



T.C.

RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÜZEY ÖZELLİKLERİNE VE GEOMETRİK
TASARIMLARA SAHİP İMPLANTLARDA MARJİNAL KEMİK
KAYBININ İNCELENMESİ: RETROSPEKTİF BİR KLİNİK
ÇALIŞMA**

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Dt. Mert KARABAĞ

Danışman

Doç. Dr. Zeynep GÜMRÜKÇÜ

RİZE

KABUL VE ONAY

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim dalında, Doç. Dr. Zeynep GÜMRÜKÇÜ danışmanlığında, Arş. Gör. Dt. Mert KARABAĞ tarafından hazırlanan “Farklı Yüzey Özelliklerine Ve Geometrik Tasarımlara Sahip İmplantlarda Marjinal Kemik Kaybının İncelenmesi: Retrospektif Bir Klinik Çalışma” adlı bu tez çalışması, 06.06.2023 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucunda oy birliği başarılı bulunarak jürimiz tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Unvanı, Adı Soyadı

İmza

Başkan:

Doç. Dr. Zeynep GÜMRÜKÇÜ
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Üye:

Dr. Öğr. Emre BALABAN
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Üye:

Dr. Öğr. Üyesi Erdinç SULUKAN
(İstanbul Beykent Üniversitesi)

ETİK BEYAN

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Programından mezun olmak üzere teslim ettiğim “Farklı Yüzey Özelliklerine ve Geometrik Tasarımlara Sahip İmplantlarda Marjinal Kemik Kaybının İncelenmesi: Retrospektif Bir Klinik Çalışma” adlı tezim, bilim ve araştırma etiği prensiplerine riayet edilerek tarafımdan yazılmıştır.

Tez çalışmamda, başka kaynaklardan aktarılan bütün bilgi ve alıntılar, Enstitünüz Tez Yazım Usul ve Esaslarına uygun olarak açıkça gösterilmiştir. Kaynağı gösterilenler dışında kalan bütün bilgiler uygun araştırma yöntemi kullanılarak tarafımdan edinilmiş ve esere bu şekilde yansıtılmıştır. Şahsıma ait olmayan hiçbir bilgi, kasıt veya kusurlar, şahsıma aitmiş gibi gösterilmemiştir. İnternet kaynakları dâhil, sahibine/kaynağına atıf yapılmaksızın hiçbir bilgi kullanılmamıştır. Aksinin ortaya çıkması halinde doğacak bütün hukuki, idari, akademik ve etik sorumluluk tarafıma ait olacaktır. Eserin tesliminden sonra herhangi bir zamanda, bilim etiğine aykırılık tespit edilmesi ve/veya eserimle ilgili intihal veya intihal şeklinde anlaşılabilecek bir durumun ortaya çıkması halinde; üniversiteniz ve eğitim kadronuzun hiçbir şekilde sorumlu tutulmayacağını hür irademle kabul, beyan ve taahhüt ederim.

06/06/2023

(İmza)

Mert KARABAĞ

ÖNSÖZ

Bu çalışma günümüzde rutin olarak uygulanan, farklı yüzey özelliklerine ve geometrik tasarımlara sahip implantlarda marjinal kemik kaybının retrospektif olarak incelenmesi amacıyla hazırlanmıştır.

Fakültemiz dekanı sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL'e,

Uzmanlık eğitim sürecim boyunca klinik birikimini, bilgilerini ve yaşam tecrübelerini benimle paylaşan; tez süresince sabır ve hoşgörü ile desteğini eksik etmeyen; uzmanlık süresince karşılaştığım tüm zorluklarda bana yardımcı olan; çok kıymetli danışman hocam Doç. Dr. Zeynep GÜMRÜKÇÜ'ye,

Uzmanlık eğitimim boyunca değerli bilgilerini esirgmeden benimle paylaşan hem abilik hem hocalık yapan sevgili Dr. Öğr. Üyesi Emre BALABAN'a

Gerek uzmanlık sürecimde gerek özel hayatımda benden desteğini esirgemeyen sevgili dostum Dr. Öğr. Andaç DOĞAN'a

Asistanlık sürecim boyunca aynı yolu benimle birlikte yürüyen yoldaşım Dt. Elif HAŞİMOĞLU'na

Tez çalışmamda büyük emeği olan Uzm. Dt. Ali Rıza SÜLEYMAN'a,

Tez çalışmamdaki değerli katkıları için Doç. Dr. Seval BAYRAK'a,

Uzmanlık sürecinde hep yanımda ve kalbimde olan, huzur kaynağım, en büyük desteğim sevgilim Kübra YILMAZ'a

Bu günlere gelmemde en büyük pay sahibi, ellerini üzerimden bir an olsun çekmeyen benim için her türlü fedakârlığı yapan canım annem Meral KARABAĞ'a, her zaman yanımda ve kalbimde olan kardeşim Dr. Berk Can KARABAĞ'a, ve tüm aileme,

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

Bu günleri görememiş olan canım babama ithafen...

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY.....	I
ETİK BEYAN	II
ÖNSÖZ	III
ÖZET	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	VIII
ŞEKİLLER LİSTESİ	IX
TABLolar LİSTESİ	X
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Dental İmplantlar.....	2
2.1.1. Dental İmplant Tipleri	2
2.1.2. Dental İmplantlarda Bulunması Gereken Özellikler	5
2.1.3. Dental İmplantlarda Yüzey Özellikleri	7
2.1.4. Dental İmplantların Makro Yapısal Özellikleri.....	11
2.2. Kemik Yapısı ve Osteointegrasyon	14
2.2.1. Kemik Biyolojisi	14
2.2.2. Kemik Dokusu.....	14
2.2.3. Matriks.....	15
2.2.4. Hücreler	15
2.2.5. Endosteum	16
2.2.6. Periosteum	16
2.2.7. Kemik Yoğunluğu	16
2.2.8. Osteointegrasyon	17
2.2.9. Marjinal Kemik Kaybı.....	17
2.3. Fraktal Analizi (FA):	19

3. MATERYAL VE METOD	20
3.1.Hasta Seçimi.....	20
3.2. Hastalara ve İmplantlara Ait Verilerin Kaydedilmesi	22
3.3. Radyografiler Üzerinden Yapılan MKK Ölçümleri	23
3.4. Fraktal Analizinin Uygulanışı	24
2.4. İstatiksel Analiz.....	26
4. BULGULAR	27
4.1. Demografik Bulgular.....	27
4.2. MKK’ya Dair Bulgular.....	27
4.3. Fraktal Analizine Dair Bulgular	34
5.TARTIŞMA.....	43
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	52
7. KAYNAKLAR.....	55
8. EKLER.....	71
EK-1. Etik Kurul Onayı.....	71

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Anabilim Dalı: Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi

Tez Türü : Uzmanlık Tezi

Danışman : Doç.Dr. Zeynep GÜMRÜKÇÜ

Hazırlayan : Arş. Gör. Mert KARABAĞ

Yıl : 2023

Sayfa Sayısı : 71

ÖZET

FARKLI YÜZEY ÖZELLİKLERİNE VE GEOMETRİK TASARIMLARA SAHİP İMLANTLARDA MARJİNAL KEMİK KAYBININ İNCELENMESİ: RETROSPEKTİF BİR KLİNİK ÇALIŞMA

Amaç: Dental implantlar günümüzde total ya da parsiyel dişsizliğin giderilmesi, fonksiyon ve estetiğin sağlanması için sıkça kullanılan bir rehabilitasyon yöntemidir. Bu nedenle dental implantların uzun dönem başarısı sağlamak ve olası başarısızlığı tespit etmeye yönelik çalışmalar gün geçtikçe artmaktadır. Dental implantlarda başarısızlığın erken radyolojik belirteçlerinden biri de marjinal kemik kaybıdır. Biz de bu çalışmamızda dental implantlarda yüzey özelliklerinin ve geometrik tasarımın marjinal kemik kaybına etkisini incelemeyi amaçladık. Ayrıca fonksiyon altında dental implantları çevreleyen kemiğin trabeküler değişimini incelemek amacıyla verilerimizi fraktal analizi verileri ile destekledik.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda 114 hastaya ait 378 implant panoramik ve periapikal radyografiler üzerinden incelendi. İmplantlar uygulama yapılan çene, boy, çap, yüzey hazırlanış şekli, protetik üst yapı türü ve boyun tasarımlarına göre ayrı ayrı gruplandırılarak 19 alt grupta incelendi. Radyolojik incelemeler implantların yerleştirildiği seansta ve protetik yüklemeyi takip eden 3. ayda alınan radyografiler üzerinden yürütülmüştür. Marjinal kemik kaybı ölçümleri ve fraktal analizine dair veriler elde edildikten sonra gruplar arasındaki farkların anlamlılığı istatistiksel olarak değerlendirildi. İstatistiksel analizler için SPSS (IBM SPSS for Windows, ver.26) istatistik paket programı kullanılmıştır. Çalışmadaki sürekli ölçümlerin normal dağılıp dağılmadığına Kolmogorov-Smirnov ($n>50$) ve Skewness-Kurtosis testleri ile bakılmış ve ölçümler normal dağıldığından dolayı parametrik testler uygulanmıştır. Hesaplamalarda istatistiksel olarak anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak alınmıştır.

Bulgular: İmplantların mesial ve distal yüzeylerinden yapılan marjinal kemik kaybı ölçümleri mesial ve distal yüzeylerde pozitif korelasyon göstermiştir. Marjinal kemik kaybının çeneler arasındaki değişimden üst çenede marjinal kemik kaybı miktarlarının alt çeneye göre anlamlı derecede fazla olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Protetik üst yapılar arasındaki değişimler incelendiğinde implant üstü tek kronlarda marjinal kemik kaybı en azken implant üstü hareketli protezlerde marjinal kemik kaybının en fazla olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$). Ayrıca mikroyivleri koronal 1 mm'yi geçmeyen implantlarda 1 mm'yi geçen implantlara göre marjinal kemik kaybı istatistiksel olarak anlamlı derecede az bulunmuştur ($p<0,05$). Fraktal analizine ait veriler değerlendirildiğinde ise tüm implantlarda protetik yüklemeyi takip eden 3.aydaki fraktal değerlerinde protetik yükleme öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede artış izlenmiştir. Ayrıca mikroyivleri koronal 1 mm'yi geçmeyen implantlarda fraktal değerindeki artış 1 mm'yi geçen implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır.

Sonuç: Bu çalışma dental implantların geometrik tasarımlarının uzun dönem başarıda belirleyici olan marjinal kemik kaybı üzerinde etkili olabileceğini göstermektedir. Ayrıca fraktal analizi ile fonksiyon altındaki dental implantlarda trabekülasyon artışı olabileceği tespit edilmiştir. Ancak marjinal kemik kaybının multifaktöriyel bir etiyolojiye sahip olduğu da göz önüne alındığında marjinal kemik kaybına etken diğer olabilecek faktörlerin belirlenmesi için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, marjinal kemik kaybı, dental implant tasarımı, fraktal analizi, mikroyiv

Recep Tayyip Erdogan University Institute of Graduate Studies

Department : Oral and Maxillofacial Surgery

Thesis Type : Master Thesis

Supervisor : Doç. Dr. Zeynep GÜMRÜKÇÜ

Author : RA Dt. Mert KARABAĞ

Year : 2023

Pages : 71

ABSTRACT

INVESTIGATION OF MARGINAL BONE LOSS IN IMPLANTS WITH DIFFERENT SURFACE PROPERTIES AND GEOMETRIC DESIGNS: A RETROSPECTIVE CLINICAL STUDY

Objective: Dental implants are commonly used for the rehabilitation of total or partial edentulism to restore function and aesthetics. Therefore, studies focusing on achieving long-term success and detecting potential failures of dental implants are increasing. Marginal bone loss is one of the early radiological indicators of implant failure. In this study, our aim was to investigate the influence of surface characteristics and geometric design on marginal bone loss in dental implants. Additionally, we supported our data with fractal analysis to examine trabecular changes in the bone surrounding dental implants during functional loading.

Method: A total of 378 implants from 114 patients were evaluated in this study using panoramic and periapical radiographs. Implants were categorized into 19 subgroups according to the jaw where they were placed, length, diameter, surface preparation, type of prosthetic superstructure, and neck design. Radiological evaluations were conducted based on radiographs obtained at the time of implant placement and 3 months after prosthetic loading. After obtaining measurements of marginal bone loss and fractal analysis data, the significance of differences between groups was statistically evaluated. The statistical package program IBM SPSS Statistics (version 26) was used for statistical analysis. Normality of continuous measurements was assessed using the Kolmogorov-Smirnov ($n > 50$) and Skewness-Kurtosis tests, and parametric tests were applied as the measurements were normally distributed. A significance level of $p < 0.05$ was used in the calculations.

Result: Marginal bone loss measurements from the mesial and distal surfaces of the implants showed a positive correlation on both surfaces. The amount of marginal bone loss was significantly higher in the maxilla compared to the mandible when considering the changes between jaws ($p < 0.05$). Analysis of variations among prosthetic superstructures revealed that single crown implants had the least marginal bone loss, while implant-supported removable prostheses had the highest marginal bone loss ($p < 0.05$). Additionally, marginal bone loss was significantly lower in implants with coronal microthreads not exceeding 1 mm compared to those exceeding 1 mm ($p < 0.05$). Fractal analysis data indicated a statistically significant increase in fractal values 3 months after prosthetic loading for all implants compared to preloading values. Moreover, the increase in fractal values was significantly higher in implants with coronal microthreads not exceeding 1 mm compared to those exceeding 1 mm.

Conclusion: This study demonstrates that the geometric design of dental implants may have an impact on marginal bone loss, which is a determinant of long-term success. Furthermore, fractal analysis revealed an increase in trabeculation in function-loaded dental implants. However, considering that marginal bone loss has a multifactorial etiology, further studies are needed to identify other potential factors contributing to marginal bone loss.

Key Words: Dental implant, marginal bone loss, dental implant design, fractal analysis, microthreads

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

mm	:Milimetre
µm	:Mikrometre
nm	:Nanometre
MKK	:Marjinal Kemik Kaybı
MMKK	:Mesial Marjinal Kemik Kaybı
DMKK	:Distal Marjinal Kemik Kaybı
KIBT	:Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
OPG	:Ortopantomografi
HA	:Hidroksiapatit
Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂	:Hidroksiapatit
Ca₃(PO₄)	:Trikalsiyumfosfat
cp-Ti	:Saf Titanyum
TiAl₆V₄	:Titanyum-Aluminyum-Vanadyum Alaşımı
TiZr	:Titanyum Zirkonyum Alaşımı
Al₂O₃	:Alüminyum Oksit
TiO₂	:Titanyum Oksit
HCl	:Hidroklorik Asit
H₂SO₄	:Sülfürik Asit
HNO₃	:Nitrik Asit
HF	:Hidroflorik Asit
SLA	:Sandblasted Large Grid Acid-Etched
TPS	:Titanyum Plazma Sprey
TiF₄	:Titanyum Tetraflorid
PDGF	:Trombosit Kaynaklı Büyüme Faktörü
TGF-β	:Transforme Edici Büyüme Faktörü-Beta
FA	:Fraktal Analizi
FD	:Fraktal Değer
FB	:Fraktal Boyut
ROI	:Region of Interest

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Mandibulaya Uygulanmış Subperiosteal İmplant.....	3
Şekil 2. Transosteal İmplant.....	3
Şekil 3. Ramus Frame İmplant.....	4
Şekil 4. Pin/İğne Formunda İmplantlar	4
Şekil 5. Mandibulaya Uygulanmış Blade İmplant (44).....	5
Şekil 6. Dental İmplantta Yiv Özellikleri.....	11
Şekil 7. Dental İmplantlarda Yiv Türleri (a:V-Form, b:Kare Form, c:Buttress, d:Ters Buttress)	12
Şekil 8. Lekholm & Zarb sınıflaması (44)	16
Şekil 9. Çalışma Şeması.....	21
Şekil 10. Periapikal Röntgen Üzerinden MKK ölçümü.....	24
Şekil 11. a. T0 kesilmiş OPG üzerinde implantın mesial yüzeyinde 30x90 pixel boyutunda seçilmiş ROI. b. T0 kesilmiş görüntüde implantın distal yüzeyinde 30x90 pixel boyutunda seçilmiş ROI. c. T1 kesilmiş görüntüde T1 görüntüyle aynı lokasyonda implantın mesial yüzeyinde 30x90 pixel boyutunda seçilmiş ROI. d. T1 kesilmiş görüntüde T1 görüntüyle aynı lokasyonda implantın distal yüzeyinde 30x90 pixel boyutunda seçilmiş ROI.	25
Şekil 12. a: Seçilen ve duplike edilen ROI. b: Gaussian blurr filtresi uygulanmış ROI c: Asıl görüntüden çıkartılmış ve 128 gri tonu eklenmiş ROI. d: 128 eşik değerle siyah beyaza dönüştürülmüş ROI. e: Erode ile gürültü azaltılmış ROI. f: Dilate ile gürültü azal azaltılmış ROI g: Ters döndürülmüş ROI. h: Sketlonize seçeneği uygulanmış ROI.....	26
Şekil 13. Uygulanan çeneye göre MKK miktarları (mm).....	28
Şekil 14. MKK-İmplant Çapı İlişkisi	29
Şekil 15. MKK-İmplant Boyu İlişkisi	30
Şekil 16. MKK-Uygulanan Protez Tipi İlişkisi.....	31
Şekil 17. MKK-Yüzey Hazırlanmış Şekli İlişkisi	32
Şekil 18. MKK-Marka İlişkisi.....	33
Şekil 19. MKK-Boyun Tasarımı İlişkisi	34
Şekil 20. Uygulanan Çeneye Göre FD	36
Şekil 21. İmplant Çapı ile FD Arasındaki İlişki.....	37
Şekil 22. İmplant Boyu ile FD Arasındaki İlişki.....	38
Şekil 23. Uygulanan Protez Tipi ile FD İlişkisi	39
Şekil 24. Marka ile FD İlişkisi	40
Şekil 25. Yüzey Hazırlık Şekli ile FD İlişkisi	41
Şekil 26. Boyun Tasarımı ile FD İlişkisi.....	42

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1. Al-Johany ve arkadaşları'nın uzunluk sınıflaması (143).....	13
Tablo 2. Al-Johany ve arkadaşları'nın çap sınıflaması (143).....	13
Tablo 3. Kemik Dokusunun Yapıtaşları	15
Tablo 4. Değerlendirilen gruplara göre implantların dağılımı.....	27
Tablo 5. Genel tanımlayıcı istatistikler.....	27
Tablo 6. Uygulanan çeneye göre MKK miktarları (mm)	28
Tablo 7. MKK-İmplant Çapı İlişkisi.....	28
Tablo 8. MKK-İmplant Boyu İlişkisi	29
Tablo 9. MKK-Uygulanan Protez Tipi İlişkisi	30
Tablo 10. MKK-Yüzey Hazırlanış Şekli İlişkisi	31
Tablo 11. MKK-Marka İlişkisi	32
Tablo 12. MKK-Boyun Tasarımı İlişkisi.....	33
Tablo 13. MMKKve DMKK Ölçümleri Arası Korelasyon Analizi	34
Tablo 14. FD genel tanımlayıcı istatistikleri	35
Tablo 15. T0 -T1 zamanlarında FD	35
Tablo 16. Uygulanan Çeneye Göre FD	36
Tablo 17. İmplant Çapı ile FD Arasındaki İlişki	36
Tablo 18. İmplant Boyu ile FD Arasındaki İlişki	37
Tablo 19. Uygulanan Protez Tipi ile FD İlişkisi.....	38
Tablo 20. Marka ile FD İlişkisi.....	39
Tablo 21. Yüzey Hazırlık Şekli ile FD İlişkisi	40
Tablo 22. Boyun Tasarımı ile FD İlişkisi	41
Tablo 23. Mesial ve Distal FD Korelasyonu	42

1.GİRİŞ

Diş kaybına bağlı olarak gelişen fonksiyon ve estetik kaybın giderilmesine yönelik birçok tedavi seçeneği mevcuttur ^{1,2}. Son yıllarda dental implantlar, diş eksikliğinin giderilmesine yönelik popüler bir tedavi seçeneği olmuştur³. Dental implantlar ile ilgili yapılan 1618 implantı içeren ilk çalışma Branemark ve ark. tarafından 1977 yılında yayınlanmıştır⁴. İlerleyen yıllarda implant üstü protetik seçeneklerin artması ve hasta memnuniyetinin yeterli olması ile birlikte dental implantların kullanımı yaygınlaşmıştır ⁵.

Günümüzde dental implantların yüzeylerine, tedavinin başarısını arttırmak adına makro ve mikro düzeyde farklı işlemler uygulanmaktadır ⁶. Uygulanan yüzey işlemleri üreticiye göre değişmekte olsa da amaç dental implantların uygulanışını kolaylaştırmak ve uzun dönem başarısını arttırmaktır ⁷. Ancak dental implantların başarısını etkileyen faktörler, aynı zamanda hastaya ve uygulayan hekime bağlıdır ⁸.

Dental implantların uzun dönem başarısında radyografiler üzerinden tespit edilen marjinal kemik kaybı(MKK) erken bir belirteçtir ⁹. MKK'nın takibi ve tedavisi ile implantta oluşabilecek fonksiyonel, estetik komplikasyonlar önlenir böylece implantın sağkalımı sağlanır ⁹. MKK, radyografi üzerinden implant boyununun en koronal kısmı referans alınarak ölçülür ve böylece apikal yöndeki kemik kaybı miktarı tespit edilir ¹⁰.

Dental implantların uzun dönem başarısını belirlemek için kullanılan birçok klinik ve radyolojik inceleme yöntemi mevcuttur ¹¹⁻¹⁴. Yapılan çalışmalarda implant çevresindeki kemik kaybının değerlendirilmesi için konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) en güvenilir yöntem olsa da rutin kontroller için ortopantomografi (OPG) ve periapikal radyografiler yeterli bulunmuştur ¹⁵⁻¹⁷.

Bir dental implantın başarılı kabul edilmesi için MKK miktarının implantın yüklenmesini takip eden ilk yılda 2 mm'yi geçmemesi ve sonraki her yıl için en çok 0,1-0,2 mm olması gerekmektedir ^{13,18,19}. MKK gelişiminde cerrahi travma, hatalı protetik yükleme, mikrosızıntı, kötü oral hijyen ve implant boyun tasarımı gibi faktörler yer almaktadır ²⁰. İmplant boyununun makro dizaynı, yüzey özellikleri ve implantın çapı gibi faktörlerin MKK üzerinde etkili olduğu bilinmektedir ^{21,22}. Ancak mevcut çalışmalar boyun tasarımı hakkında ortak bir kabul sunmamıştır ^{23,24}.

Bu çalışmanın amacı; Farklı yüzey özelliklerine, geometrik tasarımlara, protetik üst yapılara ve boyutlara sahip implantların OPG ve periapikal radyografiler üzerinden MKK miktarlarının belirlemek ve böylece yüzey özelliklerinin, geometrik tasarımın, protetik üst yapı tipinin ve implant boyutlarının MKK'ye etkisinin incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Tarihsel olarak diş eksikliğinin giderilmesine yönelik en eski uygulamalar Çin’de M.Ö 4000’e kadar uzamaktadır ²⁵. Takip eden yıllarda M.Ö 500’lü İtalya’da hayvan dişleri işlediğine ve M.Ö 300’lü yıllarda ise Fenikeliler’in fildişine şekil vererek diş eksikliğini giderdiğine dair arkeolojik kanıtlar mevcuttur ²⁶.

Dental implantlara yakın sayılabilecek ilk bulgu M.S 600’lerde Maya’lar tarafından deniz kabuğunun yontularak dişsiz krete blade implanta benzer şekilde yerleştirilmesidir ²⁷. Modern diş hekimliğinin temellerinin atıldığı 19. yüzyılda Fransız diş hekimi J. Maggiolo çekim soketine 18 ayar altından yaptığı kök formundaki implantı yerleştirmiştir ancak kısa süre sonra bu implant başarısız olmuştur ^{28,29}. Dr. Edward J. Greenfield 1913 yılında ilk kez alveol kemiğinde bir soket oluşturmak için trephin adını verdiği aleti tasarlamış ve iridyum-platin alaşımından yaptığı kafes şeklindeki dental implantı hazırladığı sokete yerleştirmiştir ^{2,30}.

1937 yılında Harvard Üniversitesi’nde çalışmalarını yürüten Dr. Alvin Strock ve Dr. Moses Strock kardeşler vitallyum(krom-kobalt-molibden alaşımı) metali kullanarak hazırladıkları implantı alveol kemiğine yerleştirmişlerdir ³¹. Strock kardeşler yaptıkları histolojik incelemede bu implantın doku uyumunu yeterli görmüşlerdir ve bilinen ilk başarılı implantı rapor etmişlerdir ³². Gustav Dahl 1941 yılında İsveç’te mental bölgeye yerleştirdiği ilk subperiostal implantı tasarlamıştır ^{33,34}.

Per-Inguar Branemark 1952 yılında yaptığı çalışmada vital mikroskopisi amacıyla tavşan tibialarına tantalyum kaplı optik cihazlar yerleştirirken tantalyum bulunamaması nedeniyle titanyum kullanmıştır ³⁵. Ancak çalışma sonunda optik cihazları sökmeye çalıştığında titanyum kaplamanın kemik ile kaynadığını ve sökülmediğini fark etmiştir ³⁵⁻³⁷. Bu durumdan yaptığı çıkarım ile çalışmalarına devam eden Branemark kemiğin, titanyum vidaların yivlerine yürüyerek kemikle kaynadığını ve rijit, fonksiyonel bir yapısal bağlantı oluştuğunu görmüş ve bu durumu ‘‘osseointegrasyon’’ olarak adlandırmıştır ^{38,39}.

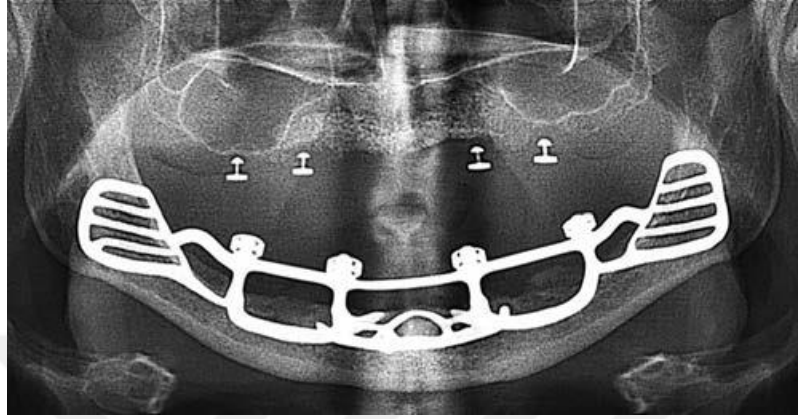
2.1.1. Dental İmplant Tipleri

1998 yılında Esposito ve arkadaşları dental implantları 4 ana gruba ayırmıştır ¹⁹;

- Subperiosteal İmplantlar
- Transosteal İmplantlar
- Ramus Frame İmplantlar
- Endosteal İmplantlar

2.1.1.1. Subperiosteal İmplantlar

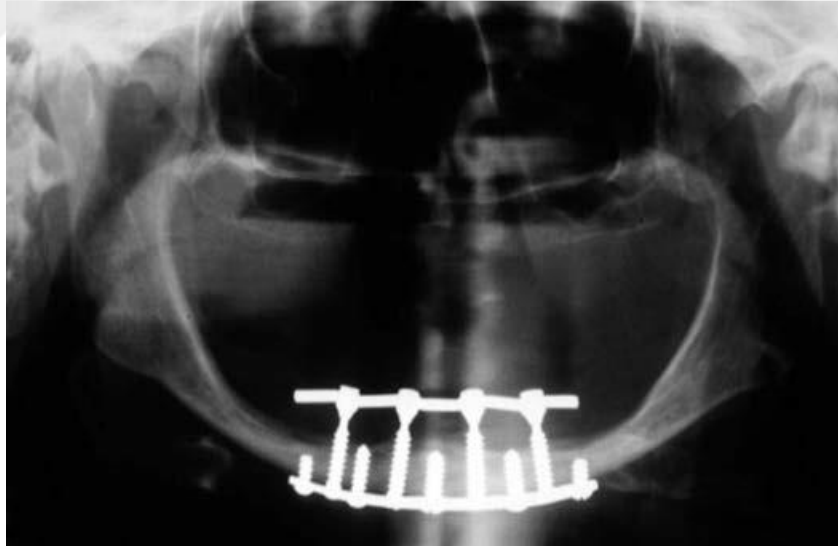
Çene kemiğine eyer şekilde oturacak tasarıma sahip implantlardır ⁴⁰. Kret tepesinden ağız içine uzanan uzantıları mevcuttur ⁴¹. Başarı oranı ile ilgili çalışmalar kısıtlı olmakla beraber enfeksiyon en sık görülen komplikasyondur (Şekil 1) ⁴².



Şekil 1. Mandibulaya Uygulanmış Subperiosteal İmplant

2.1.1.2. Transosteal İmplantlar

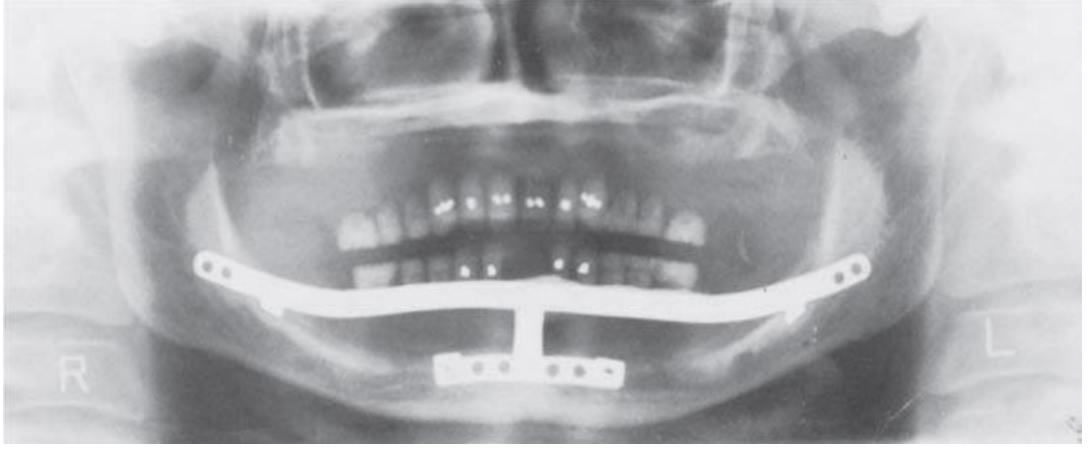
Bir adet metal plak ve plağa tutunan pinlerden oluşur. Mandibulada ileri atrofi mevcut olan vakalarda endikedir (Şekil 2) ⁴³.



Şekil 2. Transosteal İmplant

2.1.1.3. Ramus Frame İmplantlar

Subperiosteal implantlar ile endosteal implantlar arasında bir implant türüdür. Dişsiz mandibulada kemik içine yerleştirilen üç uzantı sayesinde tutuculuk sağlamaktadır (Şekil 3) ¹⁹.



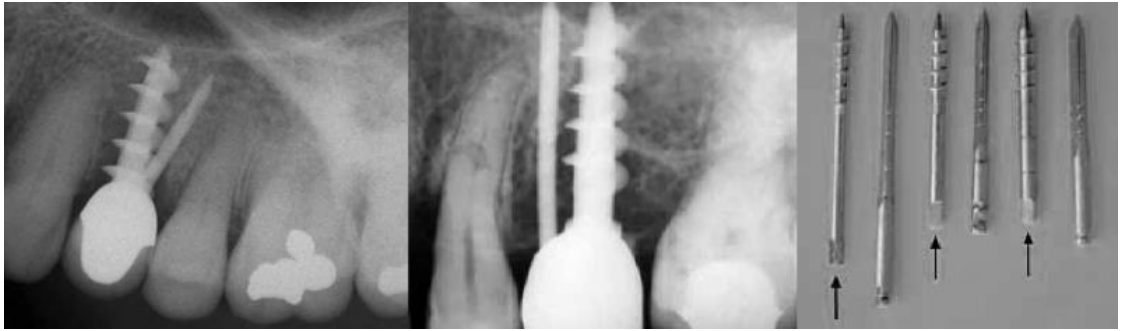
Şekil 3. Ramus Frame İmplant

2.1.1.4. Endosteal İmplantlar

Alveol kemiği ve/veya bazal kemiğin sadece bir kortikal kısmını geçen implantlardır ⁴³. Yerleştirmeden önce alveol kemiğinde implantın boyutuna uygun bir soket hazırlanır⁴⁴. Canlı kemik ile implant arasında rijit, fonksiyonel ve yapısal bir bağlantı yani osteointegrasyon özelliğine sahiptirler ⁴⁵. Temel olarak 4 farklı çeşit endosteal implant mevcuttur.

2.1.1.5. Pin/İğne Formunda İmplantlar

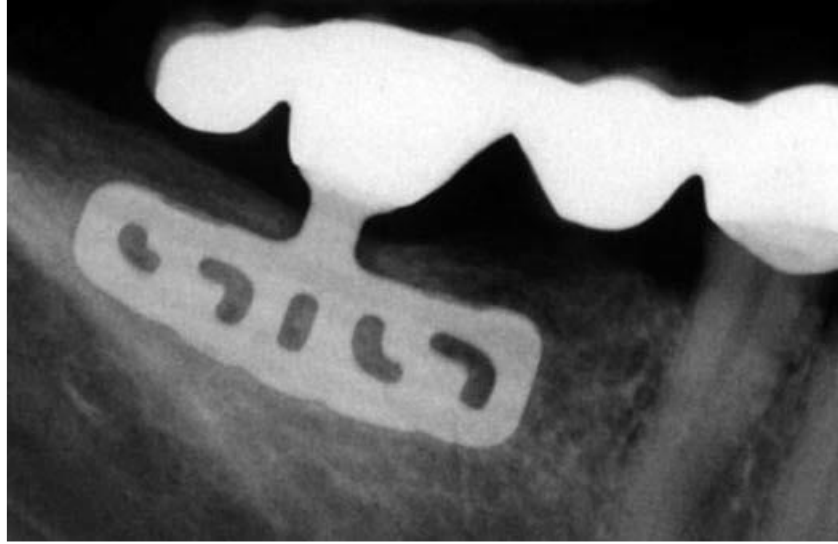
İnce ve uzun yapıdaki bu implantlar kompakt kemiğe yerleştirilerek primer stabilite sağlanır (Şekil 4) ⁴⁶.



Şekil 4. Pin/İğne Formunda İmplantlar

2.1.1.6. Blade İmplantlar

Kemikte açılan oluk şeklinde yuvalara sabitlenen yassı implantlardır ⁴⁷. Alveol kemiğinin ince olduğu vakalarda endikedir ⁴⁸. Uzun dönem başarılı vakalar mevcut olsa da kemik rezorpsiyonu, travmatik cerrahi ve uzun dönemde dişeti çekilmesi gibi dezavantajları mevcuttur ^{42,49}(Şekil 5).



Şekil 5. Mandibulaya Uygulanmış Blade İmplant (44)

2.1.1.7. Vent Tipi İmplantlar

İmplant gövdesi boşluklu yapıdadır. Böylece cerrahi sırasında oluşan kemik defektinin azaltılması ve boşluklarda yeni kemik formasyonu oluşmasıyla stabilitenin artırılması amaçlanmıştır ⁵⁰.

2.1.1.8. Kök Formundaki İmplantlar

Günümüzde en sık kullanılan dental implant tipidir. Vida şeklinde olan ve yivler arasında kemik migrasyonu amaçlanarak tasarlanmış implantlardır ⁵⁰. Fonksiyon sırasında oluşan kuvvetler yivler aracılığıyla kemiğe daha homojen bir şekilde iletilir ve stres azalır ⁴⁴. Konik ya da silindirik tasarıma sahip olabilirler ⁵¹.

2.1.2. Dental İmplantlarda Bulunması Gereken Özellikler

Dental implantların üretildikleri materyale bağlı olarak prognozunun değiştiği bilinmektedir ⁵². İdeal implant materyalinde bulunması gereken özellikler; biyoyumluluk, yeterli mekanik dayanıklılık, korozyon direnci, steril edilebilirlik, radyoopaklık ve düşük maliyettir ⁵³. İdeal İmplant Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler;

- Biyoyumluluk
- Yeterli Mekanik Dayanıklılık
- Korozyon Direnci
- Steril Edilebilirlik
- Radyoopaklık
- Düşük Maliyet

Dental implantlar kullanılan materyallere göre 2 ana gruba ayrılabilir²⁴;

2.1.2.1. Biyouyumluluk ve Doku Cevabına Göre:

- Biyotolore
- Biyoinert
- Biyoaktif

2.1.2.1.1. Biyotolere

Doku reddi oluşmaz. Materyal doku içerisinde fibröz bir kapsül ile çevrelenir.

2.1.2.1.2. Biyoinert

Doku materyale karşı herhangi bir reaksiyon göstermez. Materyal yakınında kemik oluşumu (temas osteogenezi) izlenir. Osteokondüktif özellik gösterirler. Materyal doku içerisinde yapısını korur.

2.1.2.1.3. Biyoaktif

Materyal çevre dokularla iyon alışverişi yapar ve yüzeyine kemik apozisyonu olur. Osteoindüktif (kemik oluşumunu aktive eden) özellik gösterirler.

2.1.2.2. Kimyasal Yapılarına Göre

- Polimerler
- Seramikler
- Titanyum ve Alaşımları

2.1.2.2.1. Polimerler

Polimetilmetakrilat, politetrafloroetilen, polietilen, polisülfon, poliüretan, polieter eter keton gibi materyaller dental implant üretiminde kullanılmıştır ⁵⁴. Ancak kötü doku uyumu ve yetersiz mekanik özellikleri nedeniyle dental implant materyali olarak kullanımları sınırlı kalmıştır ^{55,56}. Bu sebeple implant gövdesinin kendisini oluşturmaktan ziyade protetik yapıya ait parçalarda okluzal kuvvetlerin absorpsiyonu amacıyla kullanımları sürmektedir ⁵⁷.

2.1.2.2.2. Seramikler

Seramikler, doku uyumu ve yüksek korozyon direncine sahip olmasına rağmen gerilme/bükülme dayanımı az olan kırılğan materyallerdir ⁵⁶. Seramik implantlar estetik açıdan daha iyi sonuçlar gösterse de cerrahi sırasında veya protetik yükleme sonrası kırılmaları nedeniyle kullanımları kısıtlıdır ⁵⁴.

Materyal teknolojilerinin gelişimiyle, daha biyouyumlu olan oksit seramiklerin dental implant materyali olarak kullanımı sıklaşmıştır ⁵⁸. Bu biyoaktif seramiklere; Hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) (HA), trikalsiyumfosfat ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_3$) ve biyocam örnek olarak gösterilebilir ⁵⁹. Seramikler implant gövdesini oluşturabileceği gibi implant yüzeyini kaplamak için de

kullanılabilir ⁶⁰. Günümüzde dental implant materyali olarak en sık kullanılan biyoaktif sermik türevi zirkonyum oksittir ⁶¹.

2.1.2.2.3. Titanyum ve Alaşımları

Titanyum, 1791 yılında William Gregor tarafından keşfedilmiştir. Dayanıklılık-ağırlık oranı en yüksek olan metaldir ⁶². Saf titanyum(cp-Ti) her ne kadar saf olarak adlandırılrsa da eser miktarda demir, oksijen, nitrojen ve karbon içerir. İçerdikleri eser element oranına göre saf titanyum dört farklı alt gruba ayrılır(Grade I-II-III ve IV) ⁶³. Bahsedilen eser elementler en az Grade I en çok Grade IV'te bulunur ⁶⁴.

Titanyum alaşımları ise temel olarak üç faz halinde bulunur; molekül dizilimi heksagonal yapıda olan α -fazı, kübik yapıda olan β -fazı ve α ve β fazlarının karışımı ⁶⁵. Bu fazlardan α fazının stabiliteörü alüminyum iken β fazının stabiliteörü vanadyumdur ⁶⁶. Dental implantlarda en sık kullanılan alaşım ise titanyum-alüminyum-vanadyumdur ($TiAl_6V_4$) ⁶⁷. $TiAl_6V_4$ kolay elde edilebilirliği, güçlü mekanik özellikler göstermesi ve üstün biyouyumluluğu nedeniyle en sık tercih edilen dental implant materyali olmuştur ⁶⁸. Ayrıca titanyum yüzeyi hava ile temas ettiğinde çok kısa bir süre içinde yüzeyinde 2-10 μm kalınlığında bir oksit tabakası oluşur ve bu tabaka titanyumu korozyona karşı korur ⁶⁹.

Son yıllarda yapılan bazı çalışmalar iyonize halde bulunan alüminyum ve vanadyumun osteoblast fonksiyonunu engelleyebileceğini göstermiştir ^{70,71}. Bu nedenle $TiAl_6V_4$ 'dan farklı olarak titanyum-zirkonyum($TiZr$) alaşımları tanıtılmıştır ⁷². Bu alaşımlardaki titanyum oranı %83-87 arasındadır ⁷³. Yapılan çalışmalar $TiZr$ alaşımının $TiAl_6V_4$ 'e göre daha iyi biyouyumluluk, mekanik direnç ve korozyon direncine sahip olduğunu göstermiştir ⁷⁴.

2.1.3. Dental İmplantlarda Yüzey Özellikleri

Titanyum yüksek biyouyumluluğa sahip bir metaldir ancak tek başına bu özelliği ile kemik apozisyonunu uyaramaz ⁷⁵. Bu nedenle titanyum, sert doku oluşumunu desteklemek ve yumuşak doku ile uyumunu arttırmak amacıyla bazı yüzey işlemlerine ihtiyaç duyar ⁷⁶. Bu işlemler ile materyalin fiziksel, kimyasal, topografik ve mekanik özellikleri değiştirilir ⁷⁷. Böylece implant yüzeyine hücre göçü, osteoblast farklılaşması ve yeni kemik oluşumu amaçlanır ⁷⁸.

Yüzey pürüzlülüğünün ifade edilmesi amacıyla kullanılan Ra değeri, yüzeye orta hat boyunca çizilen çizgi boyunca görülen deviasyonların aritmetik ortalamasını ifade ederken Sa değeri ise deviasyonların üç boyutlu olarak aritmetik ortalamasını ifade eder ⁷⁹. Dental implantlar yüzeylerindeki pürüzlülüğün miktarına göre 3 ana gruba ayrılır.

2.1.3.1. Dental İmplantlarda Pürüzlülük Miktarları

2.1.3.1.1. Makro Pürüzlülük

10 µm ile 1mm arasındaki pürüzlülük miktarıdır. Bu boyuttaki pürüzlülük implant yivleri ve makrogeometrisi ile ilgilidir. Primer stabiliteyi doğrudan etkiler ^{60,80}.

2.1.3.1.2. Mikro Pürüzlülük

1-10 µm aralığındaki pürüzlendirmeyi kapsar. Kemik ile implant yüzeyinin kilitlenmesini sağlar ve yeni kemik oluşumunu destekler ^{80,81}.

2.1.3.1.3. Nano Pürüzlülük

1-100 nm arasında değerlendirilir. İmplant materyali ile canlı dokular arasındaki biyolojik etkileşim açısından önemlidir. Nanometre seviyesindeki pürüzlülük materyalin yüzey enerjisini artırır. Böylece hücrelerin, matriks proteinlerinin ve diğer moleküllerin adezyonu kolaylaşır ⁸².

Tüm bunların yanında, dental implantlarda pürüzlülüğün aşırı olması peri-implantitis ve mikrosızıntıya sebep olduğu bilinmektedir ^{83,84}. Dental implantlara uygulanan yüzey hazırlık işlemleri aşındırma, ekleme, hidroksiapatit kaplama ve modifikasyon yöntemleri olarak sınıflandırılabilir. Aşındırma yöntemleri; kumlama ve asitleme şeklinde, ekleme yöntemleri; hidroksiapatit kaplama, biyoaktif kalsiyum fosfat seramikler, titanyum plazma sprey kaplama, anodik plazma sprey kaplama şeklinde, Modifikasyon yöntemleri; iyon implantasyonu, flor ile yüzey modifikasyonu, lazer vuruş tekniği, anodizasyon yöntemi

2.1.3.2. Dental İmplantlarda Aşındırma Yöntemiyle Yüzey Hazırlama

2.1.3.2.1. Kumlama ile Pürüzlendirme

Kumlama, yüksek hız ve basınçtaki partiküllerin implant yüzeyine püskürtülmesi sonucunda yüzeyde aşındırma yapılarak pürüzlendirir. Bu amaçla kullanılan partikül materyallerinin stabil, biyouyumlu ve osteointegrasyonu engellemeyecek şekilde seçilmesi gerekir ⁸⁵. En sık kullanılan partiküller titanyum oksit (TiO₂), alüminyum oksit (Al₂O₃), trikalsiyumfosfat (TKP) partikülleri ve hidroksiapatit (HA) granülleridir ⁸⁶.

Pürüzlendirme amacıyla sık kullanılan bir partikül olmasına karşın Al₂O₃, implant yüzeyinde kalıntı bırakmaktadır ve bu durum korozyona yatkınlığa sebep olmaktadır ⁸⁷. Alternatif olarak kullanılan TiO₂ ise kalıntı bırakma problemi olmamasının yanında uzun dönemde stabil kemik seviyeleri göstermiştir ^{88,89}. Ayrıca kumlama süresi, kumlama basıncı, püskürtme mesafesi ve partikül büyüklüğü gibi faktörlerin de pürüzlülüğe direkt etkisi olduğu unutulmamalıdır ⁵⁵.

2.1.3.2.2. Asit ile Pürüzlendirme

Titanyum yüzeyinde pürüzlendirme amacıyla Hidroklorik Asit (HCl), Sülfürik Asit (H₂SO₄), Nitrik Asit (HNO₃) ve Hidroflorik Asit (HF) gibi asitler kullanılmaktadır⁹⁰. Bu asitler titanyum yüzeyinde ortalama 5-20 µm çapında bir pürüzlülük sağlar⁹¹. Kullanılan asit, uygulama süresi, uygulama sıcaklığı ve asit konsantrasyonu gibi faktörlerin pürüzlülük miktarını etkilediği bilinmektedir^{92,93}. Asitleme ile homojen pürüzlülük, aktif yüzey eldesi ve hücre adezyonunun arttırılması sağlanmaktadır⁹³. Yüzey pürüzlülüğünü arttırmak amacıyla bazı araştırmacılar çift asitleme(sırasıyla HCL ve H₂SO₄) yöntemini geliştirmiştir. Bu teknik ile platelet ekspresyonu ve osteoblast kolonizasyonuna yardımcı olan gen ekspresyonu artışı sağlanmıştır^{11,94}.

İlk olarak Straumann(İsviçre) firması tarafından tanımlanan SLA (Sandblasted Large Grid Acid-Etched) yüzey kumlamayı takiben asitlemenin uygulandığı yüzey modifikasyonu olarak bilinmektedir⁹⁵. Kumlama ile elde edilen makro pürüzlülük sonrasında asitleme(HCL ve H₂SO₄) ile 2-4 µm boyutlarında mikropürüzlülük elde edilir⁹⁵. Yapılan çalışmalar SLA yüzeye sahip implantlarda daha düşük MKK ve daha kemik-implant integrasyonu gözlenmiştir^{11,96,97}.

2.1.3.3. Dental İmplantlarda Ekleme Yöntemiyle Yüzey Hazırlama

2.1.3.3.1. Hidroksiapatit (HA) Kaplama

Kemiğin mineral matriksinin ana bileşeni olan hidroksiapatit (Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂)-HA) osteoindüktif etkisi ve yüksek biyouyumluluğu nedeniyle bir kaplama materyali olarak tercih edilmiştir⁹⁸. Özellikle mineralizasyon miktarı görece az olan Tip 3 ve Tip 4 kemikte primer stabiliteyi arttırmak amacıyla tasarlanmıştır⁹⁹. HA ile yapılan kaplamalarda en sık kullanılan kaplama yöntemi plazma sprey ve iyon püskürtmedir¹⁰⁰. Plazma sprey tekniğinde titanyum yüzeyinin kumlanmasını takiben HA partikülleri 30000 °C sıcaklığında gaz haline getirilerek implant yüzeyine püskürtülür¹⁰¹. Kaplama yöntemi, HA boyutu, HA kristalinin yapısı ve kaplama kalınlığı gibi birçok faktör bu tekniğin başarısını etkilemektedir¹⁰². Çalışmalar elde edilen kaplama yüzeyinin kalınlığının en az 30 mikron olması gerektiğini göstermiştir^{102,103}. HA kaplama tekniğinin delaminasyon(titanyum ile kaplama yüzeylerinin ayrılması) ve implant iç yüzeyinde de HA artıkları bulunması gibi dezavantajları mevcuttur^{85,103}.

2.1.3.3.2. Biyoaktif Kalsiyum Fosfat Seramikler

Kalsiyum fosfat seramikler kemiğin mineralize yapısına benzer içerikte olmaları ve böylece HA oluşumunu desteklemeleri nedeniyle dental implantlarda kaplama materyali olarak kullanılmıştır¹⁰⁴. Ayrıca kemik morfojenik proteinlerine bağlanma ve osteoindüktif etkileri

mevcuttur ¹⁰⁵. Seramik yapıda olması nedeniyle düşük mekanik dirence sahip olması dezavantajdır ¹⁰⁶.

2.1.3.3.3. Titanyum Plazma Sprey (TPS) Kaplama

Yüksek sıcaklıkta-plazma formunda bulunan-titanyum hidrit moleküllerinin yüksek hızda implant yüzeyine uygulandığı tekniktir ^{107,108}. Uygulanan partiküllerin ortalama boyutu 40 mikrondur ¹⁰⁸. Kaplamanın implant yüzeyi ile sıkı bir bağlantı oluşturması nedeniyle delaminasyon riski azdır ¹⁰⁹. TPS ile elde edilen yüzey pürüzlülüğü homojen değildir ¹⁰⁹. Bu düzensiz pürüzlülük periimplantitis ve marjinal kemik kaybı insidansını arttırmaktadır ¹¹⁰.

2.1.3.3.4. Anodik Plazma Sprey Kaplama

Bu yöntem ile kalsiyum fosfat, kalsiyum dihidrojen fosfat, kalsiyum asetat veya kalsiyum B-glikoserofosfat gibi inorganik cam seramiklerin dental implant yüzeyinde kaplama olarak kullanılması amaçlanmıştır ¹¹¹. Bu teknikle kaplanan implantlarda osteointegrasyonun stabil ve hızlı olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur ^{112,113}.

2.1.3.4. Dental İmplantlarda Modifikasyon Yöntemiyle Yüzey Hazırlama

2.1.3.4.1. İyon İmplantasyonu

İmplant yüzeyine herhangi bir aşındırma veya ekleme yapılmaksızın yüzeye atomik düzeyde modifikasyon yapılan tekniktir ¹¹⁴. Teknik tercih edilen iyonların titanyum yüzeyine yoğun şekilde ve yüksek hızda gönderilmesi mantığına dayanır ¹¹⁵. Böylece kaplama yöntemlerinde görülen delaminasyon ya da aşındırma yöntemlerinde görülen kontaminasyon riskleri elimine edilir ¹¹⁶.

2.1.3.4.2. Flor ile Yüzey Modifikasyonu

Flora karşı yüksek afinitesi bulunan titanyum, flor ile etkileşimi sonucunda çözünebilen TiF₄ oluşturur ¹¹⁷. Düşük konsantrasyonda bulunan floridin hüresel etkinlikte bazı değişimlere neden olur ^{118,119}. Bu etki olgun osteoblastlardan çok büyüme faktörü salgılayan ve osteoprojenitör olan hücreler üzerinedir ¹¹⁹. Çalışmalarda yüzeyi flor ile modifiye edilmiş implantların etrafında artmış trabeküler kemik yoğunluğu tespit edilmiştir ^{120,121}.

2.1.3.4.3. Lazer Vuruş Tekniği

Titanyum yüzeyine uygulanan modifikasyon işlemlerinden bir diğeri lazer kullanılmasıdır. Lazer vuruş tekniği uygulanan implantlarda güçlü mikroyapısal yüzeylerin oluşumu, mekanik özelliklerde artış ve oksit tabakasının kalınlığında artış görülmüştür ¹²². Bunun yanı sıra lazer vuruş tekniği titanyum yüzeyinde en az kontaminasyon yaratan modifikasyon tekniğidir ¹²³. Ayrıca yüzeyi lazer ile modifiye edilmiş implantlarda yüksek osteointegrasyon oranı tespit edilmiştir ¹²⁴.

2.1.3.4.4. Anodizasyon Tekniği

Titanyuma mükemmel biyouyumluluk katan oksit tabakası ortalama olarak 5 nm olsa da bu değerin artmasının osteointegrasyonu arttırdığı bilinmektedir ¹²⁵. Yüzey hazırlığı için titanyum H_2SO_4 veya HNO_3 gibi güçlü asitlerin içerisinde yüksek voltaja maruz bırakılır ¹²⁶. Bu işlem sonucunda oluşan oksit tabakası 600-1000 nm kadardır ve böylece bolca pörözlü bir yüzey elde edilir ¹²⁶. Bu sayede yüksek hücre proliferasyonu ve adezyonu sağlanmıştır ^{125,126}.

2.1.4. Dental İmplantların Makro Yapısal Özellikleri

Dental implantların makro tasarımı gelen kuvveler karşısında oluşan stres miktarının ve dağılımını etkilemektedir ¹²⁷. Bu makro yapısal özellikler; implant gövde tasarımı, yiv yapısı, implant materyal özellikleri, implant yüzey özellikleri, boyun bölgesi tasarımı, implant çapı ve implant uzunluğudur ¹²⁸.

2.1.4.1. İmplant Gövde Yapısı

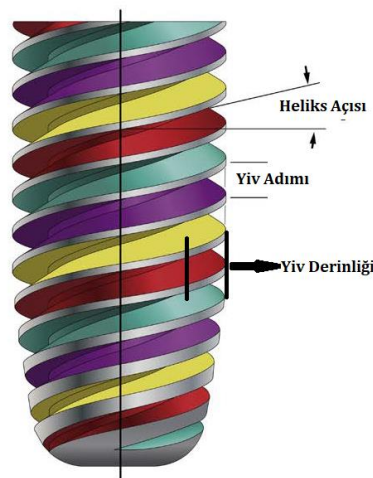
Günümüzde dental implantlarda kullanılan gövde tasarımları temel olarak, silindirik ve vida tipi/konik olarak ikiye ayrılabilir ¹²⁹.

Silindirik implantlarda primer stabilizasyon implant yüzeyi ile kemik arasındaki sürtünme ile sağlanır. Bu nedenle stres implant boyunca eşit dağılır ¹³⁰.

Günümüzde en sık kullanılan konik implantlarda ise implant boyunca uzanan yivler kemik temas alanını artırır ve böylece primer stabilizasyon artar ¹³¹. Yiv tasarımındaki değişikliklere göre stres dağılımı değişmektedir ¹³².

2.1.4.2. İmplant Yivleri

İmplant üzerindeki yivler mekanik tutunma ile primer stabilizasyonu artırırken kemik-implant temas yüzeyi miktarını da artırır ¹³³. Dental implantlardaki yivlerin karakteristiğini belirleyen dört temel kavram vardır (Şekil 6) ¹³⁴



Şekil 6. Dental İmplantta Yiv Özellikleri

2.1.4.2.1. Yiv Adımı

İmplant boyunca uzanan komşu iki yiv arasındaki mesafeyi ifade eder. Aynı uzunluğa sahip iki implant arasında kıyaslama yapıldığında yiv adımı kısa olanda daha çok yiv bulunur¹³⁵. Yiv adımı kısa olan implantlar, anatomik nedenlerle kısa implant kullanımını gerektiğinde ya da implant düşük yoğunluktaki kemiğe yerleştirildiğinde uygun primer stabilizasyon sağlar¹³⁶. Ayrıca yiv adımı azaldıkça kemik-implant yüzey alanı artmaktadır¹³⁶.

2.1.4.2.2. Yiv Derinliği

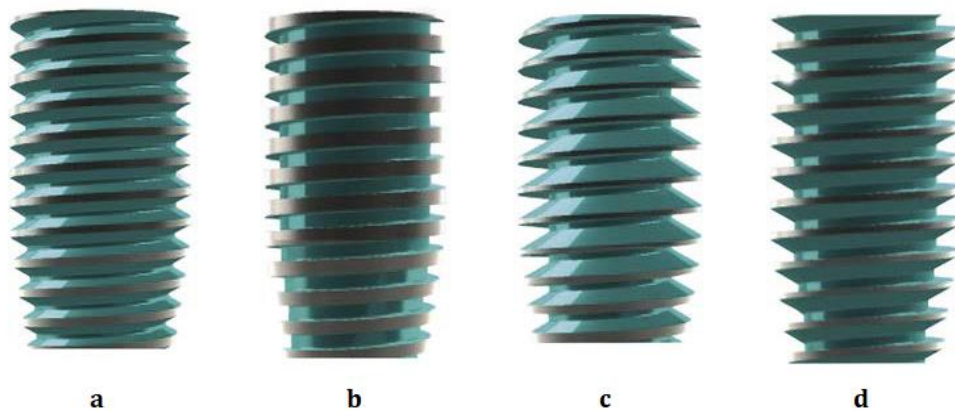
İmplantın gövdesi ile yivlerinin dış sınırı arasındaki mesafedir¹³⁷. Genel olarak konik implantlarda bu derinlik apikal yönde azalma gösterir¹³⁶. Yiv derinliğinin fazla olduğu implantlarda gelen kuvvetlere karşı oluşan stres dağılımının daha homojen olduğu bilinmektedir. Bu nedenle yoğun okluzal kuvvetlere maruz kalan bölgelerde kullanımları önerilmektedir¹³⁸.

2.1.4.2.3. Yiv Heliks Açısı

Heliks açısı implant yivlerinin transvers düzlem (implant uzun aksına dik şekilde) ile yaptığı açıdır¹³³. Bu açı arttıkça implantın cerrahi işlem sırasında yerleştirilme hızı artmaktadır¹³². Ancak artan heliks açısının mikro hareketlerde artışa sebep olarak primer stabilizasyonu bozabileceği gösterilmiştir¹³⁹.

2.1.4.2.4. Yiv Şekli

Günümüzde sık en sık kullanılan yiv şekilleri; v-form, buttress, ters buttress, spiral ve kare form olarak sınıflandırılabilir¹³⁴. Yapılan çalışmalarda kare şeklinde yivlere sahip olan implantların, osteointegrasyonu takiben daha yüksek stabilizasyon ve daha iyi stres dağılımına sahip olduğu gösterilmiştir (Şekil 7)^{132,140}.



Şekil 7. Dental İmplantlarda Yiv Türleri (a:V-Form, b:Kare Form, c:Buttress, d:Ters Buttress)

2.1.4.3. İmplant Boyu

İmplant boyu, dental implantların boyun bölgesinin en koronal kısmı ile apeksi arasındaki mesafedir ¹⁴¹. Farklı implant firmaları farklı boy aralıklarında implantlara sahip olduğundan implant boyu ile ilgili ortak kabul gören bir sınıflama mevcut değildir ¹³⁷. Al-Johany ve arkadaşları implant boylarına dair bir sınıflama önermiştir ¹⁴²:

Tablo 1. Al-Johany ve arkadaşları'nın uzunluk sınıflaması (143)

Tanım	Ekstra Kısa	Kısa	Standart	Uzun
Uzunluk	≤6 mm	6-10 mm	10-13 mm	≥13 mm
Yorum	6mm ve daha kısa olanlar	6 mm'den uzun, 10 mm'den kısa olanlar	13mm'ye kadar 10 mm'den uzun olanlar	13 mm'den uzun olanlar

Yapılan çalışmalarda kısa implantlarda yapılan orta süreli takipte yaşanan biyolojik ve biyomekanik komplikasyonların daha fazla olmadığını göstermiştir ve bu durum gelişen yüzey hazırlama teknikleri ile ilişkilendirilmiştir ¹⁴³. Yapılan bir diğer çalışmada ise posterior bölgede uygulanan 8 mm ve daha kısa implantların başarı oranının düştüğünü göstermiştir. Aynı çalışmada başarılı şekilde osteointegre olmuş 8 mm ve daha kısa implantların biyolojik ve mekanik komplikasyonlar açısından fark göstermediği bildirilmiştir ¹⁴⁴.

2.1.4.4. İmplant Çapı

İmplant çapı, implant üzerindeki en geniş yivin tepe noktası ile karşı taraftaki yivin tepe noktası arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır ¹³⁶. İmplant çapının artmasına bağlı olarak implantın yüzey alanı ve dolayısıyla kemik-implant temas alanı artmaktadır. Bu durum çap atışı ile primer stabilizasyonun da doğru orantılı olarak artmasına neden olur ¹⁴⁵. Al-Johany ve arkadaşları yaptıkları çalışmada implant boylarını aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır ¹⁴².

Tablo 2. Al-Johany ve arkadaşları'nın çap sınıflaması (143)

Tanım	Ekstra Dar	Dar	Standart	Geniş
Çap	< 3,0 mm	3-3,75 mm	3,75-5	≥5 mm
Yorum	3 mm'den daha dar olanlar	3,75 mm'ye kadar 3 mm'den daha geniş olanlar	3,75 mm ve 5 mm'ye kadar üzeri olanlar	5 mm'den geniş olanlar

Literatür mümkün olan en geniş çaplı implantların kullanımını önerse de yetersiz kemik varlığında dar çaplı implantların kullanılması gerekmektedir ¹⁴⁶. Dar çaplı implantlar greftleme prosedürlerine olan ihtiyacı ortadan kaldırması, buna bağlı olarak olası komplikasyonların

azalması ve tedavi sürecinin kısaltması gibi avantajlara sahiptir ¹⁴⁷. Ancak tartışmalı da olsa dar çaplı implantlarda mekanik direncin daha az olduğu bilinmektedir ¹⁴⁸⁻¹⁵⁰.

İmplant çapı azaldıkça protetik parçalara gelen kuvveti karşılayacak olan platformun genişliği azalmaktadır ¹⁵¹. Yapılan çalışmalar da dar çaplı implantlarda daha fazla biyomekanik komplikasyon bildirmiştir ^{152,153}. Ayrıca çalışmalar implant çapı arttıkça MKK miktarında azalma olduğu göstermiştir ^{154,155}.

2.1.4.5. İmplant Boyun Bölgesi Tasarımı

Geçmiş yıllarda dental implantlarda boyun bölgesindeki mekanik stresi azalmak, plak akümülyasyonunu azalmak ve yumuşak dokunun adezyonunu sağlamak amacıyla parlatılmış yüzeyler kullanılmaktaydı ¹⁵⁶. Ancak yapılan çalışmalarda parlatılmış boyna sahip implantlarda MKK miktarının daha fazla gözlemlendiği gösterilmiştir ^{157,158}.

Bu nedenle boyun bölgesinde mikroyivler bulunan implantlar tasarlanmıştır ¹⁵⁹. Mikroyivlerin varlığı boyun bölgesindeki kuvvet iletimini düzenler ve böylece implant boynunu çevreleyen kemiğin uyarılarak remodele (Wolff Kanunu) olmasını sağlar ^{160,161}. Ayrıca boyun bölgesinde bulunan mikroyivler bölgedeki kemik-implant temas miktarını da arttırmaktadır ¹⁶⁰. Boyun bölgesinde mikroyivler bulunan bir implantta olası bir dişeti çekilmesi halinde açığa çıkan yüzeyin plak tutuculuğuna sahip olması dezavantaj sağlamaktadır ¹⁶².

Birçok çalışma boyun bölgesinde mikroyivlere sahip implantlarda MKK miktarının daha az olduğunu göstermiştir ^{159,163,164}. Çalışmalar mikroyivlerin implant-abutment bağlantısından itibaren hemen başlayan implantlarda daha az MKK rapor etmiştir ¹⁶⁵. Günümüzde dental implantların boyun bölgesinde bulunan mikroyivler üzerine hücresele düzeyde oluklar açmak amacıyla lazer ile pürüzlendirme üzerine çalışmalar yürütülmektedir ¹⁶⁶.

2.2. Kemik Yapısı ve Osteointegrasyon

2.2.1. Kemik Biyolojisi

Kemik dokusunu temel olarak, canlı hücreler ve bu hücreler tarafından salgılanan ara madde(matriks) oluşturur ¹⁶⁷. Kemik dokusu yapısal olarak 4 ana bölümde incelenir; kemik dokusu, endosteum, kemik iliği ve periosteum ^{167,168}.

2.2.2. Kemik Dokusu

Kemik dokusu temel olarak hücreler ve hücreler arası matriksten oluşur ¹⁶⁸. Organik maddeler(%30-35) kemik dokusuna esneklik kazandırırken inorganik maddeler(%65-70) sertlik kazandırır ¹⁶⁹.

2.2.3. Matriks

Hücreler tarafından salgılanan hücreler arası matriks içeriği organik ve inorganik olarak ikiye ayrılır ¹⁶⁹.

Tablo 3. Kemik Dokusunun Yapıtaşları

Organik Matriks	İnorganik Matriks
Tip I Kollajen (%95)	Kalsiyum Fosfat (CaPO_4) (%85)
Proteoglikan	Kalsiyum Karbonat (CaCO_3)(%10)
Glikoprotein	Magnezyum Fosfat (MgPO_4) (%1,5)
Glikozaminoglikan	Kalsiyum Florür (CaF_4)
Hyaluronik Asid	Kalsiyum Klorür (CaCl)
	Alkali Tuzlar

2.2.4. Hücreler

2.2.4.1. Osteoprojenitör (Osteojenik) Hücreler

Diğer kemik hücrelerine farklılaşmak üzere programlanmış mezenkim kaynaklı hücrelerdir¹⁷⁰. Endosteum, periosteum iç yüzü ve Havers kanallarında izlenirler ¹⁷⁰. Kemik dokusunun döngüsü ve kırık tamiri gibi durumlarda farklılaşarak osteoblastlara dönüşürler ¹⁷¹.

2.2.4.2. Osteoblastlar

Kemik yapım ve yıkımında rol oynayan mezenkim kökenli hücrelerdir. Kemik matriks proteinlerinin üretiminden ve matriks kalsifikasyonundan sorumlu hücrelerdir ¹⁷⁰. Sitoplazmalarında bol bulunan alkalen fosfataz enzimleri sayesinde kalsiyum ve fosfat iyonlarının hücre dışına aktarılmasını sağlarlar ^{170,171}. Salgıladıkları proteinler osteokalsin, osteopontin, proteoglikanlar, büyüme faktörleri, osteonektin, sitokinler ve prostoglandinlerdir ¹⁷².

Osteoblastların salgıladıkları olgunlaşmamış matrikse “osteoid” adı verilir. Bu matriks zamanla osteblast etrafında olgunlaşır ve hücre matriks içinde hapsolür. Böylece hapsolan osteblast “osteosit” adını alır ¹⁷³.

2.2.4.3. Osteositler

Kemik dokusunun temel yapısını oluşturan osteositler laküna denilen odacıklar içinde bulunurlar. Havers ve Volkmann kanallarında seyreden uzantıları aracılığıyla hücreler arası madde transferini sağlarlar ¹⁷⁴.

2.2.4.4. Osteoklastlar

Kemik dokusunun yıkımını gerçekleştiren dev hücrelerdir. İçerdikleri asit fosfataz, proteaz ve kollajenaz gibi enzimler aracılığıyla kemik yıkımını sağlarlar. Yıkım yaparak oluşturdukları ve içinde bulundukları çukurlara Howship lakünası adı verilir ^{41,170}.

2.2.5. Endosteum

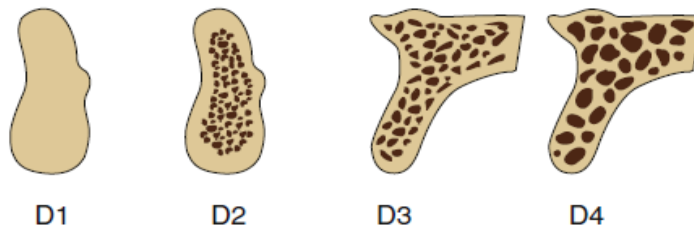
Kemik iliği kavitesini ve Havers/Volkmann kanallarının iç yüzeyini döşeyen retiküler bağ dokusudur. Kemik ile komşu yüzeyinde sıralı halde osteoblastlara farklılaşmaya hazır osteojenik hücreler bulunur. Ayrıca hematopoetik hücrelerin üretiminde de rol oynamaktadır ^{161,170,173}.

2.2.6. Periosteum

Eklem yüzeyleri hariç tüm kemik yüzeylerini saran zarsı bir tabakadır. İç katında kemğie uzanan Sharpey lifleri ve osteojenik hücreler yer alırken dış katında fibroblastlar ve kollajen bulunur ¹⁷⁰. Kemiğin beslemesi ve tamirinde önemli rol oynar ¹⁷⁴.

2.2.7. Kemik Yoğunluğu

Kemik yoğunluğu(kortikal/kansellöz) iskelet sisteminde farklı bölgelerde değişmektedir ¹⁷⁵. Bu durum dental implant cerrahisini doğrudan etkilemektedir ¹⁷⁶. Kemik yoğunluğunu ifade eden 2 farklı sınıflama mevcuttur.Lekholm & Zarb'ın oluşturdukları sınıflama ¹⁷⁷ (Şekil 8).



Şekil 8. Lekholm & Zarb sınıflaması (44)

Tip I: Homojen kompakt kemik

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

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

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

Misch ve arkadaşlarının yaptığı sınıflama ¹⁷⁸;

D1: Yoğun kompakt kemik

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

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

D4: İnce trabeküler kemik

D5: Gelişmemiş, mineralize olmayan kemik

2.2.8. Osteointegrasyon

Osteointegrasyon ilk olarak Branemark tarafından “canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında direk yapısal ve işlevsel bağlantı” olarak tanımlanmıştır ³⁹. İlerleyen yıllarda Zarb & Albrektsson bu tanımları “fonksiyonel yükleme sırasında kemikte var olan alloplastik materyalin klinik olarak asemptomatik olan rijit fiksasyon reaksiyonlarının tümü” olarak güncelleştir ¹⁷⁹.

Osteointegrasyon süreci osteotomi sonrası kemik duvarlarında oluşan kanama/hematoma ile başlar ¹⁸⁰. Kan ile gelen eritrositler erken dönem oksijen ihtiyacını karşılar ancak osteointegrasyona doğrudan bir etkileri yoktur ¹⁸¹. Eritrositleri takiben trombosit agregasyonu gözlenir ve degranüle olaraan trombositler, histamin, serotonin, trombosit kaynaklı büyüme faktörü (PDGF) ve transforme edici büyüme faktör beta (TGF- β) gibi birçok molekül açığa çıkartır ¹⁸².

PDGF ve TGF- β gibi büyüme faktörleri, nötrofil ve fibroblast artışı, osteoblast stimülasyonu ve osteoblastların implant yüzeyine göçünü sağlar ¹⁸³. İmplant yerleştirilmesini takip eden 1- 3. günler arasında ekstraselüller matriks proteinlerinin implant yüzeyine absorpsiyonu ve ardından fibroblastlar aracılığıyla fibröz bir doku olan “prokallus” oluşur ¹⁸⁴. Prokallus daha sonra mezenkimal hücrelerin osteoblast ve fibroblastlara dönüşmesiyle sıkı bir bağ dokusu olan “kallus” halini alır. Daha sonra osteoblastların artışı ile kemik penetrasyonu artar ve “kemik kallusu” oluşur ¹⁸⁴.

İmplantasyonu takip eden 28. günde implant etrafında lamelli yapıda, kalın trabeküllere sahip, paralel lifli ve matür kemik iliği boşlukları izlenmeye başlanır. İmplantı çevreleyen kemiğin olgunlaşması ise 8-12 hafta sürmektedir ¹⁸⁵.

2.2.9. Marjinal Kemik Kaybı

MKK ilk olarak 1985’te Adell tarafından tanımlanmıştır. MKK implant boynundan implant gövdesindeki ilk yive/ilk pürüzlü yüzeye kadar olan kemik kaybı olarak tanımlanmıştır ¹⁸⁶. İmplant yerleştirmesini takip eden ilk yılda 1.2 mm’ye kadar olan ve takip eden yıllarda 0.2 mm’yi geçmeyen MKK dental implantlar için başarı kriteri olarak belirlenmiştir ¹³. İmplant yerleştirilmesini takip eden ilk yılda görülen MKK, “erken dönem MKK” olarak adlandırılır.

İlk yılı takip eden yıllarda görülen MKK ise “geç dönem MKK” olarak adlandırılır. Çalışmalar MKK’nın implant kaybının erken dönemde bir belirteç olduğunu göstermiştir ¹⁵⁷.

MKK’nın oluşumu temel olarak iki teori üzerinden açıklanmıştır. Bunlar enfeksiyon teorisi ve aşırı oklüzal yük teorisidir ^{187,188}. Ancak ilerleyen yıllarda yapılan çalışmalar, MKK’nın multifaktöriyel bir etiyolojiye sahip olduğunu göstermiştir ¹⁸⁹.

MKK’ya sebep olan temel faktörler şunlardır ¹⁹⁰;

- Cerrahi travma
- Periimplantitis
- Mikro aralık oluşumu
- Biyolojik genişliğin oluşumu
- Aşırı oklüzal yükler
- İmplant boyun bölgesi dizaynı
- Devam eden oklüzal aşırı yük varlığı
- Parafonksiyonlar
- İmplantların cerrahi olarak kötü konumlandırılması
- İmplant yüzey özellikleri
- İmplant tasarımı

2.2.9.1. Marjinal Kemik Kaybının Radyografik Olarak İncelenmesi

İmplantların çevre sert dokularla ilişkisinin ve marjinal kemik seviyelerinin incelenmesinde periapikal ve panoramik radyografiler sıklıkla tercih edilmektedir ¹⁹¹. İmplant başarı oranının ve marjinal kemik kaybının belirlenmesinde, paralel teknikle alınan radyografiler ve panoramik radyografiler kullanılmaktadır ¹⁹². Marjinal kemik kaybı ölçümünde, periapikal radyografiler paralel teknik sayesinde daha hassas sonuçlar sağlayabilmektedir ¹⁹³. Ancak hastaların teşhis ve planlama aşamalarında genellikle panoramik radyografiler kullanıldığından, bu radyografiler de kullanışlı bir yöntem olarak kabul edilmektedir ¹³.

Kemik yoğunluğundaki değişimleri radyolojik olarak tespit etmek için kortikal kemik yoğunluğunda yaklaşık %40’lık bir azalma olması gerekmektedir ¹⁹⁴. Radyografik incelemeler, implant-kemik temasının incelenmesi için invaziv olmayan yöntemler olarak avantaj sağlarlar ¹⁹⁵. Ancak, bu yöntemlerin standartlaştırılması ve kemikte meydana gelen küçük değişikliklerin erken aşamada tespit edilmesi konusunda eleştiriler almaktadırlar ^{195,196}.

Panoramik ve periapikal radyografilerin iki boyutlu olması nedeniyle, sadece mezial ve distal bölgelerdeki kemik seviyesi hakkında bilgi verirler ve bu nedenle farklı kemik defektleri,

örneğin bukkal ve lingual/palatinal kemik kayıpları gibi, teşhis edilemezler ¹⁹⁷. Çalışmalar üç boyutlu görüntüleme yöntemlerinin daha ayrıntılı incelemeler için kullanılması gerektiği belirtilmiştir ¹⁹⁸.

Ancak çalışmalar dental implantların kısa-uzun dönem rutin takipleri için alınacak periapikal ve panoramik radyograflerin yeterli olduğu gösterilmişti ^{17,199}.

2.3. Fraktal Analizi (FA):

İstatistiksel fiziğin ölçekleme yasalarına göre, büyük bir sistem daha küçük ölçekli bir model üzerinden belirlenebilir. 1970'li yıllarda ünlü Polonyalı matematikçi Benoit Mandelbrot, doğada standart geometrik şekillerden farklı, karmaşık yapıları olan ve Öklid geometrisiyle (doğru, düzlem, küre gibi) tanımlanamayan, ancak farklı ölçeklerde görüntülendiklerinde birbirlerine benzerlik gösteren objeleri "fraktal" terimiyle açıklamıştır ^{200,201}.

Radyograflar üzerinden yapılan fraktal ölçümleri ile kemik trabeküllerinin sıklığını nicelik olarak ifade etmek mümkündür ²⁰². Birçok çalışma fraktal değeri ile kemik trabekülasyonu ve dolayısıyla mineralizasyonu arasında anlamlı bir ilişki olduğunu rapor etmiştir²⁰³⁻²⁰⁶. Dental radyolojide FA amacıyla en sık OPG ve periapikal radyografler kullanılmaktadır ²⁰⁶.

3. MATERYAL VE METOD

Çalışmamız, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne Ocak 2018– Mart 2023 tarihleri arasında diş eksikliği bulunan ve implant tedavisi için başvuran ve implant tedavileri Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı tarafından yapılmış, protetik tedavileri Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı tarafından tamamlanmış olan hastaların verileri üzerinden retrospektif olarak gerçekleştirilmiştir.

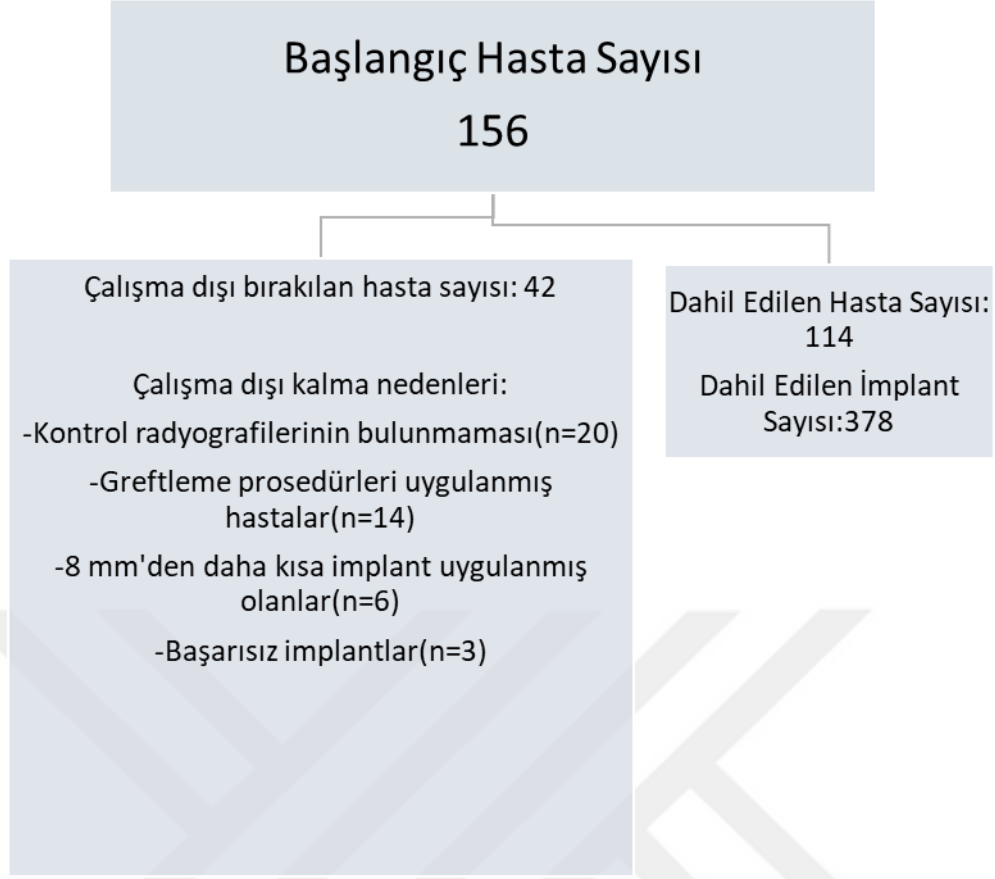
Çalışmamıza Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 22.03.2023 tarihli ve E-40465587-050.01.04-656 sayılı onayı ile başlanmıştır.

3.1.Hasta Seçimi

Çalışmaya dahil edilme kriterleri;

- Dental implant tedavisi ve rutin kontrolü sürecine engel olacak sistemik bir rahatsızlığın bulunmaması
- Düzenli alkol/sigara kullanım hikayesi olmaması
- Şiddetli parafonksiyonel alışkanlık (bruksizm vb.) olmaması
- Dental implant öncesi herhangi bir greftleme prosedürüne maruz kalmamış olmak
- Hastalara ait T0: operasyondan hemen sonra (başlangıç) ve T1: protetik yüklemeyi takip eden 3.ayda, panoramik ve periapikal radyograflarının bulunması
- Uygulanan dental implantlara ait tüm verilen (marka,boy,çap vb.) kayıt altına alınmış olması
- Uygulanan implantın en az 8 mm uzunluğunda olması
- İmplant başarısızlığı olmaması olarak belirlenmiştir.

Çalışmamız çerçevesinde yapılan retrospektif tarama sonucu 156 hastanın verileri incelendi. Dahil edilme kriterlerini karşılamayan 42 hasta çalışma dışı bırakılmıştır. Çalışma dahilinde 114 hastaya ait 378 toplam implant incelenmiştir.



Şekil 9. Çalışma Şeması

Çalışmaya dahil edilen hastaların yaşları, cinsiyetleri, sistemik durumları, periodontal geçmişleri ve sigara/alkol kullanımları gibi bilgileri yanı sıra, implantların yerleştirildiği çene, marka, boy, çap verisi gibi detayları, implant başarısı ve yapılan protetik restorasyonun tipi de kaydedilmiştir. Ayrıca, ölçümlerin yapılması için hastalara ait panoramik ve periapikal röntgenler arşivden seçilmiştir. Çalışmamıza dahil edilen 114 hastaya dört farklı firmaya ait implantlar uygulanmıştır. Bunlar;

- Nobel Biocare/Active®(ABD)
- Bego/Semados SCX®(Almanya)
- Bredent/Blue Sky®(Almanya)
- Nucleoss T6® (Türkiye) olarak belirlenmiştir.

Çalışmaya dahil edilen 378 adet implant kaydedilen parametrelere göre ayrı ayrı gruplandırılmıştır. Firmaya göre gruplandırma yapılırken yüzey özellikleri, boyun tasarımları aynı olan Bredent® ve Bego® firmalarına ait implantlar aynı grupta değerlendirilmiştir. Bunlar;

Üretici firmaya göre:

- Grup 1 (Nobel Biocare®)
- Grup 2 (Nucleoss®)
- Grup 3 (Bredent®, Bego®),

İmplant Boyuna Göre:

- Grup 1 (Uzunluğu 8-8,5 mm olanlar)
- Grup 2 (Uzunluğu 10-11,5 mm aralığında olanlar)
- Grup 3 (12 mm ve üzerinde uzunlukla olanlar)

İmplant Çapına Göre:

- Grup 1 (3-4 mm aralığında olanlar)
- Grup 2 (4-5 mm aralığında olanlar)
- Grup 3 (5 mm ve üzeri çapta olanlar)

Yüzey Hazırlanış Şekline Göre:

- Grup 1; Asitleme ve ardından kumlama ile hazırlanan (Bego®, Bredent®, Nucleoss®)
- Grup 2; Anodizasyon ile hazırlanan (Nobel Biocare®) (Firmaların belirttiği veriler baz alınmıştır)

Uygulandığı Çeneye Göre:

- Grup 1 (Maksilla)
- Grup 2 (Mandibula)

Boyun Tasarımına Göre:

- Grup 1 (Mikroyivleri koronal 1 mm'yi geçmeyenler; Nobel Biocare®, Nucleoss®)
- Grup 2 (Mikroyivleri koronal 1 mm'den uzun olanlar; (Bredent®, Bego®)(Firmaların belirttiği değerler baz alınmıştır)

Uygulanan Üst Yapıya Göre:

- Grup 1 (Tek Kron)
- Grup 2 (Kron-köprü)
- Grup 3 (Tüm Çene Sabit Protez)
- Grup 4 (Hareketli Protez/Overdenture)

3.2. Hastalara ve İmplantlara Ait Verilerin Kaydedilmesi

Hastalara ait sistemik durum, demografik veriler ve radyografileri fakültemiz veri tabanı (Turcasoft), implant onam formu ve hasta anamnez formlarından derlenmiştir.

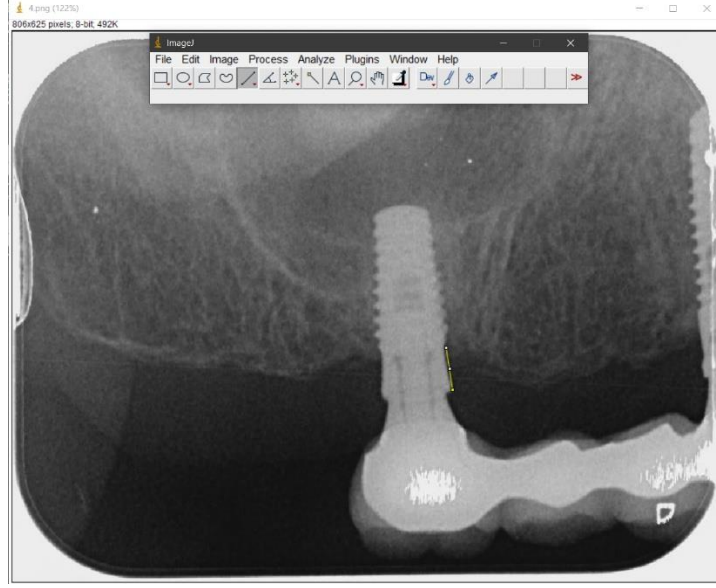
Kayıt altına alınan veriler:

- Yaş
- Cinsiyet (Kadın/Erkek)
- Sistemik Durum (Diabet, Hipertansiyon, Kardiyovasküler Hastalıklar, Osteoporoz vb.)
- İmplant uygulanan bölge
- İmplantın ait veriler (Marka/Boy/Çap/Yüzey Özellikleri/Geometrik Tasarım)
- Uygulanan protetik üst yapı çeşidi (Tek kron, /Kron-köprü/ Tüm Çene Sabit Protez/Overdenture)
- Hastalara ait panoramik ve periapikal radyografiler (T0 ve T1 zamanlarında)

3.3. Radyografiler Üzerinden Yapılan MKK Ölçümleri

Hastalardan tedavi süreleri boyunca (T0, T1) alınan dijital panoramik(Planmeca Oy;Helsinki-Finlandiya/66 kVp, 8mA, 16.6s.) ve periapikal(Acteon XMIND UNITY;Merignac-Fransa) radyograflar Turcasoft sistemi üzerinden indirilip kaydedildi ve incelenmek üzere hazır hale getirildi. Görüntü analiz programı olan "Image J" programı kullanılarak radyografiler üzerindeki marjinal kemik seviyelerinin ölçümleri yapıldı. Ölçümler yapılırken implant boyunun en koronal kısmı ile marjinal kemik kaybına bağlı oluşan defektin en apikal kısmı arasındaki mesafe baz alınmıştır. (Şekil 10) Daha önceden kaydedilmiş olan implant boyu ile yazılım üzerinde ölçülen implant boyu oranlanarak magnifikasyon oranı hesaplanmış ve bu kalibrasyon sayesinde MKK miktarının gerçek değerine ulaşılmıştır (Şekil 11).

Ölçümler yapılırken T0, T1 zaman dilimlerinde alınan radyografilerde, her implantın implantın mezial ve distal bölgesindeki ölçümler yapılarak kaydedilmiştir. Her bölge için ölçümler en az iki kez yapılmış ve değerlerin ortalaması alınmıştır. Ölçümler, doğruluğu sağlamak amacıyla cerrahi sürece dahil olmayan bağımsız bir hekim tarafından gerçekleştirilmiştir.



Şekil 10. Periapikal Röntgen Üzerinden MKK ölçümü

Magnifikasyon Oranı Hesaplaması:

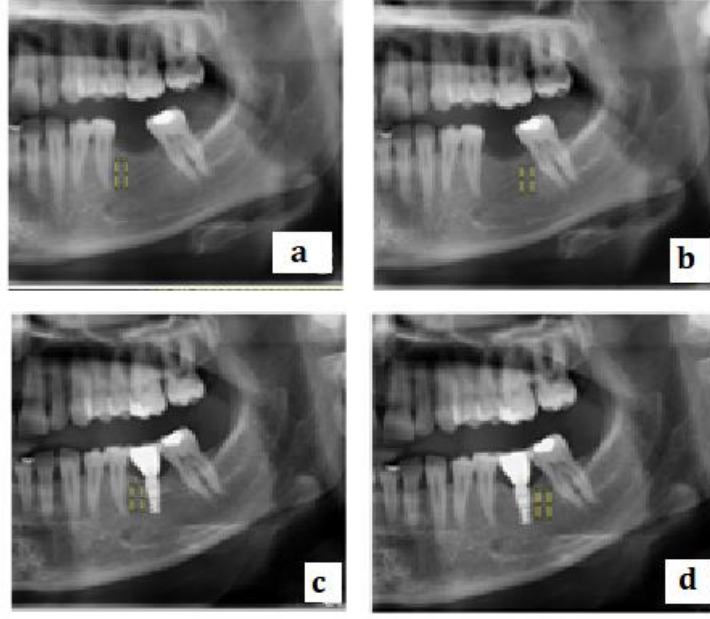
$$(\text{Gerçek Boy}) / (\text{Gerçek MKK}) = (\text{Radyolojik Boy}) / (\text{Radyolojik MKK})$$

3.4. Fraktal Analizinin Uygulanışı

Fraktal analiz (FA) 2952x1435 pixel boyutunda, 32 bit derinliğinde OPG'ler üzerinde gerçekleştirildi. Bu radyografiler üzerinde FA, T0 ve T1 zamanlarında OPG üzerinde, White ve Rudolph'un belirlediği kutu sayma metoduyla ImageJ programı kullanılarak gerçekleştirildi

204.

Bu metodla önce T0 ve T1 OPG üzerinde 30x90 pixel boyutunda ilgili alan "Region of Interest(ROI)" belirlendi. FA yapılırken, önce T1 görüntü üzerinde mevcut implantın mesial ve distal yüzeyinde implantın apikal hizasından başlanarak 30x90 pixel boyutunda ROI belirlendi. Daha sonra T0 görüntü üzerinde aynı lokasyonda aynı boyutta ROI belirlendi. (Şekil 11)

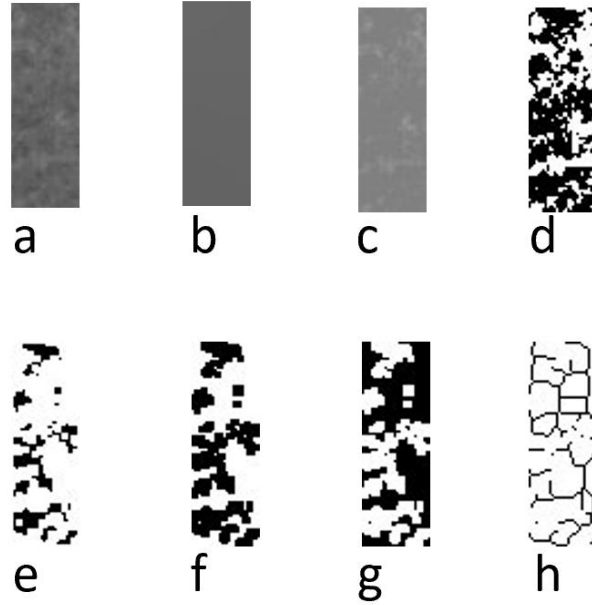


Şekil 11. a. T0 (cropped) kesilmiş OPG üzerinde implantın mesial yüzeyinde 30x90 pixel boyutunda seçilmiş ROI. **b.** T0 (cropped) kesilmiş görüntüde implantın distal yüzeyinde 30x90 pixel boyutunda seçilmiş ROI. **c.** T1 (cropped) kesilmiş görüntüde T1 görüntüyle aynı lokasyonda implantın mesial yüzeyinde 30x90 pixel boyutunda seçilmiş ROI. **d.** T1 (cropped) kesilmiş görüntüde T1 görüntüyle aynı lokasyonda implantın distal yüzeyinde 30x90 pixel boyutunda seçilmiş ROI.

T1 ve T0 görüntü üzerinde ROI'nin aynı lokasyonda belirlenmesi için implantın bulunduğu bölgede mental foramen , mandibular kanal, bazis mandibula, simfiz mandibula, mandibula margo anterioru, nazal kavite, maksiller sinüs sınırları, tuber maxilla, alveol kret tepesi, komşu bölgedeki dişler gibi anatomik noktalardan faydalanıldı. ROI tamamen alveol kemiği üzerinde seçildi. ROI'nin alveol kemiği üzerinde yeteri boyutta seçilemediği ya da ROI alanına implant, komşu diş, sinüs, nazal kavite vb. anatomik yapıların girdiği implantlar çalışma dışı bırakıldı. Bunun dışında artefakt nedeniyle T0 veya T1 OPG görüntü kalitesinin yeterli olmadığı hastalar çalışma dışı bırakıldı. Yukarıda bahsedilen sebeplere bağlı olarak toplamda 86 implanta FA yapılamamıştır.

ROI seçimi yapıldıktan sonra duplike edildi. Daha sonra 'gaussian blurr 2(35) filtresi uygulandı ve oluşan görüntü gerçek görüntüden çıkarıldı. Mevcut görüntüde her pixele 128 gri tonu eklenerek kemik trabekülleri ile trabeküler arası boşluk birbirinden ayrıldı. 128 eşik değeri seçeneği ile görüntü siyah ve beyaza çevrildikten sonra 'erode' ve 'dilate' seçenekleriyle gürültü azaltılıp, görüntü tersine çevrildi. 'Sketlonize' seçeneğiyle trabeküler açığa çıkartılıp

fraktal boyut hesaplandı. (Şekil 12) Bu işlem her implant için T0 ve T1 görüntüleri üzerinde mesial ve distal yüzeylerde gerçekleştirildi ve elde edilen sonuçlar excel dosyasına kaydedildi.



Şekil 12. a: Seçilen ve duplike edilen ROI. **b:** Gaussian blurr filtresi uygulanmış ROI **c:** Asıl görüntüden çıkartılmış ve 128 gri tonu eklenmiş ROI **d:** 128 eşik değeriyle siyah beyaza dönüştürülmüş ROI. **e:** Erode ile gürültü azaltılmış ROI. **f:** Dilate ile gürültü azal azaltılmış ROI **g:** Ters döndürülmüş ROI. **h:** Sketlonize seçeneği uygulanmış ROI

2.4. İstatiksel Analiz

Çalışmamızda örnek büyüklüğünü hesaplamada, her değişken için Power (Testin Gücü) en az %80 ve Tip-1 hata %5 alınarak belirlenmiştir. Çalışmadaki sürekli ölçümlerin normal dağılıp dağılmadığına Kolmogorov-Smirnov ($n > 50$) ve Skewness-Kurtosis testleri ile bakılmış ve ölçümler normal dağıldığından dolayı Parametrik testler uygulanmıştır. Çalışmadaki sürekli değişkenler için tanımlayıcı istatistikler; ortalama (Ort.) ve standart sapma (Std. Sapma) olarak ifade edilmiştir. Gruplara göre ölçüm değerlerinin karşılaştırılmasında “Bağımsız T-testi” ve “Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA)” yapılmıştır. Varyans analizini takiben farklı grupları belirlemede “Duncan testi” kullanılmıştır.

FA ile ilgili istatistiksel hesaplamalar yapılırken farklı olarak “T0-T1” ölçüm periyotları arası değişimlerin karşılaştırılmasında “Eşleştirilmiş (Paired) T-testi” kullanılmıştır.

MKK ölçümleri arası ilişkiyi belirlemede Pearson korelasyon katsayıları hesaplanmıştır. Hesaplamalarda istatistik anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak alınmış ve analizler için SPSS (IBM SPSS for Windows, ver.26) istatistik paket programı kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Demografik Bulgular

Çalışmaya 22-80 yaş aralığında 114 hasta dahil edilmiştir. Dahil edilen hastaların yaş ortalaması 54,6($\pm$ 13,2)'dir. Hastaların cinsiyet dağılımları ise 64'ü kadın (%56,2) ve 50'si (%43,8) erkek şeklindedir. Çalışmaya dahil edilen implant sayısı toplam 378'dir.

4.2. MKK'ya Dair Bulgular

Çalışmaya dahil edilen 378 adet implant farklı parametrelere göre toplamda 19 alt grup altında incelenmiştir. Tablo 4'te implantların gruplara göre dağılımları gösterilmiştir. Uygulanan tüm implantlarda ortalama MMKK 1.13 mm bulunurken DMKK ise ortalama 1,02 mm'dir. Uygulanan implantların ortalama boyu ise 10,63 mm'dir (Tablo 5).

Tablo 4. Değerlendirilen gruplara göre implantların dağılımı

		MMKK			DMKK	
		N	Ort.	Std. Sapma	Ort.	Std. Sapma
ÇENE	Alt	171	1,04	,77	,86	,71
	Üst	207	1,10	,77	1,05	,73
ÇAP	3-4 mm	138	1,14	,75	1,10	,75
	4-5 mm	235	1,04	,78	,90	,70
	5+ mm	5	,77	,41	,51	,67
Boy	8/8,5 mm	52	1,03	,82	,86	,73
	10/11,5 mm	223	1,00	,70	,94	,70
	12+ mm	103	1,26	,85	1,07	,77
PROTEZ TİPİ	Tek Kron	39	,77	,60	,68	,53
	Sabit Köprü	168	1,06	,72	1,02	,72
	Tüm Çene	108	1,04	,66	,90	,62
	Hareketli Protez	63	1,36	1,03	1,11	,94
Marka	Nucleoss	159	1,02	,80	,89	,74
	Nobel	131	1,04	,78	,97	,76
	Bredent/Bego	88	1,23	,67	1,10	,64
Yüzey Özellikleri	Nobel	131	1,04	,78	,97	,76
	Bredent/Bego/Nucleos	247	1,09	,76	,96	,71
Boyun Tasarımı	Nobel/Nucleos	290	1,03	,79	,93	,75
	Bego/Bredent	88	1,23	,67	1,10	,64

Tablo 5. Genel tanımlayıcı istatistikler

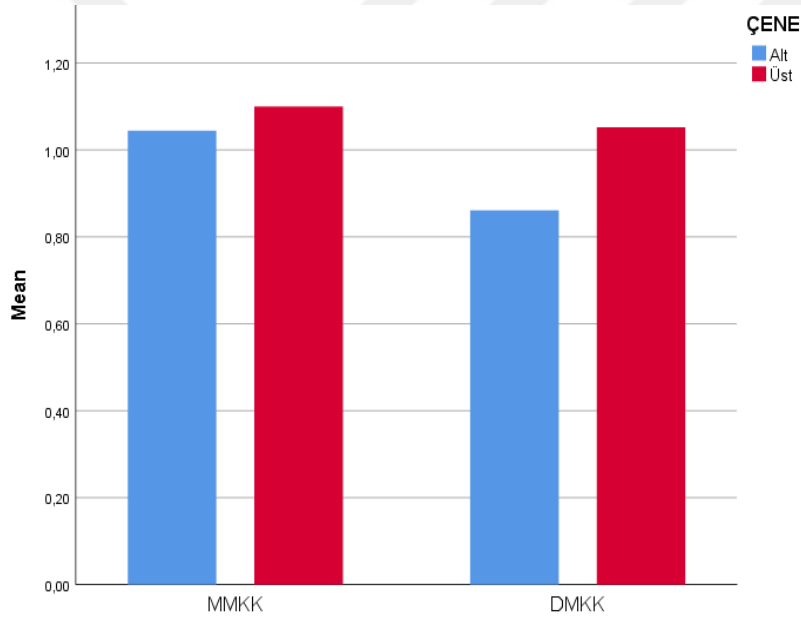
	Ort.	Std. Sapma
Radyografik Boy	11,19	2,36
Mesial MKK	1,13	,87
Distal MKK	1,02	,81
Gerçek Boy	10,63	1,51

MKK ile uygulanan çene (maksilla/mandibula) arasındaki ilişkiye bakıldığında; “Mesial Marjinal Kemik Kaybı (MMKK)” değerinde alt ve üst çene arasında istatistik olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Buna karşın; “Distal Marjinal Kemik Kaybı (DMKK)” değeri maksillada mandibulaya göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p=0,011$) (Tablo 6).

Tablo 6. Uygulanan çeneye göre MKK miktarları (mm)

	Çene				*p.
	Alt (n:171)		Üst (n:207)		
	Ort.	Std. Sapma	Ort.	Std. Sapma	
MMKK	1,04	,77	1,10	,77	,483
DMKK	,86	,71	1,05	,73	,011

*Bağımsız (Independent) T-testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri



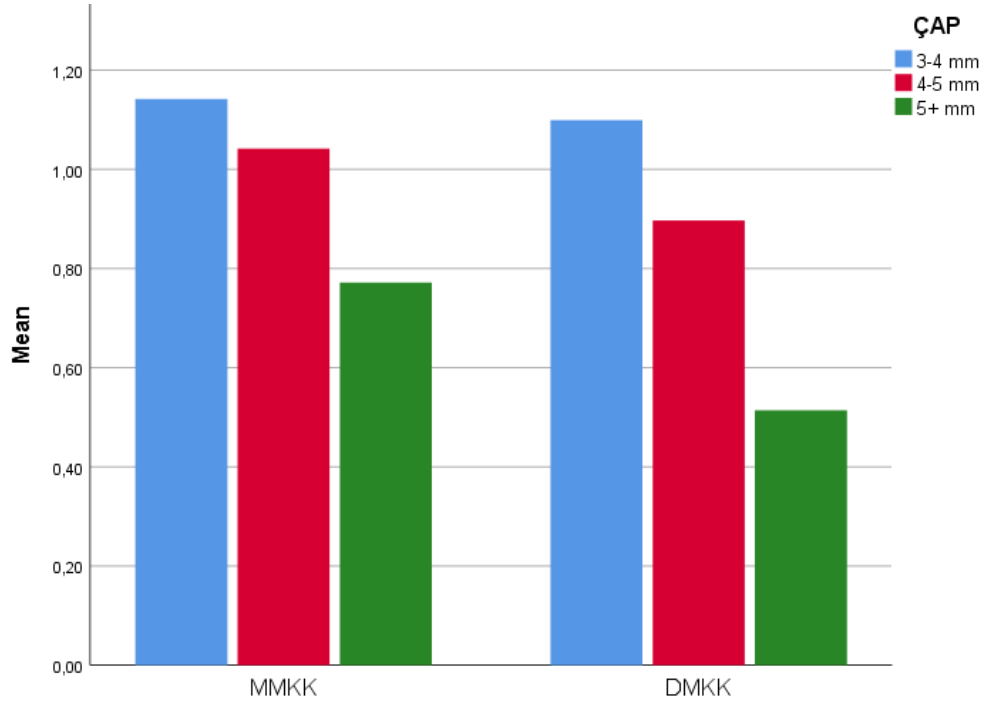
Şekil 13. Uygulanan çeneye göre MKK miktarları (mm)

İmplant çaplarına göre MKK incelendiğinde MMKK değerinde gruplar arası istatistik olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. DMKK değeri ise 5 mm ve üzeri çapa sahip olan implantlarda diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. ($p=0,013$). Farklılık oluşturan gruplar küçük harflerle belirtilmiştir (Tablo 7).

Tablo 7. MKK-İmplant Çapı İlişkisi

	ÇAP						*p.
	3-4mm (n:138)		4-5 mm (n:235)		5+ mm (n:5)		
	Ort.	Std. Sapma	Ort.	Std. Sapma	Ort.	Std. Sapma	
MMKK	1,14	,75	1,04	,78	,77	,41	,322
DMKK	1,10 ^a	,75	,90 ^a	,70	,51 ^b	,67	,013

*Tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri; a, b, c: Gruplar arası farklılığı gösterir (Duncan post-hoc testi)



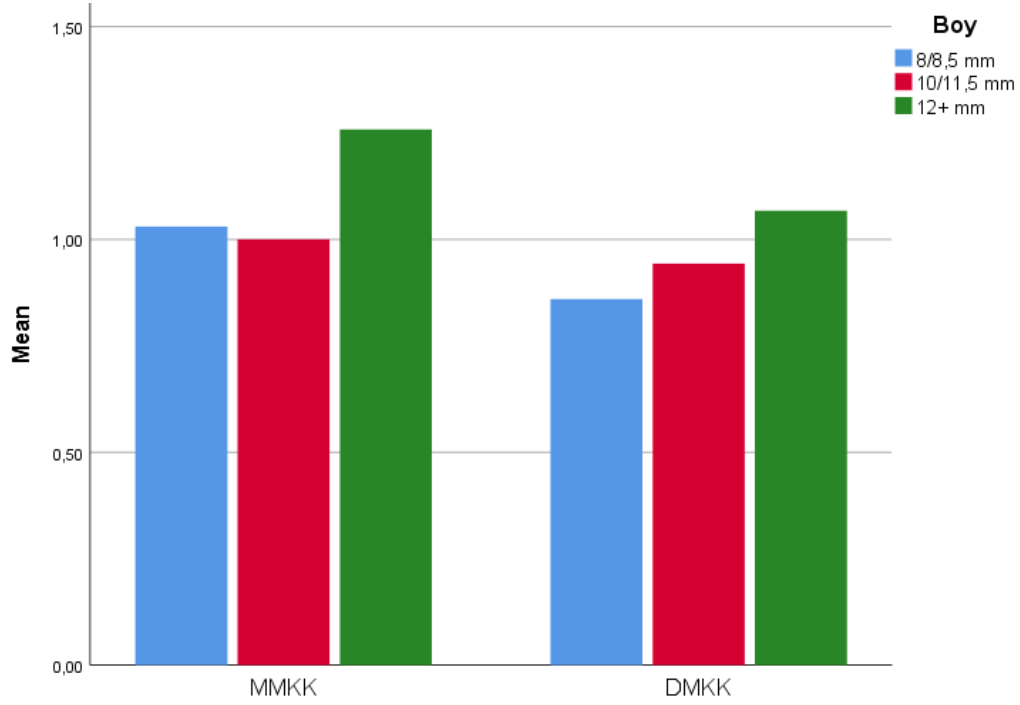
Şekil 14. MKK-İmplant Çapı İlişkisi

MMKK ile implant boyu arasındaki ilişki incelendiğinde ise boyu 12 mm ve üzeri olan implantlarda MMKK istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,016$) Ancak implant boyu ile DMKK arasındaki ilişki incelendiğinde ise DMKK miktarı ile implant boyu arasında anlamlı bir farklılık izlenmemiştir (Tablo 8).

Tablo 8. MKK-İmplant Boyu İlişkisi

	Boy					
	8/8,5 mm (n:52)		10/11,5 mm (n:223)		12+ mm (n:103)	
	Ort.	Std. Sapma	Ort.	Std. Sapma	Ort.	Std. Sapma
MMKK	1,03 ^b	,82	1,00 ^b	,70	1,26 ^a	,85
DMKK	,86	,73	,94	,70	1,07	,77
						,190

*Tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri; a, b, c: Gruplar arası farklılığı gösterir (Duncan post-hoc testi)



Şekil 15. MKK-İmplant Boyu İlişkisi

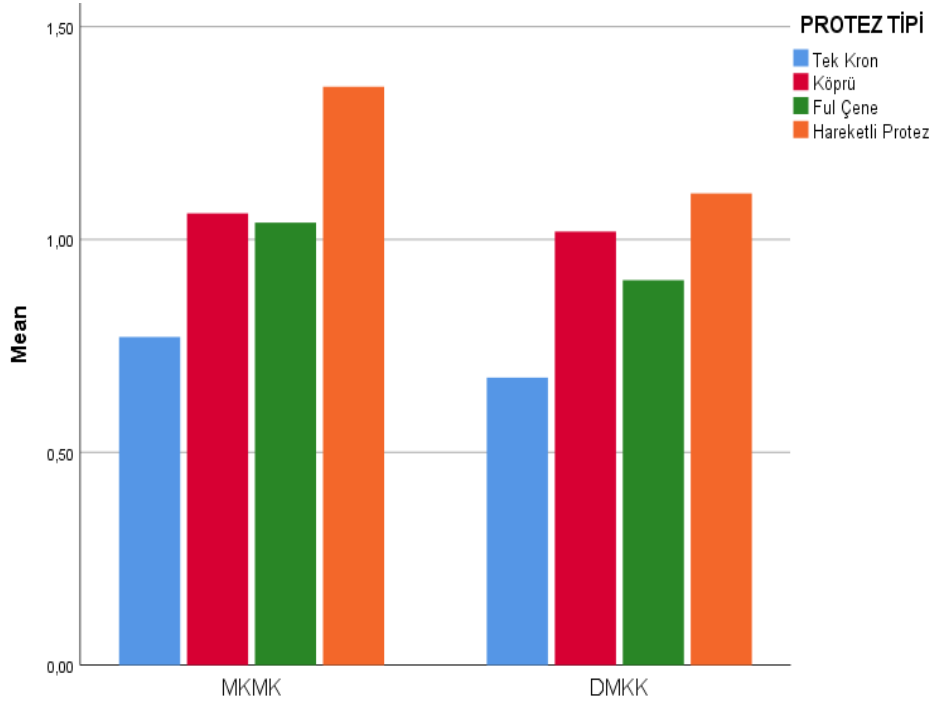
İmplant üstü hareketli protez kullanan hastalarda MMKK istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla bulunurken implant üstü Sabit Köprü ve Sabit Tam Çene protez kullanan hastalar benzer sonuçlar göstermiştir. İmplant üstü tek kron bulunan hastalarda ise MMKK anlamlı derecede azdır ($p=0,002$).

Benzer şekilde DMKK ile uygulanan protez tipi arasındaki ilişki incelendiğinde tek kron kullanan hastaların da DMKK diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede azdır ($p=0,016$) (Tablo 9).

Tablo 9. MKK-Uygulanan Protez Tipi İlişkisi

	PROTEZ TİPİ								*p.
	Tek Kron		Köprü		Tam Çene		Hareketli Prot		
	(n:39)		(n:168)		(n:108)		(n:63)		
	Ort.	Std.	Ort.	Std.	Ort.	Std.	Ort.	Std.	
	Sapma		Sapma		Sapma		Sapma		
MMKK	,77 ^c	,60	1,06 ^b	,72	1,04 ^b	,66	1,36 ^a	1,03	,002
DMKK	,68 ^b	,53	1,02 ^a	,72	,90 ^a	,62	1,11 ^a	,94	,016

*Tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri; a, b, c: Gruplar arası farklılığı gösterir (Duncan post-hoc testi)



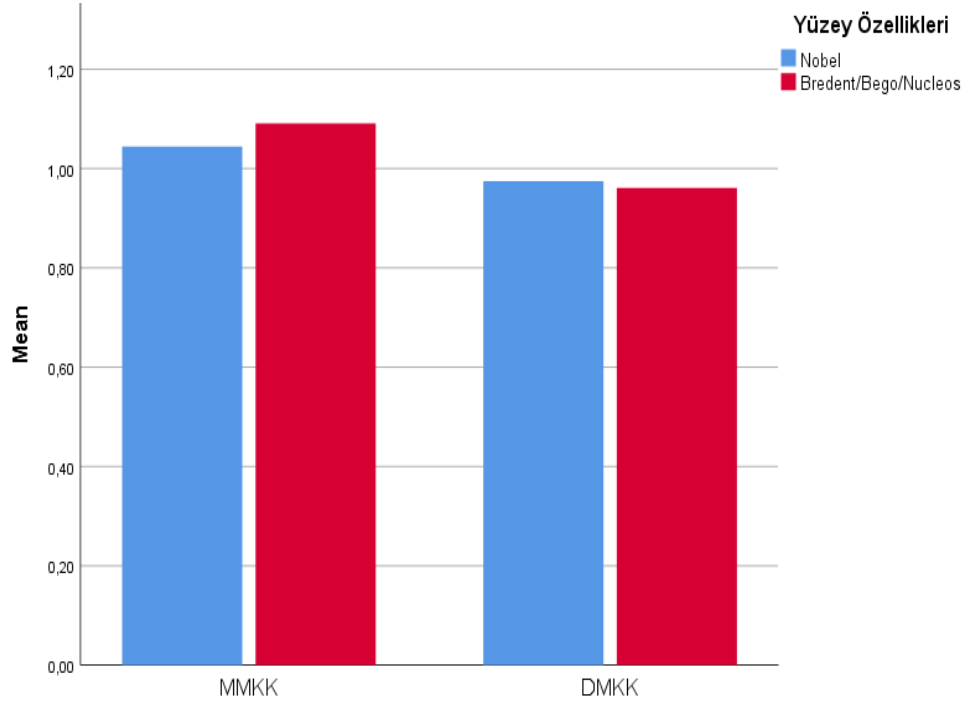
Şekil 16. MKK-Uygulanan Protez Tipi İlişkisi

Yüzey hazırlanış şekli ile MKK kaybı arasındaki ilişki incelendiğinde MMKK ve DMKK değerlerinin gruplar arasında anlamlı farklılıklar göstermediği görülmektedir. (Tablo 10) Benzer şekilde implant markaları ile MMKK ve DMKK arasındaki ilişki incelendiğinde gruplar arası anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 10).

Tablo 10. MKK-Yüzey Hazırlanış Şekli İlişkisi

	Yüzey Özellikleri				*p.
	Nobel (n:131)		Bredent/Bego/Nucleos (n:247)		
	Ort.	Std. Sapma	Ort.	Std. Sapma	
MMKK	1,04	,78	1,09	,76	,573
DMKK	,97	,76	,96	,71	,862

*Bağımsız (Independent) T-testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri

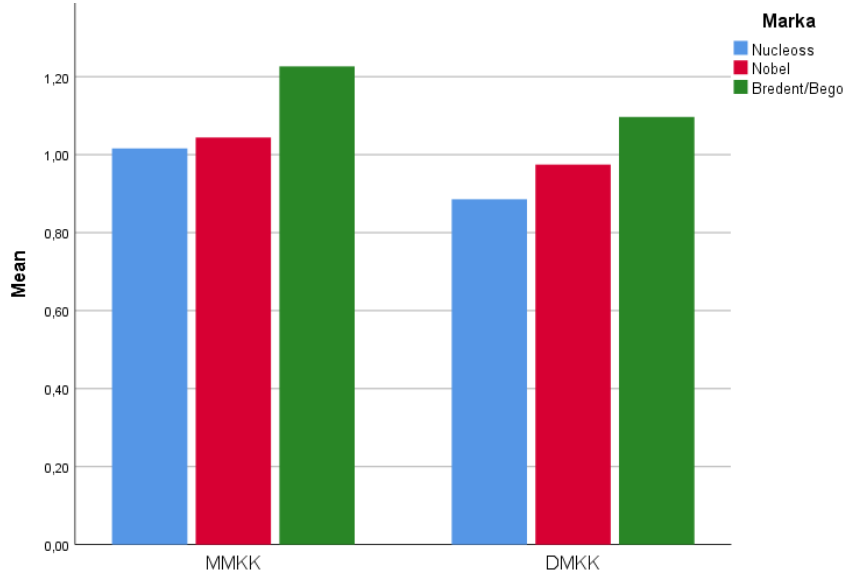


Şekil 17. MKK-Yüzey Hazırlanış Şekli İlişkisi

Tablo 11. MKK-Marka İlişkisi

	Marka						*p.
	Nucleos (n:159)		Nobel (n:131)		Bredent/Bego (n:88)		
	Ort.	Std.	Ort.	Std.	Ort.	Std.	
	Sapma		Sapma		Sapma		
MMKK	1,02	,80	1,04	,78	1,23	,67	,101
DMKK	,89	,74	,97	,76	1,10	,64	,091

*Tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri; a, b, c: Gruplar arası farklılığı gösterir (Duncan post-hoc testi)



Şekil 18. MKK-Marka İlişkisi

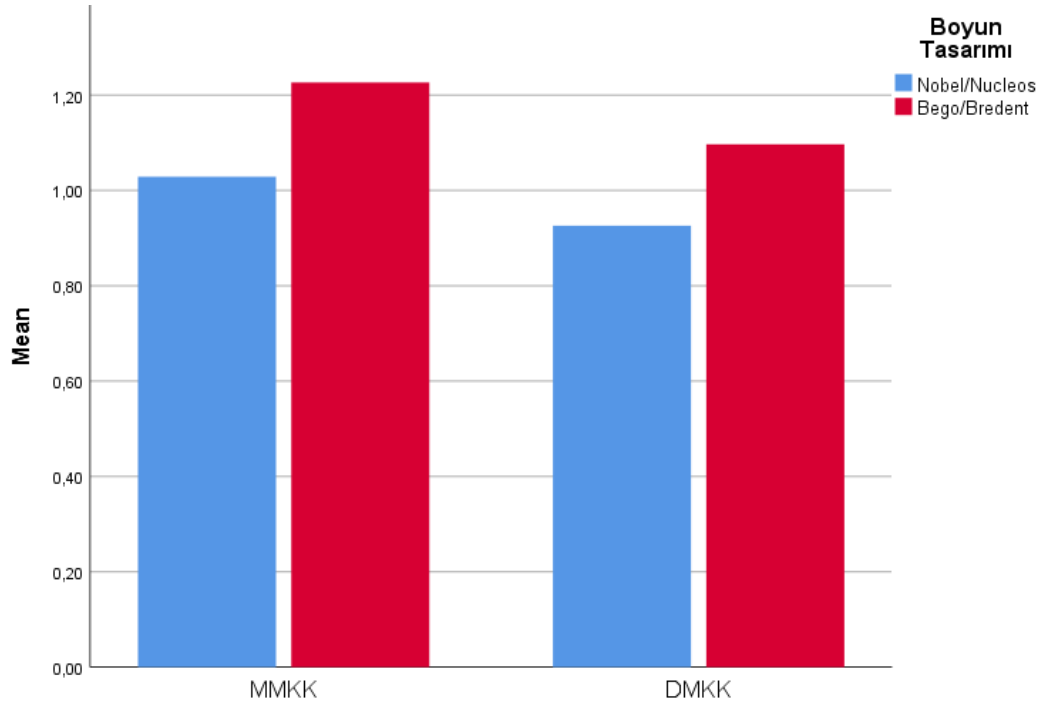
Mikroyivleri koronal 1 mm'yi geçmeyen implantlarda (Nobel/Nucleos) MMKK, mikroyivleri koronal 1 mm'den fazla olanlara(Bego/Bredent) göre istatistiksel açıdan anlamlı derecede azdır($p=0,034$).

Benzer şekilde mikroyivleri koronal 1 mm'yi geçmeyen implantlarda (Nobel/Nucleos) DMKK mikroyivleri koronal 1 mm'den fazla olanlara(Bego/Bredent) göre istatistiksel açıdan anlamlı derecede azdır($p=0,049$) (Tablo 12).

Tablo 12. MKK-Boyun Tasarımı İlişkisi

	Boyun Tasarımı				*p.
	Mikroyivleri 1mm'ye kadar olanlar (n:290)		Mikroyivleri 1 mm'yi geçenler (n:88)		
	Ort.	Std. Sapma	Ort.	Std. Sapma	
MMKK	1,03	,79	1,23	,67	,034
DMKK	,93	,75	1,10	,64	,049

*Bağımsız (Independent) T-testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri



Şekil 19. MKK-Boyun Tasarımı İlişkisi

Genel olarak MMKK ile DMKK arasındaki korelasyona bakıldığında ise iki değer arasında istatistik olarak anlamlı bir pozitif (%72,2) ilişki bulunmuştur ($p=0,01$). Bu kapsamda MMKK arttıkça DMKK da artmaktadır (Tablo 13).

Tablo 13. MMKKve DMKK Ölçümleri Arası Korelasyon Analizi

MMKK		
DMKK	r	,722
	p.	,001

r: Pearson korelasyon katsayısı

4.3. Fraktal Analizine Dair Bulgular

Çalışmaya dahil edilen 378 adet implant farklı parametrelere göre toplamda 19 alt grup altında incelenmiştir. Tablo 14 alt gruplara ait tamamlayıcı istatistikleri göstermektedir. İmplantların mesial ve distallerinden elde edilen fraktal değerlerinin (FD) T0 ve T1 zamanlarında gösterdiği değişim miktarlarının gruplar arası anlamlılığı değerlendirilmiştir. OPG üzerinden yapılan FD ölçümlerinde gruplandırma yapılmaksızın T0 ve T1 zamanları arasındaki değişim incelendiğinde hem mesial($p=0,025$) hem de distal($p=0,001$) bölgedeki FD istatistiksel olarak anlamlı derecede artmıştır (Tablo 15).

Tablo 14. FD genel tanımlayıcı istatistikleri

		T1-T0 DİSTAL		T1-T0 MESİAL	
		Ort.	Std. Sapma	Ort.	Std. Sapma
ÇENE	Alt	45,59	111,01	29,51	111,56
	Üst	13,29	100,01	-2,26	97,05
ÇAP	3-4 mm	24,25	111,53	11,04	104,77
	4-5 mm	29,90	103,03	11,75	104,22
	5+ mm	34,40	124,25	61,40	153,43
BOY	8/8,5 mm	19,60	98,73	3,50	77,58
	10/11,5 mm	26,78	109,71	17,78	111,50
	12+ mm	34,52	102,69	4,38	102,40
PROTEZ TİPİ	Tek Kron	25,10	113,39	8,23	93,77
	Köprü	26,20	103,59	14,22	103,73
	Ful Çene	22,39	110,08	10,81	97,31
	Hareketli Protez	43,60	102,86	11,40	127,36
Marka	Nucleoss	32,52	105,96	10,87	100,52
	Nobel	38,06	102,87	22,12	110,08
	Bredent/Bego	4,43	109,22	-,25	104,75
Yüzey Özellikleri	Nobel	38,06	102,87	22,12	110,08
	Bredent/Bego/Nucleos	22,51	107,76	6,91	101,97
Boyun	Nobel/Nucleos	35,02	104,43	15,93	104,89
Tasarımı	Begoo/Bredent	4,43	109,22	-,25	104,75

Tablo 15. T0 -T1 zamanlarında FD

	T1-T0 Farkı		*p.
	Ort.	Std. Sapma	
T1 Distal – T0 Distal	27,8995	106,2126	,001
T1 Mesial – T0 Mesial	12,1512	104,9439	,025

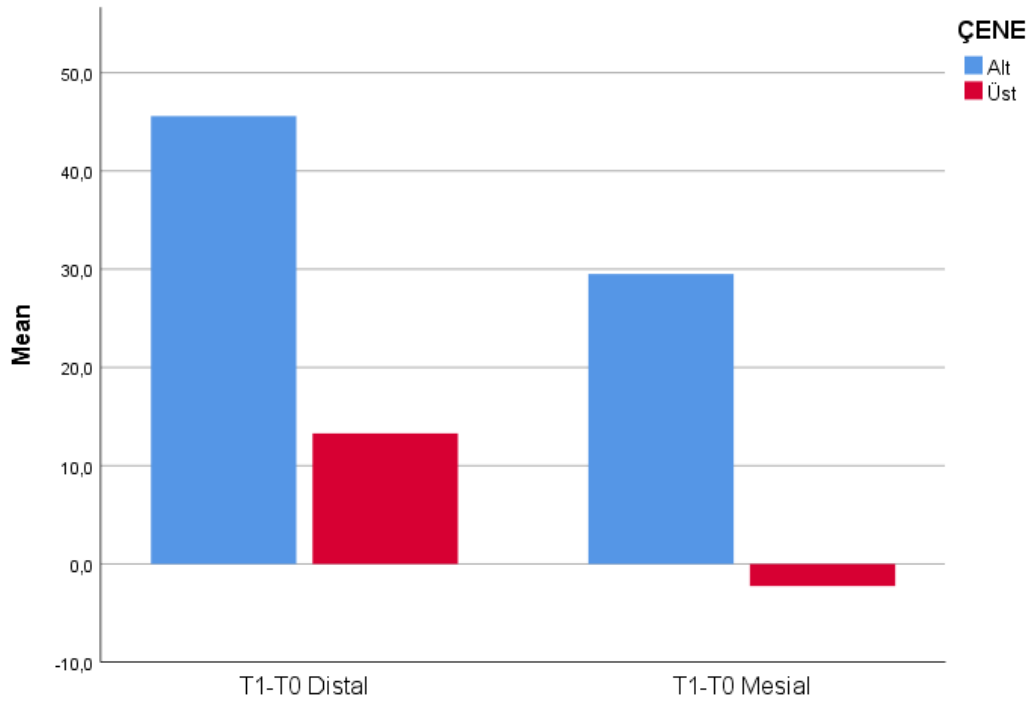
*Eşleştirilmiş (paired) T-testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri

OPG üzerinden implantların mesialinden yapılan ölçümlerde FD'nin (T0-T1 zamanları arasında) rakamsal olarak istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttığı görülmüştür ($p=0,002$). Benzer şekilde distalden yapılan ölçümlerde FD artışı (T0-T1 zamanları arasında) istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,003$). T1 ve T0 zamanlarındaki FD ile uygulama yapılan çeneye göre değişimi(maksilla/mandibula) incelendiğinde mandibuladaki artış maksillaya kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 16).

Tablo 16. Uygulanan Çeneye Göre FD

	Çene				*p.
	Alt		Üst		
	Ort.	Std.	Ort.	Std.	
	Sapma		Sapma		
T1-T0 MESİAL	29,51	111,56	-2,26	97,05	,002
T1-T0 DİSTAL	45,59	111,01	13,29	100,01	,003

*Bağımsız (Independent) T-testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri

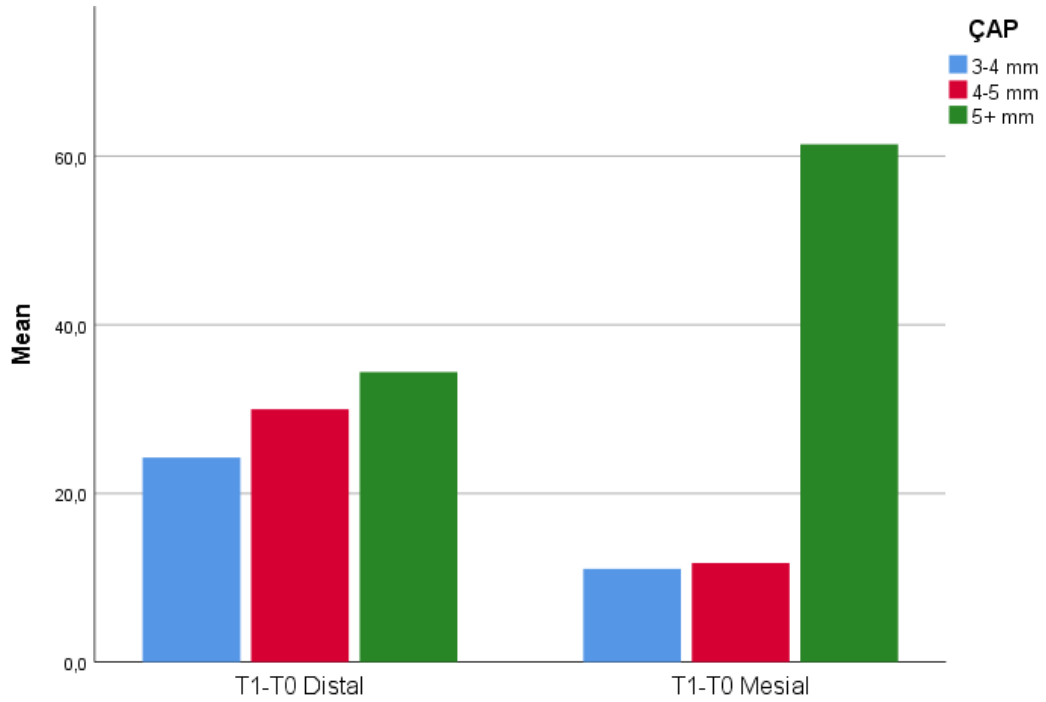
**Şekil 20.** Uygulanan Çeneye Göre FD

İmplant çapı ile mesialdeki FD arasındaki ilişki incelenmiş ve gruplar arasında anlamlı bir fark izlenmemiştir ($p>0,05$). Aynı şekilde distalden ölçülen FD de izlenen değişim de istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$) (Tablo 17).

Tablo 17. İmplant Çapı ile FD Arasındaki İlişki

	ÇAP						<i>*p.</i>
	3-4 mm		4-5 mm		5+ mm		
	Ort.	Std.	Ort.	Std.	Ort.	Std.	
		Sapma		Sapma		Sapma	
T1-T0 MESİAL	11,04	104,77	11,75	104,22	61,40	153,43	572
T1-T0 DİSTAL	24,25	111,53	29,90	103,03	34,40	124,25	,877

*Tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri; a, b, c: Gruplar arası farklılığı gösterir (Duncan post-hoc testi)



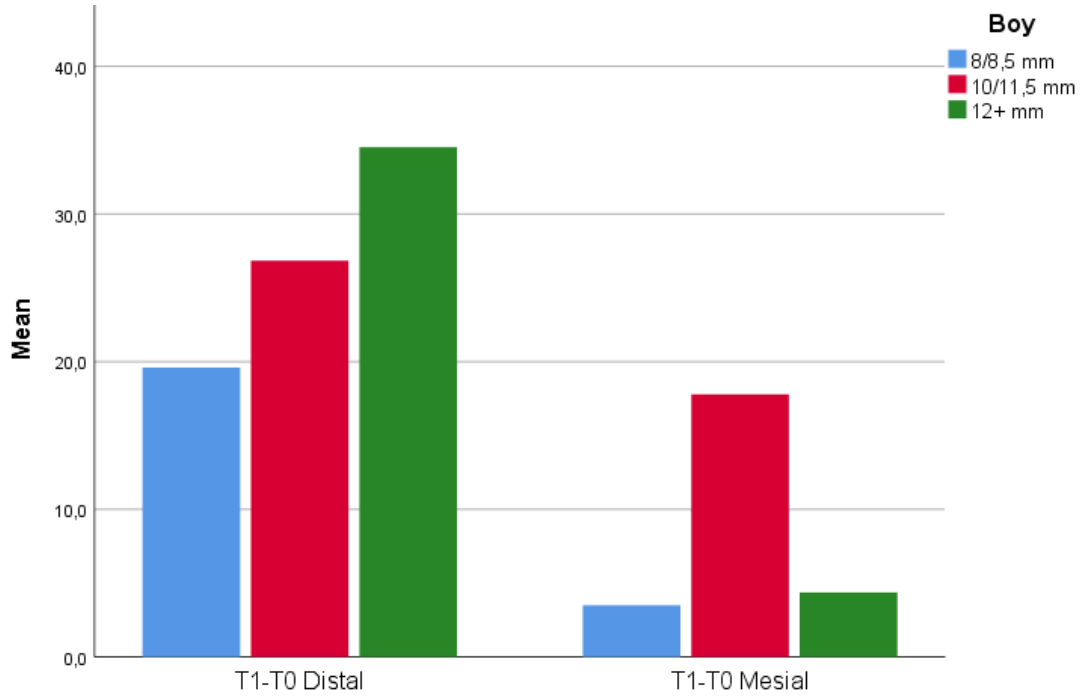
Şekil 21. İmplant Çapı ile FD Arasındaki İlişki

İmplant boyu ile mesialdeki FD arasındaki ilişki incelenmiş ve gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Benzer şekilde distalden ölçülen FD de izlenen değişim de istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir ($p>0,05$) (Tablo 18).

Tablo 18. İmplant Boyu ile FD Arasındaki İlişki

	Boy						*p.
	8/8,5 mm		10/11,5 mm		12+ mm		
	Ort.	Std.	Ort.	Std.	Ort.	Std.	
	Sapma		Sapma		Sapma		
T1-T0 MESİAL	3,50	77,58	17,78	111,50	4,38	102,40	,460
T1-T0 DİSTAL	19,60	98,73	26,78	109,71	34,52	102,69	,691

*Tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri; a, b, c: Gruplar arası farklılığı gösterir (Duncan post-hoc testi)



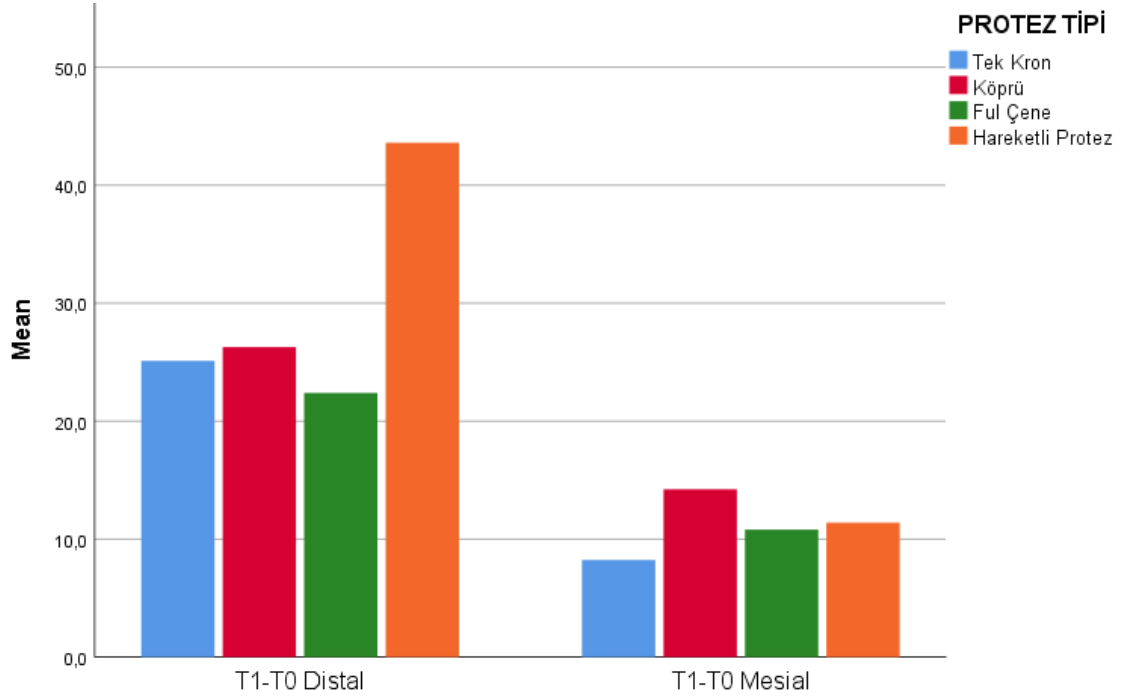
Şekil 22. İmplant Boyu ile FD Arasındaki İlişki

İmplant üzerine uygulanan protetik restorasyona göre yapılan gruptandırma FD mesialden ve distalden yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 19).

Tablo 19. Uygulanan Protez Tipi ile FD İlişkisi

	PROTEZ TİPİ								*p.
	Tek Kron		Köprü		Ful Çene		Hareketli Protez		
	Ort.	Std.	Ort.	Std.	Ort.	Std.	Ort.	Std.	
	Sapma		Sapma		Sapma		Sapma		
T1-T0 MESİAL	8,23	93,77	14,22	103,73	10,81	97,31	11,40	127,36	,987
T1-T0 DİSTAL	25,10	113,39	26,20	103,59	22,39	110,08	43,60	102,86	,630

*Tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri; a, b, c: Gruplar arası farklılığı gösterir (Duncan post-hoc testi)



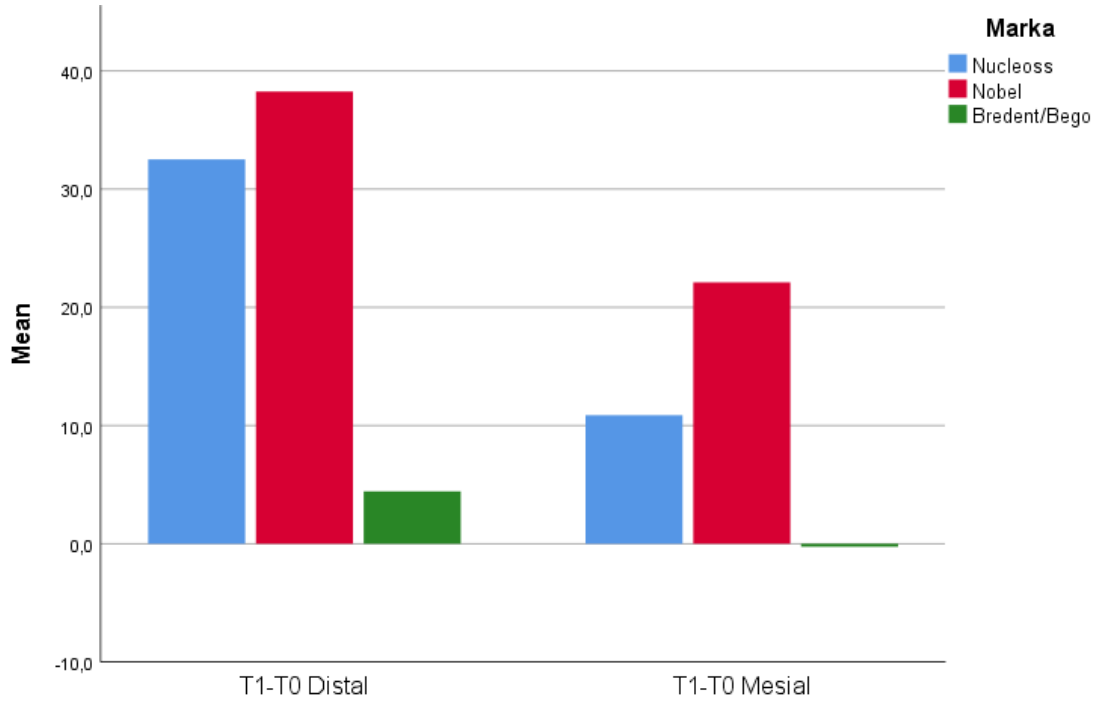
Şekil 23. Uygulanan Protez Tipi ile FD İlişkisi

İmplant markası ile mesialdeki FD arasındaki ilişki incelenmiş ve gruplar arasındaki anlamlı bir fark izlenmemiştir ($p > 0,05$). Aynı şekilde distalden ölçülen FD de izlenen değişim de istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$) (Tablo 20).

Tablo 20. Marka ile FD İlişkisi

	Marka						*p.
	Nucleos		Nobel		Bredent/Bego		
	Ort.	Std.	Ort.	Std.	Ort.	Std.	
	Sapma		Sapma		Sapma		
T1-T0 MESİAL	10,87	100,52	22,12	110,08	-,25	104,75	,298
T1-T0 DİSTAL	32,52	105,96	38,06	102,87	4,43	109,22	,055

*Tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri; a, b, c: Gruplar arası farklılığı gösterir (Duncan post-hoc testi)



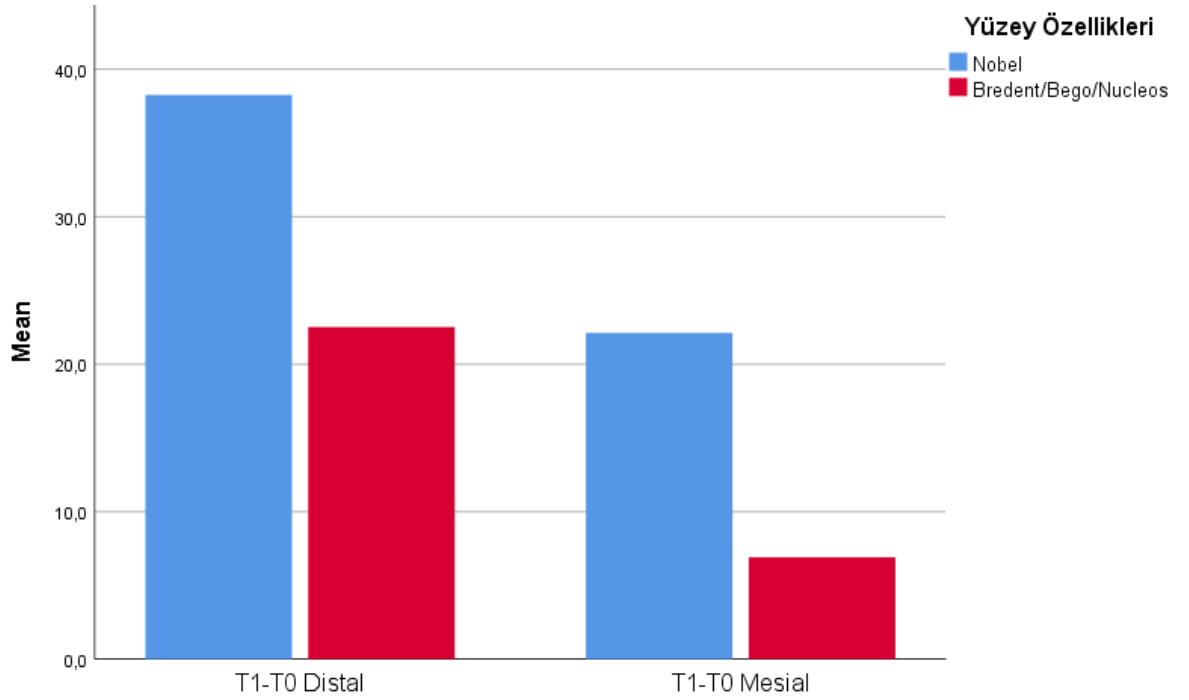
Şekil 24. Marka ile FD İlişkisi

İmplant yüzey hazırlık biçimine göre yapılan gruptaırdırmda FD mesialden ve distalden yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı bir değışim göstermemiştir($p>0,05$) (Tablo 21).

Tablo 21. Yüzey Hazırlık Şekli ile FD İlişkisi

	Yüzey Özellikleri				*p.
	Nobel Ort.	Nobel Std. Sapma	Bredent/Bego/Nucleos Ort.	Bredent/Bego/Nucleos Std. Sapma	
T1-T0 MESİAL	22,12	110,08	6,91	101,97	,181
T1-T0 DİSTAL	38,06	102,87	22,51	107,76	,176

*Bağımsız (Independent) T-testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri



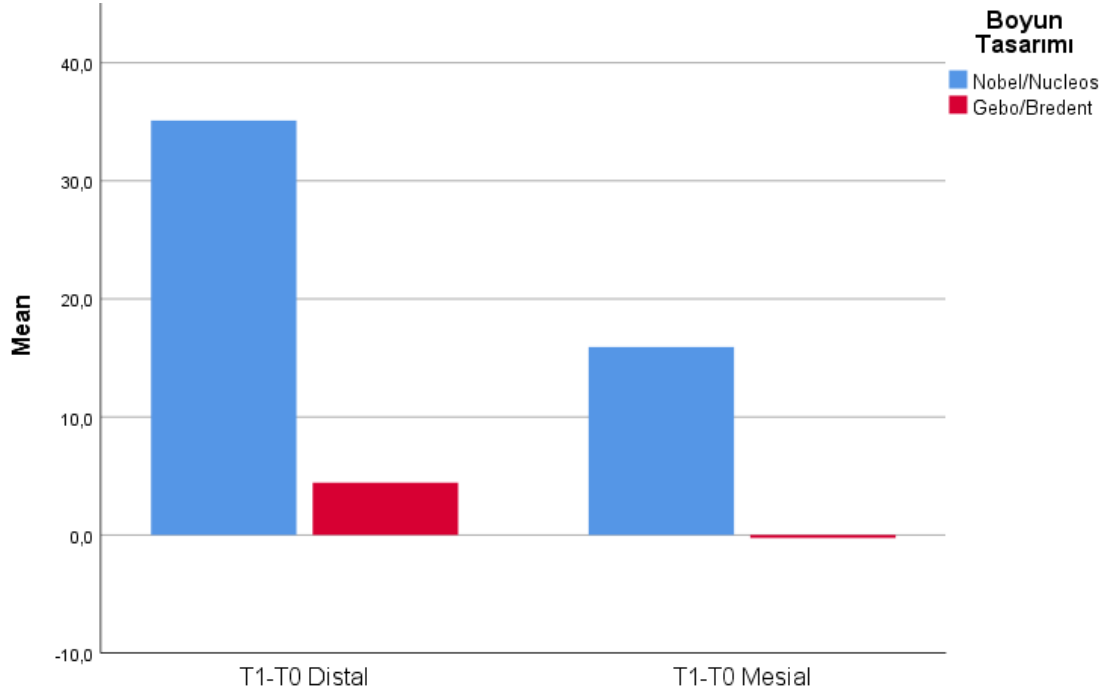
Şekil 25. Yüzey Hazırlık Şekli ile FD İlişkisi

Boyun tasarımı ile distaldeki FD arasındaki ilişkiye bakıldığında mikroyivleri koronal 1 mm'yi geçmeyen implantlarda (Nobel/Nucleos) FD, mikroyivleri koronal 1 mm'den fazla olanlara(Bego/Bredent) göre anlamlı derecede artmıştır($p=0,018$) Aksi şekilde mesialdeki FD gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir ($p>0,05$). (Tablo 22).

Tablo 22. Boyun Tasarımı ile FD İlişkisi

	Boyun Tasarımı				*p.
	Nobel/Nucleos		Bego/Bredent		
	Ort.	Std. Sapma	Ort.	Std. Sapma	
T1-T0 MESİAL	15,93	104,89	-,25	104,75	,206
T1-T0 DİSTAL	35,02	104,43	4,43	109,22	,018

*Bağımsız (Independent) T-testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri



Şekil 26. Boyun Tasarımı ile FD İlişkisi

Mesial ve distal yüzeylerdeki FD değişimleri arasındaki korelasyon değerlendirildiğinde değerler arasında pozitif (%41,3) bir korelasyon izlenmiştir ($p=0,001$). Bir diğer deyişle mesialdeki FD arttıkça distaldeki FD de artış göstermiştir (Tablo 23).

Tablo 23. Mesial ve Distal FD Korelasyonu

		T1-T0 Distal
T1-T0 Mesial	r	,413
	p.	,001

r: Pearson Korelasyon Katsayısı

5.TARTIŞMA

Total ya da parsiyel dişsizliği dental implant ile rehabilite etmek 20 yıldan uzun süredir sıklıkla kullanılan ve sonuçları öngörülebilir bir tedavi yöntemidir ²⁰⁷. İlerleyen uygulamalar ve artan çalışmalarla birlikte dental implantların uzun dönem sağ kalımı amaçlanmaktadır ¹⁸¹. Dental implantların sağ kalımı implantın uygulanma şekli, protetik üst yapı, oral hijyen, sistemik hastalıklar, implant yüzey hazırlanma şekli, implant tasarımı gibi bir çok faktöre bağlıdır ^{208,209}. Dental implantların fonksiyon altındayken uzun dönem başarısında yumuşak doku ve kemik ile olan ilişkisi doğrudan etkilidir ²¹⁰. Klinik kontrol seanslarında peri implantler yumuşak doku muayenesinde sondalamada kanama ve ataşman kaybı peri implantitisin erken bulguları arasındadır ²¹¹. Radyolojik olarak ise kontrol amacıyla OPG veya periapikal radyografiler üzerinden tespit edilebilir MKK implant sağ kalımında bir erken dönem belirteçtir ¹⁹¹.

Kontrol altında tutulmayan MKK'nın uzun dönemde implant başarısızlığına sebep olabileceği ilk kez Adell ve ark. tarafından belirtilmiştir ¹⁸⁶. MKK'nın gelişim mekanizması tam olarak belirtilmemiş olsa da oral hijyen, oklüzal travma, implant-abutment arasında mikro boşluk varlığı, implant boyun bölgesi tasarımı, implant çapı, uygulama yapılan çene, uygulanan protez türü ve implantın yüzey özellikleri gibi bir çok faktöre bağlı olduğu bilinmektedir ¹⁸⁹.

Albrektsson ve ark. (1986) çalışmalarında, implant yükleme sonrası MKK'nın ilk yılda en fazla 1,5 mm olması gerektiğini ve takip eden yıllarda yılda 0,2 mm' den fazla olmaması gerektiğini belirtmişlerdir ¹³. 2007 de düzenlenen Oral İmplantoloji Uluslararası Kongresi, Pisa, İtalya, Ortak Görüş Konferansı'nda, James-Misch Sağlık Skalası modifiye edilerek, implant başarısını, sağkalımını ve başarısızlık şartlarını içeren 4 klinik kategori belirlenmiştir. Hazırlanan "Dental İmplantlar için Sağlık Ölçeği"nde başarılı implantlar radyolojik kemik kaybı 2 mm'den az olan implantlar olarak tanımlanmıştır. Radyolojik kemik kaybı 2 mm'den az olan implantların başarılı sağ kalım gösterdiği kabul edilmiştir ¹⁶.

MKK kavramının başarısız implantlar için bir erken belirteç olabileceğinin kabulünden sonra MKK miktarını etkileyen faktörler birçok çalışmaya konu olmuştur ^{189,212-216}. Ancak literatürdeki çalışmalar genellikle bir ya da birkaç parametreye göre MKK miktarındaki değişimleri incelemektedir. Bu çalışmada MKK'nın multifaktöriyel bir etiyolojiye sahip olduğunu da göz önüne alınarak boy, çap, yüzey hazırlanış şekli, uygulanan çene ve boyun tasarımı gibi birçok faktöre göre MKK miktarını ve FA'daki değişimleri değerlendirmek amaçlanmıştır.

MKK oluşumu üzerinde birçok lokal ve sistemik faktör etkili olmaktadır ²¹⁷. Nitzan ve ark. 161 hastaya ait 646 adet implant üzerinden yürüttükleri çalışmada MKK'yı sigara kullanan hastalarda kullanmayan hastalara göre anlamlı derecede yüksek bulmuştur ²¹⁸. Benzer şekilde Penarrocha ve ark. 108 adet implant üzerinden yürüttükleri çalışmada MKK miktarının sigara içen hastalarda anlamlı şekilde yüksek olduğunu rapor etmişlerdir ²¹⁹. Moreno ve ark. 185 hastaya ait 514 adet implant üzerinden yürüttükleri çalışmada düzenli alkol kullanan hastalarda MKK'yı anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır ²²⁰. Yapılan çalışmaların da gösterdiği gibi düzenli sigara ve alkol kullanımı MKK oluşumunda etkindir. Bu nedenle çalışmamızın dizaynı oluşturulurken düzenli alkol ve sigara kullanan hastalar çalışma sonuçlarını etkileyebileceğinden çalışma dışı bırakılmıştır.

Chrcanovic ve ark. 760 adet implant üzerinden yürüttükleri çalışmada bruksizm mevcut olan hastalarda MKK miktarını ve implant başarısızlığını bruksizm mevcut olmayan hastalara göre anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır ²²¹. Benzer şekilde Bredberg ve ark. 204 hasta üzerinde yürüttükleri çalışmada bruksizm mevcut olan hastaların MKK değerini daha yüksek bulmuşlardır²²². Fu ve ark. ise okluzal aşırı yüklemelere neden olan parafonksiyonel alışkanlıkların MKK oluşumunda etken olduğunu bildirmişlerdir ²²³. Literatür bruksizm vb. parafonksiyonel alışkanlıkların kemiğe iletilen stres değişimine bağlı olarak MKK'ya neden olabileceğini gösterdiğinden parafonksiyonel alışkanlıkları bulunan hastalar çalışmamıza dahil edilmemiştir.

Dental implant uygulamasına izin vermeyecek kadar düşük alveolar kemik hacmine sahip hastalarda farklı kemik arttırma teknikleri uygulanmaktadır ²²⁴. Ancak kemik arttırma işlemleri sonrası post operatif enfeksiyon, greft materyalinin rezorpsiyonu yada düşük kalitede kemik oluşumu gibi dezavantajlara sahiptir ¹²⁸. Moreno ve ark. sinüs lift uyguladıkları ve uygulamadıkları 105 adet implant uygulanmasını içeren çalışma sonucunda sinüs lift uygulanan hastalarda-greft hacmiyle doğru orantılı olarak MKK'yı anlamlı derece yüksek bulmuşlardır ²²⁵. Pang ve ark. ise otojen greftleme (mandibular ramus) uygulamasını takiben yerleştirilen dental implantlarda MKK miktarının greftleme yapılmaksızın yerleştirilen implantlara göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir ²²⁶. Yapılan çalışmalar dental implant uygulamalarına yönelik greftleme prosedürlerinin MKK oluşumunu arttırıcı bir etkisi olabileceğini rapor etmektedir. Bu nedenle greftleme prosüdürlere maruz kalmış hastalar çalışmamıza dahil edilmemiştir.

Literatürde dental implantları boylarına yönelik sınıflandırmalar yapılırken bazı yazarlar uzunluğu 10 mm'den az olan implantları kısa olarak tanımlarken bazı yazarlar ise boyu 8 mm'den az olan implantları kısa olarak tanımlamıştır ²²⁷⁻²³⁰. Lum ve ark. çalışmalarında kısa

implantların oklüzal kuvvetler altındaki dayanımının uzun implantlara göre farklı olduğunu bu yüzden implant sayısı ve protetik planlamanın kısa implantlar için değişebileceğini bildirmişlerdir ²³¹. Pellizzer ve ark. kısa implantların biyomekanik davranışlarını incelemek üzere yaptıkları sonlu elemanlar analizinde oklüzal kuvvetler altında kısa implantların stres miktarını uzun implantlara göre anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır ²³². Yapılan çalışmalar fonksiyonel yükleme sonrası kısa implantların protetik üst yapıya da bağlı olarak kemik üzerinde farklı stres aktarımları gösterdiğini ortaya koymaktadır. Bu nedenle bu çalışmada literatürdeki yayınların geneline benzer olarak 8 mm'den kısa boya sahip implantları çalışma dışı bırakılmıştır.

İmplant çevresindeki sert doku değişimlerinin belirlenmesinde en güvenli yöntem KIBT olsa da en sık kullanılan radyografiler OPG ve periapikal radyografilerdir ²³³⁻²³⁵. Jacobs ve ark. MKK değerlendirmesinde farklı radyografi metodlarını kıyasladıkları çalışmada periapikal radyografilerin gerçeğe ne kadar yakın değerler gösterdiğini ortaya koymuşlardır ²³⁶. Literatürde MKK üzerine yapılan birçok çalışmada da periapikal radyografilerden yararlanılmıştır ^{163,237-239}. Bu nedenle çalışmamızda MKK ölçümleri yapılırken periapikal radyografiler üzerinde çalışılmıştır.

French ve arkadaşlarının yaptıkları 4591 adet implantı içeren çalışmaları sonucunda çeneler arasında(maksilla/mandibula) MKK miktarını değerlendirmiş, üst çenede MKK'nın alt çeneye göre anlamlı derecede fazla olduğunu rapor etmişlerdir ²⁴⁰. Benzer şekilde Nitzan ve ark. tarafından yapılan çalışmada da MKK üst çenede alt çeneye göre anlamlı derecede fazla olduğu bulunmuştur ²¹⁸. Bizim çalışmamızda ise üst çeneye uygulanan implantlarda DMKK alt çeneye uygulananlara göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Çalışma sonuçlarımız DMKK yönünden literatür ile benzer sonuçlar vermiştir. Üst çenede MKK'nın daha fazla olması maksillanın spongiöz yapısına bağlı olarak fonksiyonel kuvvetler altında daha çok kompresyon göstermesi ve mikro düzeyde kemik içi kanlanma azalışı ile açıklanabilir ²⁴¹⁻²⁴³.

Telles ve ark. ise dar çaplı implantlarda MKK'yı incelemiş ve implant çapı ile MKK miktarı arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir ²⁴⁴. Benzer şekilde Ma ve ark. da implant çapı ile MKK arasındaki ilişkiyi inceledikleri meta analizde implant çapı ile MKK miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını göstermişlerdir ²⁴⁵. Özgür ve ark. ise oklüzal tabla/implant çapı oranı ile MKK miktarı arasındaki ilişkiyi incelemiş ve implant çapı azaldıkça MKK'nın arttığını bildirmiştir ²⁴⁶. Yazarlar bu durumu oklüzal tabla/implant çapı artışı sonucu oluşan kantilever etkisine ve bunun sonucunda artan mekanik stres oluşuma bağlamıştır.

Uygulanacak implantın çapının seçiminde komşu diş ile olan mesafe ve kret hacmi gibi faktörlerin etkili olduğu bilinmektedir ¹³³. İmplant çapı kuvvet iletiminde etkili bir faktör olsa da implant etrafındaki sağlıklı kemiğin kalınlığı, protetik üst yapı ve oral hijyen gibi bir çok faktör MKK üzerinde etkilidir ²⁴⁷⁻²⁴⁹. Bizim çalışmamızda ise MMKK miktarı ile implant çapı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark izlenmemiştir. DMKK ile implant çapı arasındaki ilişki incelendiğinde ise çapı 5 mm ve üzerinde olan implantlarda DMKK miktarı istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda incelenen 5 mm ve üzeri çapa sahip implantları incelediğimizde, bu implantların %80 oranında posterior maksillaya uygulandığı görülmektedir. Bu nedenle çalışmamızda oluşan istatistiksel fark maksillanın spongiöz yapısı nedeniyle fonksiyonel kuvvetler altında gösterdiği kompresyon ve buna bağlı oluşan kanlanmadaki azalma ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir. Cohen ve ark. yaptıkları çalışmada çenelerin posteriorunda yetersiz fırçalamaya bağlı artmış plak akümüasyonu olduğunu göstermiştir ²⁵⁰. Çalışmamızda incelenen 5 mm ve üzeri çapa sahip implantların %80 kadarının maksilla posteriorda olduğu göz önüne alındığında MKK'daki artışı anlamlı kılan diğer etkenlerin plak birikimi ve yetersiz oral hijyen gibi faktörler olabileceği düşünülebilir.

Monje ve ark. üst yapılarında sabit protez uygulanan, 10 mm'den kısa ve uzun implantlarda MKK üzerine yaptıkları çalışmada implant boyu ile MKK arasında bir korelasyon bulunmadığını bildirmişlerdir ²⁵¹. Nunes ve ark. ise 118 adet implant üzerinde yürüttükleri çalışmada kron/implant boyu oranı üzerinden MKK miktarlarını incelemiş ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığını göstermişlerdir ²⁵². Benzer şekilde Pazmino ve ark. yaptıkları sistematik derlemede kron/implant boyu artışının MKK artışı ile doğru orantılı olduğunu ancak bir korelasyon olmadığını rapor etmişler ve MKK'ya sebep olabilen diğer etkenlerin de göz önünde bulundurulması gerektiğini bildirmişlerdir ²⁵³. Bizim çalışma sonuçlarımızda da literatüre benzer şekilde DMKK miktarı ile implant boyları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark izlenmemiştir. Ancak MMKK miktarı boyu 14 mm ve üzeri olan implantlarda anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. MKK'nın multifaktöriyel bir etiyojolojiye sahip olduğu bilinmektedir. Çalışmamıza dahil edilen 14 mm ve üzeri boydaki implantların %68,9'u üst çeneye ve %24'ü ise alt çenede hareketli protez planlaması dahilinde uygulanmıştır. Bu oransal dağılımlar, 14 mm ve üzeri boya sahip olan implantlarda görülen artmış MKK açıklamaktadır.

Zimmermann ve ark. yaptıkları sistematik derlemede üst yapısında sabit ve hareketli protezlerle restore edilen implatlardaki MKK'yı inceleyen 22 makaleyi incelemiş ve protetik üst yapı ile MKK miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığını bildirmişlerdir ²⁵⁴. Saravi ve ark. sabit ve hareketli protezlerdeki MKK'yı inceleyen çalışmalara

yönelik yaptıkları sistematik derlemede sabit ve hareketli protez kullanan gruplar arasında MKK açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir ²⁵⁵. Benzer şekilde Pauletto ve ark. da yaptıkları sistematik derleme ve meta analizinde benzer şekilde implant üstü sabit yada hareketli protez kullanan hastalar arasında MKK miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir ²⁵⁶. Toti ve ark. ise 209 adet implantı inceledikleri çalışmada üst yapısı tam çene sabit protez olan hastalar ile üst yapısı kısmi sabit köprü olan hastaları karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucuna göre tam çene sabit protez kullanan hastalarda MKK istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ²⁵⁷. Bu veriler çalışma sonuçlarımızı destekler niteliktedir. Bizim çalışmamızda ise MMKK implant üstü hareketli protez (locator tutuculu) kullanan hastalarda istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda implant üstü tam çene sabit restorasyon ve sabit kısmi köprü kullanan hastalarda ise benzer MMKK miktarları izlenmiştir. Şahin ve ark. yaptıkları derleme protez türü, implant abutment bağlantı şekli, implant konumu vb. bir çok faktörün implantın maruz kaldığı stres dağılımını etkilediğini göstermiştir ²⁵⁸. İmplant üstü tek kron kullanan hastalarda ise MMKK diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede az bulunmuştur. DMKK miktarları ile protetik üst yapı türü arasındaki ilişkiye bakıldığında ise tek kron kullanan hastalarda DMKK istatistiksel açıdan anlamlı derecede az bulunmuştur. Maminskas ve ark. implant çevresindeki kemik üzerindeki stres dağılımını inceledikleri çalışmada implant üzerine gelen kuvvetlerin farklı akslarda ve şiddetlerde olduğunu rapor etmişlerdir ²⁵⁹. Geng ve ark. yaptıkları derlemede implant üstü köprü restorasyonlarındaki stres dağılımının implant üstü tek kron restorasyonlarına göre daha yüksek ve değişken yönlerde olduğunu bildirmişlerdir ²⁶⁰. Dorj ve ark. implant üstü hareketli protezlerde MKK'nın sabit protezlere oranlı anlamlı derecede yüksek oluşunu hareketli protezlere gelen çok yönlü kuvvetlerin yarattığı kemik içi strese bağlamıştır ²⁶¹. Yapılan çalışmalar fonksiyon sırasında dental implantların maruz kaldıkları stresin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığını göstermiştir ^{262,263}. Bu veriler doğrultusunda çalışmamızda implant üstü tek kronlarda MKK'nın anlamlı derecede az bulunması, tek kronlarda implantın maruz kaldığı stresin daha az ve tek yönlü olması ile açıklanabilir.

Abrahamsson ve ark. MKK miktarı ile implantların yüzey özelliklerini arasındaki ilişkiyi inceleyen yayınları kapsayan derlemelerinde implant yüzey hazırlık şeklinin MKK'ya olan etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişleridir ²⁶⁴. Benzer şekilde Kim ve ark. iki farklı yüzey hazırlama şekline sahip toplam 236 adet implant üzerinden yürüttükleri çalışmada iki grup arasında MKK açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını ifade etmişlerdir ²⁶⁵. Farklı yüzey özelliklerine sahip 149 implant üzerinde MKK miktarlarını

inceleyen Donati ve ark. 20 yıllık takipte MKK miktarı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişleridir ²⁶⁶. Bizim çalışmamız da literatürle benzer sonuçlar vermiştir. İncelenen 378 adet implant yüzey hazırlanış şekillerine göre iki gruba(Grup 1: Asitleme ve kumlama ile hazırlananlar, Grup 2: Anodizasyon ile hazırlananlar) ayrılmış ve MMKK/DMKK değerleri ile gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Benedikt ve ark. yaptıkları randomize kontrollü çalışmada boyun kısmında mikroyivler bulunmayan implantlarla boyun kısmında mikroyivler bulunan implantlardaki marjinal kemik seviyelerini karşılaştırmış ve gruplar arasında MKK bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir ²⁶⁷. Bratu ve ark. ise boyun bölgesinde mikroyivleri bulunan ve parlak boyun tasarımına sahip farklı iki implanta dair MKK'yı incelemiş ve boyun tasarımında mikroyivler bulunduran implantlarda MKK'yı anlamlı derecede düşük bulmuştur ¹⁵⁸. Bratu ve ark. parlatılmış boyna sahip olan implantlarda 4 aylık osteointegrasyon süreci sonunda kapama vidası çevresinde ve implant boynunda prematüre yumuşak doku varlığı rapor etmişlerdir. Çalışmacılar nu durumu pürüzlü yüzeylere(mikroyivler bulunan) osteblast proliferasyonunun daha iyi olmasına bağlamışlardır. Niu ve ark. ise mikroyivleri bulunan implantlarda MKK'nın mikroyivleri bulunmayan implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede az olduğunu bildirmişlerdir²⁶⁸. Çalışmacılar bu durumu mikroyivleri bulunan implantlarda kemiğe aktarılan kesme geriliminin azalmasına bağlamıştır. Yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda dental implantlarda mikroyivlerin olduğu ve olmadığı durumlar kıyaslanmıştır. Bizim çalışmamıza dahil edilen tüm implantlarda mikroyivler bulunmaktadır. Bu nedenle boyun kısmında bulunan mikroyivlerin koronal yöndeki uzunluğuna göre gruplandırma yapılmıştır. Sonuçlara göre mikroyivleri koronal 1 mm'yi geçmeyen implantlarda hem MMKK hem de DMKK istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Yapılan çalışmalar mikroyivlerin, fonksiyon sırasında implantın boyun bölgesinden kemiğe aktarılan kesme gerilimini düşürdüğünü göstermiştir ^{269,270}. Kinni ve ark. yaptıkları çalışmada dental implant tasarımının kuvvetin kemiğe aktarımını değiştirebileceğini rapor etmişlerdir²⁷¹. Chowdhary ve ark. ise yaptıkları çalışmada mikroyivlerin implant yerleştirmesini takiben kemiğe aktarılan ve kemiğin daha az dirençli olduğu kesme stresinin kemiğin daha dirençli olduğu sıkıştırma stresine dönüştürdüğünü ve bunun MKK'ya azaltıcı bir etkisinin olabileceğini bildirmiştir ²⁷². Hermann ve ark. yaptıkları çalışmada boyun bölgesi pürüzlü olan ve parlatılmış yüzey olan implantlarda MKK miktarlarını değerlendirmiş ve boyun bölgesi parlatılmış implantlarda daha düşük MKK bildirmişlerdir ²⁷³. Hermann ve ark. bu durumu parlatılmış yüzeylerde görülen düşük plak akümülyasyonuna bağlı olabileceğini rapor etmişlerdir. Kerr ve ark. yaptıkları çalışmada mikroyivlerin pürüzlü yüzeylerden oluştuğu ve

implantın bölgesinde olası bir kontaminasyon varlığında bu pürüzlü yüzeylerin bakterilerin adezyonuna zemin hazırlayabileceğini bildirmiştir²⁷⁴. Bu bilgiler ışığında her ne kadar boyun bölgesindeki mikroyivler boyun bölgesindeki kesme stresini sıkışma stresine dönüştürerek mekanik fayda sağlasa da bizim çalışma sonuçlarımızda 1 mm uzunluğunda koronal yiv bulunan grupta daha düşük MKK olması sonucu mikroyivleri koronal 1 mm'yi geçen implantlarda daha fazla bakteri adezyonuna açık yüzey alanı varlığı ile ilişkilendirilebilir.

Fraktal analiz yöntemi borsa fiyatlarının hesaplanması, bir hücrenin sınırlarının belirlenmesi, pulmoner dallanma incelemesi, kalp ve temporomandibular eklem (TME) seslerinin dinlenmesi gibi farklı alanlarda kullanılan bir yöntemdir²⁷⁵. Özellikle tıp alanında, mevcut hastalığın şiddeti ve ilerlemesi hakkında bilgi edinme veya potansiyel bir hastalığın teşhisi için kullanılmaktadır²⁷⁶. Radyograflar üzerinde tespit edilen FB, trabeküler kemik yoğunluğundaki değişiklikleri ve kemikteki mineral kaybını yansıtmaktadır²⁷⁶. Literatürdeki araştırmalar, trabeküler kemik mimarisi ile fraktal boyut(FB) arasında bir korelasyon olduğunu göstermektedir²⁷⁷.

Wilding ve ark. yaptıkları çalışmada başarılı ve başarısız dental implantların OPG görüntüleri üzerinde yapılan FA sonuçlarını kıyaslamıştır. Çalışmanın sonucu olarak başarısız olan implantlar çevresinde fraktal değerinde(FD) azalma görmüş ve FA'nın dental implant başarısını belirlemede bir analiz yöntemi olabileceğini rapor etmişlerdir²⁷⁸. Soylu ve ark. ise yaptıkları çalışmada implant cerrahisinin yapıldığı gün ve takip eden 7,30 ve 90. günlerde aldıkları OPG'ler üzerinde FA yapmışlardır. Yaptıkları analizde başarılı olan implantlarda FD'nin 90. günde en yüksek değerine ulaştığını ve bu nedenle FD'nin implant başarısında bir ön haberci olabileceğini rapor etmişlerdir²⁷⁹. Biz de çalışmamızda implant çevresindeki kemiğin rezorptif bir süreci olan MKK'yı kemikteki trabekülasyonu matematiksel olarak ifade eden FA ile desteklemeyi amaçladık.

Mu ve ark. yaptıkları çalışmada 48 hastaya ait dental implantların protetik yüklenmesinden hemen önce ve yüklemeyi takip eden 12. ayda OPG'lerini almış ve FD açısından kıyaslamıştır²⁸⁰. Çalışmanın sonucu olarak fonksiyonel yüklemeyi takiben FD anlamlı derecede arttığını bildirmişlerdir. Wilding ve ark. ise benzer bir çalışmayı 24. aydaki takip OPG'leri üzerinden yürütmüş ve FD'de anlamlı derecede artış olduğunu bildirmişlerdir²⁷⁸. Çalışmacılar FD'deki artışı fonksiyon altında kafatası kemiklerinde mikro tramvalara bağlı olarak kortikal kemiğin ve trabekül sayısının artışına bağlamaktadır²⁸¹. 1892'de Julius Wolff yaptığı çalışmada kemik dokusunun farklı şiddetlerde uyaranlara farklı adaptif(yapım yada yıkım) yanıtlar verdiğini rapor etmiştir²⁸². Böylece Wolff kanunu adıyla bilinen bu fenomen oluşmuştur. Konu hakkında ilerleyen çalışmalar kemik üzerinde oluşan minimal streslere

osteoblastların adaptif bir yanıt verdiğini göstermiştir²⁸³. Stanford ve ark yaptıkları çalışmada oklüzal yükleme altındaki dental implantları çevreleyen kemik dokusunda trabekülasyonu arttıracak yönde pozitif bir remodelasyon gelişebileceğini rapor etmişlerdir²⁸⁴. Çalışmamızda da benzer şekilde T0-T1 zamanları arasında yani protetik yükleme sonra FD hem mesial hem distal yüzeylerde anlamlı derecede artmıştır. Bu yönden çalışmamız literatür verilerini destekler niteliktedir. Osteointegrasyon sürecinde oluşan kemik yapımı ve protetik yükleme sonrası artan mikro-travma göz önüne alındığında kemik remodelasyonundaki artışı olağandır. Bu durum göz önüne alındığında FD'deki artış trabekülasyonun artışı ile açıklanabilir.

Papantonopoulos ve ark. 94 implant üzerinden yürüttükleri çok gruplu çalışmada sigara kullanımı, sistemik hastalıklar, radyografik veriler, sondalamada kanama ve FD gibi birçok faktörle peri-implantitis arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir²⁸⁵. Çalışmanın sonucu olarak implant cerrahisi öncesi FD yüksek olan hastalarda peri-implantitis insidansını düşük bulsalar da implant çevresindeki kemik kaybı ile FD arasında anlamlı bir ilişki bulunmadığını rapor etmişlerdir. Lang ve ark. ise 104 hastayı kapsayan, peri-implantitisi bulunan ve bulunmayan iki hasta grubu arasında cep derinliği, sondalamada kanama ve FD gibi değerlerin değişimini incelemiştir. Çalışma sonucunda iki grup arasında cep derinliği ve sondalamada kanama miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark varken FD açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir²⁸⁶. Benzer şekilde Corpas ve ark. 80 implant üzerinden yürüttükleri hayvan çalışmasında dental implantlardaki MKK miktarını KIBT, periapikal radyografi, FA ve histolojik inceleme olmak üzere dört farklı yöntemle değerlendirmiş ve bu yöntemler arasındaki korelasyonu incelemiştir²⁸⁷. Çalışmacılar sonuç olarak FA ile diğer yöntemler arasında bir korelasyon olmadığını rapor etmişlerdir. Literatürde dental implant tasarımının MKK ve kemik kalitesi üzerine etkilerini fraktal analiz ile değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu yönüyle çalışmamız literatüre yeni bir katkı sağlayabilecek özgün bir çalışmadır. Yapılan FA değerlendirmemiz sonucunda implantın uygulandığı çene, implant çapı, implant boyu, uygulanan protez türü ve yüzey özellikleri ile FD arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Ancak diğer gruplandırma kriterlerinden farklı olarak FD ile implant boyun tasarımı arasındaki ilişkiye bakıldığında mikroyivleri koronal 1mm'yi geçmeyen implantlardaki FD artışı mikroyivleri koronal 1 mm'yi geçen implantlara göre anlamlı derecede fazladır. Bu durum mikroyivleri koronal 1mm'yi geçmeyen implantlarda yüklemeyi takip eden 3.ayda oluşan trabekülasyon artışının daha fazla olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte bahsedilen verilerin MKK ile korelasyonuna bakıldığında, mikroyivleri koronal 1 mm'yi geçmeyen implantlarda MKK, mikroyivleri koronal 1 mm'yi geçen implantlara göre anlamlı derecede azdır. Mikroyivlerin stres dağılımını düzenlediği

bilinmektedir. Ancak koronal yönde daha fazla mikroyivi bulunan çalışma grubumuzdaki FD artışı istatistiksel olarak anlamlı değilken aksine mikroyiv miktarı daha az olan implant grubunda FD anlamlı derecede artmıştır. Boyun bölgesinde pürüzlü yüzeyleri bulunan implantların plak birikimi ve bakteri adezyonuna daha yatkın olduğu bilinmektedir. Bu nedenle mikroyivleri koronal olarak 1 mm'yi geçen implantlar peri implantitise bağlı olası bir ataçman kaybı durumunda bakteri kolonizasyonuna imkan sağlayan daha geniş yüzey barındırmaktadır. Bu durum mikroyivleri koronal 1 mm'yi geçen implantlarda artmış MKK'yı açıklayabilir. Verilerimiz dental implantlarda mikroyivlerin koronal 1 mm'yi kapsamasının hem stres iletimini düzenlemek hem de MKK'yı minimize etmek için yeterli olduğunu göstermektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamıza 114 hastaya ait toplam 378 implant dahil edilmiştir. İmplantlar 7 farklı parametreye göre toplam 19 grup halinde incelenmiştir. Hastaların T0-T1 zamanlarında alınan OPG ve periapikal radyografiler üzerinden değerlendirme yapılmıştır. MKK'ya yönelik ölçümler magnifikasyon oranı hesaplanarak her implantın mesial ve distal yüzeylerinden yapılmıştır. Ayrıca T0 ve T1 zamanında alınan radyografiler üzerinden FA yapılmıştır.

MKK'ya ilişkin literatür verileri MKK'nın implant başarısızlığında bir erken haberci olduğunu ortaya koymaktadır. Özellikle protetik yüklemeyi takip eden ilk yıl içindeki MKK miktarı arttıkça uzun dönem implant başarısızlık ihtimalinin arttığı görüşü günümüzde literatürde sıklıkla yer bulmaktadır. Bu çalışmada farklı çene bölgelerinde uygulanan ve farklı protetik restorasyon türleri ile rehabilite edilmiş, farklı boy, çap, yüzey özellikleri ve boyun tasarımlarına sahip implantlarda görülen MKK, kemik kalitesi değerlendirilmiş ve bu parametreler arasındaki ilişki incelenmiştir.

Çalışmamızın tüm sonuçları değerlendirildiğinde;

- Üst çeneye uygulanan implantlarda MKK miktarının alt çeneye oranla daha fazla olduğu, bu durumun maksillanın spongios yapıya da bağlı olarak fonksiyon sırasında gelişen kompresyonun neden olduğu mikrosirkülasyon azalmasına bağlı geliştiği düşünülmüştür. Özellikle kemik kalitesi düşük hastalarda planlama yapılırken maksilladaki bu MKK oranı göz önünde bulundurularak üst çenede planlama yapılırken implant sayısı artırılması önerilebilir.
- Uygulanan protetik üst yapı türünün MKK'yı etkileyebileceği ve MKK gelişimi açısından en az riskli grubun implant üstü tek kron uygulanan grup olduğu görülmektedir. Bunun yanında MKK açısından en riskli grubun implant üstü hareketli protez uygulanan grup olduğu görülmektedir. Bu sonuçlar ışığında implant üstü hareketli protez planlamalarında mevcut riskler göz önünde bulundurulmalı, gerekli görüldüğünde hareketli protez planlamasında implant sayısı artırılarak stresin azaltılması ve homojen dağılması sağlanabilir.
- Kullanılan implantlar arasında, sadece 14 mm ve üzeri boya sahip olan implantlarda MKK'nın anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilmiş fakat bu implantların bölgesel dağılımı incelendiğinde büyük bir çoğunluğunun maksillaya uygulandığı görülmüştür. Bu yüksek MKK oranının kompresyon altında maksillada oluşan mikrosirkülasyon azalmasına bağlı geliştiği düşünülmüştür. Boya göre yapılan gruplandırmada diğer gruplar arasında boy değişimi ile MKK ve FD arasında anlamlı bir fark görülmemiştir.

Bu sonuçlar implant prognozunun boy faktöründen bağımsız olduğunu düşündürmektedir.

- Çap bakımından yapılan gruplandırmada, sadece 5 mm çapa sahip implantlarda MKK anlamlı derecede yüksek bulunmuşken diğer çapları içeren gruplar arasında anlamlı bir fark izlenmemiştir. 5 mm çapa sahip implantların lokalizasyonu incelendiğinde yüksek oranda maksilla posterior bölgeye uygulandığı görülmüştür. Bu fark maksilla posteriordaki kemik kalitesine, kompresyona bağlı mikrosirkülasyonun azalmasına ve bölgenin plak eliminasyonunun zor sağlandığı bir bölge olmasına bağlanmıştır.
- Yüzey özellikleri bakımından yapılan gruplama ve analiz sonucunda gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir, klinik uygulamada her iki yüzey özelliğine sahip implantın benzer sağ kalım gösterecekleri öngörülmektedir.
- Boyun mikroyivleri koronal olarak 1 mm'yi geçmeyen implantların daha düşük MKK değeri gösterdiği görülmüştür. Dental implantlarda mikroyivlerin varlığı kesme stresini sıkışma stresine dönüştürerek boyun bölgesindeki streslerin daha homojen dağılmasını sağlasa da, mikroyivlerin pürüzlü yüzeyleri diğer yandan da plak akümülyasyonuna neden olup ve bakteri adezyonunu artırmaktadır. Bu nedenle boyun kısmındaki mikroyivlerin koronal 1 mm'yi geçmemesinin stresi dağıtmada yeterli olabileceği ve implant prognozu açısından daha uzun yiv tasarımı dizaynlara göre daha pozitif sonuçlar doğuracağı öngörülmektedir.
- Protetik yüklemeyi takiben 3. Ayda FD değerinin her grup için artış gösterdiği görülmüştür. Bu artış fonksiyonel kuvvetler altında çene kemiklerindeki beklenen remodelasyon ve trabekülyasyon artışına (Wolff Kanunu) paralel bir sonuçtur.

Çalışmamızın limitasyonları;

- Çalışmamız retrospektif olarak yürütüldüğünden dental implantların yerleştirildiği ameliyatlara dair spesifik veriler (yerleştirme torku, komplikasyonlar vs.) çalışmaya dahil edilmemiştir.
- Çalışmamız retrospektif olarak yürütüldüğünden T1 zamanında hastalara ait klinik verilere (cep derinliği, sondalamada kanama, hiperemi vb.) çalışmada yer verilmemiştir.
- Çalışmamız çok gruplu bir çalışma olduğundan her gruptaki eleman sayısını yüksek tutmayı amaçlanmıştır. Bu nedenle çalışmamızda implant lokalizasyonuna göre gruplandırma yapılırken elde olan veriler üzerinden sadece alt-üst çene şeklinde

gruplandırılmış, anterior-posterior bölge ayrımı arşiv yetersizliği nedeniyle yapılamamıştır.

Bu sonuçlar doğrultusunda, MKK VE FD'nin multifaktöriyel bir etiyolojiye sahip olması nedeniyle birçok etkenin aynı anda değerlendirildiği daha geniş kapsamlı ileri klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.



7. KAYNAKLAR

1. Rasmusson L, Roos J, Bystedt H. A 10-Year Follow-Up Study of Titanium Dioxide–Blasted Implants. *Clinical implant dentistry and related research*. 2005;7(1):36-42.
2. Greenfield E. Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1991;7(2):63-68.
3. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(11):1455-1458.
4. Branemark P-I. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl*. 1977;16.
5. Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJ, Batenburg RH, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: A 5-year prospective study. *Clinical oral implants research*. 2005;16(1):19-25.
6. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clinical oral implants research*. 2009;20:172-184.
7. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(1).
8. Rompen E, DaSilva D, Lundgren A, Gottlow J, Sennerby L. Stability measurements of a double-threaded titanium implant design with turned or oxidized surface. *Appl Osseointegration Res*. 2000;1:18-20.
9. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *Journal of periodontology*. 2002;73(3):322-333.
10. Misch CE. Generic root form components terminology. *Contemporary implant dentistry*. 2014;3:26-38.
11. Cochran DL, Buser D, Ten Bruggenkate CM, et al. The use of reduced healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI® SLA implants. *Clinical oral implants research*. 2002;13(2):144-153.
12. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6(2).
13. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*. 1986;1(1):11-25.
14. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;62(5):567-572.
15. Yepes JF, Al-Sabbagh M. Use of cone-beam computed tomography in early detection of implant failure. *Dental Clinics*. 2015;59(1):41-56.
16. Misch CE, Perel ML, Wang H-L, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant dentistry*. 2008;17(1):5-15.
17. Kullman L, Asfour AA, Zetterqvist L, Andersson L. Comparison of radiographic bone height assessments in panoramic and intraoral radiographs of implant patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(1).
18. Albrektsson T, Isidor F. Criteria for success and failure of an implant system. Consensus report. Paper presented at: Proceedings of the 1st European workshop on periodontology. Chicago, IL: Quintessence1994.
19. Esposito M, Hirsch J-M, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants.(II). Etiopathogenesis. *European journal of oral sciences*. 1998;106(3):721-764.

20. Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant dentistry*. 2007;16(2):165-175.
21. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(6):523-530.
22. Shen W-L, Chen C-S, Hsu M-L. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(5).
23. Carinci F, Brunelli G, Danza M. Platform switching and bone platform switching. *Journal of Oral Implantology*. 2009;35(5):245-250.
24. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical oral implants research*. 2004;15(4):401-412.
25. Anjard R. Mayan dental wonders. *The Journal of oral implantology*. 1981;9(3):423-426.
26. Rasmussen RA. *The Brånemark System of Oral Reconstruction: A Color Atlas*: Ishiyaku EuroAmerica; 1992.
27. Ring M. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 1995;16(10):1060.
28. Ring ME. *Dentistry: an illustrated history*: Abradale Press/Harry N. Abrams; 1985.
29. McKinney RV. *Endosteal dental implants*: Year Book Medical Pub; 1991.
30. Ring M. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 1995;16(11):1132.
31. Dahle E. Translation to Osseointegration. A Chronology of Dental Implants. *Bulletin of the history of dentistry*. 1990;38(2):19-24.
32. Linkow L, Dorfman J. Implantology in dentistry. A brief historical perspective. *The New York state dental journal*. 1991;57(6):31-35.
33. Derome J. A bit of history and dental implantology today. *La Promotion dentaire*. 1973(20):12-18 passim.
34. Schou S, Pallesen L, Hjørting-Hansen E, Pedersen CS, Fibæk B. A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clinical Oral Implants Research: Case report*. 2000;11(2):171-178.
35. PI B. Vital microscopy of bone marrow in rabbit. *Scandinavian journal of clinical and laboratory investigation*. 1959;11:1-82.
36. Schulte W, Heimke G. The Tübinger immediate implant. *Die Quintessenz*. 1976;27(6):17-23.
37. Hau J, Schapiro SJ, Van Hoosier Jr GL. *Handbook of Laboratory Animal Science: Animal Models, Volume II*: CRC Press; 2002.
38. Sullivan RM. Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J Calif Dent Assoc*. 2001;29(11):737-745.
39. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(3):399-410.
40. Türker M, Yücetaş Ş. Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi. 3. baskı. *Ankara: Özyurt Matbaacılık*. 2004;385.
41. Hobo S. *Osseointegration and occlusal rehabilitation*: Quintessence Publishing (IL); 1989.
42. English C. An overview of implant hardware. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1990;121(3):360, 364, 366 passim-360, 364, 366 passim.

43. Stellingsma C, Vissink A, Meijer H, Kuiper C, Raghoobar G. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology & medicine*. 2004;15(4):240-248.
44. Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz Po. Immediate functional loading of Brånemark dental implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clinical Oral Implants Research*. 1999;10(1):8-15.
45. Brånemark P-I. Tissue integrated prostheses. *Osseointegration in clinical dentistry*. 1985.
46. Pasqualini U, Pasqualini M. Treatise of Implant Dentistry. *Carimate Como: AriesDue*. 2009.
47. Dal Carlo L, Pasqualini M, Carinci F, et al. A brief history and guidelines of blade implant technique: A retrospective study on 522 implants. *Annals of Oral & Maxillofacial Surgery*. 2013;1(1):3.
48. Linkow L. The endosseous blade vent—Twenty years of clinical application. *Alpha Omegan*. 1987;80:36-44.
49. Block MS. Dental implants: the last 100 years. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2018;76(1):11-26.
50. Spiekermann H. Color atlas of dental medicine. *Implantology*. 1995:305-316.
51. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1989;4(4).
52. Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6(2).
53. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1985;54(3):410-414.
54. Osman RB, Swain MV. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials*. 2015;8(3):932-958.
55. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(5).
56. Kawahara H. Cellular responses to implant materials: biological, physical and chemical factors. *International dental journal*. 1983;33(4):350-375.
57. Beriat NÇ, Gülay G, Ertan AA. Dental İmplant Materyalleri. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2009;3(2):338-345.
58. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2008;28(4):357-365.
59. Soskolne WA, Cohen S, Shapira L, Sennerby L, Wennerberg A. The effect of titanium surface roughness on the adhesion of monocytes and their secretion of TNF- α and PGE2. *Clinical oral implants research*. 2002;13(1):86-93.
60. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, et al. The titanium-bone cell interface in vitro: the role of the surface in promoting osteointegration. *Titanium in medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications*. 2001:561-585.
61. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*. 2008;24(3):299-307.
62. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences; 2012.

63. Jemt T, Chai J, Harnett J, et al. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(3).
64. McCracken M. Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *Journal of prosthodontics*. 1999;8(1):40-43.
65. Wataha J. Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1996;23(2):79-90.
66. Lemons JE, Misch-Dietsh F, McCracken MS. Biomaterials for dental implants. *Dental implant prosthetics*: Elsevier Inc.; 2015:66-94.
67. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dental Clinics of North America*. 2007;51(3):603-627.
68. Gonzalez J, Mirza-Rosca J. Study of the corrosion behavior of titanium and some of its alloys for biomedical and dental implant applications. *Journal of Electroanalytical Chemistry*. 1999;471(2):109-115.
69. Zhou Y-L, Niinomi M. Microstructures and mechanical properties of Ti–50 mass% Ta alloy for biomedical applications. *Journal of Alloys and Compounds*. 2008;466(1-2):535-542.
70. Thompson G, Puleo D. Ti-6Al-4V ion solution inhibition of osteogenic cell phenotype as a function of differentiation timecourse in vitro. *Biomaterials*. 1996;17(20):1949-1954.
71. Hallab NJ, Vermes C, Messina C, Roebuck KA, Glant TT, Jacobs JJ. Concentration- and composition-dependent effects of metal ions on human MG-63 osteoblasts. *Journal of biomedical materials research*. 2002;60(3):420-433.
72. Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L. Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(4):538-545.
73. Ikarashi Y, Toyoda K, Kobayashi E, et al. Improved biocompatibility of titanium–zirconium (Ti–Zr) alloy: tissue reaction and sensitization to Ti–Zr alloy compared with pure Ti and Zr in rat implantation study. *Materials Transactions*. 2005;46(10):2260-2267.
74. Grandin HM, Berner S, Dard M. A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. *Materials*. 2012;5(8):1348-1360.
75. Wiskott HA, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clinical Oral Implants Research*. 1999;10(6):429-444.
76. Avila G, Misch K, Galindo-Moreno P, Wang H-L. Implant surface treatment using biomimetic agents. *Implant dentistry*. 2009;18(1):17-26.
77. Grassi S, Piattelli A, de Figueiredo LC, et al. Histologic evaluation of early human bone response to different implant surfaces. *Journal of periodontology*. 2006;77(10):1736-1743.
78. Shibli JA, Grassi S, Cristina de Figueiredo L, et al. Influence of implant surface topography on early osseointegration: a histological study in human jaws. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2007;80(2):377-385.
79. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(3).
80. Shalabi M, Gortemaker A, Hof MVt, Jansen J, Creugers N. Implant surface roughness and bone healing: a systematic review. *Journal of dental research*. 2006;85(6):496-500.

81. Junker R, Dimakis A, Thoneick M, Jansen JA. Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. *Clinical oral implants research*. 2009;20:185-206.
82. Ehrenfest DMD, Coelho PG, Kang B-S, Sul Y-T, Albrektsson T. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends in biotechnology*. 2010;28(4):198-206.
83. Deporter D, Watson P, Pharoah M, Todescan R, Tomlinson G. Ten-year results of a prospective study using porous-surfaced dental implants and a mandibular overdenture. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2002;4(4):183-189.
84. Becker W, Becker BE, Ricci A, et al. 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*. 2000;2(3):159-165.
85. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials*. 2007;23(7):844-854.
86. Giavaresi G, Fini M, Cigada A, et al. Mechanical and histomorphometric evaluations of titanium implants with different surface treatments inserted in sheep cortical bone. *Biomaterials*. 2003;24(9):1583-1594.
87. Aparicio C, Gil FJ, Fonseca C, Barbosa M, Planell JA. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials*. 2003;24(2):263-273.
88. Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO₂-blasted surface. *Journal of Prosthodontics*. 2001;10(1):2-7.
89. Åstrand P, Engquist B, Dahlgren S, Gröndahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra Tech and Brånemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. *Clinical oral implants research*. 2004;15(4):413-420.
90. MacDonald D, Rapuano B, Deo N, Stranick M, Somasundaran P, Boskey A. Thermal and chemical modification of titanium–aluminum–vanadium implant materials: effects on surface properties, glycoprotein adsorption, and MG63 cell attachment. *Biomaterials*. 2004;25(16):3135-3146.
91. Massaro C, Rotolo P, De Riccardis F, et al. Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2002;13(6):535.
92. Cochran D, Nummikoski P, Higginbottom F, Hermann J, Makins S, Buser D. Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results. *Clinical Oral Implants Research*. 1996;7(3):240-252.
93. Bracerás I, De Maeztu M, Alava J, Gay-Escoda C. In vivo low-density bone apposition on different implant surface materials. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009;38(3):274-278.
94. Baker D, London RM, O’Neal R. Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: a comparative study in rabbits. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1999;14(5).
95. Buser D, Janner SF, Wittneben JG, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE. 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(6):839-851.
96. Buser D, Broggini N, Wieland M, et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *Journal of dental research*. 2004;83(7):529-533.

97. Li D, Ferguson SJ, Beutler T, et al. Biomechanical comparison of the sandblasted and acid-etched and the machined and acid-etched titanium surface for dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2002;60(2):325-332.
98. Gottlander M. On hard tissue reactions to hydroxyapatite-coated titanium implants 1994.
99. Gottlander M, Albrektsson T. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium implants. The importance of the implant design. *Clinical oral implants research*. 1992;3(2):71-76.
100. Weinlaender M, Kenney EB, Lekovic V, Beumer III J, Moy PK, Lewis S. Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992;7(4).
101. Meffert R. Maxilla vs mandible: why use HA? *Compendium (Newtown, Pa.). Supplement*. 1993(15):S533-538; quiz S565.
102. Wheeler SL. Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated cylinder implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(3).
103. Zablotsky MH. Hydroxyapatite coatings in implant dentistry. *Implant dentistry*. 1992;1(4):253-257.
104. LeGeros RZ. Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. 2002;395:81-98.
105. Hayakawa T, Yoshinari M, Nemoto K, Wolke JG, Jansen JA. Effect of surface roughness and calcium phosphate coating on the implant/bone response. *Clinical Oral Implants Research*. 2000;11(4):296-304.
106. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(5).
107. Watzek G. *Endosseous implants: scientific and clinical aspects*: Quintessence Publishing (IL); 1996.
108. Hahn H, Palich W. Preliminary evaluation of porous metal surfaced titanium for orthopedic implants. *Journal of biomedical materials research*. 1970;4(4):571-577.
109. de Jonge LT, Leeuwenburgh SC, Wolke JG, Jansen JA. Organic-inorganic surface modifications for titanium implant surfaces. *Pharmaceutical research*. 2008;25:2357-2369.
110. Leize EM, Hemmerlé J, Leize M. Characterization, at the bone crystal level, of the titanium-coating/bone interfacial zone. *Clinical Oral Implants Research*. 2000;11(4):279-288.
111. Ishizawa H, Fujino M, Ogino M. Mechanical and histological investigation of hydrothermally treated and untreated anodic titanium oxide films containing Ca and P. *Journal of biomedical materials research*. 1995;29(11):1459-1468.
112. Schreckenbach J, Marx G, Schlottig Fea, Textor M, Spencer N. Characterization of anodic spark-converted titanium surfaces for biomedical applications. *Journal of materials science: Materials in medicine*. 1999;10(8):453.
113. Giavaresi G, Chiesa R, Fini M, Sandrini E. Effect of a multiphasic anodic spark deposition coating on the improvement of implant osseointegration in the osteopenic trabecular bone of sheep. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2008;23(4).

114. De Maeztu MA, Alava JI, Gay-Escoda C. Ion implantation: surface treatment for improving the bone integration of titanium and Ti6Al4V dental implants. *Clinical Oral Implants Research*. 2003;14(1):57-62.
115. Mason R, Coleman P. A technique for positron spectroscopy of monovacancies formed by low-temperature ion implantation of silicon. *Applied surface science*. 2006;252(9):3228-3230.
116. De Maeztu MA, Braceras I, Sánchez-Garcés M, Gay-Escoda C. Histomorphometric study of ion implantation and diamond-like carbon as dental implant surface treatments in beagle dogs. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(2).
117. Lau KHW, Baylink DJ. Molecular mechanism of action of fluoride on bone cells. *Journal of Bone and Mineral Research*. 1998;13(11):1660-1667.
118. Farley JR, Tarboux N, Hall S, Baylink DJ. Mitogenic action (s) of fluoride on osteoblast line cells: determinants of the response in vitro. *Journal of Bone and Mineral Research*. 1990;5(S1):S107-S113.
119. Cooper LF, Zhou Y, Takebe J, et al. Fluoride modification effects on osteoblast behavior and bone formation at TiO₂ grit-blasted cp titanium endosseous implants. *Biomaterials*. 2006;27(6):926-936.
120. Ellingsen J. The development of a bone regeneration promoting implant surface. *Applied Osseointegration Research*. 2006;5:18-23.
121. Meirelles L, Currie F, Jacobsson M, Albrektsson T, Wennerberg A. The effect of chemical and nanotopographical modifications on the early stages of osseointegration. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2008;23(4).
122. Gaggl A, Schultes G, Müller W, Kärcher H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces—a comparative study. *Biomaterials*. 2000;21(10):1067-1073.
123. Hallgren C, Reimers H, Chakarov D, Gold J, Wennerberg A. An in vivo study of bone response to implants topographically modified by laser micromachining. *Biomaterials*. 2003;24(5):701-710.
124. Brånemark R, Emanuelsson L, Palmquist A, Thomsen P. Bone response to laser-induced micro- and nano-size titanium surface features. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine*. 2011;7(2):220-227.
125. Albrektsson T. Experimental studies on oxidized implants. A histomorphometrical and biomechanical analysis. *Appl Osseointegration Res*. 2000;1:21-24.
126. Henry P, Tan A, Allan B, Hall J, Johansson C. Removal torque comparison of TiUnite and turned implants in the greyhound dog mandible. *Appl Osseointegration Res*. 2000;1:15-17.
127. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(6):565-574.
128. Misch CE, Dietsh F. Bone-grafting materials in implant dentistry. *Implant dentistry*. 1993;2(3):158-166.
129. Turkeyilmaz I, Soganci G. Rationale for Dental Implants. *Current Concepts in Dental Implantology*: IntechOpen; 2015.
130. McGlumphy EA, Peterson LJ, Larsen PE, Jeffcoat MK. Prospective study of 429 hydroxyapatite-coated cylindric omniloc implants placed in 121 patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2003;18(1).
131. Nikitas S. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(5):675-690.

132. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clinical oral implants research*. 2010;21(2):129-136.
133. Misch CE, Abbas H. Contemporary implant dentistry. 3rd. St. Louis: Mosby. 2008;1061.
134. Misch CE. *Dental implant prosthetics-E-book*: Elsevier Health Sciences; 2004.
135. Strong J, Misch C, Bidez M, Nalluri P. Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design. *Compend Contin Educ Dent*. 1998;19(3):4-9.
136. Misch CE, Steigenga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *Journal of periodontology*. 2006;77(8):1340-1347.
137. Rieger M, Mayberry M, Brose M. Finite element analysis of six endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63(6):671-676.
138. Kong L, Liu B-L, Hu K-J, et al. 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*. 2006;24(6):509-512, 515.
139. Ma P, Liu H, Li D, Lin S, Shi Z, Peng Q. Influence of helix angle and density on primary stability of immediately loaded dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi= Zhonghua kouqiang yixue zazhi= Chinese journal of stomatology*. 2007;42(10):618-621.
140. Kim W-T, Cha Y-D, Oh S-J, et al. The three dimensional finite element analysis of stress according to implant thread design under the axial load. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2001;27(2):111-117.
141. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *International dental journal*. 2003;53(S6P2):409-443.
142. Al-Johany SS, Al Amri MD, Alsaed S, Alalola B. Dental implant length and diameter: a proposed classification scheme. *Journal of Prosthodontics*. 2017;26(3):252-260.
143. Annibali S, Cristalli M, Dell'Aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Pilloni A. Short dental implants: a systematic review. *Journal of dental research*. 2012;91(1):25-32.
144. Lemos CAA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonça MR, Pellizzer EP. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*. 2016;47:8-17.
145. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(4):377-381.
146. Zitzmann NU, Schärer P, Marinello CP. Long-term results of implants treated with guided bone regeneration: a 5-year prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2001;16(3).
147. Assaf A, Saad M, Daas M, Abdallah J, Abdallah R. Use of narrow-diameter implants in the posterior jaw: a systematic review. *Implant dentistry*. 2015;24(3):294-306.
148. Hallman M. A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: results after 1 year of loading. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2001;16(5).
149. Lee JS, Kim HM, Kim CS, Choi SH, Chai JK, Jung UW. Long-term retrospective study of narrow implants for fixed dental prostheses. *Clinical oral implants research*. 2013;24(8):847-852.
150. Arısan V, Bölükbaşı N, Ersanlı S, Özdemir T. Evaluation of 316 narrow diameter implants followed for 5–10 years: a clinical and radiographic retrospective study. *Clinical Oral Implants Research*. 2010;21(3):296-307.
151. Mangano F, Shibli JA, Sammons RL, Veronesi G, Piattelli A, Mangano C. Clinical outcome of narrow-diameter (3.3-mm) locking-taper implants: a prospective study with

- 1 to 10 years of follow-up. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014;29(2).
152. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clinical implant dentistry and related research*. 2009;11(4):279-287.
 153. Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L. Clinical outcome of Brånemark System implants of various diameters: a retrospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002;17(5).
 154. Krennmair G, Seemann R, Schmidinger S, Ewers R, Piehslinger E. Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(2).
 155. Lekholm U, Gunne J, Henry P, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1999;14(5):639-645.
 156. Puchades-Roman L, Palmer RM, Palmer PJ, Howe LC, Ide M, Wilson RF. A clinical, radiographic, and microbiologic comparison of Astra Tech and Brånemark single tooth implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2000;2(2):78-84.
 157. Lee DW, Choi YS, Park KH, Kim CS, Moon IS. Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospective study. *Clinical oral implants research*. 2007;18(4):465-470.
 158. Bratu EA, Tandlich M, Shapira L. A rough surface implant neck with microthreads reduces the amount of marginal bone loss: a prospective clinical study. *Clinical oral implants research*. 2009;20(8):827-832.
 159. Nickenig HJ, Wichmann M, Schlegel KA, Nkenke E, Eitner S. Radiographic evaluation of marginal bone levels adjacent to parallel-screw cylinder machined-neck implants and rough-surfaced microthreaded implants using digitized panoramic radiographs. *Clinical Oral Implants Research*. 2009;20(6):550-554.
 160. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clinical oral implants research*. 1999;10(5):394-405.
 161. Wolff J. *The law of bone remodelling*: Springer Science & Business Media; 2012.
 162. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clinical oral implants research*. 2006;17(S2):68-81.
 163. Jung Y-C, Han C-H, Lee K-W. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(6).
 164. Liñares A, Muñoz F, Permuy M, Dard M, Blanco J. Soft tissue histomorphology at implants with a transmucosal modified surface. A study in minipigs. *Clinical Oral Implants Research*. 2015;26(9):996-1005.
 165. Song DW, Lee DW, Kim CK, Park KH, Moon IS. Comparative analysis of peri-implant marginal bone loss based on microthread location: a 1-year prospective study after loading. *Journal of Periodontology*. 2009;80(12):1937-1944.
 166. Boyesen JL, Kim DM. Human histologic evidence of a connective tissue attachment to a dental implant. *Restorative Dent*. 2008;28:111-121.
 167. Rodan GA. Introduction to bone biology. *Bone*. 1992;13:S3-S6.
 168. Buckwalter J, Glimcher M, Cooper R, Recker R. Bone biology. *JBJS*. 1995;77(8):1276-1289.
 169. Kartal Y. Farklı yüzey özelliklerine sahip implantlarda Basic Fibroblast Growth Factorün implant çevresindeki sert doku iyileşmesine etkisinin mekanik testler ile değerlendirilmesi.

170. Bonucci E. Basic composition and structure of bone. *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. CRC Press, Boca Raton. 2000:3-21.
171. Newman MG, Takei H, Klokkevold PR, Carranza FA. *Carranza's clinical periodontology*: Elsevier health sciences; 2011.
172. Cooper LF. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(4):439-449.
173. Dokusu TAB. Biyokimya. *Editörler Gürdal F, Ademoglu E*. 1996.
174. Safadi FF, Barbe MF, Abdelmagid SM, et al. Bone structure, development and bone biology. *Bone pathology*. 2009:1-50.
175. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clinical oral implants research*. 2006;17(S2):124-135.
176. GEÇKİLİ O, BİLHAN H. ALT ÇENE ÖN BÖLGEYE YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLARIN REZONANS FREKANS ANALİZİ DEĞERLERİ İLE KEMİK TİPLERİNİN İLİŞKİSİ. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 2012;46(1):24-31.
177. Bra-nemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. Tissue-integrated prostheses. osseointegration in clinical dentistry: LWW; 1986.
178. Misch CE. Bone density: a key determinant for treatment planning. *Contemporary implant dentistry*. 3rd ed. St Louis: Mosby. 2007:130-146.
179. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants-past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc*. 2005;71(5):327.
180. Marco F, Milena F, Gianluca G, Vittoria O. Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. *Micron*. 2005;36(7-8):630-644.
181. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *Journal of dental education*. 2003;67(8):932-949.
182. Elias JJ, Brunski JB, Scarton HA. A Dynamic Modal Testing Technique for Noninvasive Assessment of Bone--Dental Implant Interfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(6).
183. Southam J, Selwyn P. Structural changes around screws used in the treatment of fractured human mandibles. *British Journal of Oral Surgery*. 1970;8(3):211-221.
184. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants: a model study in the dog. *Clinical oral implants research*. 2003;14(3):251-262.
185. Singhatanadgit W. Biological responses to new advanced surface modifications of endosseous medical implants. *Bone and Tissue Regeneration Insights*. 2009;2:BTRI. S3150.
186. Adell R, Lekholm U, Brånemark P, et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. *Swedish dental journal. Supplement*. 1985;28:175-181.
187. Chung DM, Oh T-J, Lee J, Misch CE, Wang H-L. Factors affecting late implant bone loss: a retrospective analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(1).
188. Albrektsson T, Buser D, Sennerby L. Crestal bone loss and oral implants. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(6):783-791.
189. Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(6):792-807.
190. Tatarakis N, Bashutski J, Wang H-L, Oh T-J. Early implant bone loss: preventable or inevitable? *Implant dentistry*. 2012;21(5):379-386.
191. Brägger U. Use of radiographs in evaluating success, stability and failure in implant dentistry. *Periodontology 2000*. 1998;17(1):77-88.

192. Geckili O, Mumcu E, Bilhan H. Radiographic evaluation of narrow-diameter implants after 5 years of clinical function: a retrospective study. *Journal of Oral Implantology*. 2013;39(S1):273-279.
193. Brägger U, Häfeli U, Huber B, Hämmerle CH, Lang NP. Evaluation of postsurgical crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. *Clinical Oral Implants Research*. 1998;9(4):218-224.
194. Misch CE. The implant quality scale: a clinical assessment of the health--disease continuum. *Oral Health*. 1998;88(7):15-20, 23.
195. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clinical oral implants research*. 1996;7(3):261-267.
196. Cranin AN, DeGrado J, Kaufman M, et al. Evaluation of the Periotest as a diagnostic tool for dental implants. *Journal of Oral Implantology*. 1998;24(3):139-146.
197. Akesson L, Håkansson J, Rohlin M, Zöger B. An evaluation of image quality for the assessment of the marginal bone level in panoramic radiography. A comparison of radiographs from different dental clinics. *Swedish dental journal*. 1993;17(1-2):9-21.
198. White SC, Pharoah MJ. The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. *Dental Clinics of North America*. 2008;52(4):689-705.
199. Akesson L. Panoramic radiography in the assessment of the marginal bone level. *Swedish Dental Journal. Supplement*. 1991;78:1-129.
200. Lopes R, Betrouni N. Fractal and multifractal analysis: a review. *Medical image analysis*. 2009;13(4):634-649.
201. Geraets W, Van Der Stelt P. Fractal properties of bone. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2000;29(3):144-153.
202. Demirbaş AK, Ergün S, Güneri P, Aktener BO, Boyacıoğlu H. Mandibular bone changes in sickle cell anemia: fractal analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2008;106(1):e41-e48.
203. Bollen A, Taguchi A, Hujoel P, Hollender L. Fractal dimension on dental radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2001;30(5):270-275.
204. White SC, Rudolph DJ. Alterations of the trabecular pattern of the jaws in patients with osteoporosis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1999;88(5):628-635.
205. Oliveira ML, Pedrosa EFNC, Cruz AD, Haiter-Neto F, Paula FJA, Watanabe PCA. Relationship between bone mineral density and trabecular bone pattern in postmenopausal osteoporotic Brazilian women. *Clinical oral investigations*. 2013;17:1847-1853.
206. Ergun S, Saraçoğlu A, Guneri P, Ozpinar B. Application of fractal analysis in hyperparathyroidism. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2009;38(5):281-289.
207. Gümrükçü Z, Korkmaz YT. Influence of implant number, length, and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element study. *Medical & biological engineering & computing*. 2018;56:979-989.
208. Baelum V, Ellegaard B. Implant survival in periodontally compromised patients. *Journal of periodontology*. 2004;75(10):1404-1412.
209. Penarrocha M, Guarinos J, Sanchis J, Balaguer J. A retrospective study (1994-1999) of 441 ITI (r) implants in 114 patients followed-up during an average of 2.3 years. *Medicina Oral: Organo Oficial de la Sociedad Espanola de Medicina Oral y de la Academia Iberoamericana de Patologia y Medicina Bucal*. 2002;7(2):144-155.
210. Davies J. Mechanisms of endosseous integration. *International Journal of Prosthodontics*. 1998;11(5).

211. Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. *Journal of clinical periodontology*. 2018;45:S246-S266.
212. Galindo-Moreno P, León-Cano A, Ortega-Oller I, Monje A, O' Valle F, Catena A. Marginal bone loss as success criterion in implant dentistry: beyond 2 mm. *Clinical oral implants research*. 2015;26(4):e28-e34.
213. Albrektsson T, Dahlin C, Jemt T, Sennerby L, Turri A, Wennerberg A. Is marginal bone loss around oral implants the result of a provoked foreign body reaction? *Clinical implant dentistry and related research*. 2014;16(2):155-165.
214. Kowalski J, Lapinska B, Nissan J, Lukomska-Szymanska M. Factors influencing marginal bone loss around dental implants: A narrative review. *Coatings*. 2021;11(7):865.
215. Taheri M, Akbari S, Shamshiri AR, Shayesteh YS. Marginal bone loss around bone-level and tissue-level implants: A systematic review and meta-analysis. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*. 2020;231:151525.
216. Sargolzaie N, Zarch HH, Arab H, Koohestani T, Ramandi MF. Marginal bone loss around crestal or subcrestal dental implants: Prospective clinical study. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2022;48(3):159-166.
217. Clementini M, Rossetti P, Penarrocha D, Micarelli C, Bonachela WC, Canullo L. Systemic risk factors for peri-implant bone loss: a systematic review and meta-analysis. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2014;43(3):323-334.
218. Nitzan D, Mamlider A, Levin L, Schwartz-Arad D. Impact of smoking on marginal bone loss. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2005;20(4).
219. Peñarrocha M, Palomar M, Sanchis JM, Guarinos J, Balaguer J. Radiologic study of marginal bone loss around 108 dental implants and its relationship to smoking, implant location, and morphology. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004;19(6).
220. Galindo-Moreno P, Fauri M, Ávila-Ortiz G, Fernández-Barbero JE, Cabrera-León A, Sánchez-Fernández E. Influence of alcohol and tobacco habits on peri-implant marginal bone loss: a prospective study. *Clinical oral implants research*. 2005;16(5):579-586.
221. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implants: A meta-analysis. *Implant dentistry*. 2015;24(5):505-516.
222. Bredberg C, Vu C, Häggman-Henrikson B, Chrcanovic BR. Marginal bone loss around dental implants: comparison between matched groups of bruxer and non-bruxer patients: A retrospective case-control study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2023;25(1):124-132.
223. Fu J-H, Hsu Y-T, Wang H-L. Identifying occlusal overload and how to deal with it to avoid marginal bone loss around implants. *European journal of oral implantology*. 2012;5.
224. Gher ME, Quintero G, Assad D, Monaco E, Richardson A. Bone grafting and guided bone regeneration for immediate dental implants in humans. *Journal of periodontology*. 1994;65(9):881-891.
225. Galindo-Moreno P, Fernández-Jiménez A, Avila-Ortiz G, Silvestre F, Hernández-Cortés P, Wang H. Marginal bone loss around implants placed in maxillary native bone or grafted sinuses: a retrospective cohort study. *Clinical oral implants research*. 2014;25(3):378-384.
226. Pang K-M, Shin Y, Park J-Y, Kim B, Kim SM, Lee J-H. Long-Term Outcomes of Implants Placed in Autogenous Onlay Bone Grafts Harvested from Mandibular Ramus and Risk Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2021;36(4):745-754.

227. Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, Den Hartog L, Huddleston Slater JJ, Meijer HJ. A systematic review of the prognosis of short (< 10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *Journal of clinical periodontology*. 2011;38(7):667-676.
228. Mezzomo LA, Miller R, Triches D, Alonso F, Shinkai RSA. Meta-analysis of single crowns supported by short (< 10 mm) implants in the posterior region. *Journal of clinical periodontology*. 2014;41(2):191-213.
229. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical oral implants research*. 2006;17(S2):35-51.
230. Lee S-A, Lee C-T, Fu MM, Elmislati W, Chuang S-K. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials for the management of limited vertical height in the posterior region: short implants (5 to 8 mm) vs longer implants (> 8 mm) in vertically augmented sites. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014;29(5).
231. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *The Journal of oral implantology*. 1991;17(2):126-131.
232. Pellizzer EP, de Mello CC, Junior JFS, de Souza Batista VE, de Faria Almeida DA, Verri FR. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method. *Materials Science and Engineering: C*. 2015;55:187-192.
233. Garg A, Vicari A. Radiographic modalities for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. *The Implant Society:[periodical]*. 1995;5(5):7-11.
234. Monsour P, Dudhia R. Implant radiography and radiology. *Australian dental journal*. 2008;53:S11-S25.
235. Miles DA, Van Dis ML. Implant radiology. *Dental Clinics of North America*. 1993;37(4):645-668.
236. De Smet E, Jacobs R, Gijbels F, Naert I. The accuracy and reliability of radiographic methods for the assessment of marginal bone level around oral implants. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2002;31(3):176-181.
237. Esposito M, Ekström A, Gröndahl K. Radiological evaluation of marginal bone loss at tooth surfaces facing single Brånemark implants. *Clinical oral implants research*. 1993;4(3):151-157.
238. Piao C, Lee J, Koak J, et al. Marginal bone loss around three different implant systems: radiographic evaluation after 1 year. *Journal of oral rehabilitation*. 2009;36(10):748-754.
239. Shin Y-K, Han C-H, Heo S-J, Kim S, Chun H-J. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2006;21(5).
240. French D, Grandin HM, Ofec R. Retrospective cohort study of 4,591 dental implants: analysis of risk indicators for bone loss and prevalence of peri-implant mucositis and peri-implantitis. *Journal of periodontology*. 2019;90(7):691-700.
241. Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clinical oral implants research*. 2005;16(4):466-472.
242. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskiörsöglü G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(3):227-234.
243. Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Comparison of strains for splinted and nonsplinted screw-retained prostheses on short implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2011;26(6).

244. Telles LH, Portella FF, Rivaldo EG. Longevity and marginal bone loss of narrow-diameter implants supporting single crowns: A systematic review. *PLoS One*. 2019;14(11):e0225046.
245. Ma M, Qi M, Zhang D, Liu H. The clinical performance of narrow diameter implants versus regular diameter implants: A meta-analysis. *Journal of Oral Implantology*. 2019;45(6):503-508.
246. Ozgur GO, Kazancioglu HO, Demirtas N, Deger S, Ak G. Risk factors associated with implant marginal bone loss: a retrospective 6-year follow-up study. *Implant dentistry*. 2016;25(1):122-127.
247. Di Girolamo M, Calcaterra R, Di Gianfilippo R, Arcuri C, Baggi L. Bone level changes around platform switching and platform matching implants: a systematic review with meta-analysis. *Oral & Implantology*. 2016;9(1):1.
248. Albrektsson T, Dahlin C, Reinedahl D, Tengvall P, Trindade R, Wennerberg A. An Imbalance of the Immune System Instead of a Disease Behind Marginal Bone Loss Around Oral Implants: Position Paper. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2020;35(3).
249. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clinical oral implants research*. 2006;17(S2):8-18.
250. Sgan-Cohen HD. Oral hygiene: past history and future recommendations. *International journal of dental hygiene*. 2005;3(2):54-58.
251. Monje A, Suarez F, Galindo-Moreno P, García-Nogales A, Fu JH, Wang HL. A systematic review on marginal bone loss around short dental implants (< 10 mm) for implant-supported fixed prostheses. *Clinical oral implants research*. 2014;25(10):1119-1124.
252. Nunes M, Almeida RF, Felino AC, Malo P, Nobre MdA. The Influence of Crown-to-Implant Ratio on Short Implant Marginal Bone Loss. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2016;31(5).
253. Garaicoa-Pazmiño C, Suárez-López del Amo F, Monje A, et al. Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: a systematic review. *Journal of periodontology*. 2014;85(9):1214-1221.
254. Zimmermann J, Sommer M, Grize L, Stubinger S. Marginal bone loss 1 year after implantation: a systematic review for fixed and removable restorations. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*. 2019:195-218.
255. Saravi BE, Putz M, Patzelt S, Alkalak A, Uelkuemen S, Boeker M. Marginal bone loss around oral implants supporting fixed versus removable prostheses: a systematic review. *International journal of implant dentistry*. 2020;6:1-9.
256. Pauletto P, Ruales-Carrera E, Simek Vega Gonçalves TM, Gebler Philippi A, Donos N, Mezzomo LA. Fixed and Removable Full-Arch Restorations Supported by Short (≤ 8 mm) Dental Implants in the Mandible: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2019;34(4).
257. Toti P, Marconcini S, Enrica G, Pedretti G, Barone A, Covani U. The influence of prosthesis design on the outcomes of tooth implants immediately placed and loaded by means of one-piece titanium machined restoration. *Journal of Oral Implantology*. 2018;44(2):87-93.
258. Sahin S, Cehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *Journal of dentistry*. 2002 Sep-Nov 2002;30(7-8):271-282.
259. Maminkas J, Puisys A, Kuoppala R, Raustia A, Juodzbals G. The prosthetic influence and biomechanics on peri-implant strain: a systematic literature review of finite element studies. *Journal of oral & maxillofacial research*. 2016;7(3).

260. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-598.
261. Dorj O, Lin C-K, Salamanca E, et al. Marginal Bone Loss around Implant-Retaining Overdentures versus Implant-Supported Fixed Prostheses 12-Month Follow-Up: A Retrospective Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2022;19(3):1750.
262. Clift SE, Fisher J, Watson C. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 1992;206(4):233-241.
263. Paracchini L, Barbieri C, Redaelli M, Di Croce D, Vincenzi C, Guarnieri R. Finite element analysis of a new dental implant design optimized for the desirable stress distribution in the surrounding bone region. *Prosthesis*. 2020;2(3):225-236.
264. Abrahamsson I, Berglundh T. Effects of different implant surfaces and designs on marginal bone-level alterations: a review. *Clinical oral implants research*. 2009;20:207-215.
265. Kim S-B, Kim Y-K, Kim S-G, Oh J-S, Kim B-H. Comparative study of the early loading of Resorbable blasting media and sandblasting with large-grit and acid-etching surface implants: a retrospective cohort study. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*. 2014;36(6):247.
266. Donati M, Ekestubbe A, Lindhe J, Wennström JL. Marginal bone loss at implants with different surface characteristics-A 20-year follow-up of a randomized controlled clinical trial. *Clinical oral implants research*. 2018;29(5):480-487.
267. Spies BC, Bateli M, Ben Rahal G, Christmann M, Vach K, Kohal R-J. Does oral implant design affect marginal bone loss? Results of a parallel-group randomized controlled equivalence trial. *BioMed Research International*. 2018;2018.
268. Niu W, Wang P, Zhu S, Liu Z, Ji P. Marginal bone loss around dental implants with and without microthreads in the neck: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(1):34-40.
269. Amid R, Raoofi S, Kadkhodazadeh M, Movahhedi MR, Khademi M. Effect of microthread design of dental implants on stress and strain patterns: a three-dimensional finite element analysis. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*. 2013;58(5):457-467.
270. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *Journal of periodontology*. 2008;79(11):2166-2172.
271. Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegration implant devices. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1987;2(1).
272. Chowdhary R, Halldin A, Jimbo R, Wennerberg A. Evaluation of stress pattern generated through various thread designs of dental implants loaded in a condition of immediately after placement and on osseointegration—an FEA study. *Implant dentistry*. 2013;22(1):91-96.
273. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *Journal of periodontology*. 2000;71(9):1412-1424.
274. Mayuri Kerr B, Allen B, Park N. Clinical and radiographic evaluation of tapered implants with an aggressive reverse buttress thread and crestal microthreads: a retrospective study.

275. Weibel ER. Fractal geometry: a design principle for living organisms. *American Journal of Physiology-Lung Cellular and Molecular Physiology*. 1991;261(6):L361-L369.
276. Buckland-Wright J, Lynch J, Rymer J, Fogelman I. Fractal signature analysis of macroradiographs measures trabecular organization in lumbar vertebrae of postmenopausal women. *Calcified tissue international*. 1994;54:106-112.
277. Buckland-Wright J, Lynch J, Bird C. Microfocal techniques in quantitative radiography: measurement of cancellous bone organization. *Rheumatology*. 1996;35(suppl_3):18-22.
278. Wilding R, Slabbert J, Kathree H, Owen C, Crombie K, Delport P. The use of fractal analysis to reveal remodelling in human alveolar bone following the placement of dental implants. *Archives of oral biology*. 1995;40(1):61-72.
279. Soylu E, Coşgunarslan A, Çelebi S, Soydan D, Demirbaş AE, Demir O. Fractal analysis as a useful predictor for determining osseointegration of dental implant? A retrospective study. *International Journal of Implant Dentistry*. 2021;7:1-8.
280. Mu T-J, Lee D-W, Park K-H, Moon I-S. Changes in the fractal dimension of peri-implant trabecular bone after loading: a retrospective study. *Journal of periodontal & implant science*. 2013;43(5):209-214.
281. Southard TE, Southard KA, Lee A. Alveolar process fractal dimension and postcranial bone density. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2001;91(4):486-491.
282. Wolff J. Das gesetz der transformation der knochem. *Verlag von August Hirschwald*. 1892.
283. Bertram JE, Swartz SM. The ‘law of bone transformation’: a case of crying Wolff? *Biological Reviews*. 1991;66(3):245-273.
284. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(5):553-561.
285. Papantonopoulos G, Gogos C, Housos E, Bountis T, Loos BG. Peri-implantitis: a complex condition with non-linear characteristics. *Journal of Clinical Periodontology*. 2015;42(8):789-798.
286. Lang MS, Miyamoto T, Nunn ME. Validity of fractal analysis of implants in individuals with healthy and diseased peri-implant mucosa. *Clinical Oral Implants Research*. 2020;31(11):1039-1046.
287. dos Santos Corpas L, Jacobs R, Quirynen M, Huang Y, Naert I, Duyck J. Peri-implant bone tissue assessment by comparing the outcome of intra-oral radiograph and cone beam computed tomography analyses to the histological standard. *Clinical oral implants research*. 2011;22(5):492-499.

8. EKLER

EK-1. Etik Kurul Onayı



T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı



Sayı : E-40465587-050.01.04-656
Konu : Etik Kurul

22.03.2023

Sayın Doç. Dr. Zeynep GÜMRÜKÇÜ

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz “Farklı Yüzey Özelliklerine ve Geometrik Tasarımlara Sahip İmplantlarda Marjinal Kemik Kaybının İncelenmesi: Retrospektif Bir Klinik Çalışma” isimli başvurunuz etik kurulumuz yönergesine göre 16.03.2023 tarihinde yapmış olduğu toplantıda incelenmiş olup, 2023/83 karar numarası ile bilimsel ve etik yönden uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini saygılarımla rica ederim.

Doç. Dr. Tahsin Gökhan TELATAR
Başkan

Bu belge güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Belge Doğrulama Kodu : c65a1e0946aa Belge Takip Adresi: <http://ebys.erdogan.edu.tr/EBYS/eimzadogrulama>

Fener Mah. Zihni Derin Yerleşkesi 53100 Rize / TÜRKİYE
Telefon No :+90 (464) 223 61 26 Faks No :+90 (464) 223 53 76
e-Posta : [Internet Adresi:http://www.erdogan.edu.tr/](http://www.erdogan.edu.tr/)
Kep Adresi:

Bilgi için : BURAK HANKAYA
Bilgisayar İşletmeni

