilişki olduğunu ya da olmadığını gösteren çalışmalar bulunmaktadır:

Tawill ve ark. 2006 yılında yayınladıkları çalışmada, protetik parametreler ile kısa implantların sağkalımı ve başarısı arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda hastaların %15'inde protetik komplikasyon gözlenmiştir. Bu komplikasyonların %7.8'i vida gevşemesi, %5.2'si ise porselende kırık olarak belirtilmiştir. Bununla birlikte, K/İ oranının 2 veya 3 katına çıkarılması protetik komplikasyonlar için majör bir risk faktörü oluşturmamıştır. Ayrıca bu oranlar, literatürde implant destekli sabit protetik restorasyonlar için raporlanan %23 teknik komplikasyon oranlarının sınırları içerisinde bulunmuştur (18).

Schneider ve ark.'nın çalışmasında, posterior bölgeye uygulanan tek üye implantların K/İ oranı ile mekanik komplikasyonlar arasındaki ilişki incelenmiştir. Bu çalışmaya göre,

çalışmaya dahil edilen hastaların %18.6'sında mekanik komplikasyon gözlenmiştir. Restorasyonların %5'inde desimantasyon, %4'ünde oklüzal vida gevşemesi, %4'ünde abutment gevşemesi ve %4'ünde protetik materyalde aşınma gözlenmiştir. Çalışmanın sonucunda, K/İ oranı ile mekanik komplikasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir (327).

Diğer taraftan, K/İ oranı ile bazı mekanik komplikasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğunu belirten çalışmalar da bulunmaktadır. Urdaneta ve ark. tek üye implantlarda K/İ oranlarını incelemişlerdir. Bu çalışmaya göre, maksiller anterior bölgedeki implant destekli kuronlarda K/İ oranının artışı ile bu kuronlardaki abutment gevşeme oranının artışı arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunan bir ilişki bildirilmiştir. Gevşeme oranındaki artış, anterior bölgede kuron yüksekliği mesafesinin artması sonucunda implant-protez arayüzünde oluşan yüksek stresle ilişkilendirilmiştir. Bununla birlikte, artmış K/İ oranı ile implant destekli kuronlarda gözlenen kırık ve kayıplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (328).

Quaranta ve ark.'nın gerçekleştirdikleri sistematik derlemede, K/İ oranı ile mekanik ve biyolojik komplikasyonlar arasındaki ilişki incelenmiştir. Bu çalışmaya göre, yüksek K/İ oranları ile biyolojik komplikasyon riski arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunan bir ilişki olmadığı belirtilmiştir. Bununla birlikte, artmış K/İ oranları ile bazı protetik komplikasyonlar (vida gevşemesi, porselen kırıkları ve maksiller anterior bölgedeki abutmentlarda artmış gevşeme oranları) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu bildirilmiştir (329).

Özetle; Urdaneta ve ark. (328) ile Quaranta ve ark.'nın (338)'nin yukarıdaki çalışmalarında, K/İ oranı ile bazı mekanik komplikasyonlar (vida gevşemesi, porselen kırıkları ve maksiller anterior bölgedeki abutmentlarda artmış gevşeme oranları) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızın sonucunda, bu çalışmalara benzer olarak, K/İ oranı ile mekanik komplikasyonlar arasında bir ilişki olduğu tespit edilmiştir. Literatürde, mekanik komplikasyonların çoğunlukla implant-protez sistemine uygulanan aşırı kuvvetlerden kaynaklandığı belirtilmektedir (312, 313). Ayrıca, kuron yüksekliği mesafesinin, implant-protez arayüzüne ve alveolar kemiğe iletilen kuvvetlerin büyüklüğünü etkilediği bildirilmiştir (284). S.L.D Moraes ve ark. (330), kuron boyunun artması sonucunda, implant-protez arayüzünde bulunan vida üzerinde oluşan

stresin arttığını bildirmişlerdir. Urdaneta ve ark.'nın (328) yukarıdaki çalışmasının sonucunda, anterior bölgede artmış K/İ oranlarında daha sık protetik gevşeme oranlarının görülmesi bu durumla açıklanmıştır. Çalışmamızın sonucunda elde ettiğimiz K/İ oranı ile mekanik komplikasyonlar arasındaki olası ilişkiyi gösteren bulgularımız, literatürde açıklanan ve yukarıda bahsedilen K/İ oranı arttıkça mekanik komplikasyonların da arttığını gösteren bulgular ile uyumlu gibi görünmektedir.

Çalışmamızda K/İ oranı ile ilişkisini incelediğimiz diğer parametre, implant markasıdır. Güncel literatürde, K/İ oranı ile implant markası arasındaki ilişkiyi değerlendiren bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızın sonucunda, K/İ oranı ile 2 adet implant sistemi (Bego, Zimmer) arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunan bir ilişki gözlenmiştir.

Çalışmamızın sonucunda elde ettiğimiz bulgular, implant markasının K/İ üzerinde etkili olabileceği şeklinde yorumlanabilse de, çalışmamıza dahil edilen farklı markalara ait implantların K/İ oranlarının farklılık gösterdiği görülmektedir. İmplant markalarına ait K/İ oranları incelendiğinde; Bego marka implantlarda ortalama K/İ oranı 1.07, Implace marka implantlarda 1.1, Zimmer marka implantlarda 1.4 ve diğer markalarda 1.08 olduğu gözlenmektedir. Yani, K/İ oranı ile ilişki tespit edilen iki markanın en büyük ve en küçük ortalama K/İ oranlarına sahip olduğu görülmektedir. Bulgulara göre, Zimmer marka implant daha yüksek K/İ oranına sahip olgularda, riski elimine etmek için uygulanmıştır. Ayrıca, çalışmamıza dahil edilen implantların büyük bir kısmının Bego markasına ait olduğu gözlenmektedir. Bu nedenle, implant markalarına ait implant sayılarının birbirine eşit olmasının elde ettiğimiz sonuçlar üzerinde etkili olabileceği düşüncesindeyiz.

Çalışmamızda, implant yerleştirilen bölgedeki dişin çekim nedeni ile K/İ oranı arasındaki ilişkiyi de incelemeyi hedefledik. Güncel literatürde bu ilişkiyi değerlendiren bir çalışma mevcut değildir.

Çalışmamız restrospektif bir yapıda olduğu için, çalışmamıza dahil edilen implantların bulunduğu bölgedeki dişlerin çoğunluğunun çekim nedeni hakkında yeterli verimiz bulunmamaktadır. Verilerine sahip olduğumuz, implant yerleştirilen bölgedeki dişlerin çekim nedeni incelendiğinde, çoğunluğun periodontal hastalık nedeniyle çekildiği gözlenmektedir. Ayrıca, periodontal hastalık nedeniyle çekilen dişlerin yerine yerleştirilmiş

implantların çoğunluğu $K/\bar{I} > 1$ olan grupta bulunmaktadır. Çalışmamızın sonucunda $K/\bar{I}$ oranı ile çekim nedeni arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki gözlenmemiştir.

Misch ve ark., periodontal nedenlerle alveolar kemik yüksekliğinin azaldığı durumlarda protetik restorasyonlardaki kuron boyunun arttığını bildirmiştir. Ayrıca, alveolar kemikte gerçekleşen rezorpsiyon nedeniyle, yerleştirilecek implantın uzunluğunun azaldığını vurgulamıştır (284, 314). Bunun sonucunda, $K/\bar{I}$ oranında artış gözlenmektedir. Çalışmamıza dahil edilen implantların bulunduğu bölgelerdeki dişlerin çoğunluğunun çekim nedenine dair verilerimizin eksik olmasının, çalışmamız sonucunda $K/\bar{I}$ oranı ile çekim nedeni arasında bir ilişki gözlemleyemememiz üzerinde etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde, $K/\bar{I}$ oranı ile peri-implant klinik parametreler arasındaki ilişkiyi inceleyen bir çalışma olmadığını gözlemledik. Bu nedenle, literatüre katkı sağlaması amacı ile bu çalışmada $K/\bar{I}$ oranı ile peri-implant klinik parametreler arasındaki ilişkinin de incelenmesi hedeflenmiştir.

Dental implantların sağlığı ve uzun dönem başarısı değerlendirilirken klinik parametrelerden faydalanılmaktadır. İmplant çevresindeki klinik parametrelerin ölçülmesinde, periodontal klinik indekslerin modifikasyonları kullanılmaktadır. Bu modifikasyonlarla, implant çevresindeki ölçümler sırasında implantların açılı ve protetik üstyapılar gibi ölçüm zorluklarından kaynaklanan hata payının en aza inmesi amaçlanmıştır (331). Bunun sonucunda, periodontal dokuların klinik olarak değerlendirilmesinde kullanılan SCD, KAD, GI, SKI, PI indeksleri, peri-implant dokuların sağlığı ve uzun dönem başarısını değerlendirmek için modifiye edilerek PISD, PIDÇ, mGI, mSKI, mPI indekslerine dönüştürülmüştür. Bu çalışmada, peri-implant klinik dokuların değerlendirilmesinde evrensel olarak yaygın bir kullanıma sahip olan bu modifiye parametreler kullanılmıştır (183, 283, 331).

Çalışmamızın sonucunda, Pearson Korelasyon testi ve Pearson Ki-kare testine göre $K/\bar{I}$ oranı ile peri-implant klinik parametreler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir.

Literatürde, $K/\bar{I}$ oranı ile farklı parametreler arasındaki ilişkiyi değerlendiren çalışmaların sadece bir kısmında peri-implant klinik parametrelerin kaydedildiği gözlenmektedir. Bu çalışmalar incelendiğinde; Sun ve ark., 2013 yılında anatomik kuron

boyunun ve K/İ oranının, premolar ve molar bölgede tek üye implant destekli restorasyonlardaki MKK ile ilişkisini incelemişlerdir. Retrospektif olarak gerçekleştirilen bu çalışmada 91 adet implant değerlendirilmiştir. Peri-implantitis riskinin elimine edilebilmesi amacıyla, yıllık muayenelerde mSKI ve mPI değerleri ölçülmüştür. Çalışmaya katılan 76 hasta, 2003 ve 2005 yılları arasında takip edilmiştir. Her yıla ait indeks değerleri toplanarak, çalışmanın sürdürüldüğü yıl sayısına bölünmüştür ve böylece ortalama bir değer elde edilmiştir. Çalışmanın sonucunda, implant çevresi yumuşak dokular klinik olarak sağlıklı bulunmuştur. Pearson korelasyon analizine göre, mSKI ve mPI indeksleri ile anatomik kuron boyu ve MKK arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunan bir ilişki tespit edilmiştir. Bununla birlikte, bu çalışmada K/İ oranı ile mSKI ve mPI arasındaki ilişki incelenmemiştir (288).

Rossi ve ark., 2018 yılında kısa implantlar üzerine yapılmış tek üye restorasyonların uzun dönem takibini inceledikleri bir çalışma yayınlamışlardır. Bu çalışmada, 6mm boyuna sahip kısa implantları 10 yıl süreyle klinik ve radyografik olarak incelemeyi amaçlamışlardır. 40 implantın değerlendirildiği bu çalışmada, implant tedavisi uygulanan her hastanın periodontal ve endodontik tedavileri cerrahi öncesinde tamamlanmıştır. Ayrıca, hastaların tüm ağız plak skoru, tüm ağız SKI ve SCD ölçümleri hastaların kontrol seanslarında kaydedilmiştir. Bu çalışmada, K/İ oranı ile implant çevresi klinik parametrelerin ilişkisi doğrudan incelenmese de, çalışma sonunda tüm ağızda 4mm'nin üzerinde SCD bulunmadığı belirtilmiştir. Ayrıca, 10 yıllık takip sonunda SKI'nin %13 ile %16 arasında olduğu belirtilmiştir. Bununla birlikte, plak skoru ile ilgili veriler paylaşılmamıştır (355).

Tang ve ark., posterior bölgeye yerleştirilen kısa implantlarda, K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişkiyi değerlendirmiştir. Bu çalışmada boyu ≤ 8 mm olan 180 adet implant, 3-7 yıl arasında retrospektif olarak incelenmiştir. Ortalama kK/İ 1.16 ± 0.38 , ortalama mSKI 0.59 ± 0.71 ve ortalama PICD 2.99 ± 1.08 mm olarak belirtilmiştir. Bununla birlikte, bu çalışmada K/İ oranı ile mSKI ve mPICD arasındaki ilişki incelenmemiştir (356).

Bizim çalışmamızda, çalışmamıza dahil edilen hastaların tamamının cerrahi tedavileri KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji A.B.D.'de gerçekleştirilmiştir. Bölümümüzde, implant cerrahisi uygulanacak hastalarda ağız içi tüm periodontal tedavilerin tamamlanmış olması ve hastaların oral hijyen motivasyonunun yüksek olması şartı

aranmaktadır. Bu durumun, çalışmamız sonucunda elde edilen ortalama PICD, mSKI, mPI ve mGI skorlarının düşük olmasına katkı sağladığını düşünmekteyiz. Çalışmamıza dahil edilen implantlara ait parametrelerin benzer olması, çalışmamızın sonucunda K/İ oranı ile peri-implant klinik parametreler arasında istatistiksel olarak bir ilişki saptamamamızda etkili olabilir. Sonuç olarak, bulgularımız K/İ oranının peri-implant doku sağlığı üzerinde olumlu ya da olumsuz bir etkisi olmadığını düşündürmektedir. Bununla birlikte, daha fazla implantın değerlendirdiği daha standart grupların oluşturduğu daha ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Çalışmamızda K/İ oranı ile implant çevresi klinik parametreler arasında korelasyon gözlenmemiş olmasına rağmen; mPI ile mGI, PICD ve KMG arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon tespit edildi. Ayrıca mGI ile mPI, PICD ve KMG arasında da istatistiksel olarak anlamlı bulunan bir korelasyon gözlemlendi.

Literatürde, PI ve GI'nin birbiriyle ilişkili olduğunu belirten çalışmalar bulunmaktadır. Loe ve ark. 1965 yılında yayınladıkları çalışmada, periodontal olarak sağlıklı 12 bireyde deneysel gingivitis oluşturmayı hedeflemişlerdir. Bu çalışmada, hastalardan ağız bakımı prosedürlerini tamamen bırakmaları istenmiştir. Belirli aralıklarla PI ve GI ölçümü yapılan hastalarda 8-12. gün aralığında her iki indekste artış gözlenmiştir. Gingival enflamasyonun başlangıcından sonra, bireylere oral hijyen motivasyonu verilerek, PI ve GI skorları yeniden takip edilmiş ve skorlar 0'a yaklaşıncaya kadar çalışma sonlandırılmıştır. Çalışmanın sonucunda, plak eliminasyonunun, gingival enflamasyonu ortadan kaldırdığı ve PI ile GI arasında bir ilişki olduğu belirtilmiştir (334). Takip eden yıllarda, Loesche ve ark., Theilade ve ark. ve Spindel ve ark., Loe ve ark.'nın çalışmasına benzer çalışmalar yaparak, GI ile PI arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğunu bildirmiştir (335-338).

Peri-implant sağlığın idamesinde keratinize dokunun varlığı hakkında veriler tartışmalı olsa da, eksikliğin hasta konforunu negatif yönde etkilediği ve yoğun plak birikimine zemin hazırladığı yönünde çalışmalar mevcuttur (224). Gobbato ve ark.'nın yayınladığı sistematik derlemede, peri-implant KMG<2 mm olan bireylerde, KMG≥ 2 mm olan bireylere göre daha fazla plak birikimi ve yumuşak doku enflamasyonu olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, KMG<2 mm olan bireylerde mSKI ve mGI indekslerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunan bir artış gözlemlendiği belirtilmiştir (339, 340). Lin ve ark.'nın 2013 yılında yayınladıkları meta-analize göre, peri-implant bölgede

yetersiz keratinize mukoza bulunması sonucunda, artmış plak birikimi, yumuşak doku enflamasyonu, mukozal çekilme ve daha fazla atışman kaybı olduğu belirtilmiştir. Bu ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (340). Ladwein ve ark.'nın 211 hasta ve 967 implant üzerinde gerçekleştirdikleri bir çalışmada, yetersiz KMG ile yüksek plak skoru ve sondalamada kanama arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunan bir ilişki olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, KMG ile sondalama derinliği ve MKK arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir (341).

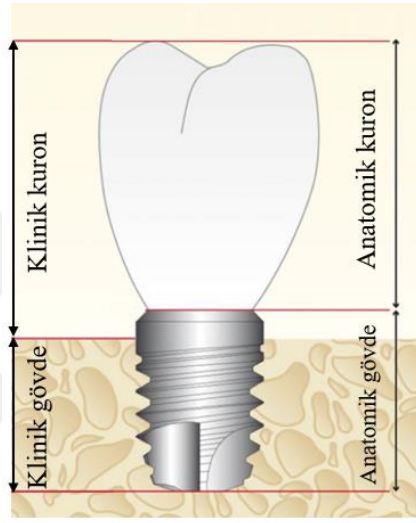
Çalışmamızın sonucunda elde edilen bulgulara, peri-implant dokularda mPI ile mGI, PICD ve KMG arasında ve mGI ile mPI, PICD ve KMG arasında da istatistiksel olarak anlamlı bulunan bir korelasyon gözlenmesi, yukarıda bahsedilen çalışmaların sonuçları ile örtüşmektedir.

Literatürde K/İ oranının MKK ile ilişkisi inceleyen birçok çalışma mevcut olmasına rağmen, günümüzde K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişki üzerinde henüz ortak bir kanıya varılamamıştır.

Dental implantların sağlığı ve uzun dönem başarısı değerlendirilirken, klinik parametrelerin yanı sıra radyografik yöntemlerden de faydalanılmaktadır. Marjinal kemik seviyesindeki değişiklikler, implant tedavisinin başarısını belirleyen faktörlerden biridir (11). Literatürde, dental implant tedavisinin başarı oranlarını belirlemek amacıyla, MKK'nin değerlendirilmesinde hem periapikal hem panoramik radyografların kullanıldığı görülmüştür. MKK'nin tespiti ve takibinde, paralel teknikle alınan periapikal radyografların en iyi ölçüm yöntemi olduğu bilinmektedir (342–344). Bununla birlikte, bizim çalışmamızda, retrospektif bir çalışma olması, implant planlaması ve periyodik muayene seanslarında panoramik radyografların kullanılması nedeniyle MKK ölçümleri ve K/İ oranlarının elde edilmesi panoramik radyograflar üzerinden gerçekleştirilmiştir.

Blanes ve ark., fulkrum hattının apiko-koronal konumuna göre, anatomik ve klinik olmak üzere 2 farklı K/İ oranı tanımlamıştır (Resim 8.3). aK/İ oranında, kaldırma kolunu oluşturan fulkrum hattı implantın boyun seviyesindedir. kK/İ oranında ise bu hat krestal kemik seviyesindedir (277). Çalışmamızdaki K/İ oranı hesaplanırken, Blanes ve ark.'nın tarif ettiği aK/İ ölçümü uygulanmıştır. Kuronun en koronal noktası ile implantın boynu arasındaki mesafe ölçülerek anatomik kuron boyu elde edilmiştir. Elde edilen anatomik kuron boyu, implantın boyuna oranlanarak çalışmamızda kullandığımız aK/İ oranına

ulaşılmıştır (277). Çalışmamızda yalnızca aK/İ oranı kullanmıştır. kK/İ oranında kullanılan klinik kuron boyu, krestal kemik seviyesi ile kuronun en koronal noktası arasındaki mesafe ölçülerek elde edilmektedir. Bunun elde edilebilmesi için, protetik restorasyonların uygulandığı seansa ait radyografların bulunması gerekmektedir. Çalışmamızın retrospektif olarak planlanması ve KTÜ Protetik Diş Tedavisi A.B.D’da protetik restorasyonların uygulandığı seansta radyograf alınmaması nedeniyle, çalışmamızda kK/İ oranı değerlendirilememiştir.



Resim 8.3. Klinik ve anatomik K/İ oranları

Çalışmamıza dahil edilen implantların mezial ve distal MKK miktarı, cerrahi sonrası post-op t0 zamanında alınan panoramik radyograflar ve en son kontrollerinden elde edilen t1 zamanına ait panoramik radyograflar üzerinden mm cinsinde ölçülmüştür. Çalışmamızın sonucunda, t0mezial-t1mezial MKK’nin zamana bağlı değişikliği istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Ayrıca, t0distal-t1distal MKK’nin zamana bağlı değişikliği de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu sonuçlar, implantlara ait başlangıç zamanı (t0) ile en son kontrolleri (t1) arasında geçen sürede mezial ve distal bölgelerde MKK’nin arttığını ifade etmektedir.

Dental implantların yaygın olarak kullanılması sonucu, biyolojik komplikasyonlarda artış gözlenmektedir. Biyolojik komplikasyonlar, peri-implant dokularda gözlenen ve implantın fonksiyonunu etkileyen komplikasyonlar olarak tanımlanmaktadır (3). 2008 yılında gerçekleştirilen 6. Avrupa Periodontoloji Kongresi'nde, peri-implant hastalıkların enfeksiyöz bir yapıda olduğu ve peri-implant hastalıkların biyolojik bir komplikasyon olarak değerlendirilmesi gerektiği kabul edilmiştir (320). Peri-implantitis, implant çevresi destek dokuların enflamasyonu ve çevre kemikte rezorpsiyon ile karakterize, enfeksiyöz bir hastalık olarak tanımlanmaktadır (192, 345). Amerikan Periodontoloji Akademisi (AAP) ve Avrupa Periodontoloji Federasyonu (EFP) peri-implantitisi “dental implant çevresindeki mukozada gözlenen artmış cep derinliği ve sondalamada kanama gibi enflamasyon bulgularına ek olarak, radyografda destek kemik kaybının görüldüğü bir tablo” olarak tanımlamaktadır (224). Derks ve ark., klinik bulgular dikkate alınmaksızın yalnızca MKK gözlenmesinin peri-implantitis başlangıcı için tek başına yeterli olduğunu bildirmiştir (346).

Adel ve ark., implantın fonksiyona girdiği ilk yılda 2mm'ye kadar krestal kemik kaybının normal sınırlarda olduğunu belirtmişlerdir. Bu durum, implant cerrahisi sonrasında cerrahi travma nedeniyle alveolar kemikte gözlenen remodelasyonla açıklanmıştır. Ayrıca, bunu takip eden her yıl için 0.2 mm MKK gözlenebileceği bildirilmiştir (37, 347). Bunun sonucunda, radyografda ölçülen MKK miktarının peri-implantitis olarak tanımlanabilmesi için, 2 mm'yi aşması gerektiği belirtilmiştir (348).

Çalışmamızın sonucunda, hastaların son kontrolleri ile implant cerrahisinin uygulandığı başlangıç zamanı arasında mezial ve distal MKK'nin arttığını gözlemlese de, her iki bölgede de ortalama MKK'nin literatürde belirtilen ve yukarıda bahsedilen, kabul edilebilir peri-implant MKK sınırları içerisinde olduğu görülmektedir (37, 347). Diğer taraftan, çalışmamızın retrospektif bir yapıda olması nedeniyle, çalışmaya dahil edilen implantlarda t0-t1 arasında geçen süreler farklılık göstermektedir. Bunun sonucunda, implantlara ait mezial ve distal MKK'nin implant cerrahisini takip eden sürenin uzunluğuyla ilişkisi değerlendirilememiştir.

Çalışmamızda ayrıca aK/İ oranı ile MKK arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Çalışmamızın sonucunda, aK/İ oranı ile t0mezial-distal MKK ve t1mezial-distal MKK arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir. Bu sonuç, aK/İ oranının MKK üzerinde etkili olmadığını göstermektedir.

Literatürde, K/İ oranının MKK ile ilişkisini değerlendiren çalışmalar incelendiğinde, bu iki parametre arasında negatif ve pozitif yönlü ilişki tespit eden çalışmalar olduğu gözlenmektedir:

Blanes ve ark. 2007 yılında, posterior bölgeye yerleştirilen ITI implantlarda K/İ oranının MKK ile ilişkisini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonunda, daha düşük K/İ oranına sahip implant-protez sistemlerinde daha yüksek MKK olduğu gözlenmiştir. K/İ oranı ile MKK arasındaki negatif yönlü ilişki, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (277). Blanes ve ark.'nın bu çalışmadan elde ettikleri bulgular; Celletti ve ark. ile Barbier & Schepers'in hayvan çalışmaları, Lindquist ve ark. ile Wennstrom ve ark.'nın uzunlamasına insan çalışmalarının sonuçlarıyla paralellik göstermektedir. Bu çalışmaların sonucunda da K/İ oranı ile MKK arasında negatif yönlü bir ilişki gözlemlendiği bildirilmiştir (295, 313, 343, 344).

Lee ve ark., posterior bölgede tek üye implant destekli protetik restorasyonlarda K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişkiyi retrospektif olarak incelemişlerdir. Çalışmaya dahil edilen implantlar, $K/İ < 1$ ve $K/İ \geq 1$ olmak üzere iki grupta değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda, $K/İ < 1$ olan grupta $K/İ \geq 1$ olan gruba göre daha fazla MKK gözlenmiştir. Gruplar arasında gözlenen fark, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ve K/İ oranı ile MKK arasında negatif yönlü bir ilişki olduğu bildirilmiştir (214).

Diğer taraftan, Malchiodi ve ark., K/İ oranı ile krestal kemik seviyesi arasındaki ilişkiyi prospektif bir çalışmada incelemişlerdir. Bu çalışmada hem aK/İ oranı hem de kK/İ oranı ölçülmüştür ve karşılaştırmalar her iki K/İ oranı için yapılmıştır. 259 implantın değerlendirildiği çalışmada, her iki K/İ oranı, $K/İ < 1.5$, $1.5 < K/İ < 2$ ve $K/İ \geq 2$ olmak üzere üçer alt grupta incelenmiştir. Çalışma sonucunda hem kK/İ oranı hem aK/İ oranı ile peri-implant MKK arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunan pozitif yönlü bir ilişki tespit edilmiştir. aK/İ oranında alt gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç elde edilmemiştir. Bununla birlikte, kK/İ oranının alt grupları arasında MKK ile ilişkilerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunan pozitif yönlü bir ilişki bildirilmiştir. Çalışma sonucunda, kemik-implant arayüzünde aşırı kemik rezorpsiyonu ve implant başarısızlığına neden olabilecek eşik aK/İ oranı 3.1 ve kK/İ oranı 3.4 olarak belirtilmiştir. Malchiodi ve ark.'nın bulgularını destekleyen çalışmalar, ilerleyen tarihlerde literatürde yerini almıştır (287).

Hingsammer ve ark. 2017 yılında, splintlenmiş kısa implantlarda K/İ oranının MKK ile ilişkisini değerlendirmiştir. Bu çalışmada, boyu 4mm olan 72 adet implant posterior

bölgeye yerleştirilmiş ve splintlenmiştir. Çalışmanın sonucuna göre, K/İ oranı arttıkça peri-implant MKK miktarında istatistiksel olarak anlamlı bulunan bir artış gözlenmiştir. Bu çalışmada, MKK'ye neden olabilecek eşik K/İ oranı 1.7 olarak bildirilmiştir (347).

Di Fiori ve ark., 1994-2003 yılları arasında posterior mandibulaya uygulanmış kısa implantlarda K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Bu çalışmada, boyu 7mm olan implantlar değerlendirilmiştir ve yalnızca kK/İ oranı incelenmiştir. 2019 yılında yayınlanan bu çalışmada 108 implant ve 51 hasta değerlendirilmiştir. Çalışmaya dahil edilen implantlar, $kK/İ \geq 2$ ve $kK/İ < 2$ olmak üzere iki grupta incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda, $kK/İ \geq 2$ olan grupta MKK miktarında %31 oranında artış gözlenmiştir. $kK/İ \geq 2$ olan implantlar ile artmış MKK arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (290).

K/İ oranı ile MKK arasında pozitif veya negatif yönlü bir ilişki bildiren yayınlar olduğu gibi, K/İ oranı ile MKK arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığını belirten çalışmalar da mevcuttur. Ghariani ve ark. mandibula posterior bölgede kısa implantlar (6-8mm) ile gerçekleştirdikleri çalışmada, MKK ile K/İ oranı arasındaki ilişkiyi incelemiştir. 12 implantın değerlendirildiği bu çalışmada, $K/İ < 2$ ve $K/İ \geq 2$ olmak üzere iki grup oluşturulmuştur. Çalışmanın sonucuna göre, K/İ oranı ile MKK arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunan bir ilişki tespit edilememiştir (280).

Guljé ve ark, 47 adet 6 mm boya sahip implantın K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Posterior maksilla ve mandibulaya yerleştirilen implantlar 1 yıl süreyle takip edilmiştir. Çalışmanın sonucunda, K/İ oranı ile MKK arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir (349).

Sun ve ark. 2013 yılında yayınladıkları çalışmada, 91 implantta aK/İ oranı ile MKK arasındaki ilişkiyi incelemiştir. En az 6 yıllık takibi olan implantların dahil edildiği çalışmada, aK/İ oranı ile MKK arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir (288).

Hadzik ve ark. 2018 yılında 30 hastada gerçekleştirdikleri çalışmada, kısa ve normal boya sahip implantlarda K/İ oranının MKK ile ilişkisini incelemiştir. Çalışmada, boyu 10mm olan implantlar 1.grup ve boyu 4mm olan implantlar 2.grup olarak değerlendirilmiştir. 1.grupta ortalama K/İ oranı 1.06, 2. Grupta ortalama K/İ oranı ise 1.69 olarak bildirilmiştir. Çalışma sonucunda, gruplar arasındaki MKK miktarı birbirine yakın

bulunmuştur. K/İ oranı ile MKK arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir (350).

Ravida ve ark. 2019 yılında yayınladıkları meta-analizde, kK/İ ve aK/İ oranları ile MKK arasındaki ilişkiyi incelemiştir. En az 12 ay takip edilen 548 implantta her iki K/İ oranı ölçümü için eşik değer 1.5 olarak belirlenmiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre K/İ oranı ile MKK arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir (353). Bir yıl sonra Padhye ve ark., K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişkiyi inceleyen bir meta-analiz yayınlamıştır. En az 12 ay takip edilen 4350 implantta her iki K/İ oranı ölçümü için eşik değer 1.5 olarak belirlenmiştir. Bu çalışmada da K/İ oranı ile MKK arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunan bir ilişki tespit edilmemiştir (282).

K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişki, alveolar kemiğin strese karşı gösterdiği tepki ile açıklanmaktadır. Yüksek strese maruz kalan alveolar kemik, remodelasyon fazına geçmektedir. Bu fazın sonucunda, alveolar kemiğin bazı bölgelerinde kemik formasyonu stimüle edilirken bazı bölgelerinde ise rezorpsiyon gözlenmektedir. Alveolar kemiğin remodelasyon sonucunda hangi tepkiyi vereceği kemik üzerine gelen kuvvetin miktarı ile ilişkilendirilse de, bu kuvvetin eşik değeri hakkındaki bilgilerimiz sınırlıdır (354). Kuron yüksekliği mesafesinin, protez-implant sistemi üzerinden kemiğe iletilen kuvvetleri değiştirme özelliğine sahip olduğu bilinmektedir (315, 316). Kuron yüksekliği mesafesi, aynı zamanda, K/İ oranını da etkileyen bir parametredir. Bunun sonucunda, kuron yüksekliği mesafesi, K/İ oranını değiştirerek, alveolar kemiğin strese karşı göstereceği tepkiyi etkileyebilmektedir (355). Literatürde, K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişkiyi inceleyen birçok çalışma bulunmaktadır. Çalışma sonuçları birbirinden farklılık gösterse de, bizim çalışmamızın bulguları sistematik derlemeler ve meta-analizleri de içeren, literatürde daha güncel olarak yayınlanmış çalışmaların sonuçları ile paralellik göstermektedir (282, 290, 294, 295, 353, 356). Diğer taraftan, çalışmamızda incelenen 400 implant için maksimum K/İ oranı 2.08, ortalama K/İ oranı ise 1.12 olarak bulunmuştur. Bu oranlar, K/İ oranı ile MKK arasında pozitif veya negatif yönlü bir ilişki olduğunu bildiren çalışmaların çoğunluğunun eşik K/İ oranlarının altında kalmaktadır (214, 292, 293, 296). Sonuç olarak, çalışmamızda aK/İ oranı ile MKK arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmemesi, K/İ oranının MKK üzerinde etkili olmadığını, implanta iletilen stresin apozisyon/rezorpsiyon dengesi ile belli bir değere kadar alveol kemiği tarafından kompanse edildiğini, belli bir

değeri aştıktan sonra MKK'ye neden olabileceğini düşündürmektedir. Çalışmamızda retrospektif bir çalışma planladığımız ve standart bir implant grubu oluşturamadığımız için eşik değeri konusunda fikir sahibi değiliz. Diğer taraftan, yukarıda K/İ ile MKK arasında ilişki bulan araştırmacılar eşik değeri tespit eden araştırmalardır. Bizim çalışmamızda K/İ ile MKK arasında ilişki bulamamamız eşik değerini tespit etmemiz ile ilişkili olabilir ve çalışmamızın limitasyonu olarak kabul edilebilir. Ayrıca, çalışmamızın retrospektif olması nedeniyle kK/İ oranları elde edilememiştir. Bunun sonucunda, çalışmamızda değerlendirilen paramatereler ile kK/İ oranı arasındaki ilişki incelenememiştir. Literatürde, kK/İ oranı ile peri-implant parametrelerin değerlendirildiği çoğu çalışma prospektif olarak tasarlanmıştır. Bu durum, çalışmamızın limitasyonu olarak kabul edilebilir.

Sonuç olarak; çalışmamızda aK/İ oranının peri-implant doku sağlığına etkisi, klinik ve radyografik bulgular aracılığıyla retrospektif olarak incelenmiştir. Çalışmamızda, literatürde K/İ oranı ile MKK arasındaki ilişkiyi inceleyen birçok çalışmadan daha kapsamlı olacak şekilde klinik ve radyografik bulgular incelendiği gibi; K/İ oranının, implant rehabilitasyonunun lokalizasyonu, restorasyon türü, cerrahi bölgenin antagonistinde bulunan restorasyonun türü, olası mekanik komplikasyonların birbirlerine göre olası ilişkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Elde ettiğimiz bulgular sonucunda, aK/İ oranının; restorasyon türü, cerrahi bölgenin antagonistinde bulunan restorasyonun türü, olası mekanik komplikasyonlar ve implant markası üzerinde Pearson Ki-kare testine göre önemli bir etkisi olduğu gözlemlendi. Diğer taraftan, K/İ oranının; implant lokalizasyonu, çekim nedeni, periimplant klinik parametreler ve MKK üzerinde önemli bir etkisi bulunmadı. Ayrıca, mezial ve distal MKK'nin son kontrol zamanında (t1) implant cerrahisinden hemen sonraya (t0) göre arttığı saptandı. Bununla birlikte, çalışmamıza dahil edilen implantların ortalama K/İ oranı, literatürdeki K/İ oranının incelendiği çalışmalara göre daha düşük bir değeri göstermektedir. Ayrıca, çalışmamızdaki implant destekli restorasyonlar en az 6 en çok 48 ay takip edilmiştir. Bu nedenle, çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz bulguların erken dönem bulgular olduğu söylenebilir. İmplant destekli restorasyonların daha uzun süre takip edilmesiyle farklı sonuçlar elde edilebileceği göz ardı edilmemelidir. Sonuç olarak, standardize grupların kullanıldığı daha fazla sayıda implantı inceleyen daha ileri prospektif çalışmaların yapılmasının, K/İ oranı ile peri-implant klinik ve radyografik bulgular arasındaki ilişkinin açığa çıkarılmasında yararlı olacağı düşüncesindeyiz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İmplant destekli sabit protetik tedavi sonrası K/İ oranının peri-implant doku sağlığına etkisinin klinik ve radyografik olarak değerlendirdiğimiz çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. K/İ oranı ile implant boyu ve kuron boyu arasında Pearson Korelasyon analizine göre istatistiksel olarak anlamlı bulunan bir ilişki gözlenmiştir.
2. K/İ oranının; restorasyon türü, cerrahi bölgenin antagonistinde bulunan restorasyonun türü, olası mekanik komplikasyonlar ve implant markası üzerinde Pearson Ki-kare testine göre önemli bir etkisi olduğu gözlenmiştir.
3. K/İ oranının; implant lokalizasyonu, çekim nedeni, periimplant klinik parametreler ve MKK üzerinde önemli bir etkisi bulunmadı.
4. t0mezial-t1mezial MKK ve t0distal-t1distal MKK'nin zamana bağlı değişikliği istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
5. En sık, orta (10-11.5 mm) uzunlukta ve standart (4-4.5 mm) çapta implantların yerleştirildiği gözlenmiştir.
6. İmplantların maksilla/mandibula dağılımının birbirine yakın olduğu gözlenmiştir.
7. İmplantların anterior/premolar/posterior lokalizasyonuna göre en sık posterior bölgelere yerleştirildiği gözlenmiştir.
8. İmplant destekli sabit restorasyonlar ve antagonist bölgede bulunan restorasyonlar arasında en sık implant destekli köprüler olduğu gözlenmiştir.
9. Çekim nedenine dair verileri bilinen hastalar arasında, implant yerleştirilen bölgedeki dişin çekim nedeninin çoğunlukla periodontal hastalıklar olduğu gözlenmiştir.
10. Mekanik komplikasyon gözlenen implant destekli sabit restorasyonlar arasında en sık gözlenen komplikasyonun desimantasyon olduğu görülmüştür.
11. K/İ oranının, peri-implant doku sağlığı ile ilişkisinin değerlendirildiği çalışmaların çok kısıtlı olduğu bu alanda; standardize grupların oluşturulduğu ve bu grupların birbiriyle karşılaştırıldığı, daha uzun takip süresine sahip prospektif yapıda daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(I). Success criteria and epidemiology. *European journal of oral sciences* 106: 527–551.
2. Busenlechner D, Fürhauser R, Haas R, Watzek G, Mailath G, Pommer B (2014). Long-term implant success at the Academy for Oral Implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis. *Journal of periodontal & implant science* 44: 102–108.
3. Berglundh T, Persson L, Klinge B (2002). A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *Journal of clinical periodontology* 29: 197–212.
4. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry* 94: 377–381.
5. Palma Carrió C, Maestre Ferrín L, Peñarrocha Oltra D, Peñarrocha Diago M, Peñarrocha Diago M (2011). Risk factors associated with early failure of dental implants. A literature review.
6. Levin L (2008). Dealing with dental implant failures. *Journal of Applied Oral Science* 16: 171–175.
7. Pommer B, Hof M, Fädler A, Gahleitner A, Watzek G, Watzak G (2014). Primary implant stability in the atrophic sinus floor of human cadaver maxillae: impact of residual ridge height, bone density, and implant diameter. *Clinical oral implants research* 25: e109–e113.
8. Chiapasco M, Zaniboni M, Boisco M (2006). Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. *Clinical oral implants research* 17: 136–159.
9. Brägger U (1998). Use of radiographs in evaluating success, stability and failure in implant dentistry. *Periodontology* 2000 17: 77–88.

10. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical oral implants research* 15: 401–412.
11. Randow K, Ericsson Ingvar, Nilner K, Petersson A, Glantz P (1999). Immediate functional loading of Brånemark dental implants. An 18- month clinical follow- up study. *Clinical Oral Implants Research* 10: 8–15.
12. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F (1998). Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology* 24: 80–88.
13. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 85: 585–598.
14. Isidor F (2006). Influence of forces on peri- implant bone. *Clinical oral implants research* 17: 8–18.
15. Blanes RJ (2009). To what extent does the crown–implant ratio affect the survival and complications of implant- supported reconstructions? A systematic review. *Clinical oral implants research* 20: 67–72.
16. Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C (2010). Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant.
17. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW (2005). A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant dentistry* 14: 108–116.
18. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R (2006). Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 21.
19. Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang S-K (2010). Crown-to-implant ratios of short-length implants. *Journal of oral Implantology* 36: 425–433.

20. Güzel KG, Meşe A, Dünder B (2006). Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Ethics-Law and History* 14: 41–46.
21. Block MS, Kent JN (1995). *Endosseous implants for maxillofacial reconstruction* Saunders.
22. Balaji SM (2007). General principles of oral surgery. *Textbook of Oral and Maxillofacial Surgery New Delhi, India: Elsevier* 9–48.
23. Luckey HA, Kubli F (1983). *Titanium Alloys in Surgical Implants. Titanium Alloys in Surgical Implants Philadelphia. American Society for Testing and Materials.*
24. The glossary of prosthodontic terms (2005). *J Prosthet Dent* 94: 10–92.
25. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL (2014). Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 40: 50–60.
26. Misch CE (2007). *Generic Root Form Components Terminology*, 3rd ed. (M. CE, editor) *Contemporary implant dentistry* St Louis, Missouri, USA: Mosby Elsevier.
27. Allen C (1987). Curious observations on the teeth.
28. Driskell TD (1987). History of Implants. *CDA journal* 15: 16–25.
29. Misch CE, Misch CM (1992). Generic Terminology for Endosseous Implant Prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry* 68: 809–812.
30. Greenfield EJ (1991). Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. *The International journal of oral implantology: implantologist* 7: 63–68.
31. Dahle E (1990). Translation to Osseointegration. A Chronology of Dental Implants. *Bulletin of the history of dentistry* 38: 19–24.
32. Abraham CM (2014). Suppl 1: A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *The open dentistry journal* 8: 50.
33. Schou S, Pallesen L, Hjørting- Hansen E, Pedersen CS, Fibæk B (2000). A 41- year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clinical Oral Implants Research: Case report* 11: 171–178.
34. Pasqualini U, Pasqualini ME (2009). The History of Implantology.

35. Branemark PI (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 50: 399–410.
36. Branemark P-I (1983). Osseointegration and its experimental background. *J prosthet Dent* 50: 399–410.
37. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery* 10: 387–416.
38. Dağ M, Karaçay Ü (2015). Dental İmplantlarda Yapısal Ve Yüzey Özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 25: 119–127.
39. Minichetti JC (2003). Analysis of HA-coated Subperiosteal Implants. *Journal of Oral Implantology* 29: 111–116.
40. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM (2004). Implantology and The Severely Resorbed Edentulous Mandible. *Critical reviews in oral biology & medicine* 15: 240–248.
41. English C (1990). An overview of implant hardware. *Journal of the American Dental Association (1939)* 121: 360–364.
42. Kusek ER (2009). The Use of Laser Technology (Er; Cr: YSGG) and Stereolithography to Aid in The Placement of a Subperiosteal Implant: Case Study. *Journal of Oral Implantology* 35: 5–11.
43. Demirdjan E (1998). The Complete Maxillary Subperiosteal Implant: An Overview Of Its Evolution. *Journal of Oral Implantology* 24: 196–197.
44. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants* 1: 11–25.
45. Paton G, Fuss J, Goss AN (2002). The transmandibular implant: A 5-and 15-year single-center study. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 60: 851–857.
46. Verhoeven JW, Cune MS, van Kampen FMC, Koole R (2001). The use of the transmandibular implant system in extreme atrophy of the mandible; a retrospective

- study of the results in two different hospital situations. *Journal of oral rehabilitation* 28: 497–506.
47. Veron C, Chanavaz M (1997). Implant rehabilitation of distal mandibular atrophy using a blade implant. *Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-faciale* 98: 17–22.
 48. Commissionat Y, Poulmaire F (1996). Blade implants: new ideas. *Revue de stomatologie et de chirurgie maxillo-faciale* 97: 283–287.
 49. Linkow LI, Donath K, Lemons JE (1992). Retrieval analyses of a blade implant after 231 months of clinical function. *Implant dentistry* 1: 37–43.
 50. Misch CE, Dietsh F (1993). Bone-grafting Materials in Implant Dentistry. *Implant dentistry* 2: 158–167.
 51. Misch CE (2005). Dental implant prosthetics. St. Louis. *Mosby Inc* 211: 223.
 52. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang H (2010). The Effect of Thread Pattern Upon Implant Osseointegration. *Clinical oral implants research* 21: 129–136.
 53. Chun H, Cheong S, Han J, Heo S, Chung J, Rhyu I, Choi Y, Baik H, Ku Y, Kim M (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation* 29: 565–574.
 54. Misch CE, (2008). Scientific Rationale for Dental Implant Design. In: Misch C, editor. *Contemp Impl Dent*, 3rd ed. St Louis, Missouri, USA: Strong& Bidez MW Mosby, pp 200–229.
 55. Manikyamba YJB, Sajjan S, AV RR, Rao B, Nair CK (2020). Implant thread designs: An overview. *Trends in Prosthodontics and Dental Implantology* 8: 11–19.
 56. Kong L, Liu B-L, Hu K-J, Li D-H, Song Y-L, Ma P, Yang J (2006). Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology* 24: 509–512.
 57. Abuhussein H, Pagni G, ... AR-C oral implants, 2010 undefined (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Wiley Online Library* 21: 129–136.

58. The Glossary of Implant Dentistry (2017). *International Congress Of Oral Implantologists* 7–145.
59. Hansson S (1999). The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clinical oral implants research* 10: 394–405.
60. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* 92: 523–530.
61. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives of oral biology* 38: 491–496.
62. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang H-L (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant dentistry* 12: 306–317.
63. Hermann F, Lerner H, Palti A (2007). Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant dentistry* 16: 165–175.
64. Aparna IN, Dhanasekar B, Lingeshwar D, Gupta L (2012). Implant crest module: A review of biomechanical considerations. *Indian Journal of Dental Research* 23: 257.
65. Serrano-Sánchez P, Calvo-Guirado JL, Manzanera-Pastor E, Lorrio-Castro C, Bretones-López P, Pérez-Llanes JA (2011). The influence of platform switching in dental implants. A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 16: e400-5.
66. Lazzara R, & SP-IJ of P, 2006 U (2006). Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 26: 9–17.
67. López-Marí L, Calvo-Guirado JL, Martín-Castellote B, Gomez-Moreno G, López-Marí M (2009). Implant platform switching concept: an updated review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 14: e450-4.
68. Carinci F, Brunelli G, Danza M (2009). Platform switching and bone platform switching. *Journal of Oral Implantology* 35: 245–250.

69. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15.
70. Sakaguchi RL, Powers JM (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book* Elsevier Health Sciences.
71. Sagomonyants KB, Jarman-Smith ML, Devine JN, Aronow MS, Gronowicz GA (2008). The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials* 29: 1563–1572.
72. Berner S, Dard M, Gottlow J, Molenberg A, Wieland M (2009). Titanium-zirconium: A novel material for dental implants. *Eur Cells Mater* 17: 189–205.
73. Bouquot BWN, Damm DD, Allen CM, Jerry E (2002). Oral and maxillofacial pathology. *Philadelphia: WB Saunders* 1: 391–392.
74. Meffert RM, Langer B, Fritz ME (1992). Dental implants: a review. *Journal of periodontology* 63: 859–870.
75. LeGeros RZ (2002). Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. *Clinical Orthopaedics and Related Research®* 395: 81–98.
76. O'Neal RB, Sauk JJ, Somerman MJ (1992). Biological requirements for material integration. *The Journal of oral implantology* 18: 243–255.
77. Misch C (2007). No Title. In: Misch CE, editor. *Contemporary implant dentistry*, 3rd ed. St.Louis: Mosby.
78. McCracken M (1999). Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *Journal of prosthodontics* 8: 40–43.
79. Cui C, Hu B, Zhao L, Liu S (2011). Titanium alloy production technology, market prospects and industry development. *Materials & Design* 32: 1684–1691.
80. Abrahamsson I, Cardaropoli G (2007). Peri- implant hard and soft tissue integration to dental implants made of titanium and gold. *Clinical oral implants research* 18: 269–274.

81. Roach M (2007). Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dental Clinics of North America* 51: 603–627.
82. Niinomi M (2008). Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 1: 30–42.
83. Donley TG, Gillette WB (1991). Titanium endosseous implant- soft tissue interface: a literature review. *Journal of periodontology* 62: 153–160.
84. Oliva J, Oliva X, Oliva JD (2010). Five-year success rate of 831 consecutively placed Zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 25.
85. Günay A, Durakbaşı N, Katiboğlu AB (2013). Dental İmplantolojide Kullanılan G4 Saf Titanyum İmplantların Kumlama ve Asitleme Teknikleriyle Oluşturulan Yüzey Modifikasyonlarının İmalat Aşamalarını Ele Alarak Değerlendirilmesi. *Engineer & the Machinery Magazine*.
86. Park J-W, Kim Y-J, Jang J-H, Kwon T-G, Bae Y-C, Suh J-Y (2010). Effects of phosphoric acid treatment of titanium surfaces on surface properties, osteoblast response and removal of torque forces. *Acta biomaterialia* 6: 1661–1670.
87. Williams DF (1981). Implants in dental and maxillofacial surgery. *Biomaterials* 2: 133–146.
88. Elias CN, Lima JHC, Valiev R, Meyers MA (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom* 60: 46–49.
89. Trantolo DJ, Lewandrowski K-U, Hasirci V, Altobelli DE, Wise DL (2004). Biomaterials in orthopedics.
90. Nag S, Banerjee R, Fraser HL (2005). Microstructural evolution and strengthening mechanisms in Ti–Nb–Zr–Ta, Ti–Mo–Zr–Fe and Ti–15Mo biocompatible alloys. *Materials Science and Engineering: C* 25: 357–362.
91. Niinomi M, Kuroda D, Fukui H, Kasuga T, Suzuki A (2001). Research and development of low modulus titanium alloys composed of non-toxic elements for biomedical applications. *Recent research developments in metallurgical & materials sciences* 1–9.

92. Wataha JC (1996). Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation* 23: 79–90.
93. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH (2000). Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 84: 419–424.
94. Hench LL, Wilson J (1984). Surface-active biomaterials. *Science* 226: 630–636.
95. Lacefield WR (1998). Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant dentistry* 7: 315–322.
96. Kohal R, Att W, Bächle M, Butz F (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000* 47: 224–243.
97. Li J, Hastings GW (2016). Oxide bioceramics: inert ceramic materials in medicine and dentistry. *Handbook of biomaterial properties* Springer, pp 339–352.
98. Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20: 1–25.
99. Scarano A, di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A (2003). Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *Journal of Oral Implantology* 29: 8–12.
100. Kawahara H (1983). Cellular responses to implant materials: biological, physical and chemical factors. *International dental journal* 33: 350–375.
101. HA Z (1956). Implantation of acrylic roots in tooth sockets. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 9: 46–54.
102. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J (1981). Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 52: 155–170.
103. Ratner BD, Porter SC (1996). Surfaces in biology and biomaterials; description and characterization. *Interfacial Phenomena and Bioproducts New York: Marcel Dekker* 57–83.

104. Wiskott HWA, Belser UC (1999). Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clinical Oral Implants Research* 10: 429–444.
105. Avila G, Misch K, Galindo-Moreno P, Wang H-L (2009). Implant surface treatment using biomimetic agents. *Implant dentistry* 18: 17–26.
106. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford Jr J, Dean DD, Cochran DL, Boyan B (1995). Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast- like cells (MG63). *Journal of biomedical materials research* 29: 389–401.
107. Becker W, Becker BE, Ricci A, Bahat O, Rosenberg E, Rose LF, Handelsman M, Israelson H (2000). A prospective multicenter clinical trial comparing one- and two-stage titanium screw- shaped fixtures with one- stage plasma- sprayed solid- screw fixtures. *Clinical implant dentistry and related research* 2: 159–165.
108. Deporter D, Watson P, Pharoah M, Todescan R, Tomlinson G (2002). Ten- year results of a prospective study using porous- surfaced dental implants and a mandibular overdenture. *Clinical implant dentistry and related research* 4: 183–189.
109. Bagno A, di Bello C (2004). Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *Journal of materials science: materials in medicine* 15: 935–949.
110. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P (2001). *Titanium in medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications* Springer.
111. Gongadze E, Kabaso D, Bauer S, Slivnik T, Schmuki P, van Rienen U, Iglič A (2011). Adhesion of osteoblasts to a nanorough titanium implant surface. *International journal of nanomedicine* 6: 1801.
112. Scacchi M (2000). The development of the ITI Dental Implant System: Part 1: A review of the literature. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 1* 11: 8–21.
113. le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials* 23: 844–854.

114. Zhu X, Chen J, Scheideler L, Reichl R, Geis-Gerstorfer J (2004). Effects of topography and composition of titanium surface oxides on osteoblast responses. *Biomaterials* 25: 4087–4103.
115. Massaro C, Rotolo P, de Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M, Textor M, Spencer ND, Brunette DM (2002). Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 13: 535–548.
116. ALBREKTSSON, T (2000). Experimental studies on oxidized implants. A histomorphometrical and biomechanical analysis. *Applied Osseointegration Research* 1: 21–23.
117. PR K, RD N, M A, A C (1997). Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clinical oral implants research* 8: 442–447.
118. Szmukler-Moncler S, Testori T, Bernard JP (2004). Etched implants: A comparative surface analysis of four implant systems. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 69B: 46–57.
119. Wang XX, Yan W, Hayakawa S, Tsuru K, Osaka A (2003). Apatite deposition on thermally and anodically oxidized titanium surfaces in a simulated body fluid. *Biomaterials* 24: 4631–4637.
120. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG (2004). Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *Journal of dental research* 83: 529–533.
121. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, Peters F, Simpson JP (2002). 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* 13: 144–153.
122. Li D, Ferguson SJ, Beutler T, Cochran DL, Sittig C, Hirt HP, Buser D (2002). Biomechanical comparison of the sandblasted and acid-etched and the machined and

acid-etched titanium surface for dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research* 60: 325–332.

123. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H (1991). Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *Journal of Biomedical Materials Research* 25: 889–902.
124. Cappiello M, Luongo R, ... DDI-... of P&, 2008 undefined (n.d.). Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *researchgate.net*.
125. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J, Dean DD, Cochran DL, Boyan BD (1995). Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *Journal of Biomedical Materials Research* 29: 389–401.
126. Yamazoe J, Nakagawa M, ... YM-D materials, 2007 undefined (n.d.). The development of Ti alloys for dental implant with high corrosion resistance and mechanical strength. *jstage.jst.go.jp*.
127. le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials* 23: 844–854.
128. Ellingsen J, ... CJ-... J of O&, 2004 undefined (n.d.). Improved retention and bone-to-implant contact with fluoride-modified titanium implants. *search.ebscohost.com*.
129. le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials* 23: 844–854.
130. Ellingsen, J.E. (2006). The Development of a Bone... - Google Akademik (n.d.). [Accessed: 7 October 2021].
131. Medicine JE-J of MSM in, 1995 undefined (n.d.). Pre-treatment of titanium implants with fluoride improves their retention in bone. *Springer*.
132. Cooper L, Zhou Y, Takebe J, Guo J, Biomaterials AA-, 2006 undefined (n.d.). Fluoride modification effects on osteoblast behavior and bone formation at TiO₂ grit-blasted cp titanium endosseous implants. *Elsevier*.

133. Lau KHW, Baylink DJ (1998). Molecular mechanism of action of fluoride on bone cells. *Journal of Bone and Mineral Research* 13: 1660–1667.
134. Geckili O, Mumcu E, Bural C, Bilhan H, Bilgin T (2010). Dental İmplant Yüzeylerinde Osseointegrasyonun Geliştirilmesi için Yapılan Modifikasyonlar. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 34: 60–69.
135. Albrektsson T (1998). Hydroxyapatite-coated implants: A case against their use. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 56: 1312–1326.
136. Buser D, Mericske-Stern R, Dula K, Lang NP (1999). Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants. *Advances in dental research* 13: 153–161.
137. Zarb GA, Zarb FL (1985). Tissue integrated dental prostheses. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)* 16: 39–42.
138. Bra-nemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM (1986). Tissue-integrated prostheses. osseointegration in clinical dentistry.
139. Hobo S (1989). *Osseointegration and occlusal rehabilitation* Quintessence Publishing (IL).
140. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI (1986). Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthopaedica* 57: 285–289.
141. Albrektsson T, Wennerberg A (2005). The Impact of Oral Implants-Past and Future, 1966-2042 71.
142. Schenk RK, Buser D (1998). Osseointegration: A reality. *Periodontology 2000* 17: 22–35.
143. Terheyden H, Lang N, ... SB-C oral implants, 2012 U (2011). Osseointegration–communication of cells. *Clinical Oral Implants Research* 23: 1127–1135.
144. Singhatanadgit W (2009). Biological Responses to New Advanced Surface Modifications of Endosseous Medical Implants. *Bone and Tissue Regeneration Insights* 2: 1–11.
145. An YH, Draughn RA, Bonucci E (1999). *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface* Florida: CRC press.

146. Palacci P, Ericsson I (2001). *Esthetic implant dentistry: soft and hard tissue management* Quintessence Chicago, IL.
147. Yeler DY (2016). Bone quality and quantity measurement techniques in dentistry. *Cumhuriyet Dental Journal* 19: 73–86.
148. Drage N, Palmer R, ... GB-C oral implants, 2007 undefined (2007). A comparison of bone mineral density in the spine, hip and jaws of edentulous subjects. *Wiley Online Library* 18: 496–500.
149. Lekholm U (1985). Patient selection and preparation. *Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry* 199–209.
150. Misch CE (1999). Contemporary Implant dentistry 2nd edition. *Contemporary Implant dentistry 2nd edition* Mosby Inc, pp 75–86.
151. Yuan JC-C, Sukotjo C (2013). Occlusion for implant-supported fixed dental prostheses in partially edentulous patients: a literature review and current concepts. *Journal of periodontal & implant science* 43: 51–57.
152. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Tecucianu JF (2004). *Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı. İmplant tedavi planı (Davarpanah M, Martínez H, Donath K, Kebir M, ed)* İstanbul: Quintessence.
153. Rasmusson L, Stegersjö G, Kahnberg KE, Sennerby L (1999). Implant stability measurements using resonance frequency analysis in the grafted maxilla: a cross-sectional pilot study. *Clinical implant dentistry and related research* 1: 70–74.
154. Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C (1998). Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. *International Journal of Prosthodontics* 11.
155. Albrektsson T, Prosthodontics GZ-IJ of, 1993 undefined (n.d.). Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *quintpub.com*.
156. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE (1992). A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 7.

157. Misch CE (1999). Bone density: A key determinant for clinical success. *Contemp Implant Dent* 8: 109–118.
158. Fanuscu MI, Chang T-L, Akça K (2007). Effect of surgical techniques on primary implant stability and peri-implant bone. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 65: 2487–2491.
159. Meredith N (1998). Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *International Journal of Prosthodontics* 11.
160. O’Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N (2004). A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clinical implant dentistry and related research* 6: 48–57.
161. Meredith N, Alleyne D, Cawley P (1996). Quantitative determination of the stability of the implant- tissue interface using resonance frequency analysis. *Clinical oral implants research* 7: 261–267.
162. Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ (2005). A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 20.
163. Atsumi M, Park S, Wang H-L (2007). Methods used to assess implant stability: current status. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22.
164. Sim CPC, Lang NP (2010). Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell™ mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clinical oral implants research* 21: 598–604.
165. Aparicio C, Lang NP, Rangert B (2006). Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clinical oral implants research* 17: 2–7.
166. Quesada García M, Prados Sánchez E, Olmedo Gaya MV, Muñoz Soto E, González Rodríguez M, Vallecillo Capilla MF (2009). Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature.

167. Cochran DL, Nummikoski P v, Higginbottom FL, Hermann JS, Makins SR, Buser D (1996). Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results. *Clinical Oral Implants Research* 7: 240–252.
168. Bischof M, Nedir R, Szmukler- Moncler S, Bernard J, Samson J (2004). Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical resonance- frequency analysis study with sandblasted- and- etched ITI implants. *Clinical oral implants research* 15: 529–539.
169. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hürzeler MB, Faehn O, Sanavi F, Barkvoll P, Stach RM (2003). A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 18.
170. Albrektsson T, Zarb GA (1998). Determinants of correct clinical reporting. *The International journal of prosthodontics* 11: 517–521.
171. KÜRKÇÜOĞLU D, ... DK-AÜD, 2010 U (N.D.). Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri ve Başarı Değerlendirme Yöntemleri. dergipark.org.tr.
172. Schnitman P, Shulman L (1979). Recommendations of the consensus development conference on dental implants. *Journal of the American Dental Association (1939)* 98: 373–377.
173. Smith DE, Zarb GA (1989). Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry* 62: 567–572.
174. Green NT, Machtei EE, Horwitz J, Peled M (2002). Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant dentistry* 11: 137–143.
175. Levin L (2008). Dealing with dental implant failures. *Journal of Applied Oral Science* 16: 171–175.
176. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP (2003). Critical review of immediate implant loading. *Clinical Oral Implants Research* 14: 515–527.
177. Quirynen M, de Soete M, van Steenberghe D (2002). Infectious risks for oral implants: A review of the literature. *Clinical Oral Implants Research* 13: 1–19.

178. Esposito M, Hirsch J, ... UL-E journal of oral, 1998 undefined (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(I). Success criteria and epidemiology. *Citeseer* 106: 527–551.
179. Ashley ET, Covington LL, Bishop BG, Breault LG (2003). Ailing and failing endosseous dental implants: A literature review. *Journal of Contemporary Dental Practice* 4: 27–38.
180. dentistry MZ-I, 1998 undefined (n.d.). A retrospective analysis of the management of ailing and failing endosseous dental implants. *europemc.org*.
181. Mombelli A, Lang NP (1998). The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontology* 2000 17: 63–76.
182. Tunalı B (2000). *Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji* Nobel Tıp Kitabevleri.
183. Mombelli A, Lang NP (1994). Clinical parameters for the evaluation of dental implants. *Periodontology* 2000 4: 81–86.
184. Atassi F (2002). Periimplant probing: positives and negatives. *Implant dentistry* 11: 356–362.
185. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants: (II). Etiopathogenesis. *European Journal of Oral Sciences* 106: 721–764.
186. Cairo F, Nieri M, Pagliaro U (2014). Efficacy of periodontal plastic surgery procedures in the treatment of localized facial gingival recessions. A systematic review. *Journal of clinical periodontology* 41: S44–S62.
187. Friedman N (1962). Mucogingival surgery: The apically repositioned flap. *The Journal of Periodontology* 33: 328–340.
188. Camargo PM, Melnick PR, Kenney EB (2001). The use of free gingival grafts for aesthetic purposes. *Periodontology* 2000 27: 72–96.
189. Belibasakis GN (2014). Microbiological and immuno-pathological aspects of peri-implant diseases. *Archives of oral biology* 59: 66–72.

190. Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S (1990). Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 5.
191. Mombelli A, van Oosten MAC, Schürch Jr E, Lang NP (1987). The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral microbiology and immunology* 2: 145–151.
192. Lindhe J, Meyle J, Periodontology GD of the EW on (2008). Peri- implant diseases: consensus report of the sixth European workshop on periodontology. *Journal of clinical periodontology* 35: 282–285.
193. Hämmerle CHF, Glauser R (2004). Clinical evaluation of dental implant treatment. *Periodontology 2000* 34: 230–239.
194. Loe H, Silness J (1963). Periodontal disease in pregnancy I. Prevalence and severity. *Acta Odontologica Scandinavica* 21: 533–551.
195. Salvi GE, Lang NP (2004). Diagnostic parameters for monitoring peri-implant conditions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 19.
196. Luterbacher S, Mayfield L, Brägger U, Lang NP (2000). Diagnostic characteristics of clinical and microbiological tests for monitoring periodontal and peri-implant mucosal tissue conditions during supportive periodontal therapy (SPT). *Clinical Oral Implants Research* 11: 521–529.
197. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants: (II). Etiopathogenesis. *European Journal of Oral Sciences* 106: 721–764.
198. Stetler KJ, Bissada NF (1987). Significance of the width of keratinized gingiva on the periodontal status of teeth with submarginal restorations. *Journal of periodontology* 58: 696–700.
199. Chavrier C, Couble M (1999). Ultrastructural Immunohistochemical Study of Interstitial Collagenous Components of the Healthy Human Keratinized Mucosa Surrounding Implants. (*Int J Oral Maxillofac Implants* 14: 108–112.

200. Chung DM, Oh T, Shotwell JL, Misch CE, Wang H (2006). Significance of keratinized mucosa in maintenance of dental implants with different surfaces. *Journal of periodontology* 77: 1410–1420.
201. Krygier G, Glick PL, Versman KJ, Dahlin CJ, Cochran DL (1997). To minimize complications, is it essential that implant abutments be surrounded by keratinized tissue? *The International journal of oral & maxillofacial implants* 12: 127.
202. Mehta P, Lim LP (2010). The width of the attached gingiva—Much ado about nothing? *Journal of dentistry* 38: 517–525.
203. Palacci P (n.d.). Soft tissue enhancement around dental implants.
204. Lee D, Choi Y, Park K, ... CK-C oral implants, 2007 undefined (2007). Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3- year prospective study. *Wiley Online Library* 18: 465–470.
205. Chung DM, Oh T-J, Lee J, Misch CE, Wang H-L (2007). Factors affecting late implant bone loss: a retrospective analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22.
206. Tatarakis N, Bashutski J, Wang H-L, Oh T-J (2012). Early implant bone loss: preventable or inevitable? *Implant dentistry* 21: 379–386.
207. Froum SJ (n.d.). Understanding and managing peri-implant bone loss | Perio Implant Advisory. Available at: <https://www.perioimplantadvisory.com/clinical-tips/periodontal-complications/article/16411549/understanding-and-managing-periimplant-bone-loss>. [Accessed: 1 November 2021].
208. Albrektsson T, Buser D, Sennerby L (2012). Crestal bone loss and oral implants. *Clinical implant dentistry and related research* 14: 783–791.
209. Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T (2012). Reasons for marginal bone loss around oral implants. *Clinical implant dentistry and related research* 14: 792–807.
210. Roccuzzo M, de Angelis N, Bonino L, Aglietta M (2010). Ten- year results of a three- arm prospective cohort study on implants in periodontally compromised patients. Part 1: implant loss and radiographic bone loss. *Clinical oral implants research* 21: 490–496.

211. Heitz-Mayfield LJA, Huynh-Ba G (2009). History of treated periodontitis and smoking as risks for implant therapy. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 24.
212. Tarnow D, Cho SC, Wallace SS (2000). The effect of inter- implant distance on the height of inter- implant bone crest. *Journal of periodontology* 71: 546–549.
213. Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A (2009). The influence of soft tissue thickness on crestal bone changes around implants: a 1-year prospective controlled clinical trial. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 24.
214. Lee K-J, Kim Y-G, Park J-W, Lee J-M, Suh J-Y (2012). Influence of crown-to-implant ratio on periimplant marginal bone loss in the posterior region: a five-year retrospective study. *Journal of periodontal & implant science* 42: 231–236.
215. Dam HG, Najm SA, Nurdin N, Bischof M, Finkelman M, Nedir R (2014). A 5- to 6- year radiological evaluation of titanium plasma sprayed/sandblasted and acid-etched implants: results from private practice. *Clinical oral implants research* 25: e159–e165.
216. Serino G, Ström C (2009). Peri- implantitis in partially edentulous patients: association with inadequate plaque control. *Clinical oral implants research* 20: 169–174.
217. Todescan FF, Pustiglioni FE, Imbronito A v, Albrektsson T, Gioso M (2002). Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 17.
218. Naert I, Duyck J, Vandamme K (2012). Occlusal overload and bone/implant loss. *Clinical oral implants research* 23: 95–107.
219. Grossi SG, Genco RJ, Machtet EE, Ho AW, Koch G, Dunford R, Zambon JJ, Hausmann E (1995). Assessment of risk for periodontal disease. II. Risk indicators for alveolar bone loss. *Journal of periodontology* 66: 23–29.
220. Mengel R, Behle M, Flores- de- Jacoby L (2007). Osseointegrated implants in subjects treated for generalized aggressive periodontitis: 10- year results of a prospective, long- term cohort study. *Journal of periodontology* 78: 2229–2237.

221. Heitz- Mayfield LJA (2008). Peri- implant diseases: diagnosis and risk indicators. *Journal of clinical periodontology* 35: 292–304.
222. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt Å, Dahlen G, Lindhe J (1996). Bacterial colonization on internal surfaces of Brånemark system® implant components. *Clinical Oral Implants Research* 7: 90–95.
223. Carcuac O, Berglundh T (2014). Composition of human peri-implantitis and periodontitis lesions. *Journal of dental research* 93: 1083–1088.
224. Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang H (2018). Peri- implantitis. *Journal of clinical periodontology* 45: S246–S266.
225. Manor Y, Oubaid S, Mardinger O, Chaushu G, Nissan J (2009). Characteristics of early versus late implant failure: a retrospective study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 67: 2649–2652.
226. Sakka S, Baroudi K, and MN-J of investigative, 2012 undefined (2012). Factors associated with early and late failure of dental implants. *Wiley Online Library* 3: 258–261.
227. Brogгинi N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, Cochran DL (2006). Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *Journal of dental research* 85: 473–478.
228. Brogгинi N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, Buser D, Mellonig JT, Cochran DL (2003). Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *Journal of dental research* 82: 232–237.
229. Berglundh T (1999). Soft tissue interface and response to microbial challenge. *Implant dentistry Proceedings from 3rd European Workshop on Periodontology Berlin: Quintessence* pp 153–174.
230. Rehabilitation F for O (n.d.). submerged vs non-submerged. Available at: [https://www.for.org/en/treat/treatment-guidelines/single-tooth/treatment-options/treatment-planning/submerged-vs-non-submerged. .](https://www.for.org/en/treat/treatment-guidelines/single-tooth/treatment-options/treatment-planning/submerged-vs-non-submerged.)
231. Lindhe J, Berglundh T (1998). The interface between the mucosa and the implant. *Periodontology* 2000 17: 47–54.

232. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry* 30: 271–282.
233. Cehreli M, Duyck J, Cooman M de, Puers R, Naert I (2004). Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain- gauge analysis. *Clinical Oral Implants Research* 15: 249–257.
234. Oh T, Yoon J, Misch CE, Wang H (2002). The causes of early implant bone loss: myth or science? *Journal of periodontology* 73: 322–333.
235. Zurdo J, Romao C, Wennström JL (2009). Survival and complication rates of implant- supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clinical oral implants research* 20: 59–66.
236. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal-Canadian Dental Association* 72: 75.
237. Pharoah MJ (2004). Oral radiology: principles and interpretation.
238. Michael G. Newman, Henry H. Takei, Perry R. Klokkevold FAC (2018). Diagnostic Imaging for the Implant Patient. *Newman and Carranza's Clinical Periodontology*, 13th ed. Elsevier.
239. Resnik RR, Kircos LT, Misch CE (2007). Diagnostic imaging and techniques. *Contemporary Implant Dentistry Missouri: Mosby* 38–67.
240. White SC, Heslop EW, Hollender LG, Mosier KM, Ruprecht A, Shrout MK (2001). Parameters of radiologic care: An official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 91: 498–511.
241. Sahiwal IG, Woody RD, Benson BW, Guillen GE (2002). Radiographic identification of threaded endosseous dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry* 87: 563–577.
242. Misch C (1993). Radiographic Imaging in Dentistry. In: Misch C, editor. *Contemporary Implant Dentistry Missouri: Mosby* St Louis, Missouri, USA, pp 126–158.

243. Reddy MS, Wang I-C (1999). Radiographic determinants of implant performance. *Advances in dental research* 13: 136–145.
244. Au-Yeung KM, Ahuja AT, Ching ASC, Metreweli C (2001). Dentascan in oral imaging. *Clinical radiology* 56: 700–713.
245. Doundoulakis J, Eckert S, ... CL-TJ of the, 2003 U (n.d.). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *Elsevier*.
246. Steveling H, Roos J, Rasmusson L (2001). Maxillary Implants Loaded at 3 Months after Insertion: Results with Astra Tech Implants after up to 5 Years. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 3: 120–124.
247. Rasmusson L, Roos J, Bystedt H (2005). A 10-year follow-up study of titanium dioxide-blasted implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 7: 36–42.
248. Bakke M, Holm B, of KG-IJ, 2002 undefined (2002). Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *researchgate.net*.
249. Zitzmann N, of CM-IJ, 2002 undefined (n.d.). A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *search.ebscohost.com*.
250. Salinas TJ, Block MS, Sadan A (2004). Fixed partial denture or single-tooth implant restoration? Statistical considerations for sequencing and treatment. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 62: 2–16.
251. Misch CE (2005). Dental implant prosthetics (ed.). *St louis, Missouri* 63146.
252. Mericske- Stern R, Grütter L, Rösch R, Mericske E (2001). Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non- submerged implants. *Clinical Oral Implants Research* 12: 309–318.
253. Creugers NHJ, Käyser AF, van't Hof MA (1994). A meta- analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dentistry and Oral Epidemiology* 22: 448–452.
254. Scurria MS, Bader JD, Shugars DA (1998). Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. *The Journal of prosthetic dentistry* 79: 459–464.

255. Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G (1998). Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Clinical Oral Implants Research* 9: 51–58.
256. de Freitas R, de Carvalho Dias K, da Fonte Porto Carreiro A, Barbosa GAS, Ferreira M (2012). Mandibular implant- supported removable partial denture with distal extension: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation* 39: 791–798.
257. Gates III WD, Cooper LF, Sanders AE, Reside GJ, de Kok IJ (2014). The effect of implant- supported removable partial dentures on oral health quality of life. *Clinical oral implants research* 25: 207–213.
258. Swelem AA, Gurevich KG, Fabrikant EG, Hassan MHA, Aqou S (2014). Oral Health–Related Quality of Life in Partially Edentulous Patients Treated with Removable, Fixed, Fixed-Removable, and Implant-Supported Prostheses. *International Journal of Prosthodontics* 27.
259. de Lucena SC, Gomes SGF, da Silva WJ, del Bel Cury AA (2011). Patients' satisfaction and functional assessment of existing complete dentures: correlation with objective masticatory function. *Journal of oral rehabilitation* 38: 440–446.
260. Misch C (2015). Rationale for Dental Implants. In: CE M, editor. *Dental implant prosthetics*, 2nd ed. St Louis, Missouri, USA: Elsevier, pp 1–25.
261. van Kampen FMC, van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F (2004). Masticatory function with implant-supported overdentures. *Journal of dental research* 83: 708–711.
262. Management BU, Mericske-Stern RD, Thomas Taylor patient D, Belser U (2000). Management of the edentulous patient. *Wiley Online Library* 108–125.
263. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R (2002). The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada. May 24–25, 2002. *The International journal of prosthodontics* 15: 413–414.

264. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T (2011). Impact of mandibular two-implant retained overdentures on life quality in a group of elderly Turkish edentulous patients. *Archives of gerontology and geriatrics* 53: 233–236.
265. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R (1995). Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10.
266. Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R (1996). A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 11.
267. Zitzmann NU, Marinello CP (2002). A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *International Journal of Prosthodontics* 15.
268. Misch C (2015). Dental Implant Prosthetics. In: Misch C, editor. *Dental implant prosthetics*, 2nd ed. St Louis, Missouri, USA: Elsevier, pp 193–206.
269. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD (2004). Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit: An in vitro study of three- unit implant- supported fixed partial dentures. *Clinical oral implants research* 15: 466–473.
270. Misch C (2005). Principles of Fixed Implant Prosthodontics: Cement-Retained Restorations. In: Misch CE, editor. *Dental Implant Prosthetics*, 2nd ed. St Louis, Missouri, USA: Elsevier, pp 650–699.
271. Spiekermann H (1995). Color atlas of dental medicine. *Implantology* 305–316.
272. Cicciu M, Bramanti E, Maticena G, Guglielmino E, Risitano G (2014). FEM evaluation of cemented-retained versus screw-retained dental implant single-tooth crown prosthesis. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine* 7: 817.

273. Lee M-Y, Heo S-J, Park E-J, Park J-M (2013). Comparative study on stress distribution around internal tapered connection implants according to fit of cement-and screw-retained prostheses. *The journal of advanced prosthodontics* 5: 312–318.
274. Misch C (1993). Preimplant Prosthodontics: Overall Evaluation, Specific Criteria, and Pretreatment Prostheses. In: Misch C, editor. *Contemporary Implant Dentistry* St.Louis: Mosby, pp 391–393.
275. Schulte J, Flores AM, Weed M (2007). Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 98: 1–5.
276. Schulte J, Flores AM, Weed M (2007). Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *The Journal of prosthetic dentistry* 98: 1–5.
277. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC (2007). A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clinical Oral Implants Research* 18: 707–714.
278. Garaicoa-Pazmiño C, Suárez-López del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, Wang H-L (2014). Influence of Crown/Implant Ratio on Marginal Bone Loss: A Systematic Review. *Journal of Periodontology* 85: 1214–1221.
279. Garaicoa-Pazmiño C, Suárez-López del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, Wang H-L (2014). Influence of Crown/Implant Ratio on Marginal Bone Loss: A Systematic Review. *Journal of Periodontology* 85: 1214–1221.
280. Ghariani L, Segaan L, Rayyan MM, Galli S, Jimbo R, Ibrahim A (2016). Does crown/implant ratio influence the survival and marginal bone level of short single implants in the mandibular molar? A preliminary investigation consisting of 12 patients. *Journal of Oral Rehabilitation* 43: 127–135.
281. Pellizzer EP, Marcela de Luna Gomes J, Araújo Lemos CA, Minatel L, Justino de Oliveira Limírio JP, Dantas de Moraes SL (2021). The influence of crown-to-implant ratio in single crowns on clinical outcomes: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 126: 497–502.

282. Padhye NM, Lakha T, Naenni N, Kheur M (2020). Effect of crown-to-implant ratio on the marginal bone level changes and implant survival – A systematic review and meta-analysis. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research* 10: 705–713.
283. Tunalı B (2000). *Multi Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji*. (B. Tunalı, editor) İstanbul: Nobel Kitabevi.
284. Misch CE (1999). Clinical biomechanics in implant dentistry. *Contemporary Implant Dentistry 2nd ed St Louis: Mosby* 303–316.
285. Misch CE, Bidez MW (1994). Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium (Newtown, Pa)* 15: 1330–1332.
286. Vootla NR, Barla SC, Kumar VHC, Surapaneni H, Balusu S, Kalyanam S (2016). An Evaluation of the Stress Distribution in Screw Retained Implants of Different Crown Implant Ratios in Different Bone Densities Under Various Loads-A FEM Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR* 10: ZC96.
287. Rangert BO, Krogh PHJ, Langer B, van Roekel N (1995). Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *International journal of oral & maxillofacial implants* 10.
288. Glantz POJ, Nilner K (1998). Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontology 2000* 17: 119–124.
289. Malchiodi L, Cucchi A, Ghensi P, Consonni D, Nocini PF (2014). Influence of crown-implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: A 36-month follow-up prospective study. *Clinical Oral Implants Research* 25: 240–251.
290. Sun SP, Moon IS, Park KH, Lee DW (2015). Effect of Crown to Implant Ratio and Anatomical Crown Length on Clinical Conditions in a Single Implant: A Retrospective Cohort Study. *Clinical implant dentistry and related research* 17: 724–731.
291. Hadzik J, Krawiec M, Sławecki K, Kunert-Keil C, Dominiak M, Gedrange T (2018). The Influence of the Crown-Implant Ratio on the Crestal Bone Level and Implant Secondary Stability: 36-Month Clinical Study. *BioMed research international* 2018.
292. di Fiore A, Vigolo P, Sivoilella S, Cavallin F, Katsoulis J, Monaco C, Stellini E (2019). Influence of Crown-to-Implant Ratio on Long-Term Marginal Bone Loss

- Around Short Implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 34: 992–998.
293. Malchiodi L, Cucchi A, Ghensi P, Consonni D, Nocini PF (2014). Influence of crown–implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: A 36- month follow- up prospective study. *Clinical Oral Implants Research* 25: 240–251.
 294. Hadzik J, Krawiec M, Sławecki K, Kunert-Keil C, Dominiak M, Gedrange T (2018). The influence of the crown-implant ratio on the crestal bone level and implant secondary stability: 36-month clinical study. *BioMed research international* 2018.
 295. Guljé FL, Raghoobar GM, Erkens WAL, Meijer HJA (2016). Impact of Crown-Implant Ratio of Single Restorations Supported by 6-mm Implants: A Short-Term Case Series Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 31.
 296. Hingsammer L, Watzek G, Pommer B (2017). The influence of crown- to- implant ratio on marginal bone levels around splinted short dental implants: A radiological and clincial short term analysis. *Clinical implant dentistry and related research* 19: 1090–1098.
 297. Becker W, Becker BE, Alsuwyed A, Al- Mubarak S (1999). Long- term evaluation of 282 implants in maxillary and mandibular molar positions: A prospective study. *Journal of Periodontology* 70: 896–901.
 298. Tolstunov L (2007). Implant zones of the jaws: implant location and related success rate. *Journal of Oral Implantology* 33: 211–220.
 299. Drago CJ (1992). Rates of osseointegration of dental implants with regard to anatomical location. *Journal of Prosthodontics* 1: 29–31.
 300. Parein AM, Eckert SE, Wollan PC, Keller EE (1997). Implant reconstruction in the posterior mandible: a long-term retrospective study. *The Journal of prosthetic dentistry* 78: 34–42.
 301. Eckert SE, Wollan PC (1998). Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *The Journal of prosthetic dentistry* 79: 415–421.

302. Smith RA, Berger R, Dodson TB (1992). Risk factors associated with dental implants in healthy and medically compromised patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 7.
303. Moy PK, Medina D, Shetty V, Aghaloo TL (2005). Dental implant failure rates and associated risk factors. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 20.
304. Schropp L, Isidor F (2008). Clinical outcome and patient satisfaction following full-flap elevation for early and delayed placement of single-tooth implants: a 5-year randomized study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 23.
305. Wagenberg B, Froum SJ (2006). A Retrospective Study of 1,925 Consecutively Placed Immediate Implants From 1988 to 2004. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 21.
306. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G (1996). Survival of 1,920 IMZ implants followed for up to 100 months. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 11.
307. Ahuja S, Cagna DR (2011). Classification and management of restorative space in edentulous implant overdenture patients. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 105: 332–337.
308. Carpentieri J, Greenstein G, Cavallaro J (2019). Hierarchy of restorative space required for different types of dental implant prostheses. *The Journal of the American Dental Association* 150: 695–706.
309. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, English CE, Kois JC, Cronin Jr RJ (2006). Consensus conference panel report: Crown-height space guidelines for implant dentistry—Part 2. *Implant dentistry* 15: 113–121.
310. Hof M, Pommer B, Zukic N, Vasak C, Lorenzoni M, Zechner W (2015). Influence of Prosthetic Parameters on Peri-Implant Bone Resorption in the First Year of Loading: A Multi-Factorial Analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 17: e183–e191.
311. Atwood DA (1971). Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *Journal of Prosthetic Dentistry* 26: 266–279.

312. Tallgren A (1972). The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *The Journal of prosthetic dentistry* 27: 120–132.
313. Martone AL (1963). Clinical applications of concepts of functional anatomy and speech science to complete denture prosthodontics: Part VIII. The final phases of denture construction. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 13: 204–228.
314. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, English CE, Kois JC, Cronin RJ (2005). Consensus conference panel report: Crown-height space guidelines for implant dentistry - Part 1. *Implant Dentistry* 14: 312–321.
315. Laurell L, Lundgren D (2011). Marginal bone level changes at dental implants after 5 years in function: a meta- analysis. *Clinical implant dentistry and related research* 13: 19–28.
316. Buser D, Mericske- stern R, Pierre Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP (1997). Long- term evaluation of non- submerged ITI implants. Part 1: 8- year life table analysis of a prospective multi- center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research* 8: 161–172.
317. Roos-Jansåker AM, Lindahl C, Renvert H, Renvert S (2006). Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part I: implant loss and associations to various factors. *Journal of clinical periodontology* 33: 283–289.
318. Roos-Jansåker AM, Renvert H, Lindahl C, Renvert S (2006). Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part III: factors associated with peri-implant lesions. *Journal of clinical periodontology* 33: 296–301.
319. Roos-Jansåker AM, Lindahl C, Renvert H, Renvert S (2006). Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part II: presence of peri-implant lesions. *Journal of clinical periodontology* 33: 290–295.
320. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M (2004). A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clinical oral implants research* 15: 625–642.

321. Misch CE, Perel ML, Wang H-L, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA (2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant dentistry* 17: 5–15.
322. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, English CE, Kois JC, Cronin Jr RJ (2005). Consensus conference panel report: Crown-height space guidelines for implant dentistry—Part 1. *Implant dentistry* 14: 312–321.
323. English CE (1993). Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant dentistry* 2: 221–242.
324. Richter E-J (1998). In vivo horizontal bending moments on implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13.
325. Weinberg LA (1998). Reduction of implant loading using a modified centric occlusal anatomy. *International Journal of Prosthodontics* 11.
326. Isidor F (1996). Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical oral implants research* 7: 143–152.
327. Schneider D, Witt L, Hämmerle CHF (2012). Influence of the crown- to- implant length ratio on the clinical performance of implants supporting single crown restorations: a cross- sectional retrospective 5- year investigation. *Clinical oral implants research* 23: 169–174.
328. Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang S-K (2010). The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 25.
329. Quaranta A, Piemontese M, Rappelli G, Sammartino G, Procaccini M (2014). Technical and biological complications related to crown to implant ratio: A systematic review. *Implant Dentistry* 23: 180–187.
330. Moraes SLD, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago Jr JF, Silva JVL (2015). Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different

- crown–implant ratios. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 18: 689–696.
331. Lin G-H, Kapila Y, Wang H-L (2017). Parameters to define peri-implantitis: A review and a proposed multi-domain scale. *Journal of Oral Implantology* 43: 491–496.
 332. Rossi F, Lang NP, Ricci E, Ferraioli L, Baldi N, Botticelli D (2018). Long- term follow- up of single crowns supported by short, moderately rough implants—A prospective 10- year cohort study. *Clinical oral implants research* 29: 1212–1219.
 333. Tang Y, Yu H, Wang J, Gao M, Qiu L (2020). Influence of crown-to-implant ratio and different prosthetic designs on the clinical conditions of short implants in posterior regions: A 4-year retrospective clinical and radiographic study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 22: 119–127.
 334. Loe H, Theilade E, Jensen Sb (1965). Experimental Gingivitis In Man. *The Journal of periodontology* 36: 177–187.
 335. Loesche WJ, Syed SA (1978). Bacteriology of human experimental gingivitis: effect of plaque and gingivitis score. *Infection and Immunity* 21: 830–839.
 336. Loe H (1971). Human research model for the production and prevention of gingivitis. *Journal of Dental Research* 50: 256–264.
 337. Theilade E, Wright WH, Jensen SB, Loe H (1966). Experimental gingivitis in man: II. A longitudinal clinical and bacteriological investigation. *Journal of periodontal research* 1: 1–13.
 338. Spindel LM, Chauncey HH, Person P (1986). Plaque reduction unaccompanied by gingivitis reduction. *Journal of periodontology* 57: 551–554.
 339. Gobbato L, Avila-Ortiz G, Sohrabi K, Wang C-W, Karimbux N (2013). The effect of keratinized mucosa width on peri-implant health: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 28.
 340. Lin G, Chan H, Wang H (2013). The significance of keratinized mucosa on implant health: a systematic review. *Journal of periodontology* 84: 1755–1767.

341. Ladwein C, Schmelzeisen R, Nelson K, Fluegge TV, Fretwurst T (2015). Is the presence of keratinized mucosa associated with periimplant tissue health? A clinical cross-sectional analysis. *International journal of implant dentistry* 1: 1–5.
342. Turkyilmaz I (2010). One-year clinical outcome of dental implants placed in patients with type 2 diabetes mellitus: a case series. *Implant dentistry* 19: 323–329.
343. Geckili O, Mumcu E, Bilhan H (2013). Radiographic evaluation of narrow-diameter implants after 5 years of clinical function: a retrospective study. *Journal of Oral Implantology* 39: 273–279.
344. Implant-prosthetic rehabilitation of the edentulous maxilla and mandible with immediately loaded implants: preliminary data from a retrospective study, considering time of implantation- PubMed (n.d.). Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21365049/>. [Accessed: 8 March 2022].
345. Swierkot K, Lottholz P, Flores- de- Jacoby L, Mengel R (2012). Mucositis, peri-implantitis, implant success, and survival of implants in patients with treated generalized aggressive periodontitis: 3- to 16- year results of a prospective long- term cohort study. *Journal of periodontology* 83: 1213–1225.
346. Derks J, Schaller D, Håkansson J, Wennström JL, Tomasi C, Berglundh T (2016). Peri- implantitis–onset and pattern of progression. *Journal of clinical periodontology* 43: 383–388.
347. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T (1990). A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 5.
348. Gholami H, Mericske-Stern R, Kessler-Liechti G, Katsoulis J (2014). Radiographic bone level changes of implant-supported restorations in edentulous and partially dentate patients: 5-year results. *International journal of oral & maxillofacial implants* 29.
349. Wennström J, Zurdo J, Karlsson S, Ekestubbe A, Gröndahl K, Lindhe J (2004). Bone level change at implant- supported fixed partial dentures with and without cantilever extension after 5 years in function. *Journal of clinical periodontology* 31: 1077–1083.

350. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T (1996). A prospective 15- year follow- up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clinical oral implants research* 7: 329–336.
351. Barbier L, Schepers E (1997). Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 12.
352. Celletti R, Pameijer CH, Bracchetti G, Donath K, Persichetti G, Visani I (1995). Histologic evaluation of osseointegrated implants restored in nonaxial functional occlusion with preangled abutments. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 15.
353. Ravidà A, Barootchi S, Tavelli L, Amo FS-L del (2019). The Effect of Crown-to-Implant Ratio on the Clinical Outcomes of Dental Implants: A Systematic Review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 34.
354. Rubin CT, McLeod KJ (1990). Biologic modulation of mechanical influences in bone remodeling. *Biomechanics of diarthrodial joints* 2: 97–118.
355. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A (2000). Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 15: 15–46.
356. Ghariani L, Segaan L, Rayyan MM, Galli S, Jimbo R, Ibrahim A (2016). Does crown/implant ratio influence the survival and marginal bone level of short single implants in the mandibular molar? A preliminary investigation consisting of 12 patients. *Journal of Oral Rehabilitation* 43: 127–135.

8. EKLER

