

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Frezleme Hızının İmplant Stabilitesi ve Postoperatif

Ağrı Seviyelerine Etkisinin İncelenmesi

UZMANLIK TEZİ

Diş Hekimi
Aylin AVCI

DANIŞMAN

Doç.Dr. Nejat NİZAM

İZMİR
2019

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan : Doç. Dr. Nejat NİZAM

(Danışman)

Üye : Prof. Dr. Sermet ŞAHİN

Üye : Doç. Dr. Pınar Meriç

Uzmanlık tezinin kabul edildiği tarih:

ÖNSÖZ

Tez çalışmam ve uzmanlık eğitimim boyunca beni bilgi ve tecrübeleriyle ileriye götüren uzmanlık tez danışmanım ve hocam Doç. Dr. Sayın Nejat NİZAM'a yol göstericiliği ve desteğinden dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Teorik ve klinik eğitimimde katkısı olan ve yardımlarını esirgemeyen başta Prof. Dr. Şükrü KANDEMİR olmak üzere tüm Periodontoloji Anabilim Dalı öğretim üyelerine, uzmanlık öğrencilerine ve çalışanlarına tüm destekleri ve anlayışları için teşekkür ederim.

En zor anlarımda bile yanımda olan ve desteğini hep hissettiğim sevgili annem Necla Avcı'ya, eğitim hayatım boyunca bana yardımlarını esirgemeyen ablam Nihan Avcı Barlak'a, her zaman motivasyon ve neşe kaynağım olan sevgili yeğenim Eylül Barlak'a teşekkür ederim.

Son olarak, bugünlere ulaşabilmem için her türlü fedakarlığı yapmış olan ve bugünü göremese de varlığını her zaman yanımda hissettirmiş olan sevgili babam Süleyman Avcı'ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İzmir, 2019

Diş Hekimi Aylin AVCI

ÖZET

Frezleme Hızının İmplant Stabilitesi ve Postoperatif Ağrı Seviyelerine Etkisinin İncelenmesi

AMAÇ: Çalışmanın amacı, implant yuvası hazırlanması esnasında 50 rpm düşük devir irrigasyonsuz frezleme ve 800 rpm yüksek devir irrigasyonlu frezleme yöntemlerinin cerrahi sırasında oluşan rahatsızlık, postoperatif dönemde algılanan ağrı seviyeleri ve implant stabilitelere etkilerinin karşılaştırılmasıdır.

GEREÇ-YÖNTEM: Çalışmaya alt birinci molar diş bölgelerinde karşılıklı diş eksikliği bulunan 15 birey (8 erkek ve 7 kadın, yaş ortalaması: 38 ± 15) dahil edildi. Dişsiz bölgelerin test veya kontrol grubuna dağılımı operasyon sırasında tam kalınlık flep kaldırılmasından sonra rastgele belirlendi. Test grubunda 50 rpm irrigasyonsuz frezleme, kontrol grubunda ise 800 rpm irrigasyon ile frezleme yapılarak implant yuvaları hazırlandı. Her iki grupta da standart çap ve boyda implant ve iyileşme başlıkları kullanıldı. Implantın primer ve sekonder stabilite değerleri başlangıç, 1,2 ve 3. aylarda rezonans frekans analizi yöntemiyle değerlendirilirken, sert dokular başlangıç ve 3. ayda alınan paralel teknik periapikal radyografilerle değerlendirildi. Ayrıca, dişsiz bölgeye komşu dişlerin vitalite değerleri başlangıç, 1 ve 3. aylarda ölçülerek kayıt altına alındı. Dişsiz bölgedeki keratinize doku genişlikleri ise başlangıç ve 3. ayda ölçüldü. Aynı zamanda operasyon sırasında ve sonrası 1 hafta boyunca hastanın algıladığı ağrı seviyeleri VAS skalası yardımıyla kaydedildi.

BULGULAR: Onbeş hastanın tümü planlanan şekilde çalışmayı tamamladı. Keratinize doku genişlikleri gruplar arasında anlamlı fark oluşturmazken grup içi başlangıç ve 3. ay arasında istatistiksel anlamlı fark saptandı ($p<0,01$). RFA ve vitalite değerlerinde ise tüm takip dönemlerinde grup içi ve gruplar arası kıyaslamada benzerdi. İlk kemik implant temas noktası grup içi kıyaslandığında her iki grup içinde başlangıca göre anlamlı seviyede azalma saptandı (Test Grubu içi $p<0,01$, Kontrol Grubu için $p=0,01$). Marjinal kemik kaybı her iki grupta benzer bulundu. Operasyon sırasında algılanan rahatsızlık seviyesi gruplar arasında benzerken, postoperatif 2.gün Test Grubunda ağrı anlamlı seviyede yüksektir ($p<0,05$). Grup içi kıyaslamada test ve kontrol gruplarında birinci gün algılanan ağrı seviyeleri sırasıyla 6,7. ve 5,6 ve 7. günlerden anlamlı seviyede yüksektir ($p<0,05$).

SONUÇ: Her iki frezleme yöntemi de klinik olarak güvenli yöntemler olmasına karşın, yüksek devirde frezlemenin oluşan ağrı seviyesinde az bir avantaj sağladığı izlenmektedir. Ancak bu farkın klinik olarak anlamsız seviyede olduğu söylenebilir.

ANAHTAR KELİMELELER:

Dental implant; frezleme hızı; düşük devir frezleme; ağrı; implant stabilitesi



ABSTRACT

The Effect Of Drilling Speed On Implant Stability and Postoperative Pain Levels

AIM: The aim of the present study was to compare the level of discomfort during surgery, postoperative pain levels and implant stability after implant site preparation either with 50 rpm low speed drilling without irrigation or 800 rpm high speed drilling with irrigation.

MATERIAL- METHODS: Fifteen patients (8 male and 7 female, mean age \pm std: 38 ± 15) with bilateral missing mandibular first molars were included in the study. Each site was randomly assigned either in Test Group (50 rpm without irrigation) or in Control Group (800 rpm with irrigation). A full thickness flap was elevated, and drilling protocol depending on the group was performed. A standard sized implant and a healing abutment was installed in both groups during the same surgery. The implant stability was measured at baseline, 1,2 and 3 months postoperatively using resonance frequency analysis (RFA), dimensional changes in hard tissues were evaluated at baseline and 3 months using standardized periapical radiographs, pulp vitality of the adjacent teeth in the implant area was measured at baseline, 1 and 3 months, keratinized tissue width was measured at baseline and 3 month, discomfort levels were evaluated during the surgery and pain levels during the first week of healing using a VAS scale.

RESULTS: Keratinized tissue width was similar in both groups at baseline and 3 months, but a significant difference was found in intragroup comparisons for both groups ($p < 0.01$ for both). RFA and vitality values did not reveal any difference both within and between groups comparisons during the follow up. First bone to implant contact (fBIC) was significantly lower in both groups at 3rd month compared to baseline ($p < 0.01$ for Test Group, $p = 0.01$ for Control Group). Marginal bone level changes were similar in both groups. The discomfort levels during surgery did not reveal any difference between groups. However postoperative pain level was significantly higher in the Test group at 2nd day ($p < 0.05$). Postoperative pain level in the Test and Control groups were significantly higher in the first day than 6,7 Days and 5,6,7 days, respectively ($p < 0.05$).

CONCLUSION: Based on the results of the present study, it can be concluded that both drilling protocols are safe for implant site preparation and there seems to be a slight advantage in favor of high-speed drilling in terms of pain perception after surgery. However, this difference seems to be clinically irrelevant.

KEY WORDS:

Dental implants; drilling speed; low speed drilling; pain; implant stability



İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ	I
ÖZET	II
ABSTRACT	IV
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar DİZİNİ	VIII
RESİMLER DİZİNİ	IX
KISALTMALAR DİZİNİ	XII
BÖLÜM I	
GİRİŞ	1
BÖLÜM II	
GENEL BİLGİLER	
2.1. Diş Kayıpları	2
2.2. İmplant	3
2.3. Osseoentegrasyon	4
2.3.1. Osseoentegrasyona Etki Eden Faktörler	5
2.3.1.1. Frez Hızı ve Sıcaklık Artışı	8
2.3.1.2. Frez Hızı ve İyileşme	9
2.3.1.3 Frez Hızı ve İmplant Stabilitesi	10
2.4. Stabilite Kavramı ve Stabilite Değerlendirme Yöntemleri	11
2.4.1 Stabilite Değerlendirme Yöntemleri	12
2.5. Ağrı	17
2.5.1 Vizüel Analog Skala	18

BÖLÜM III

GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Çalışma Tasarımı	21
3.2. Hasta Seçimi	21
3.3. Preoperatif İşlemler	23
3.4. İmplant Cerrahisi	27
3.5. Postoperatif İşlemler	30
3.6. İstatistiksel Değerlendirme	33

BÖLÜM IV

BULGULAR

4.1. Tanımlayıcı Veriler	38
4.2. Klinik Veriler	39

BÖLÜM V

TARTIŞMA

43

BÖLÜM VI

SONUÇ ve ÖNERİLER

53

BÖLÜM VII

KAYNAKLAR

55

ÖZGEÇMİŞ

68

EK-1

TABLolar DİZİNİ

	Sayfa No:
Tablo 1. Hasta karakteristik bilgileri ve demografik verileri	38
Tablo 2. İmplant bölgelerine ait başlangıç klinik parametreler	38
Tablo 3. Keratinize doku genişliklerinin grup içi ve gruplar arası dağılımı	39
Tablo 4. Radyo frekans analiz değerlerinin grup içi ve gruplar arası dağılımı	40
Tablo 5. İlk implant kemik temas noktası değerlerinin grup içi ve gruplar arası dağılımı	40
Tablo 6. Üçüncü ay marjinal kemik kaybı değerlerinin grup içi ve gruplar arası dağılımı	41
Tablo 7. Komşu dişlere ait vitalometre değerlerinin grup içi ve gruplar arası dağılımları	41
Tablo 8. Operasyon sırasında duyulan rahatsızlık seviyesinin gruplara göre dağılımı	41
Tablo 9. Postoperatif dönemde algılanan ağrı seviyelerinin gruplara göre dağılımı	42

RESİMLER DİZİNİ

	Sayfa No:
Resim 1: PenguinRFA	15
Resim 2: Vizüel analog skala	19
Resim 3: Başlangıç CBCT görüntüleri	
A: Test Grubu, B: Kontrol Grubu	23
Resim 4: A: Mum modelaj ile dilerin hazırlanması	
B: Model üzerine şeffaf vakum plak uygulanması	24
Resim 5: A: Komşu dişlerin vestibul yüzeyine vitalite ölçümüne izin verecek boşlukların hazırlanması	
B: Vitalite ölçümü için hazırlanan boşlukların kontrol edilmesi	25
Resim 6: A: Stent olarak kullanılacak parçanın kesilerek çıkarılması	
B: Komşu dişlerin koyu kıvamlı elastomerik ölçü maddesi ile izolasyonu	25
Resim 7: A: Şeffaf akrilin hazırlanması	
B: İmplant yapılacak bölgeye şeffaf akrilin doldurulması	25
Resim 8: A: Stent içine doldurulan şeffaf akrilin cephe görünümü	
B: Stent içine doldurulan şeffaf akrilin okluzal görünümü	26
Resim 9: A: Stent içine doldurulan şeffaf akrilin model üzerindeki görünümü	
B: İmplantın yapılacağı noktanın işaretlenmesi	26
Resim 10: A: Pilot frezin yerleşeceği olukların model üzerindeki görünümü	
B: Pilot frezin yerleşeceği olukların okluzalden görünümü	26
Resim 11: Başlangıç periapikal radyografileri	
A: Kontrol Grubu, B: Test Grubu	27

Resim 12: İmplant yerleştirilmesinde takip edilen frezleme protokolü	29
Resim 13: Çalışmada kullanılan implant	29
Resim 14: Operasyon sırasında RFA ile primer stabilite ölçümü	30
Resim 15: RFA ile sekonder stabilite ölçümü	31
Resim 16: Radyografik referans noktaları	32
Resim 17: A: Sabit protetik restorasyonların model üzerindeki görünümü, B: PEEK alt yapı kullanılarak hazırlanan implant üstü sabit protezin görüntüsü	32
Resim 18: Preoperatif ağız içi okluzal görünüm A: Kontrol Grubu, B: Test Grubu	34
Resim 19: Operasyon sırasında ağız içi okluzal görünüm A: Kontrol Grubu, B: Test Grubu	34
Resim 20: Düşük devir frezleme ile elde edilen ostejen kemik partikülleri	34
Resim 21: Operasyon sonrası ağız içi okluzal görünüm A: Kontrol Grubu, B: Test Grubu	35
Resim 22: 6. ay kontrol ağız içi okluzal görünüm A: Kontrol Grubu, B: Test Grubu	35
Resim 23: 6. ay kontrol ağız içi okluzal görünüm A: Kontrol Grubu, B: Test Grubu	35
Resim 24: Operasyon sonrası 1. hafta kontrol periapikal radyografisi A: Kontrol Grubu, B: Test Grubu	36

Resim 25: Operasyon sonrası 3. ay kontrol periapikal radyografisi	
A: Kontrol Grubu, B: Test Grubu	36
Resim 26: Operasyon sonrası 6. ay kontrol periapikal radyografisi	
A: Kontrol Grubu, B: Test Grubu	36
Resim 27: Çalışma izlem şeması	37



KISALTMALAR DİZİNİ

mm: Milimetre

cm: Santimetre

µm: Mikrometre

°C: Santigrat derece

N: Newton

Ncm²:Newton santimetrekaare

kHz: Kilohertz

Kvp: Pik kilovoltaj

mA: Miliamper

J/mm³: Joule/ milimetreküp

Rpm: devir/dakika

RFA: Rezonans frekans analizi

ISQ: İmplant Stabilite Katsayısı

VAS: Vizüel analog skala

IASP: Uluslararası Ağrı Araştırma Derneği

fBIC: İlk implant kemik teması noktası

MKS: Marjinal kemik seviyesi

MKK: Marjinal kemik kaybı

ID: İmplant çapı

IL: İmplant uzunluğu

IAI: İmplant abutment birleşimi

IA: İmplant apeksi

KDG: Keratinize doku genişliği

KDK: Keratinize doku kalınlığı

AKG: Alveol kemik genişliği

CBCT: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi

EPT: Elektrikli pulpa testi

Std: Standart sapma



BÖLÜM I

GİRİŞ

Diş kayıplarının neden olduğu fonksiyon, fonasyon ve estetik problemlerin giderilmesi amacıyla sabit ve hareketli protezler sıklıkla kullanılmaktadır (1,2). Günümüzde artan fonksiyonel ve estetik beklentilerden dolayı dental implantların kullanımı giderek artmaktadır ve yüksek prognoza sahip öngörülebilir bir tedavi seçeneği olarak karşımıza çıkmaktadır (3, 4). Dental implantların klinik kullanımına giden yol Prof. Branemark'ın yaptığı çalışmalar sonucu osseointegrasyonu tanımlaması ile başlamıştır (5). Osseointegrasyon sürecinin başarısı üzerinde etkili birçok faktör bulunmaktadır (6, 7). Bu faktörlerin en önemlilerinden bir tanesi oluşturulan travma miktarıdır ve cerrahi girişim sırasında travmayı en aza indirerek implant başarısını arttırmak hekim kontrolündedir.

Cerrahi sırasında kullanılan frezleme protokolü, frezleme hızı, frezleme süresi, frezin şekli ve irrigasyon tipi meydana gelen mekanik ve termal hasarının boyutunu etkilemektedir (8). Çoğu implant sisteminde frezler 800-1500 rpm hızda kullanılmaktadır ve çevre dokularda aşırı ısınmayı önlemek için frezleme esnasında irrigasyon yapılmaktadır. Diğer bir yöntem de 50 rpm gibi düşük bir hızda ve irrigasyonsuz frezleme yapmaktır ve bu yöntem geleneksel frezleme protokolüne bir alternatif olabilir (9).

Düşük devir ve irrigasyonsuz yapılan frezleme ile otojen kemik grefti elde edilmesi, daha kontrollü bir işlem olması, hekimin görüş alanını arttırması, çevre dokularda daha az travma oluşturulması gibi avantajları olmasına karşın (10, 11, 12), düşük devir irrigasyonsuz frezlemenin klinik etkinliğini inceleyen çalışma sayısı sınırlıdır. Düşük devirde frezlemenin çevre dokularda daha az termal ve mekanik travma oluşturduğu bilgisi göz önüne alındığında, ilgili yöntemin implant başarısını belirleyen klinik parametrelere ve postoperatif ağrı seviyelerine etkisi olabileceği düşünülebilir. Buradan yola çıkarak çalışmamızda, 50 rpm düşük devir ve irrigasyonsuz frezleme ile 800 rpm yüksek devir ve irrigasyonlu frezleme yöntemleri ile yapılan implant cerrahileri sonucunda ortaya çıkan klinik parametrelerin ve postoperatif ağrı seviyelerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

BÖLÜM II

GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Kayıpları

Diş kayıpları yaşam boyu meydana gelebilmekte ve genellikle diş çürükleri, pulpa kaynaklı patolojiler ve periodontal hastalıkların nihai sonucu olarak ortaya çıkmaktadır. Bunun yanısıra yaşlanma, travma, davranışsal ve sosyoekonomik faktörlerin de diş kayıplarıyla ilişkili olduğu bilinmektedir. Diş kayıpları bireyde çiğneme, konuşma gibi fonksiyon kayıplarının yanında estetik sorunlara da yol açmaktadır (1, 2)

Günümüz diş hekimliğinin amacı, hastaların kaybettikleri fonksiyonu geri kazandırmak ve estetik problemleri ortadan kaldırmaktır. Dişlerin restorasyonu ve eksik dişlerin yerine konulması ile bu amaca ulaşılabilir. Eksik dişlerin tamamlanması, genellikle sabit ve hareketli protezler yardımıyla olmaktadır.

Çenelerin posterior bölgelerinde tek diş eksikliklerine sıklıkla rastlandığından molar diş eksikliklerinin protetik tedavisine günlük diş hekimliği pratiğinde sıklıkla ihtiyaç duyulmaktadır. Birinci molar dişler ağız ortamına süren ilk kalıcı dişlerdir (13). Bununla beraber çürük, başarısız endodontik tedavi, kırık gibi sebeplerle ilk kaybedilen diş olmaktadır. 21-30 yaş arasındaki diş kayıplarının çoğunlukla çürük sebebiyle birinci molar dişlerde meydana geldiği belirtilmektedir (14). Birinci molar diş ark formunun, okluzal ilişkilerin ve stabilitenin, çiğneme fonksiyonunun devamının sağlanması açısından önem taşıdığından eksikliğin hızlı bir şekilde giderilmesi hedeflenmektedir (15, 16).

Posterior tek diş eksikliklerinin tedavisi ise yaygın olarak üç üyeli diş destekli sabit protetik restorasyonlar ile yapılmaktadır. Destek dişte meydana gelen çürük sabit protetik restorasyonun başarısızlığının ana nedenini oluşturmaktadır. Yapılan bir çalışmada destek dişte meydana gelen çürük oranının %22, çürük sebebiyle restorasyonun yenilenmesine olan ihtiyacın ise %24,3 olduğu belirtilmiştir (17). Ayrıca, yapılan bir derlemede diş destekli sabit bir protezin 10 yıllık takip döneminde sağ kalım oranının %89,1 iken başarı oranının %71,1 olduğu belirtilmiştir. Komplikasyon

oranı ise %34,1 olarak belirtilmiştir (18). On yıllık takip süresince çürük riski %9,5, destek dişte vitalite kaybı %10, tekrarlayan periodontitis riski %0,5 olarak belirtilmiştir. Bunun dışında retansiyon kaybı, destek diş ve/veya protezde kırık gibi komplikasyonlarda meydana geldiği gösterilmiştir.

Günümüzde diş ve/veya doku destekli sabit ve hareketli protezler yaşlı popülasyonun artması, çiğneme, konuşma gibi fonksiyonel ihtiyaçlara cevap verememesi, yüksek başarısızlık oranı, çürük, endodontik problem, kemik ve yumuşak dokuda atrofi, estetik beklentisi yüksek hasta profili gibi sebeplerle yetersiz kalmaktadır. Bu eksiklikler alternatif bir tedavi yöntemine olan ihtiyacı arttırmaktadır. Diş hekimliğinde dental implantların kullanımı bu ihtiyacı karşılayabilecek bir seçenek olarak görülmektedir (3,19).

2.2 İmplant

İmplant, bir alıcı yatağa cerrahi olarak yerleştirilen biyolojik olarak uyumlu alloplastik cihaz, doku ya da materyal olarak tanımlanmaktadır. Genellikle alıcı yatağın tedavisi, restorasyonu ve fonksiyonu amacı ile yerleştirilmektedir. Bunun dışında deneysel veya tanı koydurucu olarak da kullanılabilir (20).

Dental implant, diş hekimliğinde eksik diş ve dokuların yerine yapılacak olan protetik restorasyonlar için destek görevi gören alloplastik materyaller olarak tanımlanmaktadır. Kemik içine (endoosseöz), kemik üzerine (subperiostal) ya da transmandibular olarak yerleştirilebilmektedir (2). Kayıp dişlerin, alveol kemiği ile bağlanabilen materyallerle yerine konulması fikri yüzyıllar öncesine dayanmaktadır. Son 50 yılda ise diş hekimliğinde implant kullanımı deneysel bir tedavi olmaktan çıkıp öngörülebilir bir tedavi seçeneği haline gelmiştir. Takip eden yıllar içerisinde ise birçok farklı dental implant sistemi tanıtılmış ve yüksek başarı oranları ile kullanılmıştır (4).

Dental implanlar günümüzde kaybolan estetik, konfor ve fonksiyonun iade edilmesi, okluzal stabilitenin sağlanması, kemik kayıplarının önlenmesi, hastada özgüvenin ve yaşam kalitesinin artırılması amaçları ile tercih edilmektedir.

Jung ve ark.'larının yaptığı derlemede tek diş eksiklerinin implant destekli protezler ile tedavisinde, implant sağ kalım oranı 5 yıl sonunda %97,2, 10 yıl sonunda

%95,2, implant destekli tek diş kronların sağ kalımı ise 5 yıllık takip döneminde %96,3, 10 yıllık takip döneminde ise %89,4 olarak bulunmuştur. Tek diş eksiklerinin implant ile tedavi başarısı hem implant hem de restorasyon açısından yüksek bulunmuştur (21). İmplant destekli tek üye kron ve köprülerin fonksiyon gördükleri 5 yıllık süre içerisinde sağ kalım oranlarını değerlendiren bir meta-analizde, sağ kalım oranları sırasıyla %96,3 ve %94,2 olarak hesaplanmıştır (22). Kern ve ark.'larının yapmış olduğu derlemede ise, 5 yıllık implant sağ kalım oranları üst çenede %97,9, alt çenede ise %98,9 olarak bulunmuştur. İmplant kayıp oranlarının implant destekli sabit protezlere göre hareketli protezlerde anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür (23).

65 yaş ve üzeri hastalarda dental implant başarısının değerlendirildiği bir derlemede, implant sağ kalım oranları 1, 3, 5 ve 10. yıllar için sırasıyla %97,7, %96,3, %96,2 ve %91,2 olarak bulunmuştur. Böylece ileri yaş grubu hastalarda da implant tedavisinin öngörülebilir ve başarısı yüksek bir tedavi seçeneği olduğu gösterilmiştir (24).

Parsiyel diş eksikliği bulunan hastalarda implant destekli sabit protezlerin 20 yıllık başarısını değerlendiren bir çalışmada %75,8-89,5 arasında değişen bir sağ kalım oranı gösterilmiştir. Burdan yola çıkılarak, implant destekli restorasyonların parsiyel ve tam dişsiz hastalarda uzun dönem başarılı ve öngörülebilir bir tedavi seçeneği olduğu vurgulanmıştır (25).

Yapılan çalışmaların bu verilerine göre implant destekli sabit ve hareketli protezlerin, diş ve/veya doku destekli sabit ve hareketli protezlere göre hem fonksiyonel hem biyolojik hem de başarı oranları açısından avantajları bulunmaktadır. Bu nedenle implant destekli protezler günlük uygulamalarda sıklıkla tercih edilen bir tedavi seçeneği haline gelmiştir (4).

2.3.Osseoentegrasyon

Prof. P.I. Branemark'ın 1960'larda yaptığı prelinik ve klinik çalışmalarda saf titanyum yüzeyinde direk kemik-titanyum bağlantısının olabileceğini göstermesi dental implantolojinin en büyük adımı olmuştur (5). Bu çalışmalar ile günümüzde de yaygın olarak kullanılan osseoentegrasyon terimi ortaya konmuştur. Canlı kemik

dokusu ve yük taşıyan implant yüzeyi arasında herhangi bir fibröz bağ dokusu olmaksızın direkt olarak oluşan yapısal ve fonksiyonel bağlantı 'osseointegrasyon' olarak adlandırılmıştır. Osseointegrasyon sürecinin, implant yüzeyine direk kemik apozisyonu ve mekanik yüklemeye karşı verilen yapısal adaptasyon cevabıyla birlikte devam ettiği belirtilmiştir (26, 20).

Modern implantolojinin diğer bir öncül isim olan Prof. Andre Schroeder ise, farklı implant materyalleri ile oluşan implant-kemik bağlantılarını incelediği çalışmalar sonucunda implant ve kemik arasında oluşan rijit fiksasyonu 'fonksiyonel ankiloz' olarak tanımlamıştır. Histolojik olarak implant-kemik arasında oluşan direkt teması belgelemiştir (27, 28, 29).

Albrektsson ve ark.'larının (1981) maksilla ve mandibulaya yerleştirilen 2895 silindirik, titanyum implantı değerlendirildiği çalışmada ise, canlı kemik ile yük taşıyan titanyum implant yüzeyi arasındaki fonksiyonel ve yapısal direkt temas ile uzun dönem mekanik stabilite sağlandığı ve osseointegrasyon oluştuğu gösterilmiştir. Ayrıca osseointegrasyonun sağlanması için ön koşul olan parametreler de sıralanmıştır (30).

2.3.1. Osseointegrasyona Etki Eden Faktörler

Albrektsson ve ark.'ları 1986 yılında yayınladıkları derlemede implant tedavisinin başarılı olabilmesi için birbiriyle ilişkili olması gereken faktörleri sıralayıp, kemik içi implantların bugün için halen geçerli olan başarı kriterlerini belirlemişlerdir. İmplant uygulamasında başarıya etki eden faktörler şu şekilde sıralanmıştır (6):

- İmplant materyalinin biyolojik uyumluluğu,
- İmplant yüzeyinin makroskobik ve mikroskobik tasarımı,
- Alıcı yatağın morfolojik ve enfeksiyöz durumu,
- Cerrahi teknik,
- İyileşme süreci,
- Protetik dizayn

Bu faktörlerden implant tasarımı, yüzey özellikleri, materyali gibi faktörler hekimin kontrolü dışında olan faktörlerdir. Cerrahi teknik ise implant başarısı üzerinde hekimin kontrol edebileceği bir faktördür. Seçilen cerrahi teknik, kullanılan cerrahi

aletler, cerrahi yapan hekimin tecrübesi cerrahi sırasında meydana gelen travmanın büyüklüğü de implant başarısı üzerinde önemli rol oynamaktadır (7).

Cerrahi tekniğin osseoentegrasyon ve implant başarısı üzerine etkisinin değerlendirildiği birçok in-vivo ve in-vitro çalışma bulunmaktadır. Albrektsson titanyum bir kutucuğu tavşan tibiasına yerleştirmiş ve bölgedeki entegrasyon sürecini tanımlamıştır. Titanyum implantın yerleştirilmesinden sonra bölgede vasküler aktivitenin arttığı ve kemik turn-over sürecinin kemik-titanyum kutucuğun arayüzünde indüklendiği görülmüştür. Kemik yapılanmasından önce bölgede anjiyogenezisin başladığı, ilk olarak kapiller ağın oluştuğu ve yaklaşık 3 hafta sonra iyi yapılanmış vasküler bir ağın oluştuğu gözlenmiştir. Kemik iyileşmesinin ise implant yerleştirilmesinden 1 hafta sonra başladığı, 3. ve 4. haftalarda pik yaptığı, 6-8 haftalar arasında minör seviyede yeniden yapılanma sürecinin başlayarak yıllar içinde devam ettiği gösterilmiştir. Travmatik implant cerrahisi, bölgede vaskülerizasyonu ve kemik oluşumunu olumsuz etkilemektedir. Böylelikle kemik implant ara yüzünde fibröz bağ doku oluşumuna ve osseoentegrasyonun engellenmesine neden olmaktadır. Bu nedenle implant cerrahisinin olabildiğince atravmatik olması gerektiği belirtilmektedir (31).

İmplant cerrahisi sırasında yapılan frezleme ayrıca osteosit hücrelerinin apoptozunu uyarmaktadır. Etkilenen bölgenin genişliği direkt olarak frezleme hızı ve bölgedeki sıcaklık artışı ile ilişkilidir ve iyileşme periyodu ve osseoentegrasyon süresinin uzunluğunu etkilediği belirtilmektedir (32).

Cerrahi sırasında çevre dokuların canlılığının korunması ve meydana gelen mekanik ve termal hasarının en aza indirilmesi için göz önünde bulundurulması gereken faktörler şu şekilde sıralanmıştır (8):

- Frezleme hızı,
- İrigasyon ve irigasyonun tipi,
- Frezleme protokolü,
- Frezleme sırasında uygulanan basınç,

- Frezlemenin süresi,
- Frezin şekli, boyutu, kesici kenarı ve
- Kemik yoğunluğu

Yapılan bir çalışmada, frezleme hızı ve irigasyonun sıcaklık artışından etkilenen bölgenin büyüklüğü üzerine diğer faktörlerden daha etkili oldukları gösterilmiştir (33). Frezleme hızındaki üç kat artışın etkilenen bölge büyüklüğünü sekiz kat arttırdığı, irigasyonsuz frezlemenin ise on kata kadar sıcaklık artışına neden olduğu belirtilmiştir. Ericksson ve Albrektsson 1983 yılında tavşan tibiasında yaptıkları in-vitro çalışmada sıcaklık artışına bağlı kemik nekrozu oluşması için eşik değeri 47°C olduğunu belirtmişlerdir (34). Bu bilgi de göz önüne alınarak yapılan çalışmalarda frezleme sırasında meydana gelen aşırı ısınma ve ısınmadan etkilenen alanın büyüklüğünün çevre kemikte hücre canlılığını olumsuz etkileyerek osseointegrasyon süreci ve implant başarısını tehlikeye attığı belirtilmiştir (33,12).

Isı artışının önüne geçilmesi için genellikle düşük devirde frezleme ve bol irigasyon önerilmektedir. Ancak hekimin görüş yeteneğini kısıtlaması, osteojenik potansiyele sahip otojen kemik partiküllerinin toplanmasını önlemesi, kemik rejenerasyonunda önemli rol oynayan sinyal proteinleri ve fibrin gibi diğer maddeleri ortamdaki uzaklaştırması irigasyonunun dezavantajları olarak gösterilmektedir (11). Meydana gelen sıcaklık artışının frezleme sırasındaki sürtünmeden ziyade, kemiği kaldırmak için gereken enerji artışına bağlı olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle, implant yuvası hazırlanırken düşük devirdeki frezlerle çalışılması gerektiği ifade edilirken, uygun dizaynda frezlerin kullanılması da önerilmiştir. Böylece kemiğin kaldırılmasından çok yer değiştirmesi sağlanarak osteositlerin ölümünün azalacağı düşünülmüştür. Bununla birlikte, düşük devirde frezleme ile irigasyon ihtiyacının da azalacağı ifade edilmiştir (35, 12).

1500 rpm hızda frezleme Branemark tarafından önerilmiştir ve altın standart olarak kabul edilmektedir. Geleneksel frezleme olarak kabul edilen bu yöntemde alternatif olarak son dönemde, düşük hızda (50 rpm) irigasyonsuz frezleme tekniği tanıtılmıştır (9).

Anitua ve ark.'ları çalışmalarında implant yuvalarını düşük devirde (50 rpm) irigasyonsuz frezleme ile hazırlamışlar ve yeni frezleme sistemini tanıtmışlardır (10) 50 rpm ve irigasyonsuz yapılan frezleme tekniği ile implant cerrahisi sırasında ikinci

cerrahi alana ihtiyaç olmadan otojen kemik partikülleri elde etmişlerdir. Elde edilen otojen kemik partikülleri optik ve elektron mikroskobu altında incelendiğinde, bu partiküllerin kemik iyileşmesinde görevli adeziv ve sinyal proteinlerini içerdiklerini ayrıca greft olarak manipulasyonun kolay sağlandığını ve tükürük kontaminasyonunun az olduğunu belirtmişlerdir. Böylelikle, nitelikli otojen greft elde etmişlerdir. Ayrıca, daha kontrollü frezleme yapılabileceğini, inferior alveolar sinir, maxiller sinüs gibi önemli anatomik yapılara zarar verme riskinin daha düşük olacağını belirtmişlerdir. Sonuç olarak çevre dokulara verilen travmanın bu yöntemle azalacağını öne sürmüşlerdir.

Yapılan birçok in-vitro çalışmada yüksek devirde ve düşük devirde yapılan frezleme karşılaştırılmış, frezleme sırasında oluşan sıcaklık değişimleri (36, 37, 38, 39) bölgenin iyileşme potansiyeli ve erken dönem osseoentegrasyon (7, 8, 9, 40, 41, 42), primer stabilite (9, 43, 44) gibi değişkenler değerlendirilmiştir.

2.3.1.1 Frez hızı ve sıcaklık artışı

Augustin ve ark.'larının yaptıkları in-vitro çalışmada, farklı çaptaki frezler farklı frezleme hızlarında (188, 462, 1140 ve 1820 rpm) kullanılmış ve meydana getirdikleri sıcaklık artışları karşılaştırılmıştır (36). 4,5 mm çaptaki frezler ile yüksek devirde (1140 ve 1820 rpm) ve irrigasyonsuz yapılan frezleme ile osteonekroz için kritik eşik değer olan 47°C'nin aşıldığı belirtilmiştir. 188 rpm ve 462 rpm'lik düşük devirlerde irrigasyonsuz yapılan frezlemede ise tüm frez çaplarının test edilmiş olmasına karşın kritik eşik değerini üzerine çıkılmamıştır. Eksternal irrigasyon yapıldığında ise tüm frezleme hızları ve frez çaplarında eşik değerinin altında bir sıcaklık seviyesi saptanmıştır.

Kim ve ark.'ları üç farklı implant sistemini (Branemark, Osstem, Bicon) uygularken düşük devir (50 rpm) ve irrigasyonsuz yuva hazırlamışlar ve çevre kemikte meydana gelen sıcaklık artışını ölçmüşlerdir (37). Karşılaştırılan üç sistemin alveol kemiğinde oluşturdukları sıcaklık artışları benzer bulunmuş ve hiçbir implant sisteminde osteonekroz için belirtilen eşik değerinin üstünde bir sıcaklık artışı oluşmadığı gösterilmiştir. 50 rpm hız ve irrigasyonsuz frezlemenin alveol kemikte anlamlı derecede sıcaklık artışına neden olmayacağı sonucuna varılmıştır. Bir diğer çalışmada ise D1 tip kemiği taklit eden yapay bloklar üzerinde 50 rpm ve irrigasyonsuz

frezleme ile 1500 rpm ve irrigasyonlu frezlemenin ortaya çıkardığı sıcaklık artışı karşılaştırılmıştır (38). 50 rpm irrigasyonsuz frezleme yapılan grupta maksimum sıcaklık 40,9°C, diğer grupta ise 39,7°C olarak ölçülmüştür. İki grup arasında istatistiksel anlamlı fark olmasına rağmen düşük devirde frezleme yapılan grupta eşik değeri aşan ısınma oluşmadığı belirtilmiş ve düşük devirde irrigasyonsuz frezlemenin çevre dokularda aşırı ısınmaya yol açmadığı sonucuna varılmıştır.

Delgado ve ark.'ları D4 tip sıgır kaynaklı kemikte 600 implant yuvasını 50, 150 ve 300 rpm düşük devirlerde (test grubu) ve 1200 rpm yüksek devirde (kontrol grubu) hazırlamışlardır (39). İmplant yuvası hazırlanırken eş zamanlı olarak yuvanın apikal ve koronal kısmında meydana gelen sıcaklık değişimlerini ölçmüşlerdir. Test grubunda irrigasyonsuz yapılan frezleme esnasında hem koronal hem de apikal bölgede sıcaklık artışı meydana geldiği ancak eşik değeri olan 47°C'nin aşılmadığı belirtilmiştir. 50 rpm'de yapılan frezlemenin diğer düşük hızlara göre en az sıcaklık artışına neden olduğu gösterilmiştir (22,11 ± 0,8 °C). İmplant yuvasının hazırlanması için gereken süreler değerlendirildiğinde ise düşük hız gruplarında daha fazla süreye ihtiyaç olduğu bulunmuştur (50 rpm >150 rpm >300 rpm > kontrol grubu)

2.3.1.2 Frez hızı ve iyileşme

Giro ve ark.'larının yaptıkları in vivo çalışmada iki farklı yüzey özelliğine sahip 64 adet implant, bilateral olarak köpek radyusuna yerleştirilmiştir (40). İmplantların yarısında implant yuvaları 50 rpm ve irrigasyonsuz frezleme ile diğer yarısında ise 900 rpm ve irrigasyon altında hazırlanarak yerleştirilmiştir. İki ve dördüncü haftada meydana gelen erken dönem entegrasyon histolojik olarak değerlendirilmiştir. Her iki frezleme tekniği ile de implant yüzeyi ile kemik arasında temas sağlandığı ve 2 ile 4. hafta arasında kemik implant temas yüzey alanı ve birim yüzeydeki kemik miktarının istatistiksel anlamlı artış gösterdiği belirtilmiştir. Çalışmada kullanılan cerrahi frezleme tekniğinin erken dönem osseoentegrasyonu etkilemediği sonucuna varılmıştır. Yapılan bir diğer histolojik çalışmada, 50 rpm ve irrigasyonsuz frezleme ile 800 rpm ve irrigasyonlu frezleme karşılaştırılmıştır (8). Çalışma sonucunda, her iki frezleme tekniğinde de lamellar kemiğin karakteristik özellikleri ve canlı osteositlerin varlığı gösterilmiş ve hekimlerin her iki frezleme tekniğini de kullanabileceği belirtilmiştir.

Favero ve ark.'ları D1 tip kemik içeren hayvan tibiası üzerinde yüksek hızda (1200 rpm) irrigasyon ile ve karışık frezleme protokolü kullanarak implant yuvalarını hazırlamışlardır (41). Karışık frezleme olarak tarif ettikleri protokolde sırasıyla 1200 rpm, 800 rpm irrigasyon ile frezleme, son frezde ise 60 rpm irrigasyonuz frezleme yapılmıştır. Her iki gruptan elde edilen biyopsiler ile 1, 2 ve 6. haftada meydana gelen erken dönem iyileşme histolojik olarak incelenmiştir. Birinci haftada her iki grupta yeni kemik oluşumu gözlenmemiştir. 2. haftada ise her iki grupta kortikal tabakada az miktarda yeni kemik oluşumu varlığı gösterilmiştir. Altı haftalık gözlemin sonucunda ise, yüksek hız grubunda $67 \pm 17,7$, karışık frezleme hız grubunda ise $66,9 \pm 6,8$ oranında yeni kemik oluşumu görülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır. Kullanılan son frezin hızı ve son frez kullanılırken irrigasyon yapılıp yapılmamasının kemik iyileşmesi ve osseoentegrasyon süreci üzerinde etkili olmadığı sonucuna varılmıştır.

Bir hayvan çalışmasında, flepsiz implant cerrahisi uygulanmıştır. Implant yuvaları 50 rpm ve 1500 rpm hızlarda irrigasyon ile frezleme yapılarak hazırlanmıştır. Farklı hızlarda yapılan frezlemenin kemik iyileşmesi ve osseoentegrasyon süreci üzerine etkileri karşılaştırılmıştır (42). Her iki grupta kemik iyileşmesi, rejenerasyon ve osseoentegrasyon sürecinin benzer bir şekilde meydana geldiği ve gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmadığı gösterilmiştir.

Yenirol ve ark.'ları ise yaptıkları hayvan çalışmasında 100, 500, 1000 rpm'lik frezleme hızlarının erken dönem iyileşme üzerindeki etkilerini karşılaştırmayı amaçlamışlardır (7). Kemik-implant temas yüzey alanı ve implant yivleri arasında bulunan boş yüzeylerin alanları ilk 3 haftalık süreçte değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda yüksek frezleme hızının en iyi biyolojik yanıtı oluşturduğunu belirtmişlerdir.

2.3.1.3 Frez hızı ve implant stabilitesi

Almeida ve ark.'larının yaptığı bir in vitro çalışmada (43) farklı yoğunluktaki yapay kemik bloklarında implant yuvalarının yarısı 800 rpm diğer yarısı ise 1500 rpm hızda açılmıştır. İmplantlar yerleştirildikten sonra Periostest (Siemens AG, Bensheim, Almanya) ve Ostell (Integration Diagnostics AB; Gothenburg, İsveç) cihazları kullanılarak primer stabilite değerleri ölçülmüştür. Her iki grupta benzer değerler elde

edilmiş ve frezleme hızının implant primer stabilitesi üzerine anlamlı etkisinin olmadığı sonucu çıkartılmıştır.

Frezleme hızının, implant stabilitesi ve erken dönem kemik iyileşmesine etkisinin değerlendirildiği başka bir hayvan çalışmasında (44) 50, 800 ve 1200 rpm hızlarda irrigasyon ile frezleme yapılarak açılan yuvalara implantlar yerleştirilmiştir. İkinci ve dördüncü haftalarda rezonans frekans analizi ile implant stabilitesi, ayrıca histolojik kesitlerde yeni kemik oluşum alanları ve kemik-implant temas alanları değerlendirilmiştir. ISQ değerleri 4. haftada 50, 800 ve 1200 rpm için sırasıyla 67,33, 68, 72,33 olarak ölçülmüştür. Kemik-implant kontak miktarı histolojik olarak değerlendirildiğinde ise 4. haftada için sırasıyla %85,40, %85,50, %93,75 olarak bulunmuştur. ISQ değerleri 1200 rpm frezleme hızına sahip grupta 50 rpm grubuna göre anlamlı yüksek bulunmuştur. Bütün frezleme hızlarında olumlu sonuçlar elde edilmesine karşın yüksek frezleme hızıyla daha iyi sonuçlar elde edildiği belirtilmiştir.

Farklı frezleme hızlarının klinik başarıya etkisini değerlendiren literatürde tek çalışmaya rastlanmıştır (9). Pellicer-Chover ve ark.'larının yapmış oldukları çalışmada 25 hastaya yerleştirilen 30 implant değerlendirilmiştir. Çalışma randomize, kontrollü olarak dizayn edilmiş olup bir grupta 800 rpm ve irrigasyon ile frezleme yapılırken diğer grupta 50 rpm ve irrigasyonsuz frezleme ile implant yuvaları oluşturulmuştur. On iki aylık takip süresince implant çevresi kemik kaybı ve implant başarı oranları değerlendirilmiştir. Ortalama kemik kayıpları yüksek ve yavaş hızlarla yapılan gruplarda sırasıyla $0,83 \pm 0,73$ mm ve $0,70 \pm 0,62$ mm, implant başarı oranları da sırasıyla %93,3 ve %100 olarak bulunmuştur. Çalışmada değerlendirilen ilgili parametrelerde gruplar arasında istatistiksel anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Farklı frezleme yöntemlerinin farklı etkilerinden dolayı, iyileşme sürecini etkileyebildikleri (44), dokularda sıcaklık değişimine neden olabildikleri (39), implant stabilitesine etki edebildikleri (9) gösterilmiş olmasına karşın, postoperatif dönemde oluşturdukları ağrı seviyesi üzerine etkileri bilinmemektedir.

2.4. Stabilite kavramı ve stabilite değerlendirme yöntemleri

İmplant yerleştirilmesinden hemen sonra mekanik olarak oluşturulan makroretansiyon ile implant ve çevre kemik arasında oluşan stabilite primer stabilite

olarak adlandırılmaktadır (20). Primer stabilite başarılı bir osseoentegrasyonun sağlanması için önemli faktörlerden biridir. İmplant yerleştirilmesi esnasında oluşan mekanik stabilite aşamalı olarak azalırken osseoentegrasyona bağlı olarak biyolojik stabilite oluşmaktadır. Biyolojik stabilite, sekonder stabilite olarak ta adlandırılmaktadır ve erken yara iyileşmesi sırasında yeni kemik oluşumu ile ortaya çıkmaktadır (29).

Klinik olarak stabil bir implantta yükleme sonrasında mikro düzeyde (75 µm'den daha az) bir hareketlilik gözlenebilmektedir (45). Makro düzeyde var olan mobilite ise, implant ve kemik arasında entegrasyon olmadığını göstermektedir. Bu durum iyileşme esnasında implant ve kemik arasında oluşan fibröz bir doku nedeniyle oluşabileceği gibi, daha önceden var olan osseoentegrasyonun bozulması neticesinde de ortaya çıkabilir (46). İmplantta mobilite bulunması, implant başarısızlığını doğrulayan bir kriter olarak kabul edildiğinden, implant cerrahisi esnasında yüksek primer stabilite sağlanması başarılı bir osseoentegrasyonun elde edilmesi için bir ön koşul olarak gösterilmektedir (47). 150 µm ve üzerindeki mikrohareketliliğin kemik rezorpsiyonu, fibröz doku enkapsülasyonunu ve osteoblast hücrelerinin inhibisyonunu uyardığı gösterilmiştir (48). Mikrohareketliliği azaltmaya yönelik tüm girişimler yüksek primer stabilite sağlanması ile implant çevresinde oluşan yeniden yapılanma sürecinde sekonder stabilitenin oluşma şansını arttırmayı hedeflemektedir (7).

Her ne kadar primer stabilite, osseoentegrasyon için bir ön koşul olsa da her zaman yüksek primer stabilite sağlanamamaktadır. Bu gibi durumlarda implant stabilitesini değerlendirmeye ve görüntülemeye yönelik teknikler, hekime implant yükleme protokolü hakkında fikir vererek tedavi başarısının artmasına yardımcı olabilir (49). Objektif değerlendirme kriterlerinin olması hasta-hekim iletişimin daha iyi şekilde sağlanmasına, hekim kararlarının daha kolay anlatılabilmesine, hastaya ait verilerin daha iyi saklanmasına ve idame süresince ortaya çıkabilecek sorunların çözümünün daha kolay olmasına da yardımcı olabilir (50).

2.4.1. Stabilite değerlendirme yöntemleri

Osseoentegrasyonun değerlendirilmesinde histoloji altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak, tekniğin invaziv oluşu, etik sebeplerden klinik çalışmalarda kullanılamaması ve klinik uygulama imkânı olmaması gibi nedenlerden dolayı implant

stabilitesini değerlendirmeyi amaçlayan farklı stabilite ölüm yöntemleri geliştirilmiştir (51). Bu yöntemler,

- Radyografi,
- Perküsyon testi,
- Ters yönlü tork testi,
- Yerleştirme torku/ Kesme direnci lm,
- Periotest lmleri,
- Rezonans frekans analizi olarak sıralanabilir.

İnvaziv olmayan ve sıklıkla kullanılan bir yöntem olan radyografiler, implant-kemik ara yüzünü değerlendirmeye olanak vermektedir. Yüksek kalite, standart, tekrarlanabilir radyografiler elde edilmesiyle bu değerlendirme mümkün olmaktadır. Ancak, radyografik kemik seviyeleri implant stabilitesi hakkında bize bilgi vermezken, hekimin radyografideki minör değişimleri fark etmesi de mümkün olmayabilir (52). Bununla birlikte sert doku superpozisyonları hatalı algılamalara neden olabilmektedir.

Perküsyon testi, metalik bir aletin implantın iyileşme başlığına vurulması ile ortaya çıkan sesin yorumlanmasına dayanan basit bir yöntemdir. Temiz bir çınlama sesi başarılı bir osseoentegrasyonu işaret ederken, donuk künt bir ses ise osseoentegrasyondaki problemleri işaret edebilir. Subjektif bir değerlendirme yöntemi olmasından ve hekim tecrübesi gerektirmesinden dolayı sınırlı kullanım alanı mevcuttur (50).

Ters yönlü tork uygulama yönteminde, implanta yerleştirme yönünün tersine kuvvet uygulanmakta ve implantın rotasyona uğradığı değer çıkarma tork değeri olarak kaydedilmektedir. Kuvvet uygulanması sırasında rotasyona uğrayan implantların başarısız olduğu ve çıkarılması gerektiği düşünülmüştür. Sullivan ve ark.'ları yaptıkları çalışmada 20 Ncm² 'yi aşan ters yönlü kuvvete implantların direnç göstermesi halinde başarılı osseoentegrasyondan söz edilebileceği belirtilmiştir (53). Ancak, Branemark ve ark.'ları osseoentegrasyon süreci devam ederken uygulanan gereksiz kuvvetin kemik-implant ara yüzünde geri dönüşümsüz plastik deformasyona yol açabileceği ve implant kaybına sebep olabileceğini bildirmişlerdir (54). İnvaziv bir test olmasının yanında osseoentegrasyon süreci devam eden implantlarda başarısızlığa

sebeup olabileceğinden klinik uygulama alanı yoktur ve sıklıkla hayvan deneylerinde tercih edilmektedir (52).

Yerleştirme torku değerlendirmesinde, implant cerrahisi sırasında implant yivlerinin kemikte yuva açması için gerekli olan enerji (J/mm^3) ölçülmektedir. Fizyodispenser üzerinde bulunan bir tork göstergesiyle implant yerleştirilmesi sırasındaki değer Ncm^2 olarak ölçülmektedir. Bu değer enerjinin indirekt göstergesi olarak kabul edilir ve yerleştirme tork değeri implant stabilitesi hakkında objektif bilgi vermektedir. Cerrahi yöntem, kemik yoğunluğu, implant dizaynı gibi çeşitli faktörlerden etkilenen bir parametredir. Bu yöntem sadece implant yerleştirilmesi esnasında kullanılabilirdiğinden, farklı zamanlarda stabilite ölçüm yöntemi olarak kullanılamamaktadır (50).

Perküsyon testi, çıkarma ve yerleştirme tork değerlerinin ölçülmesi gibi yöntemlerin ilgili limitasyonları, periotest ve rezonans frekans analizi gibi sekonder stabilitenin de ölçülmesine olanak veren, invaziv olmayan, implant-kemik bağlantısına zarar vermeyen, objektif veriler elde edilmesine olanak sağlayan yeni stabilite değerlendirme yöntemlerinin geliştirilmesini sağlamıştır (55).

Periotest, diş mobilitesi ve implant stabilitesini değerlendirmek için kullanılan elektromekanik bir alettir. Alet 4 saniye boyunca 16 çarpma hareketi yapmaktadır. Basınca duyarlı ucu diş ya da implant ile aletin temas süresini ölçmekte ve kaydetmektedir. Düşük stabilite durumunda, daha uzun temas süresi ortaya çıkacağından dolayı daha yüksek periotest değeri elde edilmektedir (56).

Periotest değerlerinin -8-0 arasında olması durumunda iyi osseoentegrasyon olduğu düşünülür ve implant yüklemeye uygundur. +1/+9 arasındaki değerlerde implantın klinik değerlendirmesi önerilir ve implantın yüklenmeye hazır olmadığı anlaşılır. +10/+50 arası değerler yetersiz osseoentegrasyonu ifade ettiğinden implantın eksplante edilmesi önerilir. Periotest ölçümleri, implant üzerindeki abutmentin özellikleri, periotest ucunun yerleştirilme şekli ve kontak noktasının konumu tarafından etkilenebilmesi, tekrarlanabilirliğinin kişiye göre değişmesi, implant-kemik arayüzündeki minör değişimlerin belirlenememesi gibi nedenlerden dolayı implant stabilitesini değerlendirmede yetersiz kalmaktadır (57).

1996 yılında Meredith ve ark.'ları implant stabilitesinin ölçümü için ilk jenerasyon rezonans frekans analiz (RFA) yöntemini tanıtmıştır (58). İnvaziv

olmayan, niceliksel, tekrarlanabilir ve objektif bir stabilite değerlendirme yöntemi olarak ifade edilmektedir (59). Günümüzde ticari olarak Osstell, Osstell Mentor (Osstell AB, Gothenburg, Sweden) ve PenguinRFA (Integration Diagnostics Sweden AB, Gothenburg, Sweden) isimleri ile bulunmaktadır (Resim 1)



Resim 1: PenguinRFA (Integration Diagnostics Sweden AB, Gothenburg, Sweden)

RFA ölçümlerinde klinik olarak lateral kuvvetleri taklit eden kuvvetler implant-kemik ara yüzüne doğru uygulanmaktadır. Bükme kuvvetleri implant yüzeyine sabit lateral kuvvet uygulamakta ve bu sırada implantta oluşan yer değiştirme miktarı cihaz tarafından ölçülmektedir. İlk jenerasyon RFA, L şekilli, iki adet piezoseramik parça içeren bir dönüştürücünün implant ya da abutmentta vidalanması sonrası rezonans frekansının ölçülmesine dayanmaktadır. Birinci parça 5-15 kHz aralığında sinüzoidal sinyal ile titreşirken diğer parça sinyal alıcı olarak görev yapmaktadır. Rezonans frekansının pik yaptığı ilk değer, ilk bükülmenin meydana geldiği noktayı göstermektedir (55).

Sistemlerin klinik uygulamasındaki zorluklarından dolayı, kullanımını daha kolay ve pratik olan güvenilir yeni tasarımlar geliştirilmiştir. Hızlı ve kolay ölçüm yapabilen, kalibre edilmiş dönüştürücüye sahip olan yeni bir sistem kablosuz olarak üretilmiştir. Ölçümün yapılabilmesi için üzerinde küçük bir mıknatıs bulunan metal bir pinin (peg) implanta 5-10 Ncm² ile yerleştirilmektedir. Cihaz peg'e yaklaştırıldığında içindeki ilk bobinden üretilen elektromanyetik dalga pinin ve implantın serbestçe titreşmesine neden olmaktadır. Cihaz içinde bulunan ikinci bobin ise yansıyan dalgalardan elektrik akımını meydana getirmekte ve elektrik, voltajı kalibre edilmiş dönüştürücü yardımıyla

İmplant Stabilite Katsayısı'na (ISQ) dönüştürülmektedir (Osstell Mentor™; Ostell AB) (60) ISQ skalası 1 (en düşük stabilite) ve 100 (en yüksek stabilite) arasında değişen değerleri göstermektedir. Son olarak kalem benzeri, sarj edilebilir bir cihaz olan PenguinRFA (Integration Diagnostics Sweden AB, Gothenburg, Sweden) üretilmiştir. Cihaz aynı prensiple çalışmasına karşın ölçüm için kullanılan pini MultIPeg olarak adlandırılmaktadır ve biyouyumlu titanyumdan üretildiğinden, otoklavda sterilize edilebilmekte ve tekrar kullanılabilir (61).

RFA'yı etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörler kemik densitesi, implant çapı, uzunluğu, pozisyonu gibi implantın dizaynı ile ilişkili faktörler, cerrahi teknik, ölçüm pininin el ya da tork anahtarı ile yerleştirilmesi olarak sıralanabilir (62). Ayrıca, iyileşme sürecine bağlı olarak da ISQ değerlerinde artma ya da azalma görülebilmektedir (62). Ölçüm sırasında cihaz konumunun ISQ değerini etkilemediği ve iyileşme döneminde özellikle Tip III ve IV kemiğe sahip bölgelerde zamanla ISQ değerinde artış gözleneceği belirtilmiştir (54).

Yapılan çalışmalarda, ISQ değerlerinin marjinal kemik kaybı (63, 64, 65) kemik-implant teması (66), implant sağ kalım oranı (59) gibi implant başarısını gösteren faktörlerle ilişkisi değerlendirilmiştir. Bu faktörlerle ilişkisi klinik olarak önem taşımaktadır.

Monje ve ark.'larının yaptığı in-vitro çalışmada ISQ değerleri ve marjinal kemik kaybı arasında güçlü negatif ilişki olduğu belirtilmiştir (63). Yaklaşık 1 mm marjinal kemik kaybının ISQ değerinde düşüşe neden olabileceği gösterilmiştir. Kemik-implant temasıyla ISQ değeri arasında güçlü ilişki saptanmıştır. Tözüm ve ark.'larının yaptığı klinik çalışmada da ISQ değerleri ile marjinal kemik seviyeleri arasında negatif anlamlı ilişki saptanmıştır (64).

Fischer ve ark.'larının yaptığı çalışmada, implant stabilitesinin kemik miktarı ve kalitesinden etkilendiği belirtilmiştir (65). Başlangıçta ortalama 63,3 olan ISQ değeri 3,6 ve 12. aylarda sırasıyla 64,3, 65 ve 66,8 olarak ölçülmüştür. Marjinal kemik kaybı fonksiyondaki bir yılda ortalama 1,1 mm olarak ölçülmüştür. Ancak marjinal kemik seviyesi ile ISQ değerleri arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır.

Scrano ve ark.'ları 6 aylık iyileşme periyodu sonrasında, farklı sebeplerden eksplante ettikleri 7 implantın önce ISQ değerlerini kaydetmiş ve ardından histolojik

olarak değerlendirmiştir (66). ISQ değeri ile kemik-implant temas yzey alanı arasında istatistiksel anlamlı pozitif korelasyon olduğunu gstermişlerdir.

ISQ değerleri ile implant sağ kalımı arasındaki ilişkiyi değerlendiren retrospektif bir çalışmada başarısız olan tüm implantların yerleştirilme sırasında ISQ değerinin 66'dan, yükleme sırasında da 67 'den az olduğu saptanmıştır (59). ISQ değeri 60'ın altında olan implantlarda 2 aşamalı cerrahi protokolün uygulanması ile daha yüksek sağ kalım oranı elde edilebileceği ifade edilmiştir.

Rodrigo ve ark.'ları yaptıkları çalışmada implant stabilite ölçümlerinin öngörülebilirliğini değerlendirmeyi amaçlamıştır (67). İyileşme başlığı yerleştirme sırasında implantta meydana gelen rotasyon miktarına göre primer stabiliteyi 4 gruba, A: rotasyon yok, B: direnç ile birlikte hafif rotasyon, C: direnç hissedilmeden rotasyon ve D: lateral hareketle birlikte rotasyon şeklinde ayırmışlardır. Operasyondan hemen sonra (RFA1) ve protetik restorasyon yapılmadan önce (RFA2) (postop 2-4. ay) RFA ölçümlerini yapmışlardır. A grubunda sağ kalım oranı %99,1 iken diğer üç grupta %97,2 olarak bulunmuştur. Stabil olmayan grup ve implant başarısızlığı arasında anlamlı fark bulunmuştur. Operasyondan hemen sonra yapılan RFA lmlerinin implant sağ kalımıyla ilişkili olmadığı ancak ikinci ölçümlerin istatistiksel anlamlı korelasyona sahip olduğu belirtilmiştir. İkinici lmlerde ISQ>60 olan implantlarda hiç başarısızlık olmazken, ISQ <60 olan implantlarda ise %19 oranında başarısızlık rapor edilmiştir.

RFA'nın tekrarlanabilirliği ve gvenilirliğininin değerlendirildiği bir çalışmada (62), RFA lmlerinin tekrarlanabilirliğininin yüksek olduğu ve hiçbir durumda standart sapmanın ölçülen değer aralığının %2'sini geçmediği belirtilmiştir. Bu değerin Meredith ve ark'larının %1 (± 1 ISQ) olarak belirttiği değerle uyumlu olduğu belirtilmiştir (58, 68). Bu alışmalarda RFA'nın klinik olarak implant stabilitesini değerlendirmede güvenilir ve etkili bir yöntem olduğu ifade edilmiştir.

2.5. Ağrı

Ağrı, somatik duyuların bir çeşidi olarak ifade edilmektedir. Uluslararası Ağrı Araştırma Derneği (IASP), ağrıyı var olan ya da olası doku hasarına eşlik eden veya

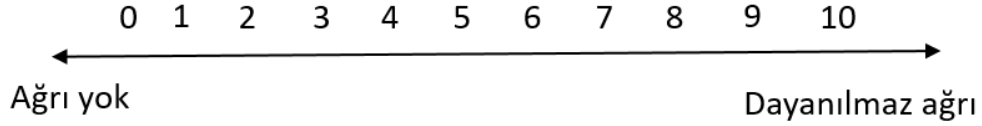
bu hasar ile tanımlanabilen, hoşla gitmeyen duyuşal ve emosyonel bir deneyim olarak tanımlamıştır (69).

Dental implant cerrahisi sonrası oluşan cerrahi yara, implant bölgesi ve periferel sinir sistemi arasında biyokimyasal bir sũreç başlatmaktadır (69). Aynı zamanda hastada stres ve anksiyete oluşumunu da tetiklemektedir. Her hastanın bu biyokimyasal ve psikolojik sũreçte algıladığı ağrı seviyesi farklı olmaktadır. Hastanın algıladığı ağrı seviyesi birçok faktörden etkilenmektedir. Hasta ile ilişkili olan faktörler, yaş, cinsiyet, dental deneyimler ve korku, hekime bağlı olan faktörler, tecrũbe ve klinik yetenek, cerrahiyle ilişkili faktörler ise uygulanan yöntem, yerleştirilen implant sayısı, implant konumu, ogmentasyon ihtiyacı ve cerrahi stent kullanımını olarak sayılabilir. Bu faktörlerin anlaşılması ve bilinmesi hasta ve hekim arasındaki iletişimi kolaylaştırmaktadır. Dental uygulamalar esnasında ve sonrasındaki sũrecin hastaya detaylı ağıklanması, hastada oluşan korkunun azalmasına ve hastanın uygulamaları kabul etme oranının artmasını sağlamaktadır (70, 71, 72).

Ağrı, subjektif olarak, bireyden bireye farklı şekilde yorumlanabildiği için ağrı değerlendirilmesinde kullanılabilir bir ölçeğin belirlenmesinde zorluklar yaşanmaktadır (73).

2.5.1 Vizüel analog skala

Vizüel analog skala (VAS), bir ucunda hastanın algıladığı en şiddetli ağrı varlığı diğer ucunda ise ağrı yokluğu gibi iki uç seviyenin bulunduğu genellikle 10 cm'lik düz bir çizgiden oluşmaktadır. (Resim 2) Hastadan iki uç nokta arasında bulunan çizgi üzerinde algıladığı ağrı seviyesini işaretlemesi istenerek, hastanın subjektif olarak algıladığı ağrı yoğunluğu değerlendirilir. Bu skalaya 'hafif, orta, şiddetli' gibi ifadeler ya da sayısal bir ölçek de eklenebilmektedir. Her iki ölçeğinde tedavi etkisini göstermede hassas olduğu ve ağrı yoğunluğunu ölçmek için kullanılan diğer yöntemlerle pozitif ilişki gösterdiği ortaya konulmuştur (74). Ayrıca VAS'ın diğer değerlendirme yöntemlerine göre en büyük avantajı farklı zaman dilimlerinde ölçülen ağrı yoğunlukları arasındaki farkın değerlendirilmesine olanak sağlamasıdır.



Resim 2: Vizüel analog skala

Hashem ve ark.'ları yaptıkları çalışmada (75) implant cerrahisi sonrası hastaların algıladıkları ağrı ve anksiyete seviyelerini anket ve VAS skalası yardımıyla değerlendirmiştir. Çoğu hastada operasyon sonrası hafif ile orta şiddetli ağrı olduğu gözlenmiştir. En yüksek ağrı seviyesinin ilk 24 saat içinde olduğu, 2 veya 3 gün içerisinde en yüksek ağrı seviyesinin yarısı oranında azaldığı ve 6. güne doğru giderek azalmaya devam ettiği ortaya konulmuştur.

Santana ve ark.'larının yapmış oldukları çalışmada, implant cerrahisi sonrası postoperatif birinci haftada hastaların algıladıkları ağrı seviyelerini ve meydana gelen şişliği değerlendirmiştir (76). Değerlendirme VAS skalası yardımıyla yapılmıştır. Ağrı yoğunluğunun %41,5 olguda ilk 6 saat içinde maksimum değere ulaştığı belirtilmiştir. Ayrıca, ağrının implant sayısı ile istatistiksel anlamlı pozitif yönlü ilişki içinde olduğu gösterilmiştir.

Fortin ve ark.'ları flepsiz ve flep kaldırılarak yapılan implant cerrahisi sırasında ve sonrasında algılanan ağrı seviyelerini VAS skalası yardımıyla karşılaştırmıştır (77). Flepsiz cerrahi sonrası hastaların daha kısa süre ve daha az yoğun ağrı hissettikleri belirtilmiştir. Minimal invaziv cerrahi yaklaşım ile algılanan ağrı seviyesinin azaldığı, buna paralel olarak operasyonu kabul etme oranının arttığı gözlemlenmiştir.

Her ne kadar implant cerrahisi sonrası oluşan ağrı seviyelerinin zaman (75), implant sayıları (76) ve flep yöntemleri (77) gibi faktörlerle olan ilişkileri değerlendirilmiş olsa da implant yuvası hazırlanması sırasındaki frezleme hızının postoperatif ağrı seviyesi üzerine etkisini değerlendiren çalışmaya rastlanmamıştır. Bununla birlikte frezleme hızı farklılıklarının dokularda oluşturdukları fiziksel ve termal etkiler de göz önüne alındığında postoperatif dönemde farklı frezleme tekniklerinin farklı ağrı seviyelerine neden olması beklenebilir.

Buradan yola çıkarak çalışmamızda, implant yerleştirilmesi esnasında uygulanan 50 rpm'lik düşük devir ve irrigasyonsuz frezleme yöntemi sonrasında

algılanan ağrı seviyesi, 800 rpm yüksek devir ve irrigasyon altında yapılan frezleme yönteminden daha düşüktür hipotezi kurulmuştur. Çalışmanın birincil amacı düşük tur ve irrigasyonsuz frezleme ile yüksek tur ve irrigasyon ile frezleme yöntemleri sonrasında oluşan ağrı seviyelerinin karşılaştırılmasıdır. İkincil amacı ise her iki yöntemin komşu dişlerin vitalitesine, implantların primer ve sekonder stabilitesine ve krestal kemik seviyelerine etkilerinin kıyaslanmasıdır.



BÖLÜM III

GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Çalışma tasarımı

Çalışmamız tek merkezli, randomize, kontrollü, bölünmüş ağız ve girişimsel klinik bir çalışma olarak planlandı. Hastaların çalışmaya dahil olma kriterleri, preoperatif klinik değerlendirmeleri, cerrahi uygulamaları, postoperatif takip ve veri toplanması işlemleri aynı araştırmacı tarafından yapılırken, hastaların gruplara rasgele dağılımlarının sağlanmasındaki randomizasyon işlemi, çalışma protokolünü bilmeyen bağımsız bir klinisyen tarafından gerçekleştirildi. Benzer şekilde periapikal filmlerin çekilmesi, vitalite değerlerinin ölçülüp kaydedilmesi ve istatistiksel analizlerin yapılması sürecinde yer alan araştırmacılar çalışma gruplarından habersizdi.

3.2. Hasta seçimi

Araştırmamıza, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı'na başvuran alt çenelerinin her iki posterior bölgelerinde karşılıklı tek diş eksikliği bulunan hastalar dahil edildi. Çalışma protokolü, araştırmaya başlanmadan önce Ege Üniversitesi Etik Kurulu tarafından 17-7.2\3 karar numarası ile onaylandı. Tüm hastaların çalışmaya dahil edilme kriterlerine uygunlukları alınan detaylı anamnez, klinik muayene ve radyografik bulgulara göre değerlendirildi. Çalışmaya aşağıdaki dahil olma kriterlerine uyan hastalar dahil edildi:

- Alt çenenin her iki posterior bölgesinde birinci molar dişlerin eksik olması,
- Diş çekiminin en az 6 ay önce yapılmış olması,
- Mezyo-distal ve bukko-lingual genişliğin kret tepesinde en az 6,5 mm olması,
- Alveoler kret tepesi ve mandibuler kanal arası dikey mesafenin en az 12,5 mm olması,

- Kret tepesi ile karşıt dişlerin okluzal yüzeyi arasında en az 6 mm mesafe olması,
- Boşluk bölgesinin karşıt çenesinde dişsiz boşluğun veya hareketli protetik restorasyonun olmaması,
- Dişlerde veya ağzın herhangi bir bölgesinde akut/kronik enfeksiyon veya ağrı bulunmaması,
- Dişsiz bölgede sert ve/veya yumuşak doku ogmentasyon ihtiyacının bulunmaması,
- Dişsiz bölgede diş çekimi hariç herhangi bir cerrahi girişimin yapılmamış olması,
- Eksik diş bölgesine komşu her iki dişin de ağızda olması,
- Alt çenede sinir hasarı veya parestezi öyküsü bulunmaması,
- Cerrahi işlemleri ve postoperatif iyileşmeyi etkileyecek kontrolsüz diyabet, hipertansiyon gibi herhangi bir sistemik hastalığın bulunmaması,
- Periodontal dokulara etkisi olabilecek herhangi bir ilacın kullanılmaması,
- Sürekli antienflamatuar/analjezik ilaç alınmasını gerektiren lokal veya sistemik bir nedenin bulunmaması,
- Baş boyun bölgesinde radyoterapi görmemesi,
- Psikiyatrik sorunun ya da iletişim kurma sorununun bulunmaması,
- 20 yaşından büyük olması,
- Hamilelik veya laktasyon döneminde olmaması,
- Çalışmaya katılmak için gönüllü olması.

Çalışmaya dahil olma kriterlerini sağlayan hastalara yapılacak işlemler hakkında ayrıntılı bilgi verildikten sonra, diş eksikliğinin tedavisindeki olası tüm protetik seçenekler avantajları ve dezavantajları ile birlikte anlatıldı. Tüm hastalar

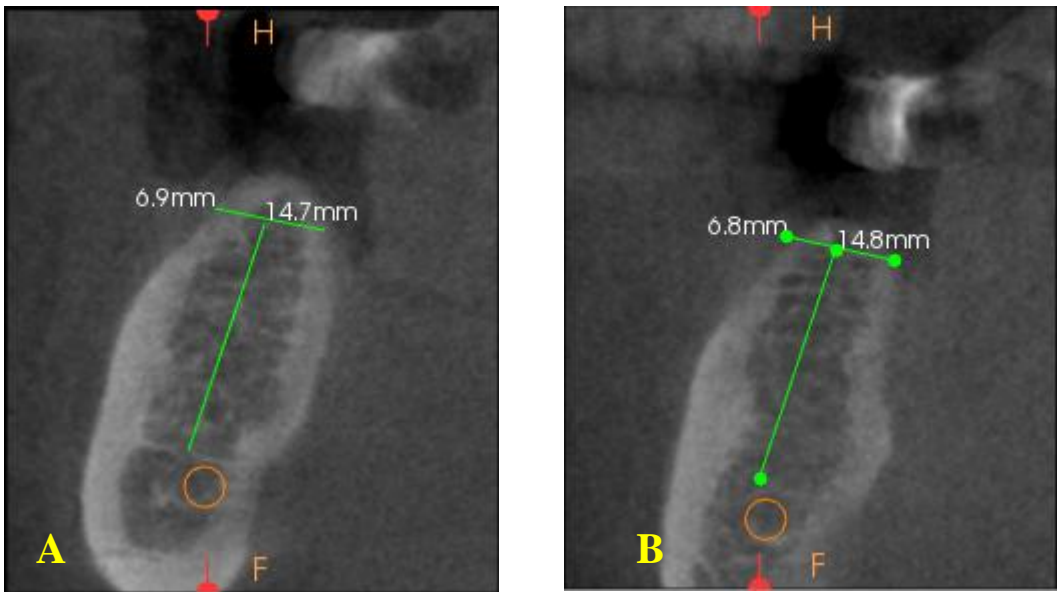
bilgilendirilmiş gönüllü olur formunu okuduktan sonra, soruları olan hastalara tekrar açıklamalar yapıldı ve araştırmaya katılmayı kabul etmeleri halinde bilgilendirilmiş gönüllü olur formları kendi isteği ile imzalamaları için operasyon gününe kadar kendilerinde kalması için hastalara teslim edildi.

Çalışma başlangıcında dahil edilmesi gereken minimum hasta sayısı hesaplandığında etki büyüklüğü 0,8 (effect size), $\alpha=0.05$ ve %80 güç için 12 hastanın çalışmaya dahil edilmesi gerektiği hesaplandı. Olası hasta kayıpları da değerlendirildiğinde, kliniğe başvuran ve ilgili kriterleri sağlayarak çalışmaya katılmayı kabul eden ilk 15 hasta (8 erkek, 7 kadın) çalışmaya dahil edildi.

Çalışmada değerlendirilecek invaziv olmayan klinik ve radyografik parametrelerin araştırmacının kendi içerisindeki kalibrasyonunun sağlanması için çalışmaya dahil olmayan bireyler ve radyografiler üzerinde tekrarlayan ölçümler yapıldı. Tekrarlanabilirlik Cohen kappa katsayısı hesaplanarak yapıldı. Tüm ölçümler için 0,80'nin üzeri değer sağlandıktan sonra kalibrasyonun oluştuğu kabul edildi.

3.3. Preoperatif işlemler

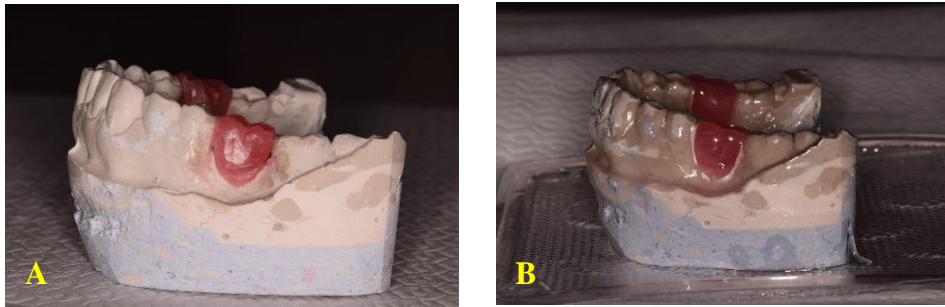
Çalışmaya dahil edilen tüm hastalara tekrar detaylı dental ve periodontal muayene yapıldı. İmplant bölgelerindeki sert doku boyutları ve anatomik komşuluklar CBCT görüntüleri üzerinde tekrar değerlendirildi. (Resim 3)



Resim 3: Başlangıç CBCT görüntüleri, A: Test Grubu, B: Kontrol Grubu

Dental ve periodontal tedavi gereksinimi olan hastalarda implant cerrahisi tüm tedaviler tamamlanana kadar ertelendi. Tüm hastalara ağız bakım eğitimi yapılarak diş fırçası ve ara yüz temizlik araçlarının kullanımıyla ilgili detaylı bilgi verildikten sonra gerekli görülen hastalara diş yüzeyi temizliği ve kök yüzeyi düzleştirme işlemlerini kapsayan cerrahisiz periodontal tedaviler yapıldı. En az 4 hafta sonra muayene tekrarlandı. Tüm ağız gingival indeks (78) ve tüm ağız plak indeksi değerleri (79) %10'un (80) altında olan hastalardan cerrahi stentlerin hazırlanması için koyu kıvamlı silikon esaslı elastomerik ölçü maddesi (Zetaplus, Zhermack, Italy) ve akıcı kıvamlı silikon esaslı elastomerik ölçü maddesi (Oranwash L, Zhermack, Italy) ile her iki çeneden de ölçüler alındı.

Hastalardan elde edilen ölçülerden sert alçı kullanılarak hasta modelleri elde edildi. Daha sonra elde edilen alçı model üzerinde eksik dişler mum modelaj ile tamamlandı. Diş eklenen model üzerine ısıyla şekillenen şeffaf vakum plak (Keystone Industries, Myerstown, USA) uygulandı. Dişsiz bölgeye komşu dişler ve karşıt arktaki dişlerin konumu ve yerleştirilecek implantın vestibül ve lingualinde en az 1'er mm, komşu dişler ile arasında en az 1,5 mm kemik bulunmasına dikkat edilerek implant yuvasının açılacağı nokta belirlendi. İmplant uygulanacak bölgedeki şeffaf plağın okluzal ve vestibul yüzeylerinde pilot frezlerin yerleşmesine izin verecek büyüklükte oyuklar hazırlandı. Aynı zamanda komşu dişlerde vitalite ölçümüne izin verecek şekilde ilgili dişlerin vestibul yüzeylerinin orta noktasına gelecek şekilde serbest dişeti kenarının 3 mm koranalinde boşluklar hazırlandı. Keratinize doku genişliğinin ölçümü için referans noktalar belirlendi. Operasyondan önceki son kontrolde ağız içinde stentin uyumu ve implant konumu için hazırlanan bölgenin doğruluğu değerlendirildi.



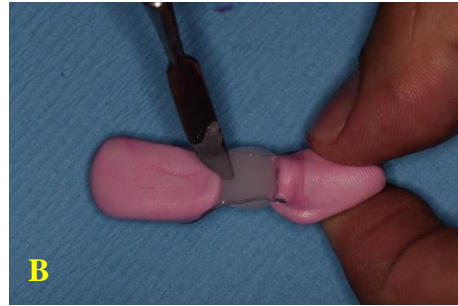
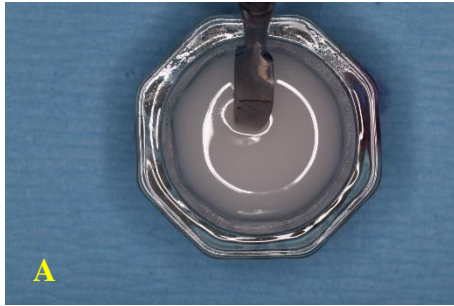
Resim 4: **A:** Mum modelaj ile dişlerin hazırlanması, **B:** Model üzerine şeffaf vakum plak uygulanması



Resim 5: **A:** Komşu dişlerin vestibul yüzeyine vitalite ölçümüne izin verecek boşlukların hazırlanması, **B:** Vitalite ölçümü için hazırlanan boşlukların kontrol edilmesi



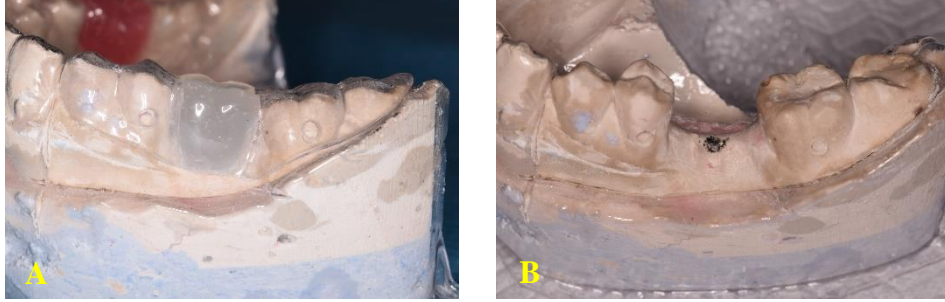
Resim 6: **A:** Stent olarak kullanılacak parçanın kesilerek çıkarılması, **B:** Komşu dişlerin koyu kıvamlı elastomerik ölçü maddesi ile izolasyonu



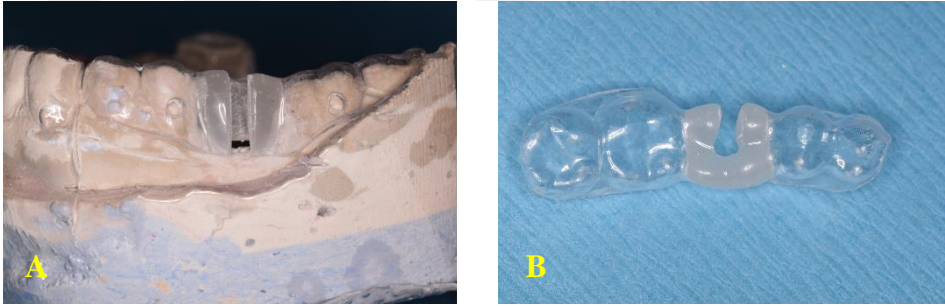
Resim 7: **A:** Şeffaf akrilin hazırlanması, **B:** İmplant yapılacak bölgeye şeffaf akrilin doldurulması,



Resim 8: A: Stent içine doldurulan şeffaf akrilin cephe görünümü **B:** Stent içine doldurulan şeffaf akrilin okluzal görünümü



Resim 9: A: Stent içine doldurulan şeffaf akrilin model üzerindeki görünümü **B:** İmplantın yapılacağı noktanın işaretlenmesi

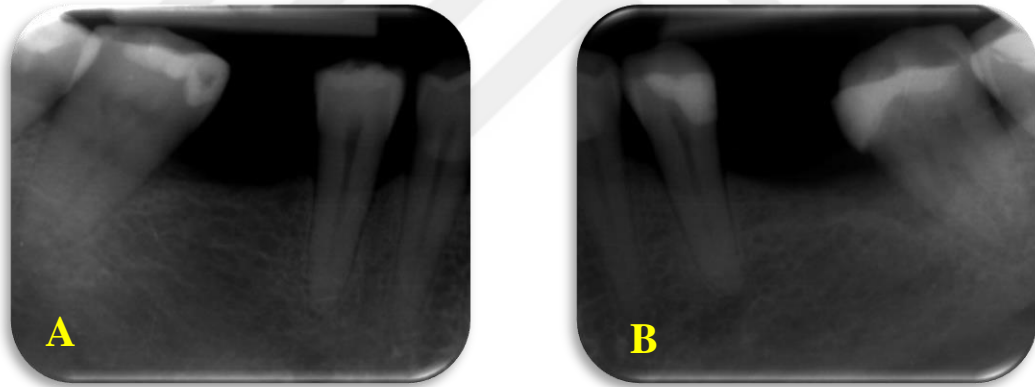


Resim 10: A: Pilot frezin yerleşeceği olukların model üzerinde görünümü **B:** Pilot frezin yerleşeceği olukların okluzalden görünümü

Komşu dişlerin vitalite değerleri elektrikli vitalometre cihazı (Parkell, Gentle Pulse™, ABD) yardımıyla cerrahi operasyonu yapmayan başka bir araştırmacı tarafından ölçüldü. Dişlerin vitalite değerleri ölçülürken ilgili dişlerin izolasyonu pamuk rulo ve tükürük emiciyle sağlandı ve dişler hava-su spreyi yardımıyla kurutuldu. Diş ve cihaz arasındaki teması arttırmak için izolasyon sonrası vitalometrenin metal ucuna az miktarda diş macunu uygulandı. Vitalometreye ait dudak klipsi ve stent ağıza yerleştirildi. Vitalometrenin metal ucunun dişlerin bukkal mine yüzeyiyle temas etmesi sağlandı. Kademeli ve yavaş olarak arttırılan elektrik akımı sonrası hastanın duyarlılık hissettiği ilk değer kayıt altına alındı. Bu işlem her iki eksik diş bölgesindeki komşu dişler için tekrarlandı.

Dişsiz bölge ve komşu dişlerin keratinize doku genişliklerinin ölçümü stent üzerinde belirlenen referans noktalar ve UNC 15 periodontal sondası (Hu-Friedy, Chicago, IL, USA) kullanılarak yapıldı. Dişli bölgelerdeki keratinize doku genişliği serbest dişeti kenarı ile mukogingival birleşim arasında mesafe olarak hesaplandı. Dişsiz bölgenin keratinize doku genişliği belirlenirken komşu dişlerin vestibul mine-ment sınırlarını birleştiren sanal çizginin mukogingival hatta olan dikey mesafesi ölçüldü. İyileşme başlığı takılmasından sonra aynı değer mukogingival hat ile serbest dişeti kenarı arasındaki mesafe olarak ölçüldü. Mukogingival sınır ise, roll tekniği kullanılarak belirlendi (81).

Operasyon günü ilk olarak, hastaların dişsiz bölgelerine film tutucular (Endo-Bite, Kerr, Kaliforniya, ABD) kullanılarak fosfor plaklar (Soredex, Helsinki, Finlandiya) yerleştirildi ve paralel teknikle 60 kVp, 7 mA'de ve 0,16 saniye süreyle ışınlanarak standardize edilmiş dijital periapikal radyografiler elde edildi (Resim 11).



Resim 11: Başlangıç periapikal radyografileri, A: Kontrol Grubu, B: Test Grubu

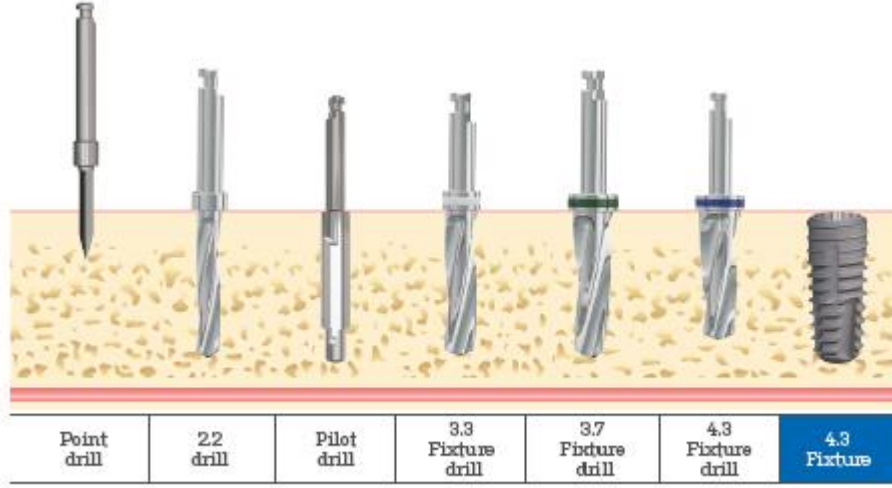
3.4. İmplant Cerrahisi

Hastanın yarım çenesinde bulunan operasyon bölgesine infiltratif lokal anestezi (%2 lidokain, epinefrin 1:100.000) uygulandı. Dişsiz bölgedeki keratinize doku kalınlığı midkrestal insizyon yapılacak hattın tam üzerinde olacak ve komşu dişlerin sulkusundan 1 mm uzakta kalacak şekilde mezyal, orta ve distal olmak üzere üç farklı noktadan UNC 15 periodontal sondası (Hu-Friedy, USA) kullanılarak transgingival sondalama (bone sounding) ile ölçüldü ve kayıt altına alındı.

15 numaralı bistüri (Swann- Morton Ltd. Sheffield, İngiltere) kullanılarak ikinci molar dişin mezyal sulkusundan mid-krestal insizyona başlandı ve ikinci premoların distal sulkusu ile birleştirildi. İnsizyon her iki komşu dişin vestibül ve lingual yüzeylerinin orta noktalarına kadar intra-sulkuler olarak uzatıldı. Periost elevatörü kullanılarak flep tam kalınlıklı olacak şekilde vestibül ve lingual yüzeylerde kaldırıldı ve alveol kemiğinin 3-4 mm derinlikte görünüşü sağlandı. Flep kaldırıldıktan sonra vestibül-lingual yöndeki kemik genişliği yumuşak doku kalınlık ölçümlerinin yapıldığı noktalara karşılık gelen kret tepe noktasından kumpas (Ustomed Instrumente, Germany) ile ölçüldü. Mezyo-distal yöndeki kret genişliği ise midkrestal insizyona denk gelen komşu iki diş arasındaki alveol kemiği uzunluğu olarak hesaplandı. Ölçümlerin yapılmasından sonra implant bölgesinin hangi gruba gireceğinin saptanması için kapalı zarf yöntemi kullanıldı ve karşı diş bölgesi de diğer gruba dahil edilerek randomizasyon sağlanmış oldu.

Stent ağız içine yerleştirildikten sonra, stent üzerinde belirlenen implant konumu serum fizyolojik soğutması altında 600 rpm devirde işaretleme frezi kullanılarak alveol kemiği üzerinde kortikal tabakayı geçecek derinlikte işaretlendi. Komşu dişlerin uzun akslarının açıortayına paralel olmasına dikkat edilerek 12mm uzunluğundaki stoperli pilot frez ile 5-6 mm derinliğe ulaşıldıktan sonra paralellik pinleri ile osteotominin konumu ve açısı kontrol edildi. Hatalı olması durumunda pilot frez ile aynı işlem konum ve açı düzeltilene kadar tekrarlandı. Sağlanan açığı değiştirmeden pilot frez tam boya ulaşınca kadar osteotomi derinleştirildi.

Kontrol Grubu'nda implant yuvası genişletilirken konvansiyonel yöntemde olduğu gibi tüm frezler sırasıyla, 800 rpm yüksek hızda ve serum irrigasyonu ile kullanıldı. Test Grubu'nda da aynı frezler aynı sırayla kullanıldı ancak düşük hız (50 rpm) ve irrigasyonsuz frezleme yapıldı. Her iki grupta da son frez kullanıldıktan sonra implant yuvasının konumu ve açısı tekrar kontrol edildi ve serum fizyolojik ile iyice yıkanarak kemik partiküllerinin bölgeden uzaklaşması sağlandı. Bu işlemler esnasında 12 mm uzunluğundaki stoperli frezler kullanıldı (Resim 12).



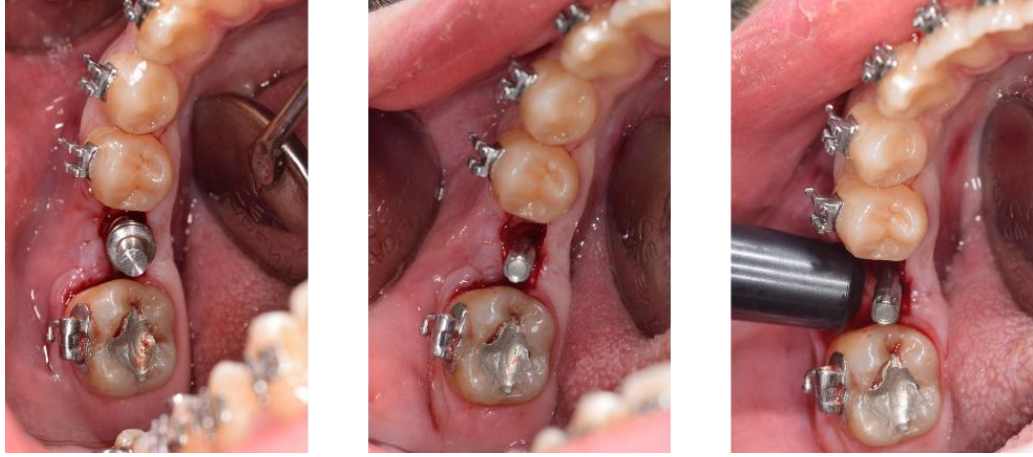
Resim 12: İmplant yerleştirilmesinde takip edilen frezleme protokolü

Her iki grupta da 4,3 x 10 mm boyutlarında implantlar (İmplantswiss bone level, Novodent SA, Yverdon-les-Bain, Switzerland) kullanılarak implant yuvasının ve implant yerleştirme protokolünün standardizasyonu sağlandı (Resim 13).



Resim 13: Çalışmada kullanılan implant

İmplant boynu aproksimal kret seviyesinden 1 mm apikalde konumlanacak şekilde, yerleştirildi ve maksimum yerleştirme tork değeri kayıt altına alındı. İmplantına uygun olan Multipeg implantın içine firmanın (PenguinRFA, Integration Diagnostics Sweden AB) belirttiği şekilde, 6-8 N ile sıkıştırıldı. Cihazın uç kısmı Multipeg parçasının koronal kısmına hem vestibül hem de aproksimal bölgelerden yaklaştırılarak üretici firmanın önerdiği şekilde ölçümler yapıldı. Ölçülen ISQ değerlerinin ortalamaları hesaplandı ve kaydedildi (Resim 14).



Resim 14: Operasyon sırasında RFA ile primer stabilite ölçümü

Multipeg çıkarıldıktan sonra, 4 mm dişeti yüksekliğine ve 4,5 mm çapa sahip iyileşme başlığı 10 N kuvvet uygulanarak yerleştirildi. Flep maksimum kapanma sağlanacak şekilde iyileşme başlıklarının etrafına adapte edildi ve 4-0 ipek dikiş materyali (Doğsan, İstanbul, Türkiye) ile mezyal ve distal bölgelerden birer adet kesikli suture ile bu konumda sabitlendi. Her iki grupta operasyon için kullanılan toplam zaman kaydedilerek operasyon tamamlandı.

Operasyon sırasında her iki yarım çenelerinde algıladıkları rahatsızlık seviyelerini değerlendirmek için üzerinde 0'dan 10'a kadar rakamların bulunduğu VAS skalası hastalara verildi. VAS formu işaretlenmeden önce hastalara 0'ın en rahat durumu tarif ettiği, 10 değerinin ise yaşanabilecek en büyük rahatsızlık olarak tanımlandığı anlatıldı. Hastalara postoperatif dönemde antibiyotik ve antiinflamatuvar ilaç reçete edilmedi. Analjezik ilaç kullanma ihtiyacı hissettikleri durumlarda hangi gün, kaç adet ilaç kullanıldığının not edilmesi istendi.

3.5. Postoperatif işlemler

Hastanın postoperatif dönemde dikkat edeceği hususlar sözlü olarak anlatıldıktan sonra yazılı olarak da verildi. Dikişlerin alınmasına kadar geçecek 1 hafta süresince kuvvetli çalkalama yapmamaları, tükürmemeleri, sigara içmemeleri, bir sonraki gün dişlerini fırçalamaya başlamaları ve operasyon bölgelerini fonksiyon dışında tutmaları önerildi.

Operasyon sonrası oluşan ağrı seviyelerinin belirlenebilmesi için 7 gün boyunca her gün aynı saatte işaretleme yapacakları ve içerisinde her gün için bir VAS skalası bulunan değerlendirme formları hastalara verildi ve bu formları kontrole gelirken yanlarında getirmeleri istendi.

7. gün hastaların yumuşak doku iyileşmeleri kontrol edilerek dikişleri alındı. İyileşme başlıkları kontrol edilerek, temizlenmeleri hususunda bilgi verildi. VAS skalası bulunan formlar geri alındı. İmplant bölgelerinden operasyon öncesinde olduğu gibi paralel periapikal radyografiler alındı. İyileşme başlığının stent ile temastaki kısmı uzaklaştırılarak ağıza yerleştirildi ve komşu dişlerin aynı noktalardan vitalite değerleri çalışma başlangıcında olduğu şekilde kaydedildi.

Hastalar operasyon sonrası 1, 2 ve 3. aylarda kontrol randevularına çağrıldı. İlgili dönemlerdeki kontrol randevularında implant bölgeleri değerlendirildikten sonra, implant stabiliteyi ilk ölçümde olduğu gibi tekrarlandı ve değerler kaydedildi. (Resim 15)

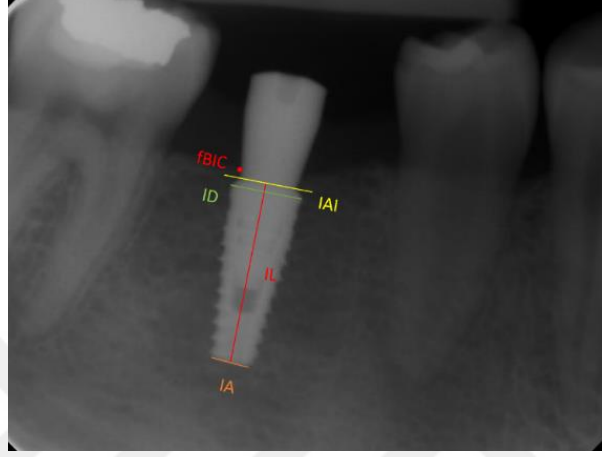


Resim 15: RFA ile sekonder stabilite ölçümü

Ayrıca, 3. ay kontrolde dişsiz bölge ve komşu dişlerin keratinize doku genişliklerinin stent yardımıyla ölçümü, paralel teknikle periapikal radyografilerin alınması ve dişsiz bölgeye komşu dişlerin vitalite değerlerinin kayıt altına alınması işlemleri gerçekleştirildi.

Paralel teknik ile alınan radyografilerin değerlendirme işlemi, java tabanlı analiz programı kullanılarak (ImageJ for Windows, National Institutes of Health, Bethesda, MD) yapıldı. Standart implant uzunluğu programın kalibrasyonda kullanıldı ve dijital ölçümlerde implantların mezyal ve distal krestal kemik seviyeleri hesaplandı. Bu hesaplamaların yapılmasında İmplant – abutment birleşimi referans düzlem olarak

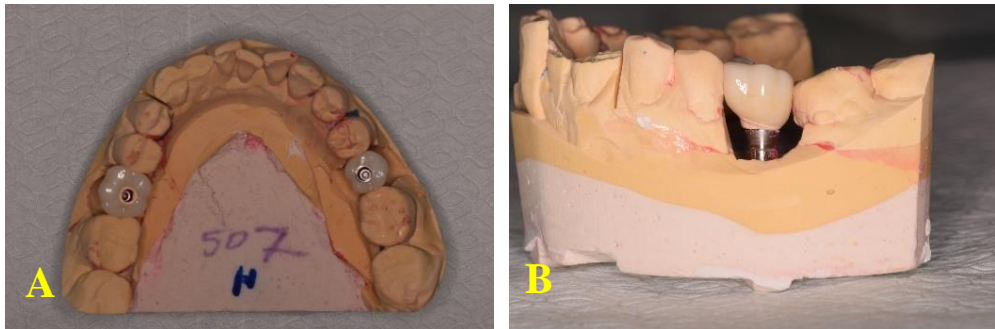
belirlendi. Kemik-implant temasının olduğu ilk nokta (fBIC) her bir implantın mezyal ve distal bölgesi için işaretlendi. Bu noktanın referans nokta ile arasındaki mesafesi marjinal kemik seviyesi (MKS) olarak ölçülerek kaydedildi. Farklı değerlendirme dönemlerinde elde edilen tüm radyografiler üzerinde aynı işlemler tekrarlandı. Mezyal ve distal yüzeydeki marjinal kemik kayıpları (MKK) birbirini takip eden MKS ölçümleri arasındaki fark olarak hesaplandı. (Resim 16)



Resim 16: Radyografik referans noktaları, fBIC: İlk kemik implant temas noktası, ID: İmplant çapı, IAI: İmplant abutment birleşimi, IL: İmplant uzunluğu, IA: İmplant apeksi

Protetik aşamaya geçen hastalar aynı zamanda diğer bir çalışma protokolüne dahil olmuşlardır. Her bir gruptaki implantların yarısı PEEK alt yapı üzerine monolitik zirkon kron ile restore edilirken diğer yarısında direkt abutment üzerine monolitik kron ile restore edilmiştir. (Resim 17)

Resim 18-26 arasında çalışmayı tamamlayan bir hastaya ait klinik ve radyografik görüntüler izlenmekte resim 27 te ise çalışma izlem şeması bulunmaktadır.



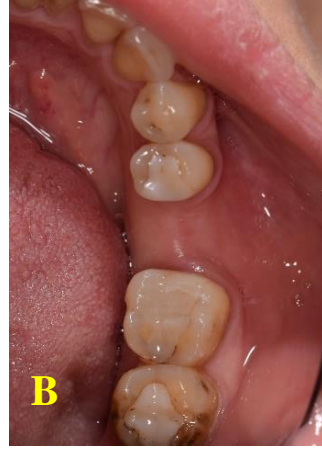
Resim 17: A: Sabit protetik restorasyonların model üzerindeki görünümü, B: PEEK alt yapı kullanılarak hazırlanan implant üstü sabit protezin görüntüsü

3.6. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışma süresince elde edilen verilerin tamamı istatistiksel analizlerin yapılmasında kullanılmıştır. Tüm istatistiksel analizler GraphPad 8.0.0 (Prism version 8.0.0 for Windows, GraphPad Software, San Diego, California USA) istatistik bilgisayar programı kullanılarak yapılmıştır.

Değerlendirilen parametrelerin dağılımının teyit edilmesi için D'Agostino-Pearson omnibus normalite testi yapılmıştır. Klinik parametrelerin grup içi kıyaslamalarında iki farklı değerlendirme dönemi bulunan veriler için eşleştirilmiş t-testi yapılırken, daha fazla değerlendirme zamanı olan veriler için de ANOVA (mixed-effect analysis) testi kullanılmış ve farkın saptanması durumunda da ikili analizlerin yapılmasında Tukey oklu karşılaştırma testinden yararlanılmıştır.

Tüm verilerin gruplar arası kıyaslamalarında ise t-testi kullanılmıştır. İstatistiksel analizlerin tamamında $\alpha=0,05$ anlamlılık seviyesi baz alınmıştır.



Resim 18 : Preoperatif ağız içi okluzal görünüm, **A:** Test Grubu, **B:** Kontrol Grubu



Resim 19: Operasyon sırasında ağız içi okluzal görünüm, **A:** Test Grubu, **B:** Kontrol Grubu



Resim 20: Düşük devir frezleme ile elde edilen otejen kemik partikülleri



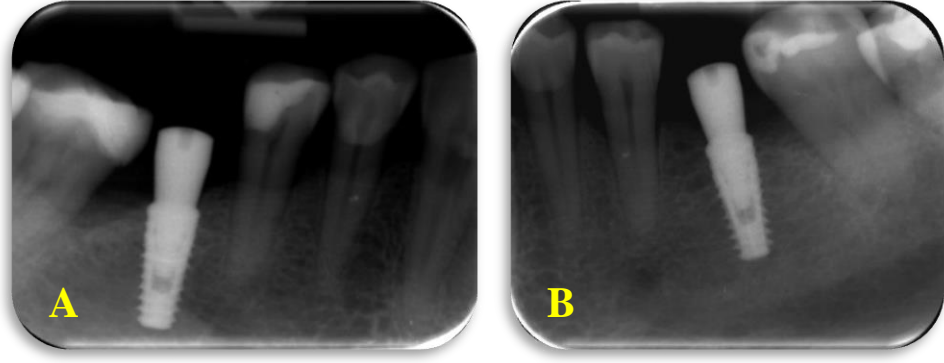
Resim 21: Operasyon sonrası ağız içi okluzal görünüm
A: Test Grubu, **B:** Kontrol Grubu



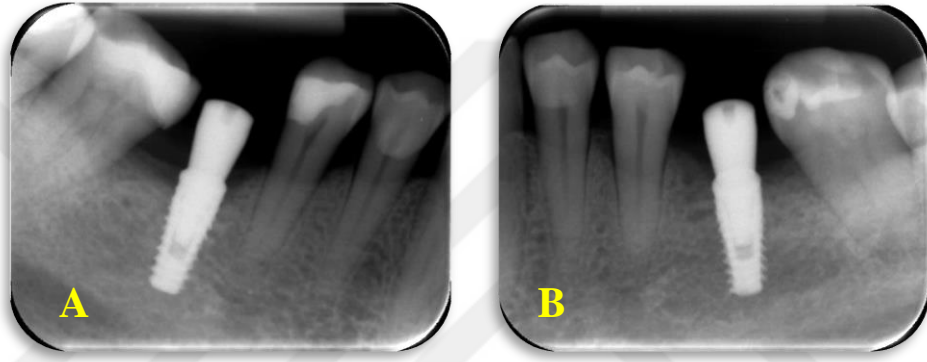
Resim 22: 3. ay kontrol ağız içi okluzal görünüm **A:** Test Grubu, **B:** Kontrol Grubu



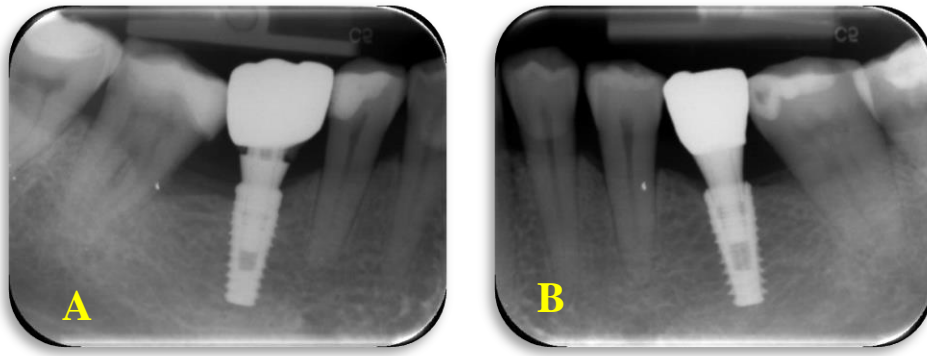
Resim 23: 6. ay kontrol ağız içi okluzal görünüm **A:** Test Grubu, **B:** Kontrol Grubu



Resim 24: Operasyon sonrası 1. hafta kontrol periapikal radyografisi **A:** Test Grubu, **B:** Kontrol Grubu



Resim 25: Operasyon sonrası 3. ay kontrol periapikal radyografisi **A:** Test Grubu, **B:** Kontrol Grubu



Resim 26: Yükleme sonrası 3. ay kontrol periapikal radyografisi **A:** Test Grubunda PEEK alt yapı kullanımına bağlı olarak zirkon ile abutment arası materyal gözükmemektedir. **B:** Kontrol Grubu

1.Seans	<ul style="list-style-type: none"> • Cerrahisiz periodontal tedavi • Radyografik değerlendirme
2. Seans	<ul style="list-style-type: none"> • Cerrahisiz periodontal tedavinin değerlendirilmesi • Plak indeksi • Gingival indeks • Stent için ölçü alınması
3. Seans	<ul style="list-style-type: none"> • Vitalite ölçümü • Paralel teknik periapikal radyografi • Keratinize doku genişliğinin ölçülmesi
Operasyon	<ul style="list-style-type: none"> • Transgingival sondalama ile yumuşak doku kalınlığı ölçümü • Mukoperiostal flep kaldırması • Kemik kalınlığı ölçümü • Kapalı zarf ile randomizasyon sağlanması • İmplant yuvalarının hazırlanması • İmplantın yerleştirilmesi • Rezonans frekans analiz değerinin ölçümü • Algılanan rahatsızlık hissinin VAS ile kaydı
1.Hafta	<ul style="list-style-type: none"> • VAS formlarının teslim alınması • Paralel teknik periapikal radyografi • Vitalite ölçümü
1. Ay	<ul style="list-style-type: none"> • Rezonans frekans analiz değerinin ölçümü
2. Ay	<ul style="list-style-type: none"> • Rezonans frekans analiz değerinin ölçümü
3. Ay	<ul style="list-style-type: none"> • Rezonans frekans analiz değerinin ölçümü • Vitalite ölçümü • Paralel teknik periapikal radyografi • Keratinize doku genişliğinin ölçümü

Resim 27: Çalışma izlem şeması

BÖLÜM IV

BULGULAR

4.1. Tanımlayıcı veriler

Çalışmada yaş ortalaması 38 ± 15 (ortalama \pm std) olan 7 kadın, 8 erkek toplam 15 hasta yar aldı. Tüm hastalar planlandığı şekilde çalışmayı tamamladı ve protetik aşamaya geçti. Çalışmada yer alan bireylerin karakteristik ve demografik özellikleri Tablo 1, implant bölgelerindeki klinik parametreler de Tablo 2’de gösterilmiştir. İmplant bölgelerine ait başlangıç klinik parametrelerde gruplar arasında istatistiksel bir fark saptanmamıştır.

Tablo 1: Hasta karakteristik bilgileri ve demografik verileri.

		Test	Kontrol
Yaş		38±15	
Cinsiyet	Kadın	7	
	Erkek	8	
Sigara	Evet	6	
	Hayır	9	

Yaş, ortalama \pm standart sapma, cinsiyet ve sigara toplam sayısı olarak verilmiştir.

Tablo 2: İmplant bölgelerine ait başlangıç klinik parametreler.

		Test	Kontrol
KDG		1,90 \pm 1,40	2,60 \pm 1,40
KDK	Mezyal	2,40 \pm 0,51	2,30 \pm 0,65
	Orta	2,20 \pm 0,39	2,30 \pm 0,45
	Distal	2,60 \pm 0,51	2,70 \pm 0,65
AKG	Mezyo-Distal	11,00 \pm 2,30	12,00 \pm 1,80
	Bukko-Lingual	7,20 \pm 0,75	7,40 \pm 1,00

KDG: Keratinize doku genişliği, KDK: Keratinize doku kalınlığı, AKG: Alveol kemiği genişliği.

Tüm veriler ortalama (mm) \pm standart sapma olarak verilmiştir

4.2. Klinik Veriler

Çalışma öncesinde ve süresince tüm hastaların tüm ağız plak ve tüm ağız gingival indeks skorları %10'un altında tutulmuştur.

İyileşme döneminde, test grubundaki bir implant çevresinde postoperatif minör kanama gözlemlendi. Her iki gruptaki birer implantta birinci ayda iyileşme başlığı gevşemesine rastlandı. Yine her iki gruptaki birer implant bölgesinde flepte dehisens oluşmasına bağlı olarak sekonder iyileşme izlendi. Bunların dışında çalışma süresince herhangi bir komplikasyona rastlanmadı ve tüm implantlarda klinik olarak osseointegrasyon sağlandı.

Dikişlerin alınmasına kadar geçen sürede sadece iki hasta analjezik ilaç kullandığını belirtti. Bu hastalardan ilki birinci ve ikinci günde ikişer adet, diğeri ise sadece birinci gün bir adet analjezik ilaç kullandığını bildirdi.

Keratinize doku genişliklerinin (KDG) grup içi ve gruplar arası dağılımları Tablo 3'te verilmiştir. KDG'nin grup içi kıyaslamasında 3. aydaki değerler her iki grupta başlangıca göre anlamlı seviyede yüksek bulundu (her iki grup için: $p < 0,01$). Gruplar arası kıyaslamada ise başlangıç ve 3. aylar arasında istatistiksel bir fark saptanmadı (Tablo 3).

Tablo 3: Keratinize doku genişliklerinin grup içi ve gruplar arası dağılımı.

	Test	Kontrol
Başlangıç	1,9 ± 1,4*	2,6 ± 1,4*
3. ay	3,20 ± 0,94	3,4 ± 1,4

Tüm veriler ortalama (mm) ± standart sapma olarak verilmiştir

* Grup içi 3. ay ile istatistiksel fark. ($p < 0,01$)

RFA değerlerinin grup içi kıyaslanmasında her iki grupta da anlamlı fark saptanmadı. Benzer şekilde hiçbir değerlendirme döneminde gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı (Tablo 4). Başlangıç RFA değerleri test ve kontrol grubu için sırasıyla ortalama $79 \pm 4,9$ ve $78 \pm 8,5$ iken, 3.ay kontrolde ortalama 75 ± 23 ve 76 ± 22 olarak saptandı.

Tablo 4: Radyo frekans analiz (RFA) değerlerinin grup içi ve gruplar arası dağılımı.

	Test	Kontrol
Başlangıç	79 ± 4,9	78 ± 8,5
1. ay	69 ± 12	71 ± 11
2. ay	71 ± 23	73 ± 22
3.ay	75 ± 23	76 ± 22

Tüm veriler ortalama (ISQ) ± standart sapma olarak verilmiştir.

İlk implant kemik temas noktası (fBIC) değerlerinin grup içi kıyaslamasında her iki grupta da 3. ay mezyal ve distal bölgelerdeki değerlerin başlangıca göre anlamlı seviyede yüksek bulundu (Test grubu için her iki bölgede $p<0,01$, kontrol grubu için mezyal $p<0,05$, distal $p=0,01$). Gruplar arası kıyaslamada ise başlangıç ve 3. ay fBIC değerleri arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmadı. (Tablo 5)

Tablo 5: İlk implant kemik temas noktası (fBIC) değerlerinin grup içi ve gruplar arası dağılımı.

		Test	Kontrol
Başlangıç	Mezyal	-0,70 ± 1,10*	-0,85 ± 1,20*
	Distal	-0,38 ± 0,84*	-0,47 ± 0,62†
3. ay	Mezyal	0,27 ± 0,77	0,22 ± 1,00
	Distal	0,42 ± 0,75	0,68 ± 1,10

Tüm veriler ortalama (mm) ± standart sapma olarak verilmiştir.

* Grup içi 3. ay ile istatistiksel fark. ($p<0,01$)

† Grup içi 3. ay ile istatistiksel fark. ($p=0,01$)

Mezyal ve distal yüzeyde 3. ay sonunda hesaplanan marjinal kemik kaybı (MKK) değerleri Tablo 6'da gösterilmiştir. Mezyal yüzeyde MKK değerleri test ve kontrol grubunda sırasıyla $0,97 ± 1,1$ ve $1,1 ± 1,2$ olarak saptanırken, distal yüzeydeki aynı değerler sırasıyla $0,78 ± 0,63$ ve $1,2 ± 1,2$ olarak hesaplandı. Her iki grupta da mezyal ve distal yüzeyler arasındaki MKK değerleri benzer bulundu. Aynı şekilde gruplar arası kıyaslamada istatistiksel bir fark saptanmadı (Tablo 6).

Tablo 6: 3. ay marjinal kemik kaybı (MKK) değerlerinin grup içi ve gruplar arası dağılımı.

	Test	Kontrol
Mezyal	0,97 ± 1,1	1,1 ± 1,2
Distal	0,78 ± 0,63	1,2 ± 1,2

Tüm veriler ortalama ± standart sapma olarak verilmiştir

İmplant yapılan alana komşu olan molar ve premolar dişlerin üç aylık süre içerisinde ölçülen vitalometre değerleri kıyaslandığında hem grup içi hem de gruplar arası istatistiksel fark bulunmadı (Tablo 7).

Tablo 7: Komşu dişlere ait vitalometre değerlerinin grup içi ve gruplar arası dağılımları.

		Test	Kontrol
Molar	Başlangıç	3,0 ± 1,8	3,7 ± 2,9
	1. hafta	3,5 ± 1,7	3,5 ± 1,3
	3. ay	3,4 ± 2	3,3 ± 2,5
Premolar	Başlangıç	2,8 ± 1,7	3,2 ± 1,5
	1. hafta	3,8 ± 2,1	3,0 ± 1,3
	3. ay	2,9 ± 2,1	2,3 ± 1,3

Tüm veriler ortalama ± standart sapma olarak verilmiştir.

Operasyon esnasında duyulan rahatsızlık seviyesi test grubunda $1,90 \pm 2,30$, kontrol grubunda ise $1,10 \pm 1,70$ olarak saptandı ve gruplar arasında istatistiksel fark bulunmadı (Tablo 8).

Tablo 8: Operasyon esnasında duyulan rahatsızlık seviyesinin gruplara göre dağılımı.

	Test	Kontrol
VAS	1,90 ± 2,30	1,10 ± 1,70

Tüm veriler ortalama ± standart sapma olarak verilmiştir.

VAS: Vizüel analog skala

Postoperatif dönemde algılanan ağrı seviyeleri değerlendirildiğinde, grup içi kıyaslamada test grubunda 1. gün ile 6 ve 7. günler arasında, 2. gün ile 5,6 ve 7. günler arasında ve 3. gün ile 7. gün arasında istatistiksel anlamlı fark saptandı ($p<0,05$). Kontrol grubundaki değerlerin grup içi kıyaslamasında ise 1,2 ve 3. günler ile 5,6 ve 7. günler arasında istatistiksel fark bulundu ($p<0,05$). Gruplar arası kıyaslamada ise sadece 2. gün ağrı seviyesi test grubunda anlamlı seviyede yüksek bulundu ($p<0,05$) (Tablo 9).

Tablo 9: Postoperatif dönemde algılanan ağrı seviyelerinin gruplara göre dağılımı.

		Test	Kontrol
VAS	1. gün	2,50 ± 2,40*	2,10 ± 1,80†
	2.gün	2,80 ± 2,30†.§	1,90 ± 1,70†
	3.gün	2,20 ± 1,90 ‡	1,90 ± 1,60†
	4.gün	1,70 ± 2,10	1,10 ± 1,40
	5.gün	1,30 ± 1,60	0,80 ± 1,10
	6.gün	1,10 ± 1,90	0,47 ± 0,74
	7.gün	0,73 ± 1,60	0,13 ± 0,35

Tüm veriler ortalama ± standart sapma olarak verilmiştir.

VAS: Vizüel analog skala

* Grup içi 6 ve 7. günler ile istatistiksel fark ($p<0,05$).

† Grup içi 5,6 ve 7. günler ile istatistiksel fark ($p<0,05$).

‡ Grup içi 7. gün ile istatistiksel fark ($p<0,05$).

§ Gruplar arası fark ($p<0,05$).

BÖLÜM V

TARTIŞMA

Diş kayıpları çürük, pulpa kaynaklı patoloji ve periodontal hastalık sonucu yaşam boyu meydana gelmektedir (1,2). Genellikle ilk kaybedilen dişler ağız ortamına süren ilk kalıcı dişler olan birinci molar dişlerdir (13). Bu dişlerin eksikliği ark formunun, okluzal ilişkilerin ve stabilitenin sağlanması açısından önem taşımaktadır (15,16). Eksik dişlerin, özellikle kaybedilen birinci molar dişlerin çiğneme fonksiyonunun sağlanması açısından yerine konulması gerekmektedir. Bu ise, genellikle üç üyeli diş destekli sabit protezler yardımıyla olmaktadır. Ancak, tek diş eksikliklerin dental implantlar ile tedavisinin sağlanması ile fonksiyonel ve biyolojik olarak birçok üstünlük elde edilebileceği düşünülmektedir (3,4) İmplant destekli sabit protezler ile komşu diş dokuları ve dişsiz bölgedeki kemik korunmaktadır. Komşu dişlerde meydana gelebilecek çürük, periodontal hastalık, mobilite gibi problemlerin böylelikle önüne geçilmektedir. Bununla birlikte çiğneme fonksiyonunu arttırması gibi avantajları bulunmaktadır (82). Ayrıca uzun sağ kalım ve başarı oranına sahip olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (21,23,24,25,22). Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda birinci molar diş eksiklikleri dental implantlar ile giderilmiştir.

Albrektsson ve ark'ları implant başarısını belirleyen faktörleri belirlemiştir (6). Dişsiz bölgedeki kemik miktarı ve kalitesi bu faktörlerden biridir. Lekholm ve Zarb (83) kemik kalitesini kortikal kemiğin spongioz kemiğe oranı şeklinde Q1-Q4' e kadar sınıflarken, Misch frezleme sırasında kemiğin gösterdiği dirence göre D1- D4' e kadar değişen bir sınıflama yapmıştır (84). Ayrıca bilgisayarlı tomografi yardımıyla kemik densitesinin değerlendirilebileceğini belirtmiştir. Sınıflamaya göre; D1 kemik sıklıkla anterior mandibular bölgede yer almaktadır. Yüksek primer stabilite sağlamasına rağmen, yetersiz vasküler desteğe sahiptir. İmplant yerleştirilmesi sırasında aşırı ısınmaya maruz kalmaktadır. D2 tip kemik sıklıkla anterior maxilla ve posterior mandibulada görülmektedir. Bu tip kemiğin iyi primer stabilite ve öngörülebilir osseoentegrasyon sağladığı belirtilmiştir. D3 tip kemik D2 kemikten daha az yoğunluktadır. D2 kemiğe oranla implant başarısızlığı açısından daha yüksek risk taşımaktadır. Sıklıkla anterior maxilla, posterior maxilla ya da mandibulada

bulunabilmektedir. D4 tip kemik ise, sıklıkla posterior maxillada gözlenmektedir. Bu tip kemikte başlangıç implant stabilitesini elde etmek güçtür (85). Anatomik faktörlerin benzer olmasını sağlamak ve dişsiz bölgedeki kemik ve yumuşak dokuya ait faktörlerinin benzer olmasını sağlamak ve anatomik farklılıkları en aza indirmek için genellikle D2-D3 kemik densitesine sahip alt çene birinci molar diş eksiklikleri çalışmaya dahil edilmiştir. İmplant lokalizasyonunun standardizasyonunun yanında, hasta faktörlerinin de benzer olmasını sağlayarak bireye ait olan değişkenlerin ortadan kaldırmak ve hasta standardizasyonunu sağlamak için bölünmüş ağız çalışma tasarımı kullanılmıştır.

İmplant yapılacak dişsiz boşluğun keratinize doku kalınlığı ve genişliği yapılacak implantın başarısı üzerinde etkili olmaktadır. Başlangıç doku kalınlığı ve implantın yerleştirilme seviyesinin krestal kemik kaybıyla ilişkili olduğunu belirten çalışmalar bulunmaktadır (86,87). İnce mukozaya sahip bireylerde suprakrestal olarak konumlandırılan implant çevresinde kalın mukozaya sahip bireylere oranla anlamlı seviyede yüksek kemik kaybı bulunduğu belirtilmiştir. İmplantlar kemik seviyesinde yerleştirildiğinde ise anlamlı fark oluşmadığı sonucuna varılmıştır (88). Peri-implant dokuların sağlığının devamı açısından keratinize dokunun varlığıyla ilişkili ise çelişkili sonuçlar bulunmaktadır. Genel olarak keratinize dokunun yetersiz olmasının, hastanın ağız bakımını yapamadığı durumlarda negatif etki oluşturacağı belirtilmektedir (89). Yumuşak doku farklılıkları klinik sonuçları etkileyebileceği için implant bölgesinde keratinize doku kalınlığı 2 mm'den az olan bireyler çalışmaya dahil edilmemiştir. Başlangıç keratinize doku kalınlıkları ve genişliklerinin test ve kontrol grubu için benzer olması, yumuşak doku ile ilgili faktörlerin standardize edildiğini gösterirken, elde edilen bulguların gruplar arasındaki yumuşak doku farklılıklarından kaynaklı olmadığı söylenebilir.

Periodontal sonda yardımıyla yapılan klinik ölçümler en yakın milimetreye ya da 0,5 mm' e yuvarlanmaktadır. Bu yuvarlamalar küçük ölçümlerde yüksek hatalara neden olabilmektedir. 0,1 mm'lik aralıkların bulunduğu kumpaslar ile daha hassas ölçüm yapıldığı belirtilmiştir (90). Çalışmamızda keratinize doku kalınlığı ve genişliğinin ölçülmesi amacıyla kullanılan periodontal sondanın (UNC 15, Hu-Friedy, USA) ölçüm hatalarına neden olabileceği düşünülse de hem test hem de kontrol grubunda aynı yöntemin kullanılıyor olmasına bağlı olarak ölçüm hataları da aynı

olacağından gruplar arası kıyaslamada elde edilen sonuçlar üzerine etkisi olmayacağı düşünülmektedir.

Diğer bir klinik parametre olan alveol kret genişliğinin bukko-lingual ve mesio-distal yönde ölçümleri ise mekanik bir kumpas (Ustomed Instrumente, Germany) yardımıyla yapılmıştır. Böylece daha hassas ölçümler elde edilerek başlangıç CBCT'lerden elde edilen verilerin doğruluğu teyit edilmiştir. Gruplar arasında alveol kret genişlikleri bakımından fark olmamasından dolayı her iki grupta aynı çap ve boy implantın yerleştirilmesi mümkün olmuştur. Alveol kret genişliği yetersiz olduğu durumlarda ogmentasyon yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. İmplant çevresindeki ince bukkal kemik rezorpsiyona uğramakta buna bağlı yumuşak dokuda da komplikasyonlar meydana gelmektedir. Tüm bu faktörlerin implant başarısı ve hastanın algıladığı ağrı seviyesi üzerinde negatif etkileri bulunmaktadır (91). Bu nedenle çalışmamızda alveol kret genişliğinin yeterli ve gruplar arasında benzer olması sağlanmış böylelikle cerrahi tekniğin de standardize edilmesi mümkün olmuştur.

İmplant uygulanacak dişsiz bölgedeki alveol kemik ve yumuşak dokunun kalitatif ve kantatif özellikleri gibi lokal faktörler dışında iyileşme süreci ve implant başarısı üzerinde yaş, cinsiyet, sigara kullanımı, sistemik durum gibi bireysel faktörler de etkilidir (92). Çalışmamızda bölünmüş ağız çalışma tasarımı kullanılması ile kişisel faktörlerin standardizasyonu sağlanmıştır. Cerrahiyle ilişkili diğer değişkenleri elimine edebilmek için ise tüm olgularda kullanılan implant, implant seti, cerrahi teknik, cerrahi aletler, iyileşme başlıkları ve suture materyalleri aynı olacak şekilde belirlenmiştir. Böylece gruplar arası tek değişkenin implant yuvası hazırlanırken kullanılan frezleme yöntemi olması sağlanmıştır.

İmplant başarısını etkileyen cerrahi faktörler hekimin kontrolündedir. Hekim çevre dokuların canlılığının korunması için operasyon sırasında mekanik ve termal hasara neden olacak faktörleri göz önüne alarak minimum travma oluşturmaya özen göstermektedir. Termal hasarın önüne geçilmesi için genellikle düşük devirde frezleme ve bol irrigasyon önerilmektedir. Ancak irrigasyonunun hekimin görüş alanını kısıtlaması, osteojenik potansiyele sahip otojen kemik partiküllerinin toplanmasını önlemesi, kemik rejenerasyonunda önemli rol oynayan sinyal proteinleri, fibrin gibi diğer maddeleri ortamdan uzaklaştırması gibi dezavantajları bulunmaktadır

(11). Düşük devir irrigasyonsuz frezlemenin ilgili dezavantajları ortadan kaldıracığı düşüncesi ve bu alandaki yapılan çalışmaların yetersiz olması sebebiyle düşük devir irrigasyonsuz frezleme tekniği test grubu olarak belirlenmiş ve yüksek devirde irrigasyon ile yapılan geleneksel frezleme yöntemi ile karşılaştırılmıştır. Çalışmamızdaki tüm operasyonların aynı hekim tarafından yapılmış olması ve flebi kaldırıncaya kadar hangi yöntemi kullanacağını bilmiyor olması standardizasyon ve randomizasyon açısından önemlidir.

İmplant abutment birleşimi implant çevresi kemik rezorpsiyonu üzerinde etkili olan faktörlerden biridir. Birleşim bölgesindeki mikroaralıklar bakteriyel sızıntıya neden olmaktadır. Böylece peri-implant yumuşak dokuda enflamasyon ve kemikte rezorpsiyon meydana gelmektedir. Konik bağlantılı implantların mikrosızıntıyı ve mikrohareketliliği minimuma indirdiği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (93,94). Platform switching konsepti Lazarra ve ark.' ları tarafından tanıtılmış olup, bu konsept, protetik komponentlerin platform çapının implantın platform çapından daha küçük olması prensibine dayanmaktadır (95). Kemik ile implant-abutment birleşimi arasındaki olası mikroaralığı içe taşımakta, böylece bakteriyel sızıntı ile kemik arasında mesafeyi arttırmaktadır. Bu sayede implant çevresindeki kemik kaybının azalması sağlanmaktadır. Aynı zamanda yumuşak doku kalınlığının artmasıyla kemik kreti üzerinde transmukozal bir bariyer oluşmaktadır (96). Bu nedenle çalışmada kullanılan implantlar platform switching ve konik bağlantı özelliğine sahiptir. İmplant yerleştirme protokolü ve yapılacak ölçümlerin standardizasyonu için her iki grupta 4,3 x 10 mm boyutlarında standart implantlar (İmplantswiss bone level, Novodent SA, Yverdon-les-Bain, Switzerland) kullanılmıştır.

KDG 'nin grup içi kıyaslamasında 3. aydaki değerlerin başlangıca göre anlamlı seviyede yüksek olması ancak gruplar arası kıyaslamada istatistiksel bir fark saptanmaması her iki yöntemle de benzer miktarda KDG'nde artış olarak algılandığı başlangıç ve 3. ay ölçümlerdeki referans noktalarının farklı olduğu göz önüne alındığında KDG için grup içi kıyaslama yapmak uygun değildir. Ancak, tek aşamalı cerrahi protokol ile iyileşme başlıklarının operasyon sırasında yerleştirilmesine bağlı olarak keratinize dokunun vestibül yönde konumlanmasını sağladığı düşünülebilir. Bu nedenle keratinize dokudaki artışın doku miktarının artmasından ziyade yer değiştirmesine bağlı olarak oluştuğu düşünülmektedir. Gruplar arası kıyaslamada ise

anlamli fark bulunmaması frezleme hızının keratinize doku üzerinde etkisi olmadığını düşündürmektedir.

Çalışmamızda, primer ve sekonder stabilitenin objektif olarak değerlendirilmesi için RFA kullanılmıştır. Ancak RFA ölçümü birçok faktörden etkilenmektedir. Bu faktörler kemik densitesi, implant çapı, uzunluğu ve pozisyonu, cerrahi teknik, cihazın konumlandırılması, ölçüm pininin el ya da tork anahtarı ile yerleştirilmesi olarak sıralanabilir (62). İlgili değişkenleri standardize ederek ölçüm kaynaklı hataları elimine edebilmek için çalışmamızın her iki grubunda da aynı çap ve boyda implantlar kullanılmış, aynı kemik densitesine sahip, aynı lokalizasyondaki diş bölgelerine yerleştirilmiştir. Cihazın konumlandırılmasına bağlı ölçüm farklılıklarını elimine etmek içinse hem vestibul hem de aproksimal bölgelerden ölçüm yapılmış ve ortalama değer elde edilmiştir. Çalışmamızda kontrol edilemeyen faktörlerden birisi ölçüm yapılan pinin implanta sıkıştırılması sırasında uygulanan kuvvet olduğu düşünülmektedir. Multipeg implanta kendi anahtarı yardımıyla manuel olarak sıkıştırıldığından hekim kaynaklı kuvvet farklılıklarının olması muhtemeldir. Meredith ve ark.'ları (58) yapmış oldukları çalışmada, pinin implanta sıkıştırılması sırasında uygulanan farklı tork miktarlarının farklı RFA değerlerinin elde edilmesine neden olabileceğini belirtmiştir. Kontrollü olarak sıkıştırılan pin ile RFA değerinde artış sağlandığını fakat 10 N ve üzeri kuvvet uygulanması durumunda bu artışın anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Eşik tork değerinin uygulanıp uygulanmadığı objektif olarak değerlendirilememesine rağmen her iki grupta da benzer hata olasılıklarından dolayı çalışmamızdaki sonuçların etkilenmediği düşünülmeye karşın elde edilen ISQ değerleri gerçek değerleri yansıtmıyor olabilir. Bu nedenle Multipeg'in manuel olarak sıkıştırılmasına bağlı bu limitasyon ISQ değerlerinin diğer çalışmalarla olan kıyaslanmasına imkan sağlamamaktadır.

Frezleme hızının primer ve sekonder stabilite değerlerine etkisinin değerlendirildiği klinik çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızdaki RFA değerlerinin grup içi kıyaslamasında her iki grupta da fark olmadığı görülmektedir. Gruplar arası kıyaslamada ise kontrol grubunda ISQ ortalama nümerik değerleri daha yüksek olmasına karşın fark istatistiksel anlamlı değildir. Çalışmamızdaki tek değişkenin frezleme hızı olduğu düşünüldüğünde frezleme hızının tek başına RFA değeri üzerinde etkisi olmadığı söylenebilir. Başlangıçta elde edilen yüksek primer stabilite değerlerinin de frezleme hızından doğacak farklılıkların saptanmasını engellemesi de

muhtemeldir. İmplantların zaten kemik densitesi yüksek olan alt molar diş bölgesine yerleştirilmesiyle elde edilen yüksek ISQ değerleri frezleme hızından kaynaklı farklılıkların gözlenmesini maskeleyebilir. Posterior maxilla gibi farklı yoğunluktaki kemik bölgelerinde aynı protokollerin farklı sonuçlar oluşturabileceği de dikkate alınmalıdır.

Film tutucu ve paralel teknikle alınan standart periapikal radyografiler dental implantların değerlendirilmesi için rutinde kullanılmaktadır (97). Periapikal radyografilerin düşük maliyet, düşük doz radyasyon, yüksek çözünürlük gibi avantajları bulunmaktadır. Ancak, iki boyutlu olarak görüntü sağlamak ve sadece implantın mezyal ve distal bölgesindeki krestal kemik seviyelerinin değerlendirilmesine olanak vermektedir (98). CBCT yardımıyla ise üç boyutlu olarak dişsiz boşluk incelenerek bölgedeki kemiğin genişlik, yükseklik ve kalitesi hakkında bilgi edinilebilmektedir. Ayrıca implant yapılacak bölgenin vital anatomik yapılara komşuluğu ve patolojik oluşumlarla ilişkisi incelenebilmektedir. Üç boyutlu görüntü sağlaması ve milimetrik ölçüm yapılabilmesi implant planlaması açısından daha doğru yaklaşımlarda bulunulmasını sağlamaktadır (99). Çalışmamızda, hastaların dahil edilme kriterlerine uygunluğu bu nedenle başlangıçta elde edilen CBCT görüntüleri yardımıyla belirlenmiştir. Böylece dişsiz bölgenin bukko-lingual kemik kalınlığı, mesiodistal mesafesi, mandibular kanala olan vertikal uzaklığı milimetrik olarak ölçülerek hesaplanmıştır. Operasyondan hemen sonra ve 3. ay kontrolde elde edilen periapikal radyografiler ise her bir implantın mezyal ve distal bölgesindeki marjinal kemik seviyesinin hesaplanması amacıyla kullanılmıştır. Dijital ölçümler yapılırken ise standart implant uzunlukları referans alınmıştır. Ancak, alınan periapikal radyografilerin bukkal ve lingual kemik hakkında bilgi vermediği bilindiğinden ilgili bölgelerdeki olası kayıp veya kazançlar hakkında veri elde edilememiştir. Bu nedenle, kemik değişikliklerinin değerlendirilmesi için kullanılan periapikal radyografilerin çalışma için bir limitasyon oluşturduğu söylenebilir. Bukkal ve lingual kemikteki değişimlerin görüntülenmesi için CBCT'lere ihtiyaç duyulmasına rağmen kısa dönem radyografik değişimler için CBCT'lerin kullanımı hastanın maruz kaldığı radyasyon miktarını arttıracığından erken dönem kemik kayıplarını değerlendirmesi için uygun değildir. Dolayısıyla çalışmamızda standart periapikallerden faydalanılmıştır.

Marjinal kemik kaybı genel olarak implantın fonksiyonda olduğu ilk yıl meydana gelmektedir. Bu kemik kaybının genellikle fizyolojik bir süreç sonucunda

oluştugu belirtilmektedir (100). Fonksiyondaki ilk yıl 1,5 mm'den az olan kemik kaybının normal fizyolojik sınırlar içinde olduğu, iki aşamalı yerleştirilen implantlar çevresinde ise 0,6 mm ile 1,1 mm arasında değişen erken dönem kemik kayıpları olabileceği belirtilmiştir (101,102,103). Ayrıca kemik remodelasyon süreciyle beraber implant çevresi dokularda diş çevresindeki benzer şekilde suprakrestal doku oluşumu meydana gelmektedir. Bu aralığın genişliği diş çevresindekinden daha fazla olup ortalama 3-4 mm'dir (104). Çalışmamızda her iki grupta da erken dönem marjinal kemik kaybının gözlenmesi remodelasyon süreci ve suprakrestal doku bütünlüğünün oluşmasıyla ilişkili olabileceği düşünülmektedir (105). Çalışmada fBIC değerlerinin başlangıç ve 3. ay arası grup içi kıyaslamasına bakıldığında her iki grupta da anlamlı seviyede yüksek bulunması, başlangıç ve 3. ay arasında marjinal kemik kaybı yaşandığını ifade etmektedir. Ancak, var olan kemik kaybının fizyolojik sınırlar içinde olduğundan bu değişim remodelasyon ve biyolojik genişlik oluşumuna bağlanabilir. Gruplar arası kıyaslamada ise fBIC değerleri arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmaması çalışmamızdaki frezleme yöntemlerinin krestal kemik seviyelerine etkilerinin benzer olduğunu göstermektedir. Frezleme hızı ile marjinal kemik kaybı arasındaki ilişkiyi inceleyen tek çalışma Pellicer- Chover ve ark.'ları (9) tarafından yapılmıştır. Elde edilen bulgular çalışmamız ile uyumlu olup, krestal kemik seviyelerinde meydana gelen kayıpların frezleme hızından bağımsız olduğunu göstermektedir.

İmplant yerleştirilmesi sırasında dişsiz boşluğa komşu dişlerde çeşitli komplikasyonlar meydana gelebilmektedir. Komşu dişte meydana gelen hasar genellikle radyografik olarak ilgili bölgenin boyutlarının yanlış hesaplanması, komşu kökteki dilesarasyonlar, aşırı geniş implantların kullanımı, yanlış açılendirme ile frezleme yapılması gibi sebeplerle olabilmektedir (106). İndirekt olarak ise frezleme sırasında meydana gelen aşırı ısınmanın komşu vital dokuları etkilemesiyle meydana geldiği söylenebilir. Komşu dişlerin periodontal ligamentinde meydana gelen hasar, dişin kanlanması etkilemekte ve dişte vitalite kaybı oluşturmaktadır (107). Çalışmamızda implant yapılan bölgeye komşu dişlerdeki vitalite değerleri arası anlamlı fark bulunmadığı görülmektedir. Dolayısıyla her iki frezleme yönteminin komşu dişler üzerine benzer etkisi olduğu söylenebilir. Yapılan bir çalışmada, implant ve kök arasındaki mesafenin 1 mm' den az olması hatta implant ile kökün direkt kontakta olması durumunda dahi komşu dişin vitalitesinin etkilenmediği belirtilmiştir

(108). Çalışmamızda implant konumları ve açlandırılması optimal düzeyde ayarlandığı için direkt hasarın meydana gelmeyeceği düşünülmesine rağmen alt premolar ve molar dişlerin invazyon yönü düşünüldüğünde indirekt hasara bağlı olarak komşu dişlerde vitalite değişiklikleri beklenebilir. Frezleme hızının ilgili etkisini değerlendiren çalışmaya rastlanmadığı için çalışmamızın sonuçları literatürle kıyaslanamamaktadır.

Diş vitalitesinin devamı açısından kanlanmanın sinirsel devamlılıktan daha önemli olduğu ortaya konulmuştur. Laser doppler flowmetry ile diş kanlanması değerlendirildiğinde kanlanması bozulmamış olan ancak invazyonu tam olmayan dişlerin hala vital olabildiği gösterilmiştir (109). Çalışmamızda komşu dişlerde meydana gelen hasar, diş vitalitesini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan elektrikli pulpa testi (EPT) ile değerlendirilmiştir. Ancak, EPT kan akımıyla ilgili bilgi vermemekte ve geçici duyu kaybını ayırt edememektedir. Bu nedenle her ne kadar gruplar arasında anlamlı fark bulunmasa da vitalite değerlendirmek için kullanılan yöntemin yeterliliği tartışma konusudur.

Postoperatif ağrı implant cerrahisi sırasında oluşan travma sonucu meydana gelmektedir (75). Ancak, algılanan ağrı seviyesi yaş, cinsiyet, dental deneyim, korku gibi hastaya bağlı olan faktörlerden etkilenmektedir (110). Bu nedenle ağrı değerlendirilmesi yapılırken ağrının fiziksel boyutunun yanında öznel oluşu dikkate alınmalıdır. Hastanın ağrıyı algılayış ve tanımlayış şekli, ağrı karşısında gösterdiği davranışsal tepkiler esas alınmalıdır. Her hasta ağrı yoğunluğunu kendi algılayış şekli ve ağrı eşik değerine göre yorumlamaktadır (111). Bu çalışmada hastaya bağlı faktörlerin elimine edilmesi için bölünmüş ağız çalışma tasarımı kullanılmış ve subjektif olarak ağrının değerlendirilmesi VAS skalası yardımıyla yapılmıştır.

Hekime bağlı faktörlerin elimine edilmesi için ise tüm implant operasyonları tek bir araştırmacı tarafından yapılmıştır. Ayrıca, flebin büyüklüğünün artması, implant sayısının artması, ogmentasyon uygulanması, aşırı ısınma, implanta yüksek tork uygulanması, posterior bölgede çalışılması gibi faktörler postoperatif dönemde oluşan ağrıyı arttırmaktadır (76,77). Bu çalışmada kullanılan implant, implant seti, implant sayısı, implant yapılacak bölge, insizyonun uzunluğu, kullanılan cerrahi aletler, suture materyali gibi tüm değişkenler aynı tutularak standardizasyon sağlanmıştır. Böylece cerrahi sırasındaki tek değişken frezleme hızı olarak belirlenmiştir. Bu nedenle

operasyon sırasında algılanan rahatsızlık seviyesi ve postoperatif dönemde algılanan ağrı seviyesi arasındaki farkın frezleme protokolünden kaynaklanacağı düşünülmektedir.

Literatürde farklı frezleme hızlarının hastanın algıladığı ağrı seviyesine etkisinin değerlendirildiği çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle verilerimiz literatür ile karşılaştırılamamaktadır. Çalışmada operasyon sırasında duyulan rahatsızlık seviyesinin gruplar arasında benzer bulunması her iki yöntemin de hasta tarafından aynı şekilde tolere edildiğini göstermektedir. Postoperatif dönemde algılanan ağrı seviyesinde sadece 2. günde gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur. Test grubunda daha yüksek olan ağrının düşük hızda frezleme yapılması sırasında daha uzun süre vertikal kuvvet uygulanması ve basınca bağlı olarak bölgede daha fazla sıcaklık artışı oluşmasına bağlanabilir (112,113). Yapılan in-vitro bir çalışmada (38) 50 rpm irrigasyonsuz frezlemenin anlamlı seviyede yüksek sıcaklık artışına neden olduğu belirtilmiştir. 2. gün algılanan ağrı seviyesinin yüksek olmasının bir nedeni ilgili bölgede sıcaklık artışının daha fazla olması olabilir.

Test grubunda 1. günde oluşan ağrı seviyesine göre ilk anlamlı azalma 6. günde saptanırken kontrol grubunda anlamlı azalmanın 5. günde ortaya çıktığı görülmektedir. Kontrol grubunda bu farkın 5. günde ortaya çıkması kontrol grubundaki ağrının daha hızlı düştüğünü düşündürmektedir. Bu düşüşün, test grubunda 2. gün oluşan ağrı seviyesindeki farklılığın nedeni olarak gösterilen faktörlerden kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmada ilk 3 gün algılanan ağrı seviyeleri grup içi kıyaslamada hem test hem kontrol grubunda anlamlı yüksek bulunmuştur. Ağrı seviyeleri içerisinde en yüksek değer $2,50 \pm 2,40$ olup tüm ağrı değerleri hafif ve orta şiddet arasında dağılmıştır. Bu ağrı seviyesi dental implant uygulanan hastalarda ağrı seviyesinin değerlendirildiği diğer çalışmaların bulgularıyla uyum göstermektedir (75,70).

Her ne kadar gruplar arasında klinik ve radyografik parametreler açısından anlamlı bir fark saptanmamış olsada, test grubundan rejeneratif işlemlerde kullanılacak kadar otojen kemik biriktirilmiş olması düşük hız ve irrigasyonsuz frezlemenin tercih edilme sebebi olabilir.

Çalışmamızda protetik yükleme öncesi tüm veriler değerlendirilmiş ve kıyaslanmış olmasına karşın yükleme sonrasında oluşacak klinik ve radyografik

verilerin bulunmaması çalışmamızın bir limitasyonudur. Çalışmaya dahil olma kriterlerinin oldukça fazla olması ve sınırlı çalışma süresi nedeniyle çalışmamızda böyle bir hedef belirlenmemiş olmasına rağmen güncel olarak tüm hastalar protetik aşamadır ve takipleri devam etmektedir.



BÖLÜM VI

SONUÇ VE ÖNERİLER

50 rpm düşük devir irrigasyonsuz frezleme ve 800 rpm yüksek devir irrigasyonlu frezleme ile yapılan implant cerrahisinin klinik parametrelere ve postoperatif dönemde oluşan ağrı seviyelerine etkisinin değerlendirilmesi amaçlanan bu çalışmada elde edilen sonuçlar aşağıda sunulmuştur.

- Hem düşük devir irrigasyonsuz frezleme hem de yüksek devir irrigasyonlu frezleme kullanılarak açılan implant yuvalarının iyileşme ve osseoentegrasyon süreçleri sorunsuz olarak tamamlanmakta, komplikasyonlar çok ender oluşmaktadır.
- Operasyon sırasında primer stabilite elde edilmesi durumunda tek aşamalı cerrahi ile iyileşme başlıklarının takılması hem keratinize doku genişliğinde artış hem de sekonder stabilitenin değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır.
- Her iki frezleme yöntemi ile yüksek primer ve sekonder stabilite değerleri elde edilmektedir.
- Her iki frezleme yöntemi fizyolojik sınırlar içinde ve benzer marjinal kemik kaybına neden olmaktadır.
- Her iki frezleme yöntemi de komşu dişlerde hasar ve vitalite değişimine neden olmamaktadır.
- Her iki frezleme yönteminde operasyon sırasında algılanan rahatsızlık seviyeleri benzerdir.
- Postoperatif dönemde algılanan ağrı seviyeleri düşük devir frezleme grubunda daha yüksektir.
- Yüksek devir frezleme grubunda ağrı seviyeleri daha hızlı düşmektedir.
- Hem düşük devir irrigasyonsuz frezleme hem de yüksek devir irrigasyonlu frezlemenin implant yuvaları hazırlanması için uygun yöntemlerdir.

Bu değerlendirmeler ışığında frezleme hızlarının klinik başarıya etkisini değerlendiren ve protetik yükleme sonrası verilerin de bulunduğu daha fazla hasta

sayısına sahip ve daha uzun dönem takiplerin yapıldığı yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.



KAYNAKLAR

- 1 Holm-Pedersen P, Lang NP, Müller F. What are the longevities of teeth and oral implants? Clin Oral Implants Res. 2007 Jun;18 Suppl 3: 15-9. Review.
- 2 Guillaume B. Dental implants: A review Morphologie. 2016 Dec;100(331):189-198
- 3 Carl E. Misch Dental Implant Prosthetics. Elsevier Inc.; 2015: 1-25
- 4 Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions Periodontol 2000. 2017 Feb;73(1):7-21.
- 5 Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3(2):81-100.
- 6 Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success Int J Oral Maxillofac Implants. 1986 Summer;1(1):11-25. Review
- 7 Yenyol S, Jimbo R, Marin C, Tovar N, Janal MN, Coelho PG. The effect of drilling speed on early bone healing to oral implants. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2013 Nov;116(5):550-5
- 8 Gaspar J, Borrecho G, Oliveira P, Salvado F, Martins dos Santos J. Osteotomy at low-speed drilling without irrigation versus high-speed drilling with irrigation: an experimental study. Acta Med Port. 2013 May-Jun;26(3):231-6.
- 9 Pellicer-Chover H1, Peñarrocha-Oltra D, Aloy-Prosper A, Sanchis-Gonzalez JC, Peñarrocha-Diago MA, Peñarrocha-Diago M. Comparison of periimplant bone loss between conventional drilling with irrigation versus low-speed drilling without irrigation. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2017 Nov 1;22(6):e730-e736.

- 10 Anitua E, Carda C, Andia I, A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Jan-Feb;22(1):138-45
- 11 Flanagan D. Osteotomy irrigation: is it necessary? *Implant Dent*. 2010 Jun;19(3):241-9.
- 12 Chen CH, Pei X, Tulu US, Aghvami M, Chen CT, Gaudillière D, Arioka M, Maghazeh Moghim M, Bahat O, Kolinski M, Crosby TR, Felderhoff A, Brunski JB, Helms JA A Comparative Assessment of Implant Site Viability in Humans and Rats. *J Dent Res*. 2018 Apr;97(4):451-459.
- 13 Moore W.D.N The First Permanent Molar *J. Am. Dent. Assoc* July 1927, Pages 1213-1221
- 14 Jaafar N, Razak IA, Nor GM. Trends in tooth loss due to caries and periodontal disease by tooth type. *Singapore Dent J*. 1989 Dec;14(1):39-41
- 15 Patel S, Ashley P, Noar J Radiographic prognostic factors determining spontaneous space closure after loss of the permanent first molar. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2017 Apr;151(4):718-726.
- 16 Saber AM, Altoukhi DH, Horaib MF, El-Housseiny AA, Alamoudi NM, Sabbagh HJ. Consequences of early extraction of compromised first permanent molar: a systematic review. *BMC Oral Health*. 2018 Apr 5;18(1):59.
- 17 Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent*. 1986 Oct;56(4):416-21
- 18 Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Dec;15(6):654-66.

- 19 Misch CE, Misch-Dietsh F, Silc J, Barboza E, Cianciola LJ, Kazor C. Posterior implant single-tooth replacement and status of adjacent teeth during a 10-year period: a retrospective report. *J Periodontol.* 2008 Dec;79(12):2378-82.
- 20 Laney WR Glossary of Oral and Maxillofacial Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017 Jul/Aug;32(4):Gi-G200.
- 21 Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 Suppl 6: 2-21.
- 22 Muddugangadhar BC, Amarnath GS, Sonika R, Chheda PS, Garg A Meta-analysis of Failure and Survival Rate of Implant-supported Single Crowns, Fixed Partial Denture and Implant Tooth-supported Prosthesis. *J Int Oral Health.* 2015 Sep;7(9):11-7.
- 23 Kern JS, Kern T, Wolfart S, Heussen N A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: post-loading implant loss. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Feb;27(2):174-95
- 24 Srinivasan M, Meyer S, Mombelli A, Müller F, Dental implants in the elderly population: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Aug;28(8):920-930.
- 25 Chappuis V, Buser R, Brägger U, Bornstein MM, Salvi GE, Buser D. Long-term outcomes of dental implants with a titanium plasma-sprayed surface: a 20-year prospective case series study in partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013 Dec;15(6):780-90.
- 26 Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16: 1-132.

- 27 Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg.* 1981 Feb;9(1):15-25
- 28 Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer SSO Schweiz *Monatsschr Zahnheilkd.* 1976 Jul;86(7):713-27
- 29 Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005 May-Jun;20(3):425-31. Review
- 30 Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155-70.
- 31 Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1983 Aug;50(2):255-61
- 32 Shah FA, Thomsen P, Palmquist A, A Review of the Impact of Implant Biomaterials on Osteocytes. *J Dent Res.* 2018 Aug;97(9):977-986.
- 33 Aghvami M, Brunski JB, Serdar Tulu U, Chen CH, Helms JA. A Thermal and Biological Analysis of Bone Drilling. *J Biomech Eng.* 2018 Oct 1;140(10).
- 34 Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983 Jul;50(1):101-7
- 35 Davidson SR, James DF. Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution. *J Biomech Eng.* 2003 Jun;125(3):305-14.
- 36 Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrinar DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008 Jan;128(1):71-7.

- 37 Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *J Appl Oral Sci.* 2010 Sep-Oct;18(5):522-7.
- 38 Oh JH, Fang Y, Jeong SM, Choi BH The effect of low-speed drilling without irrigation on heat generation: an experimental study. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2016 Feb;42(1):9-12.
- 39 Delgado-Ruiz RA, Velasco Ortega E, Romanos GE, Gerhke S, Newen I, Calvo-Guirado JL Slow drilling speeds for single-drill implant bed preparation. Experimental in vitro study *Clin Oral Investig.* 2018 Jan;22(1):349-359.
- 40 Giro G, Marin C, Granato R, Bonfante EA, Suzuki M, Janal MN, Coelho PG. Effect of drilling technique on the early integration of plateau root form endosteal implants: an experimental study in dogs. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011 Aug;69(8):2158-63.
- 41 Favero V, Sakuma S, Apaza Alccayhuaman KA, Benedetto GA, Bengazi F2, Botticelli D Healing at sites prepared using different drilling protocols. An experimental study in the tibiae of sheep. *PLoS One.* 2018 Aug 29;13(8):e0202957.
- 42 Landazuri-Del Barrio RA, Nunes de Paula W, Spin-Neto R, Chaves de Souza JA, Pimentel Lopes de Oliveira GJ, Marcantonio-Junior E. Effect of 2 Different Drilling Speeds on the Osseointegration of Implants Placed With Flapless Guided Surgery: A Study in Rabbits. *Implant Dent.* 2017 Dec;26(6):882-887.
- 43 Almeida KP, Delgado-Ruiz R, Carneiro LG, Leiva AB, Calvo-Guirado JL, Gómez-Moreno G, Malmström H, Romanos GE. Influence of Drilling Speed on Stability of Tapered Dental Implants: An Ex Vivo Experimental Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016 Jul-Aug;31(4):795-8
- 44 Seo DU, Kim SG, Oh JS, Lim SC Comparative Study on Early Osseointegration of Implants According to Various Drilling Speeds in the Mandible of Dogs. *Implant Dent.* 2017 Dec;26(6):841-847

- 45 Sekine H, Komiyama Y, Hotta H, et al. Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. In: van Steenberghe D, ed. *Tissue Integration in Oral Maxillofacial Reconstruction*. Amsterdam: Excerpta Medica; 1986.
- 46 Piattelli A, Scarano A, Favero L, Iezzi G, Petrone G, Favero GA. Clinical and histologic aspects of dental implants removed due to mobility. *J Periodontol*. 2003 Mar;74(3):385-90
- 47 Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA, Schwartz-Arad D, Choukroun J, Gutierrez-Perez JL, Marenzi G, Valavanis DK. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference *Implant Dent*. 2008 Mar;17(1):5-15.
- 48 Gao SS, Zhang YR, Zhu ZL, Yu HY. Micromotions and combined damages at the dental implant/bone interface. *Int J Oral Sci*. 2012 Dec;4(4):182-8.
- 49 Manzano-Moreno FJ, Herrera-Briones FJ, Bassam T, Vallecillo-Capilla MF, Reyes-Botella C Factors Affecting Dental Implant Stability Measured Using the Ostell Mentor Device: A Systematic Review. *Implant Dent*. 2015 Oct;24(5):565-77.
- 50 Swami V, Vijayaraghavan V, Swami V. Current trends to measure implant stability. *J Indian Prosthodont Soc*. 2016 Apr-Jun;16(2):124-30.
- 51 Gaurang Mistry, Omkar Shetty, Shreya Shetty, Raghuwar D Singh Measuring implant stability: A review of different methods *J Dent Implant* 2014; 4(2): 165-169
- 52 Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Sep-Oct;22(5):743-54. Review
- 53 Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH The reverse-torque test: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Mar-Apr;11(2):179-85. Review

- 54 Sim CP, Lang NP Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implanttissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. Clin Oral Implants Res. 2010 Jun;21(6):598-604.
- 55 Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. Periodontol 2000. 2008;47: 51-66.
- 56 Ozkurt Kayhan Z, Kazazoglu E. An Overview of Implant Stability Measurement MADOHC July 13, 2018; 2(5):210-213
- 57 Öncü E, Büyükerkmen E.B. Dental İmplantlarda Stabilite Ölçüm Yöntemleri EÜ Dişhek Fak Derg 2015; 36(3): 115-120
- 58 Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. Clin Oral Implants Res. 1996 Sep;7(3):261-7
- 59 Baltayan S, Pi-Anfruns J, Aghaloo T, Moy PK. The Predictive Value of Resonance Frequency Analysis Measurements in the Surgical Placement and Loading of Endosseous Implants. J Oral Maxillofac Surg. 2016 Jun;74(6):1145-52.
- 60 Park JC, Lee JW, Kim SM, Lee JH. Implant Stability – Measuring Devices and Randomized Clinical Trial for ISQ Value Change Pattern Measured from Two Different Directions by Magnetic RFA, Rapidly Evolving Practice 2011;5: 111-30.
- 61 Becker W, Hujoel P, Becker BE Resonance frequency analysis: Comparing two clinical instruments. Clin Implant Dent Relat Res. 2018 Jun;20(3):308-312.
- 62 Lachmann S, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the

- determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Feb;17(1):75-9.
- 63 Monje A, Insua A, Monje F, Muñoz F, Salvi GE, Buser D, Chappuis V
Diagnostic accuracy of the implant stability quotient in monitoring
progressive peri-implant bone loss: An experimental study in dogs. *Clin Oral
Implants Res.* 2018 Oct;29(10):1016-1024.
- 64 Tözüm TF, Turkyilmaz I, Yamalik N, Karabulut E, Turkyilmaz AS,
Eratalay K. Analysis of the possibility of the relationship between various
implant-related measures: an 18-month follow-up study *J Oral Rehabil.*
2008 Feb;35(2):95-104.
- 65 Fischer K, Bäckström M, Sennerby L. Immediate and early loading of
oxidized tapered implants in the partially edentulous maxilla: a 1-year
prospective clinical, radiographic, and resonance frequency analysis study.
Clin Implant Dent Relat Res. 2009 Jun;11(2):69-80.
- 66 Scarano A, Degidi M, Iezzi G, Petrone G, Piattelli A. Correlation between
implant stability quotient and bone-implant contact: a retrospective
histological and histomorphometrical study of seven titanium implants
retrieved from humans. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(4):218-22
- 67 Rodrigo D, Aracil L, Martin C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and
its impact on implant survival: a prospective case series study. *Clin Oral
Implants Res.* 2010 Mar;21(3):255-61.
- 68 Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application
of resonance frequency measurements to study the stability of titanium
implants during healing in the rabbit tibia *Clin Oral Implants Res.* 1997
Jun;8(3):234-43
- 69 Gómez-de Diego R, Cutando-Soriano A, Montero-Martín J, Prados-Frutos
JC, López-Valverde A State anxiety and depression as factors modulating
and influencing postoperative pain in dental implant surgery. A prospective
clinical survey. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2014 Nov 1;19(6):e592-7

- 70 Al-Khabbaz AK, Griffin TJ, Al-Shammari KF Assessment of pain associated with the surgical placement of dental implants. *J Periodontol.* 2007 Feb;78(2):239-46.
- 71 Eli I, Schwartz-Arad D, Baht R, Ben-Tuvim H. Effect of anxiety on the experience of pain in implant insertion. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Feb;14(1):115-8
- 72 Muller E, Ríos Calvo MP. Pain and dental implantology: sensory quantification and affective aspects. Part I: At the private dental office. *Implant Dent.* 2001;10(1):14-22.
- 73 Eti-Aslan F. Ağrı Değerlendirme Yöntemleri C.Ü. Hemşirelik Yüksekokulu Dergisi, 2002, 6(1)
- 74 Haefeli M, Elfering A. Pain assessment. *Eur Spine J.* 2006 Jan;15 Suppl 1:S17-24. Epub 2005 Dec 1. Review.
- 75 Hashem AA, Claffey NM, O'Connell B. Pain and anxiety following the placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Nov-Dec;21(6):943-50
- 76 González-Santana H1, Peñarrocha-Diago M, Guarinos-Carbó J, Balaguer-Martínez. Pain and inflammation in 41 patients following the placement of 131 dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2005 May-Jul;10(3):258-63
- 77 Fortin T, Bosson JL, Isidori M, Blanchet E. Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image-guided system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Mar-Apr;21(2):298-304.
- 78 Loe, H. Silness, J. (1963). Periodontal disease in pregnancy. I. Prevalence and severity, *Acta Odontol Scand*, 21: 533-51
- 79 Silness, J. Loe, H. (1964). Periodontal disease in pregnancy. II. Correlation between oral hygiene and periodontal condition, *Acta Odontol Scand*, 22: 121- 35.

- 80 O'Leary TJ, Drake RB, Naylor JE. The plaque control record. *J Periodontol.* 1972 Jan;43(1):38.
- 81 Okur C. Türkoğlu O. İmplant Çevresi Yetersiz Keratinize Mukoza Bulunan Hastalara Uygulanan Serbest Dişeti Greftinin Sigara İçen ve İçmeyen Hastalarda Klinik Olarak Karşılaştırılması, Uzmanlık Tezi, İzmir, Ege Üniversitesi, 2018
- 82 Jivraj S, Chee W. Rationale for dental implants. *Br Dent J.* 2006 Jun 24;200(12):661-5
- 83 Lekholm U, Zarb GA Patient selection and preparation. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publishing Company, Chicago, USA. 1985:199-209
- 84 Misch CE. Density of bone: Effect on treatmentplanning, surgical approach, and healing In: Misch CEs, ed. *Proceedings of the Contemporary implant dentistry.* Mosby-Year Book, Inc. 1993;pp. 469-485.
- 85 Seriwatanachai D, Kiattavorncharoen S, Suriyan N, Boonsiriseth K, Wongsirichat N. Reference and techniques used in alveolar bone classification. *J Interdiscipl Med Dent Sci.* 2015; 3: 172.
- 86 Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A. The influence of soft tissue thickness on crestal bone changes around implants: a 1-yearprospective controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009 Jul-Aug;24(4):712-9
- 87 Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A. Reaction of crestal bone around implants depending on mucosal tissue thickness. A 1-year prospective clinical study *Stomatologija.* 2009;11(3):83-91
- 88 Lee A, Fu JH, Wang HL. Soft tissue biotype affects implant success. *Implant Dent.* 2011 Jun;20(3):e38-47
- 89 Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. *J Periodontol.* 2018 Jun;89 Suppl 1:S267-S290.

- 90 Nizam N, Sönmez Ş, Bağ Dokusu ile Kök Yüzeyi Örtülmesinde Mikrocerrahi ve Konvansiyonel Periodontal Cerrahinin Klinik Sonuçlarının Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, İzmir, Ege Üniversitesi, 2009
- 91 Apostolopoulos P, Darby I. Retrospective success and survival rates of dental implants placed after a ridge preservation procedure Clin Oral Implants Res. 2017 Apr;28(4):461-468.
- 92 Vehemente VA, Chuang SK, Daher S, Muftu A, Dodson TB. Risk factors affecting dental implant survival. J Oral Implantol. 2002;28(2):74-81
- 93 Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading Clin Oral Implants Res. 2009 Mar;20(3):254-61.
- 94 Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, Nonhoff J Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. J Biomed Mater Res A. 2014 Feb;102(2):552-74.
- 95 Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. Int J Periodontics Restorative Dent. 2006 Feb;26(1):9-17
- 96 Shetty M, Prasad K, Sangeetha U, Hegde C, Platform switching: A New Era in Implant Dentistry, Int J Oral Implantol. and Clin Res, May-August 2010;1(2): 61-65
- 97 Eskandarloo A, Saati S, Ardakani MP, Jamalpour M, Gholi Mezerji NM, Akheshteh V Diagnostic Accuracy of Three Cone Beam Computed Tomography Systems and Periapical Radiography for Detection of Fenestration Around Dental Implants Contemp Clin Dent. 2018 Jul-Sep;9(3):376-381.
- 98 Takeshita WM, Vessoni Iwaki LC, Da Silva MC, Tonin RH. Evaluation of diagnostic accuracy of conventional and digital periapical radiography,

- panoramic radiography, and cone-beam computed tomography in the assessment of alveolar bone loss. *Contemp Clin Dent*. 2014 Jul;5(3):318-23.
- 99 Rios HF, Borgnakke WS, Benavides E The Use of Cone-Beam Computed Tomography in Management of Patients Requiring Dental Implants: An American Academy of Periodontology Best Evidence Review. *J Periodontol*. 2017 Oct;88(10):946-959.
- 100 Albrektsson T, Chrcanovic B, Östman PO, Sennerby L. Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants *Periodontol* 2000. 2017 Feb;73(1):41-50.
- 101 Kim SY, Dodson TB, Do DT, Wadhwa G, Chuang SK. Factors Associated With Crestal Bone Loss Following Dental Implant Placement in a Longitudinal Follow-up Study. *J Oral Implantol*. 2015 Oct;41(5):579-85.
- 102 Weber HP, Buser D, Fiorellini JP, Williams RC Radiographic evaluation of crestal bone levels adjacent to nonsubmerged titanium implants. *Clin Oral Implants Res*. 1992 Dec;3(4):181-8.
- 103 Brägger U, Häfeli U, Huber B, Hämmerle CH, Lang NP. Evaluation of postsurgical crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 1998 Aug;9(4):218-24
- 104 Araujo MG, Lindhe J. Peri-implant health. *J Periodontol*. 2018 Jun;89 Suppl 1:S249-S256.
- 105 Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol*. 2002 Mar;73(3):322-33. Review
- 106 Yoon WJ, Kim SG, Jeong MA, Oh JS, You JS. Prognosis and evaluation of tooth damage caused by implant fixtures. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2013 Jun;39(3):144-7.
- 107 Sussman HI Tooth devitalization via implant placement: a case report *Periodontol Clin Investig*. 1998 Spring;20(1):22-4

- 108 Mohammad Tasharoie, Neda Moslemi, Noushin Shokouhinejad, and Gholamreza Shirani Implant-Root Proximity and Pulp Vitality of the Tooth Thrita. 2015 December; 4(4): e33330
- 109 Romanos GE, Papadimitriou DE, Hoyo MJ, Caton JG. Loss of pulp vitality after maxillary sinus augmentation: a surgical and endodontic approach. J Periodontol. 2014 Jan;85(1):43-9.
- 110 Bryce G, Bomfim DI, Bassi GS Pre- and post-operative management of dental implant placement. Part 1: management of post-operative pain Br Dent J. 2014 Aug;217(3):123-7.
- 111 Sirintawat N, Sawang K, Chaiyasamut T, Wongsirichat N. Pain measurement in oral and maxillofacial surgery. J Dent Anesth Pain Med. 2017 Dec;17(4):253-263.
- 112 Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motorspeed. J Oral Maxillofac Surg. 2002 Oct;60(10):1160-9
- 113 Abouzia MB, Symington JM. Effect of drill speed on bone temperature. Int J Oral Maxillofac Surg. 1996 Oct;25(5):394-9

ÖZGEÇMİŞ

29.01.1992 yılında İzmir' de doğdum. İlköğrenimimi Mustafa Urcan İlköğretim Okulun'nda tamamladım. Lise eğitimimi Övgü Terzibaşoğlu Anadolu Lisesi'nde tamamladıktan sonra 2010 yılında Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde yüksek öğrenimime başladım. 2015 yılında üniversite eğitimimi tamamlayıp 2016 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. Halen uzmanlık öğrencisi olarak aynı kurumda çalışmaktayım



EK-1**Ağrı Değerlendirme Formu**

	SAĞ	SOL
Operasyon Sırasında		
Operasyon sonrası 1.gün		
Operasyon sonrası 2.gün		
Operasyon sonrası 3.gün		
Operasyon sonrası 4.gün		
Operasyon sonrası 5.gün		
Operasyon sonrası 6.gün		
Operasyon sonrası 7.gün		