

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

**ALLOPLASTİK VE ALLOJENİK KEMİK GREFTLERİ İLE
DOLDURULAN ÇEKİM SOKETLERİNİN İYİLEŞMESİNİN
VE YENİ OLUŞAN DOKUNUN UZUN DÖNEMDE
BİLGİSAYAR TOMOGRAFİSİ HOUNSFİELD UNIT
DEĞERLERİ İLE İNCELENMESİ**

Dr. Filiz HYUSEİN ÇAVDAR

**Periodontoloji Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2008**

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

**ALLOPLASTİK VE ALLOJENİK KEMİK GREFTLERİ İLE
DOLDURULAN ÇEKİM SOKETLERİNİN İYİLEŞMESİNİN
VE YENİ OLUŞAN DOKUNUN UZUN DÖNEMDE
BİLGİSAYAR TOMOGRAFİSİ HOUNSFİELD UNIT
DEĞERLERİ İLE İNCELENMESİ**

Dr. Filiz HYUSEİN ÇAVDAR

**Periodontoloji Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Gürhan ÇAĞLAYAN**

**ANKARA
2008**

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne,

Bu çalışma jürimiz tarafından Periodontoloji Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Kenan Eratalay
Hacettepe Üniversitesi

Danışman: Prof. Dr. Gürhan Çağlayan
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Feriha Çağlayan
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Dilek Şengün
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Hamit Bostancı
Ankara Üniversitesi

ONAY

Bu Tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Hakan S. Orer

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleşmesindeki katkılarından dolayı;

Tez danışmanım olarak bilgileriyle yanımda olan değerli hocam
Prof. Dr. Gürhan Çağlayan'a,

Bilgi ve tecrübesini hoşgörüyü bana aktararak çalışmaya büyük katkılarda
bulunan sevgili hocam Prof. Dr. Feriha Çağlayan'a,

Tezimin radyografik aşamalarında gösterdiği çabalarından dolayı
"ULTRAMAR" görüntüleme merkezinden Sn. Serap Kaynarıcı'ya,

İstatistiksel değerlendirmelerdeki katkılarından dolayı H.Ü. Fen Fakültesi
İstatistik A.D.'dan Prof. Dr. Hüseyin Tatlıdil'e,

Doktora öğrenimim boyunca bana desteğini esirgemeyen değerli hocalarıma,
sevgili asistan arkadaşlarıma ve tüm personele,

Sonsuz sabırları, sevgileri ve destekleriyle her zaman yanımda olan anneme
ve babama,

Bana her konuda destek olan sevgili eşim Günay Çavdar'a ve hayatımın ışığı
sevgili Asya'ma,

Bu Projeyi destekleyerek gerekli maddi olanakları sağlayan H.Ü. Bilimsel
Araştırmalar Birimi'ne

Teşekkür ederim.

Bu araştırma 05 01 201 001 proje numarası ile Bilimsel Araştırmalar Birimi
tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

Hyusein Çavdar, F. Alloplastik ve allojenik kemik greftleri ile doldurulan çekim soketlerinin iyileşmesinin ve yeni oluşan dokunun uzun dönemde Bilgisayar Tomografisi Hounsfield Unit değerleri ile incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Periodontoloji Programı Doktora Tezi, Ankara, 2008. Greftleme prosedürlerinden sonra oluşan kemiğin tipi ve yapısı yük taşıma kapasitesini etkilediği düşünülmüş ve daha az kaliteli kemikte implant başarı oranlarının daha düşük olduğu gösterilmiştir. Günümüzde greftleme işleminden sonra oluşan kemiğin değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler güvenilir olmayan ve subjektif metotlardır. Bu çalışmanın amacı, alloplastik ve allojenik greftlerle doldurulan çekim soketlerindeki densite değişikliklerin BT Hounsfield değerleri ile incelenmesidir. Çalışmaya 17 bireyde toplam 52 çekim soketi dahil edildi. Kırk bir insiziv, kanin ve premolar çekim soketlerine DFDBA+kollajen membran (n:14), HA+kollajen membran (n:14) veya sadece kollajen membran (BM) (n:13) uygulandı. Onbir soket kontrol olarak boş bırakıldı. Başlangıçta (cerrahiden 10 gün sonra) ve 4 ay sonrasında BT çekildi ve soket içi HU değerleri ölçüldü. Başlangıçta ve 4 ay sonrasında ölçülen HU değerlerinin farkları gruplar arasında ve gruplar içinde analiz edildi. Başlangıçta transvers kesitlerdeki ölçülen HU değerleri DFDBA grubunda 160.8 ± 49.072 , HA grubunda 416.92 ± 178.65 , BM grubunda 35.56 ± 43.51 ve B grubunda 53.31 ± 70.65 idi. Dördüncü ay ölçümlerinde değerler DFDBA grubunda 436.18 ± 158.68 , HA grubunda 708.36 ± 265.26 , BM grubunda 358.84 ± 144.64 ve B grubunda 417.30 ± 164.50 olarak kaydedildi. Sagittal kesitlerdeki ölçülen HU değerleri DFDBA grubunda 156.51 ± 65.60 , HA grubunda 348.49 ± 151.42 , BM grubunda 45.68 ± 51.80 ve B grubunda 55.30 ± 73.24 idi. Dördüncü ay ölçümlerinde değerler DFDBA grubunda 434.10 ± 161.79 , HA grubunda 642.04 ± 217.74 , BM grubunda 345.32 ± 146.13 ve B grubunda 448.87 ± 262.44 olarak saptandı. Grup içi karşılaştırmalarda tüm gruplarda 4 ay sonrasında HU değerlerinde anlamlı artış gözlemlendi. DFDBA grubundaki başlangıç HU değerleri BM ve B gruplara göre anlamlı derecede yüksek bulunurken, HA grubundaki değerler diğer 3 gruba göre anlamlı derecede yüksek bulundu. Dördüncü ay'da sadece HA grubu HU değerlerinin diğer gruplara göre anlamlı derecede yüksek olduğu gözlemlendi. Her iki zaman periyodunda apikal- koronal kesitlerdeki değerler kıyaslandığında anlamlı bir fark bulunmadı. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, densite değerlerinin artması açısından tüm tedavi seçenekleri etkili bulunurken, en büyük densite artışı HA ile greftlenmiş soketlerinde gözlemlendi. Ayrıca, kemik densitesi değerlerin artmasında DFDBA'nın ve membranın ek bir katkısı olmadığı gözlemlendi.

Anahtar kelimeler: Augmentasyon, çekim soketi, kemik grefti, Bilgisayarlı Tomografi, HU

Destekleyen Kurumlar: HÜBAB 05 01 201 001

ABSTRACT

Hyusein Çavdar, F. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Ph.D. Thesis in Periodontology, Ankara, 2008. Long term evaluation of the healing and newly formed tissue in the extraction sockets filled with alloplastic and allojenic grafts in terms of Computed Tomography's Hounsfield Units. The type and architecture of the bone after grafting procedures are considered to affect its load bearing capacity and it has been indicated that poorer bone quality is associated with higher implant failure rates. To date the methods of the evaluation of the newly formed bone after grafting procedures are subjective and not reliable. The purpose of this study was to evaluate the changes of the density in terms of CT's Hounsfield Units in the extraction sockets grafted with alloplastic or allojenic grafts. A total of 52 extraction sockets in 17 individuals were enrolled in the study. Forty one incisor, canine or premolar teeth sockets were randomly treated with DFDBA and collagene membrane (n:14), HA and collagene membrane (n:14) or only with collagene membrane (BM) (n:13). Eleven sockets were left empty as a control (B). At baseline (10 days after surgery) and 4 months later dental CT scans were taken and intra-socket HU values were obtained. The differences of HU values between and within groups at baseline and 4 months postoperatively were analyzed. At the baseline in the transversal scans the HU values were 160.8 ± 49.072 in the DFDBA group, 416.92 ± 178.65 in the HA group, 35.56 ± 43.51 in the BM group and 53.31 ± 70.65 in the B group. Four months later obtained HU values were 436.18 ± 158.68 in the DFDBA group, 708.36 ± 265.26 in the HA group, 358.84 ± 144.64 in the BM group and 417.30 ± 164.50 in the B group. The HU values at sagittal scans at baseline were 156.51 ± 65.60 in the DFDBA group, 348.49 ± 151.42 in the HA group, 45.68 ± 51.80 in the BM group, 55.30 ± 73.24 in the B group. At 4 months the values were 434.10 ± 161.79 in the DFDBA, 642.04 ± 217.74 in the HA group, 345.32 ± 146.13 in the BM group and 448.87 ± 262.44 in the B group. The baseline HU values in the DFDBA group were significantly higher comparing to BM and B groups and values in the HA group were significantly higher compared to all other groups. At the 4 months only the HA group's HU values were significantly higher than other groups. The apical and coronal HU values were not significantly different in any time period. The results from this study suggest that all treatment modalities are effective in terms of improving the density values, but the highest improvement was achieved in the HA grafted sockets. The results also showed that DFDBA and membrane have no additional benefit in the improvement of the bone density values.

Keywords: Augmentation, extraction socket, bone graft, Computed Tomography, HU

Supported by: HÜBAB 05 01 201 001

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ŞEKİLLER.....	ix
TABLolar	x
GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Periodonsiyum	5
2.2. Kemik.....	6
2.2.1. Alveoler Kemik	9
2.3. Çekim soketin iyileşmesi.....	10
2.4. Alveoler kret rezorbsiyonu ve rezidüel kret	15
3.1. Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu (YKR)	17
3.1.1. Bariyer membranlar	18
3.1.2. Kemik greftleri	20
3.2. Kret korunması ve kret augmentasyonu	22
4.1. Kemik kalitesinin değerlendirilmesi	23
3. BİREYLER VE YÖNTEM	27
3.1. Klinik Çalışmalar	27
3.1.1. Çalışma grubunun oluşturulması	27
3.2. Operasyon uygulanması	28
3.3. BT ile görüntüleme ve yoğunluk ölçümü	31
3.4. İstatistiksel Çalışmalar	36
4. BULGULAR.....	37
4.1. Çalışma grubunun tanımı.....	37
BT görüntüleme ile elde edilen HU değerleri	38

4.2.1. Grup içi karşılaştırmalar	38
4.2.2. Gruplar arası karşılaştırmalar.....	41
4.2.3. Apikal ve koronal kesitlerdeki HU değerlerinin karşılaştırılması	44
5.TARTIŞMA.....	48
6. SONUÇLAR.....	60
KAYNAKLAR	62

SİMGELER VE KISALTMALAR

B	Boş soket
BM	Membranla kapatılan boş soket
BMP	Bone Morphogenetic Proteine
BT	Bilgisayarlı Tomografi
Ca	Kalsiyum
DEXA	Dual Energy X-ray Absorptiometry
DFDBA	Demineralized Freeze- Dried Bone Allograft
ePTFE	Expanded Poly-Tetrafluorethylene
FDBA	Freeze- Dried Bone Allograft
HA	Hidroksiapatit
HU	Hounsfield Unit
P	Fosfor
PDL	Periodontal Ligament
PTFE	Poly-Tetrafluorethylene
PTH	Paratiroid hormon
TGF- β	Tranforming Growth Factor- β
YDR	Yönlendirilmiş Doku Rejenerasyonu
YKR	Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu

ŞEKİLLER

Sayfa

4.2.1.1. Grup içi karşılaştırmalarda transvers kesitlerde tüm gruplarda HU-2 değerleri HU-1 değerlerine göre anlamlı derecede yüksek ($p<0.05$).....	39
4.2.1.2. Grup içi karşılaştırmalarda sagittal kesitlerde tüm gruplarda HU-2 değerleri HU-1 değerlerine göre anlamlı derecede yüksek ($p<0.05$).	40
4.2.2.1. Transvers kesitlerde farklı gruplarda HU-1 ve HU-2 değerleri. *HU-1 değerleri DFDBA ve HA gruplarında anlamlı derecede yüksek. HU-2 değerleri HA grubunda anlamlı derecede yüksek ($p<0.05$).	41
4.2.2.2. Sagittal kesitlerde farklı gruplarda HU-1 ve HU-2 değerleri. *HU-1 değerleri DFDBA ve HA gruplarında anlamlı derecede yüksek. HU-2 değerleri HA grubunda anlamlı derecede yüksek ($p<0.05$).	42
4.2.3.1. Apikal ve koronal kesitlerdeki HU-1 değerlerin karşılaştırılması.	45
4.2.3.2. Apikal ve koronal kesitlerdeki HU-2 değerlerin karşılaştırılması.	46

TABLOLAR

	Sayfa
2.3.1. Soket iyileşmesi (Clafin)	11
2.3.2.Soket iyileşmesi (Cardaropoli)	12
2.3.3. Soket iyileşmesi(Araujo)	13
2.3.4. İnsandaki soket iyileşme periyotlarını gösteren çalışmalar	14
2.3.5. İnsan ve köpek soket iyileşmesinin karşılaştırılması	15
2.4.1. Vertikal ve horizontal boyut değişiklikleri.....	17
4.1.1. Bireylere ait demografik bilgiler	37
4.1.2. Çekilen dişlere ait bilgiler	37
4.2.1.1.Gruplarda transvers kesitlerde ölçülen ortalama HU değerleri	38
4.2.2.2. Gruplarda sagittal kesitlerde ölçülen ortalama HU değerleri	40
4.2.2.1. Transvers kesitlerde gruplar arası karşılaştırma	43
4.2.2.2. Sagittal kesitlerdeki gruplar arası karşılaştırma.....	44
4.2.3.1. Farklı gruplarda apikal ve koronal kesitlerde ölçülen ortalama HU-1 değerleri	45
4.2.3.2. Farklı gruplarda apikal ve koronal kesitlerde ölçülen ortalama HU-2 değerleri	46

GİRİŞ

Diş hekimliğinin temel hedefleri; hastanın çiğneme fonksiyonu, estetik ve fonasyonunun korunması ve yeniden kazandırılmasıdır. Modern diş hekimliğinin çok hızlı ilerlemesine rağmen diş kaybı kaçınılmaz bir gerçek olmaya devam etmektedir(1) . Diş kaybı nedenleri arasında en sık görülenler; çürük ve komplikasyonları, periodontal hastalık ve travmadır(2) . Dişin kaybedilmesi ile birlikte alveolar kemikte hızlı bir rezorpsiyon başlamaktadır(3) . Diş çekiminden sonra çekim soketi; periodontal ligamentin damarlarından gelen kanla dolar ve pıhtı oluşur, pıhtı organize olduktan sonra granülasyon dokusuna dönüşür(4) . Kretin etrafındaki epitel birinci haftada soketin içine doğru ilerler ve bu ilerleme organize olmuş pıhtının epitel ile kaplanmasıyla sonuçlanır(5,6) . İyileşme; osteoklastik rezorbsiyon, osteoblastik kollajen formasyonu ve kollajen matriksin mineralizasyonu ile gerçekleşir. Çekim soketi 4-6 ay arasında kemik ile dolar(7) . İyileşme sonrasında alveolar kemiğin miktarı azalır ve bu yara iyileşmesinin en çarpıcı özelliğidir. Azalma bazen kemiğin miktarının %50'sini aşmakta ve ilk 6 ayda en hızlı şekilde olmak üzere hayat boyunca devam etmektedir(3,7) . Rezorbsiyon sonucunda, rezidüel kemik miktarı bazen protezlerin yapılmasını imkansız kılacak kadar az kalabilmektedir(3).

Bu rezorbsiyonun engellenmesi ve uzun dönemde özellikle implant-destekli protezin yapılabilmesi için son yıllarda soket augmentasyonu tekniği yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemde; Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu'nun (YKR) temel prensipleri esas alınarak, kemik greftleri ve bariyer membranlar kullanılıp, soket içine yumuşak doku hücrelerin repopülasyonu engellenmekte ve böylece alveolar kretin orijinal boyutları korunabilmektedir(8) .

Kemik greft materyalleri esas olarak otojen, allojen, ksenojen ve alloplastik olarak sınıflandırılır. Otojen greftlerde aynı bireyin, allojen greftlerde aynı türün farklı bireylerinden alınan kemik dokusu kullanılır(9,10) . Ksenojen greftler; farklı genetik türe sahip canlılardan elde edilen greftler iken, alloplastik greftler ise sentetik bir maddeden elde edilirler(11,12) .

Kemik rejenerasyonunda osteogenezis, osteokondüksiyon ve osteoindüksiyon prensipleri esas alınmaktadır(13) . Osteogenez, yeni kemik oluşacak bölgeye canlı hücrelerin transfer edilmesi olarak tarif edilmektedir. Osteokondüksiyon, kemik oluşumunda gerçekleşecek olan hücresel ve biyokimyasal olaylar için alan ve altyapı oluşturulmasının prensiplerini içermektedir. Osteoindüksiyon ise pluripotent mezenşimal hücrelerin osteoblast farklılaşma yoluna yönlendirilmesi ile gerçekleşir(14) .

Osteogenezis, yani transplante edilen kemikteki osteoblastlarla mineralize kemik formasyonu sadece otojen kemik greftleri ile sağlanır. Diğer kemik greftlerinin sağlayabileceği en iyi sonuç osteoindüksiyondur(15) .

Allojenik kemik greftleri olarak; demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik (DFDBA) ve mineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik (FDBA) kullanılmaktadır(16-18) .

Ksenojen kemik greftleri çeşitli yöntemlerle biyouyumlu ve insan kemiğine benzer bir yapıya ulaştırılır ve osteokondüktif etki gösterirler(19,20)

Alloplastik (sentetik) greft materyalleri kemik oluşumunu desteklemek ve kemik defektlerini doldurmak için sentetik olarak hazırlanan greft materyalleridir. Bu materyaller polimerler, bioseramikler, bioaktif cam materyalleri olarak ayrılırlar(21-23) .

Sentetik greft materyallerinin primer fonksiyonu defekt bölgesini doldurmaktır. Hidroksiapatit $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$, kemiğin mineral içeriğinin primer yapısını oluşturmaktadır(22) .

Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonunda kullanılan bariyer membranlar temel olarak rezorbe olanlar ve rezorbe olmayanlar olarak ikiye ayrılır. Rezorbe olmayan membranlarda en sık politetrafluoroetilen (PTFE) kullanılmaktadır(24-26) . Rezorbe olabilen membranlar ise doğal ve sentetik olarak iki gruba ayrılırlar(27) . Doğal membran olarak en çok kullanılan kollajen esaslı membranlardır(28-30) . Diğer rezorbe olan doğal membranlar ise dura mater, okside selülöz ve lamine kemiktir. Sentetik rezorbe olan membranlar genelde poli- α -hidroksi asit yapısındadır, polilaktik asit, poliglikolik asit ve bu maddelerin kopolimerleri membran olarak kullanılmaktadır.

Diş çekiminden sonra, hastanın çiğneme fonksiyonunu geri kazanılması için farklı protezler uygulanmaktadır. Bunlardan implant destekli protezlerin birçok avantajları vardır. Soket augmentasyonu özellikle bu tip protezlerin yapılmasına yönelik olarak uygulanan bir işlemdir(31,32) . İmplant tedavi planlamasında sahip olunan ve yeni oluşmuş kemiğin miktarı ve kalitesi çok önemlidir(33) . Kemik mineral densitesi muayene edilen kemik dokusunun içerdiği kalsiyum hidroksiapatit miktarıdır ve farklı metodlarla incelenmektedir. Bunlar; Fotodensitometri, Foton absorpsiyometri ve Bilgisayar tomografisidir (BT). Bu metotlardan sadece BT'de çene anatomisiyle birlikte spongioz ve kompakt kemiğin değerlendirilmesi mümkündür(34-36) . BT rutin olarak implant tedavisi öncesinde alveoler kemiğin anatomisini ve miktarını tespit edilmesi için uygulanmaktadır.

Tedavi sonrasında oluşan kemiğin kalitesinin değerlendirilmesinde farklı yöntemler önerilmektedir. Bunlar yeni oluşan dokunun histolojisi, klinik olarak sübjektif kalitesi, radyolojik incelenmesi yada kemik mineral yoğunluğunu değerlendirmeye yönelik yöntemlerdir. Yapılan çalışmalara göre kemiğin kalitesi (yoğunluğu) ile yapılan implantların başlangıç stabilizasyonu arasında direkt olarak ilişki olduğu gösterilmiştir(37,38) .

Kantitatif kemik mineral densitesi değerlendirmesi BT'de Hounsfield Unit'le (HU) ölçülür. Haunsfield Unit ölçüm sisteminde standart olarak suyun değeri HU- 0, havanın değeri ise HU -1000 olarak kabul edilmiştir. Dokuların densite ölçümü bu standart değerler dikkate alınarak yapılır.

1999 yılında, Norton ve Gamble (39) tarafından yapılan bir çalışmada, objektif kemik densitesi skalası elde edilebileceği gösterilmiştir. Kemiğin kalitesi Lekholm & Zarb sübjektif skalasıyla değerlendirilmiş ve aynı bölgelerde Hounsfield Unit değerleri kaydedilmiştir. Kemik densitesi değerleri ile sübjektif kalite değerleri arasında güçlü korelasyon bulunmuştur.

Farklı greft materyallerin çekim soketin iyileşmesine olan etkisini inceleyen birçok çalışma vardır. Ancak tüm çalışmalarda klinik ve invaziv bir teknik olan histolojik yöntemi ile incelemeler yapılmıştır(40-43) .

Literatür taramasında; kemik dansitesini, augmentasyon öncesi ve sonrası invaziv olmayan, objektif ve klinik uygulamada son derece pratik bir

yöntem olan BT ile incelendiği çalışmaların son derece kısıtlı olduğu ve Hounsfield değerleri ile yapılan kıyaslamalı bir çalışmanın ise yapılmadığı gözlemlenmiştir.

Bu bilgiler ışığında çalışmamızda; çekimden 10 gün ve 4 ay sonra boş bırakılan, membranla kapatılan ve 2 farklı greft materyali ile doldurulup membranla kapatılan soketlerin iyileşmesi ve yeni oluşmuş dokuların BT Hounsfield Unit değerleri elde edilerek kemik densitelerinin karşılaştırılması hedeflenmiştir.

GENEL BİLGİLER

2.1. Periodonsiyum

Periodonsiyum, dişeti, alveol kemiği, periodontal ligament ve sementten oluşan diş destekleyen bir yapı bütünüdür. Bu yapılar; dişin kemik içinde sağlıklı bir şekilde kalıp fonksiyonunu sürdürebilmesini sağlar. Dişetin ana fonksiyonu alttaki yapıları korumak iken, periodontal ligament, sement ve alveol kemiği ise dişin çeneye tutunmasından sorumludur(44) .

Periodonsiyumu etkileyen hastalıklar "Periodontal hastalıklar" olarak isimlendirilir. Periodontal hastalıklar genel olarak; dişeti ile sınırlı olan gingival hastalıklar, periodontitis, nekrotizan periodontal hastalıklar, abseler, gelişimsel ve kazanılmış deformiteler olarak sınıflandırılır. Dişetindeki inflamasyonun ataçman kaybına neden olmaksızın dişeti ile sınırlı kalması gingivitise yol açarken, bağ dokusu ataçmanı ve alveoler kemik kaybıyla karakterize olan, kronik seyreden ve infeksiyöz özellik gösteren periodontal yıkım periodontitise neden olur. Periodontitis tiplerine göre, kronik, agresif, sistemik hastalıklarla birlikte seyreden ve nekrotizan ülseratif periodontitis; ataçman kaybı derecesine göre, hafif, orta ve ileri düzeyde periodontitis; yayılımına göre lokalize ve generalize periodontitis olarak sınıflandırılır(45) .

İltihabi periodontal hastalıklar, 25-75 yaş grubu arasındaki erişkin populasyonunun % 5-30'unu etkilemekte ve ilerleyen yaşla birlikte prevalansında ve şiddetinde artış meydana gelmektedir(46) . İltihabi periodontal hastalık gelişimi için en önemli etiyolojik faktör, bakteri plağıdır. Bunun yanısıra, periyodonsiyumu yapısal olarak etkileyen çevresel, genetik ve sistemik faktörlerin de periodontal hastalık gelişimi ve ilerlemesine katkıda bulunduğu görüşü önem kazanmıştır(47) . Sigara, stres, diabet, beslenme bozuklukları, immün sistem hastalıkları, hematolojik bozukluklar gibi bazı sistemik durumlar da periodontal hastalık için risk faktörü olarak kabul edilmektedir(48) .

Periodontal hastalıklar nedeniyle periodonsiyumun hasara uğraması ve sonuçta da dişlerin kaybedilmesi hem fonksiyonel hem de estetik açıdan önemli bir soruna sebep olmaktadır. Çene kemiklerinin diş köklerini barındıran kısmı alveol kemiği olarak adlandırılır. Alveoler kemik yüksekliği; kemik formasyonu ve kemik rezorpsiyonu arasındaki dengenin lokal ve sistemik faktörler tarafından düzenlenmesiyle kontrol altında tutulur. Alveoler kemik kaybı, bu dengenin rezorpsiyon lehine bozulmasıyla gelişir(49) . Kronik inflamasyon alveoler kemik yıkımının bilinen en yaygın nedenidir.

Periodontal hastalık dışında; travma, diş çekimi, maksiller sinüsün ekspansiyonu ve fonksiyonsuzluğa bağlı görülen alveoler kret atrofisi gibi nedenler de alveol kemiğinde kayıplara neden olmaktadır(13) .

Bu sorunu çözebilmek amacıyla, geleneksel veya rejeneratif tedaviler olarak adlandırılan çeşitli tedavi yöntemleri uygulanmaktadır. Geleneksel periodontal tedavi sonrasında, periodontal dokularda tamir olayının gerçekleştiği gözlenmiştir(13) . Ancak yapılan tedaviler sonrası elde edilmek istenen sonuç tamir değil, periodontal rejenerasyondur. Tamir, kaybedilen dokunun fonksiyon ve yapısının tam olarak geri kazandırmadan yara iyileşmesinin tamamlanmasıdır. Rejenerasyon ise kaybedilmiş periodontal desteğin yeniden elde edilmesi ve yaralanan dokunun yeniden yapılanmasıdır. Bu da yeni oluşan bağ dokusu fibrillerinin yeniden oluşan kemik ve sement içine organizasyonu ile olur(50) . Klasik periodontal cerrahi sonrası epitelin hızla apikale proliferasyonu bağ dokusu kazancını azaltarak periodontal rejenerasyonu engellemektedir. Rejeneratif tedavilerin genel amacı epitelin apikale olan proliferasyonunu önleyerek periodontal rejenerasyonunu sağlamaktır. Günümüzde uygulanan rejeneratif periodontal tedavi, "Yönlendirilmiş Doku Rejenerasyonu" olarak adlandırılmaktadır(51) .

2.2. Kemik

Kemik, vücuda destek sağlayan, ağırlığı taşıyan, iç organları koruyan ve çeşitli mineraller için depo görevi gören bir bağ dokusu tipidir(52) . Vücut ağırlığının %30-40'ı kemiktir. Kemik dokusu; vücuttaki diğer dokulardan farklı olarak benzersiz bir rejenerasyon kapasitesine sahiptir. Sağlıklı bir kemikte

rezorbsiyon ve rejenerasyon dengededir. Kırılma veya osteotomi cerrahisi sonrasında bütünlüğü bozulduğunda kemik kendini remodele edip tamir edebilmektedir. Kemik dokusu; hafif olmasına rağmen çok sağlam yapıda olup kompresif kuvvetlere çok dirençlidir fakat esnekliği sınırlı olduğundan rotasyon kuvvetlerde kırılma eğilimi gösterir(53) .

Kemik, periost adını taşıyan ince bir tabaka ile kaplıdır. Periost; 3 katmandan oluşur. Kemiğe yakın olan kısmı; apozisyonel kemik formasyonunu sağlarken, ara katman; osteojenik hücreler için kaynak görevi görür. Dış fibröz katman ise vasküler yapısı ile alttaki kemiğin beslenmesini sağlar.

Kemik dokusu; korteks adını taşıyan, sıkı yapıda kompakt kemik ve kemik iliği ve yağ dokusunu çevreleyen daha pöröz yapıda spongiöz kemikten oluşur(54) .

Kemik, minerallerden ve organik bileşenlerden oluşur ve metabolik olarak aktif bir yapıya sahiptir. Kemik dokusunun yaklaşık %8'i su ve %92'si sert maddeden oluşur ve bu sert maddenin %21'i organik, %71'i ise inorganik yapıdadır.

En büyük organik komponenti Tip I kollajendir. Kollajen lifleri çevreleyen ekstrasellüler matriks çeşitli glikozaminoglikan ve proteoglikanlardan oluşur. Bu proteinler içerisinde en büyük kısım hialüronik asitle bağlı kondroitin sülfattır. Kemik yapılışında rol alan diğer proteinler; osteokalsin, osteopontin, osteonektin, kemik sialoproteini, kemik morfojenik proteinleri, fibronektin ve alkalin fosfatazdır (53) .

Kemiğin hücresel komponenti osteoblast, osteosit ve osteoklastlardan oluşur. Osteoblastlar fibroblast benzeri mezenşimal hücreler olup kemik formasyonunun temel komponenti olan protein matriks sentezinden sorumludur. Osteoblastlar yeni kemik yaptıkça kendilerini lakün denilen boşluk içine hapsederler ve bu durumda osteosit adını alırlar. Hücresel komponentin büyük kısmını kemik homeostazında önemli rol oynayan osteositler oluşturur. Osteoblastlar kemik morfojenik proteinlerlerden (Bone Morphogenetic Proteines- BMP) stimüle edilmiş osteoprogenitör mezenşimal hücrelerin farklılaşması ile oluşurlar. Osteoklastlar, çok çekirdekli dev

hücreler olup, kemiğin normal remodelasyonunda rezorbsiyondan sorumludurlar. Dolaşımda olan monositlerden kaynak alırlar. Kemiğin organik komponentin degradasyonu osteoklastların proteolitik enzimlerin salınması ile gerçekleşirken, mineral komponentin degradasyonu ise lizozomal asitler tarafından gerçekleşir.

Kemik, vücut için sabit bir destek dokusu değildir. Farklı stimülasyonlara cevap vererek sürekli kendini şekillendirir. Bu işleme *modeling* (yapılanma) denir (54) . Kemiğin matürasyonu sağlandıktan sonra oluşan yapının korunması ve mekanik kuvvetlere dayanıklı olabilmesi için, yapım ve yıkım olayların dengeli bir şekilde devam etmesine ise *remodeling* (yeniden yapılanma) denir. Kemiğin yeniden yapılanması, 10-15 gün süren rezorbsyon ve 2-3 aylık devam eden formasyon sürecini içeren dönemdir (55) Kemiğin *remodeling*'i, kemik dokusunun osteoklastlar tarafından rezorbe edilip, rezorbe olan bölgede osteoblastlarca yeni kemik yapımının stimülasyonunu içeren aktivasyon, rezorbsiyon, geri dönüş ve formasyon periyotlarından oluşmaktadır (56) .

Kemik remodelasyonu, kemiğin büyümesi tamamlandıktan sonra da hayat boyunca sürekli devam etmektedir. Kas ve kas ataçmanlarından gelen mekanik kuvvetlere göre kemik kendini yeniden yapılandırmaktadır. Lokal faktörler de kemik formasyonunu stimüle edebilirler. Kemik morfojenik proteinlerinin osteoidüktif etkisi olduğu gösterilmiştir. Bazı büyüme faktörlerinin, özellikle TGF- β ailesinin de benzer etkileri bilinmektedir (57) .

Kemiğin inorganik komponenti, kollajen liflerin üzerine oluşan kristal yapıdır. Hidroksiapatit kristalleri, vücudun en büyük kalsiyum (Ca) deposunu oluşturmaktadır. Kemiğin kompresif kuvvetlere karşı olan dayanıklılığı mineral komponentine bağlı iken, gerilim kuvvetlere olan direnci kollajen komponenti tarafından sağlanmaktadır. Kemikte Ca dışında fosfat (P) ve magnezyum iyonları da depolanmaktadır. Ca ve P deposunun tüm vücutla ilişkide olmasını osteositler sağlar. Vücut için gerekli değilse osteosit çevresindeki sert doku duvarlarında Ca birikir. Ca gerekli olduğunda osteosit lakün duvarında rezorbsiyon olur, Ca çözülür ve sistemik dolaşıma aktarılır. Burada etkili olan mekanizmalar hormonlar tarafından kontrol edilir.

Paratiroid hormonu (PTH); Ca ve fosfat salınımını 2 şekilde kontrol eder. Daha hızlı olan birinci salınım şekli, osteoklast aktivitesi artırılarak Ca iyonların ekstraselüler ortama atılması ile gerçekleşir. İkinci ve daha yavaş olan mekanizma ise monositlerin osteoklastlara farklılaşmasının stimülasyonu ile oluşur. PTH ayrıca osteoblastların aktivitesini azaltarak, Ca iyon depolanmasını da azaltır. Kalsitonin ise ters etki gösteren bir hormondur. Osteoblast aktivitesini artırıp, osteoklast aktivitesini azaltarak Ca depolanmasını sağlar.

2.2.1. Alveoler kemik

Alveoler kemik, çene kemiklerinin, diş soketlerini içeren ve dişleri destekleyen ünitesidir. Alveoler kemik, kretin bukkal ve lingual duvarlarını, interdental ve iterradiküler septaları oluşturan kortikal kemikten ve bu tabakalar arasında yer alan trabeküllerden oluşur. Alveoler kemik, çok sayıda damar ve sinir iletiminin sağlandığı kanal sistemiyle, periodontal ligament ile etkileşim halinde bulunmaktadır (44) .

Alveoler kemiğin kompozisyonu diğer kemiklerden farklı değildir, fetal gelişim esnasında intramembranoz osifikasyon yolu ile oluşur. Kemiğin büyümesi; osteoblastlar tarafından sentezlenen matriks depolanması ile başlar. Bu organik matriks mineralize değildir ve *osteoid* (kemik benzeri doku) olarak adlandırılır. Yeni *osteoid* oluşma dönemlerinde, alt tabakalarda kalan eski *osteoid*'in mineralizasyonu gerçekleşir. Kemik rezorpsiyonu; osteoklastların varlığı ve kemik yüzeylerinin bozulması ile karakterize olan bir tablodur. Osteoklastların aktif oldukları dönemlerde, *ruffled border* (tırtıklı kenar) olarak tarif edilen yüzeylerinde hidrolitik enzim salınımı gerçekleşir. Kemiğin organik komponenti bu enzimler tarafından sindirime uğratılır. Kemik rezorpsiyonunda bir diğer mekanizma kemik yüzeyinde asidik ortam oluşması ve mineral komponentin çözünmesinin başlaması ile gerçekleşir.

Alveol soket duvarını oluşturan ve periodontal ligamentle temasta olan kompakt kemikte çok sayıda Shapey lifleri bulunur. Bu kemik demet kemiği olarak adlandırılır. Alveoler kemiğin spongiöz kısmı; kemik iliği boşluklarını çevreleyen trabeküllerden oluşur. Kemik iliği boşluklarının duvarları, kemik

hücresine dönüşme potansiyeli olan endosteal hücre tabakası ile kaplıdır. Spongioz kemik ağırlıklı olarak interdental ve interradiküler bölgelerde bulunur. Maksilla'da madibüla'ya göre spongioz kemik oranı daha yüksektir.

Alveoler kemiğin konturu; diş köklerin şeklini takip eder. Yüksekliği ve kalınlığı; diş dizimi, köklerin açılanması ve okluzal kuvvetler gibi faktörlerden etkilenir. Bazı bölgelerde; kemik çok ince kalıp kaybolabilir, kökün bir kısmı açıkta kalabilir. Bu bölgeler fenestrasyon olarak adlandırılır. Fenestrasyonun marjinal kemiğe uzanması durumuna ise dehisens denir.

Alveoler kemik, sert yapısına rağmen, periodontal dokular arasında en hassas ve değişken dokudur. Dişlerin erüpsiyonunu takiben, kemik yüksekliğinin lokal ve sistemik faktörler tarafından kontrol edilmesi sonucu, dişler ve destek dokular arasında dinamik bir ilişki söz konusudur (56) . Alveoler kemik, üzerine gelen değişik mekanik güçlere adapte olabilmek için kuvvetin geldiği basınç bölgelerinde rezorbsiyon, gerilimin olduğu bölgelerde ise yeni kemik oluşumuyla fizyolojik *remodeling*'e uğrar (44) .

Vücutta diğer kemiklerden farklı olarak, alveoler kemiğin yüksekliğini, konturunu ve densitesini etkileyen en önemli faktörler, dişlerin varlığı ve aktif fonksiyon görmeleridir. Diş çekimi; alveoler kemiğin vertikal ve horizontal boyutlarının dramatik bir şekilde etkiler ve %50'ye kadar azalmasına neden olabilir. Koruyucu bir tedavi yapılmazsa, bu progresif kret atrofisi devam eder ve sonuç olarak çok ciddi fonksiyonel ve estetik restoratif problemlere yol açar.

2.3. Çekim soketinin iyileşmesi

Diş çekimi sonrasında gelişen değişiklikler hem hayvan hem insan çalışmalarda incelenmiştir. Soket iyileşmesi ile ilgili olan bilgilerin çoğu köpek modeli kullanılan deneylerde araştırılmıştır. 1936'da yaptıkları çalışmada Clafin ve diğ.(4) ; köpekte çekim soketinin iyileşmesini 31 günlük bir periyotta histolojik olarak incelemişlerdir (Tablo 2.3.1.). İyileşme 1'inci günde pıhtı formasyonu ile başlamış, 3'üncü günde osteoklast infiltrasyonu gözlenmiştir. 5-7'nci günlerde kemik formasyonu başlamış, 7-9'uncu günlerde ise

epitelizasyon tamamlanmıştır. 31'inci günde soket tamamen yeni kemik ile dolmuştur.

Tablo 2.3.1. Soket iyileşmesi (Clafin ve diğ., 1936)

Zaman	Gerçekleşen olay
1 gün	Pıhtı oluşumu
3 gün	Kemik kretinde osteoklastlar görülür
5-7 gün	İlk kemik oluşumu
7-9 gün	Pıhtı üstünde epitelizasyon tamamlanır
11-15 gün	Yeni kemik alveol kretine yakınlaşır
28-31 gün	Soket yeni kemik ile dolar

Daha yeni bir çalışmada Cardaropoli ve diğ. (58) ; 180 günde Beagle köpeklerde iyileşme aşamalarını histolojik olarak incelemişlerdir (Tablo 2.3.2.). Bu çalışmada da diş çekiminden sonra 1'inci günde soket içinde pıhtı oluşumu gözlenmiştir. Daha sonraki günlerde yeni damar oluşumu önemli rol oynamış ve 14'üncü günde soket duvarları boyunca yeni kemik oluşumu izlenmiştir. Bu çalışmanın bulgularına göre 30'uncu günde soket dolumu gerçekleşmiştir, ancak bu yeni oluşan doku immatürdür. Kemik matürasyonu 90'ıncı güne kadar devam etmiştir. 180'inci güne kadar yeni oluşmuş kemiğin remodelasyonu sürmüş ve mineralizasyonda bir miktar azalma görülmesi ile beraber trabeküller kemiğin yağ dokusuna yer vermesi dikkat çekmiştir.

Tablo 2.3.2. Soket iyileşmesi (Cardaropoli ve diğ., 2003)

Zaman	Gerçekleşen olay
1 gün	Pıhtı oluşumu
3 gün	Vasküler doku ile değişen pıhtı
7 gün	Yeni kan damarların oluşumu
14 gün	Soket duvarlarında yeni kemik oluşumu
30 gün	Yeni kemikle dolmuş soket
90 gün	Trabeküller kemikle yenilenen örgü kemik
180 gün	Kemik iliği boşlukları ile yenilenen trabeküller

2005'de; Araujo ve diğ. (7) 8 haftalık dönemde, yine köpek modelinde 12 soketin iyileşmesini araştırmışlardır. (Tablo 2.3.3.).

Birinci haftada soketin içinin organize olmaya başlamış pıhtı ile dolu olduğu, apikal kısmında yeni oluşan kemik adacıklarının yer aldığı görülmüştür. İkinci haftada soket duvarlarına yakın büyük miktarda yeni oluşmuş immatür kemik bulunmuştur. Bu doku içerisinde çok sayıda osteoblast ve yeni kemik iliği boşlukları izlenmiştir. Dördüncü haftada; krestal bölgede demet kemiği tamamen kaybolmuş ve lamellar krestal kemik yeni örgü kemikle yer değiştirmiştir. Bukkal ve lingual duvarların dış yüzeylerinde çok sayıda osteoklast varlığı tespit edilmiştir. Sekizinci hafta sonunda bukkal duvar, lingual duvara göre daha apikalde ve daha ince olarak bulunmuş ve iki duvar arasında mineralize dokudan oluşan köprü izlenmiştir. Bu çalışmanın en önemli bulguları özetlenecek olursa diş çekiminden sonra, demet kemiği 2'inci haftada kaybolur ve lingual duvara göre, bukkal duvarda önemli derecede daha fazla rezorbsiyon görülür.

Tablo 2.3.3. Soket iyileşmesi (Araujo ve diğ., 2005)

Zaman	Gerçekleşen olay
7 gün (1 hafta)	-soketin iç kısmı pıhtı ile doludur -soketin apikal kısmında yeni oluşmuş örgü kemik adacıkları görülür
14 gün (2hafta)	-apikal ve lateral bölgelerde büyük miktarda yeni kemik oluşumu var -örgü kemiğin yüzeyinde çok sayıda osteoblast ve primitif kemik iliği görülür
28 gün (4 hafta)	-krestal bölgede, bundle kemiği tamamen kaybolur -krestal bölgede trabeküller kemik örgü kemikle yenilenir -bukkal ve lingual duvarların dış yüzeyinde çok sayıda osteoklast bulunur
56 gün (8 hafta)	-lingual duvar bukkal duvardan daha geniştir -lingual duvar bukkal duvaradan 2 mm daha koronaldedir -lingual ve bukkal duvar arasında yeni oluşmuş mineralize köprü izlenir

Hayvan çalışmalarının yanı sıra; birçok çalışmada insanlarda da çekim soketinin iyileşmesi araştırılmıştır. Amler 1960 yılında (6) toplam 75 insan çekim soketinin iyileşmesini, 50 günlük dönemde histolojik olarak incelemiştir. Birinci günde kan pıhtısı ile beraber soket periferinde yeni oluşmaya başlamış granülasyon dokusu izlenmiştir. Yedinci günde kan pıhtısı tamamen yeni granülasyon dokusu ile yenilenmiş, soket tabanında *osteoid* oluşmuştur. Otuz sekizinci günde mineralizasyon ilerlemiş ve soketin 2/3'ü yeni trabeküller ile dolmuştur. Aynı dönemde lamina dura kaybolmuş, sonraki dönemlerde radyoopasite progresif bir şekilde artmıştır.

Boyne (59) 1966'da, tüm maksiller dişleri çekilecek olan hastaları dahil ettiği bir çalışmada, 23 günlük bir periyotta 1'inci premolar soketinin iyileşmesini histolojik olarak incelemiştir. Blok biyopsiler 13, 15, 17, 19 ve 23'üncü günlerde alınmıştır. On üçüncü günde geniş kemik iliği boşluklarını

çevreleyen çok az miktarda yeni kemik izlenmiştir. On beşinci günde soket kortikal kemiği boyunca, 17'nci günde soket içinde de yeni kemik oluşumu tespit edilmiştir.

Evian 1982'de (60) 10 hastada, 16 haftada olan iyileşmeyi histolojik olarak incelemiştir. Biyopsiler; çekimden sonra 4, 6, 8, 10, 12, ve 16 haftada alınmıştır. 4 ve 8 haftalar arasında bağ dokusu komponentlerin organizasyonu ve yeni kemik adacıkları oluşumu izlenirken, 12'nci haftaya kadar osteoid dokunun matürasyonu gözlenmiştir. 12-16 hafta arasında oluşan kemik stabilize olmuş ve trabeküllerde matürasyon artmıştır.

İnsan soketinde iyileşme genelde köpek modelindeki iyileşmeye benzer şekilde gerçekleşir (Tablo 2.3.4.).

Tablo 2.3.4. İnsandaki soket iyileşme periyotlarını gösteren çalışmalar

Zaman	Gerçekleşen olay
1 gün	Kan pıhtısı oluşumu
2-3 gün	Granülasyon doku oluşumu
4 gün	Pıhtı büzülmesinin başlangıcı
10 gün	Granülasyon dokusu bağ dokusu ile yenilenmesi
7-10 gün	Yeni kemik formasyonu
14 gün	Soketin 1/3 kemik dolumu (Boyne, 1966)
38 gün	Soketin 2/3 kemik dolumu (Amler, 1960)
100 gün	Radyografik olarak soket kemik opasitesi çevre kemiğin opasitesinden farksızdır (Amler, 1960)

Genel olarak insandaki iyileşme köpek modelindeki iyileşme paternini izlemektedir, ancak iyileşme zamanları farklı bulunmuştur. Köpeklerde 9-10 iyileşme günü insanda yaklaşık olarak 21 güne eşdeğerdir. Yeni kemik oluşumun ilk belirtisi köpekte 5-11'inci günlerde izlenirken, insanda 7-10'uncu güne kadar yeni kemik oluşumu gözlenmez. Tamamlanmış kemik dolumu köpeklerde 30'uncu günde izlenirken, insanda 38'inci günde soketin sadece 2/3'ünde dolum gözlenmiştir. Matür lameller kemik oluşumu köpek modelinde

90 günde tamamlanırken, insanda bu matürasyon süresi 100 günden fazladır. Tablo 2.3.5.'de insan ve köpek soket iyileşmesinin safhaları karşılaştırılmıştır.

Tablo 2.3.5. İnsan ve köpek soket iyileşmesinin karşılaştırılması

Gerçekleşen olay	Zaman	Türler	Çalışma
Kan Pıhtısı Oluşumu	0-3 gün	Köpek	Clafin (1936)
	0-1 gün	İnsan	Amler ve diğ.(1960)
Fibroblast proliferasyonu	3 gün	Köpek	Clafin (1936)
	2- 35 gün	İnsan	Amler ve diğ.(1960)
Osteoklast aktivitesi	3- 31 gün	Köpek	Clafin (1936)
Osteoblast aktivitesi	5-31 gün	Köpek	Clafin (1936)
	7 gün	İnsan	Amler ve diğ.(1960)
	10 gün	İnsan	Boyne (1966)
	28 gün	İnsan	Evian ve diğ.(1982)
Kemik oluşumuna dair ilk belirti	5 gün	Köpek	Clafin (1936)
	7-10 gün	İnsan	Amler ve diğ.(1960)
Tamamlanmış soket dolumu	30 gün	Köpek	Clafin (1936)
1/3 soket dolumu	14 gün	İnsan	Boyne (1966)
2/3 soket dolumu	38 gün	İnsan	Amler ve diğ.(1960)
Mevcut matür kemik	90 gün	Köpek	Cardaropoli ve diğ. (2003)
	100 gün	İnsan	Amler (1960)

2.4. Alveoler kret rezorbsiyonu ve rezidüel kret

Alveoler kemik kaybı; özellikle implant tedavi planlaması söz konusu ise ciddi problemlere neden olabilmektedir. Rezidüel kret, diş kaybedildikten sonra kalan çene kemiğidir. Diş çekildikten sonra ilk atrofiye uğrayan alveoler proses olur, fakat rezorbsiyonun devam etmesiyle çenenin bazal kemiği de etkilenebilir (61) . Rezidüel kretle ilgili en kritik sorun kemiğin horizontal

boyutundaki azalmadır. Sağlık durumunda dişlerin varlığı kemiği stimüle ederek rezorbsiyonu engellemektedir.

Diş çekiminden sonra periodontal ligament aracılığı ile gerçekleşen stimülasyon yok olur ve alveoler kret kullanılmamaya bağlı olarak atrofiye uğrar. Kret rezorbsiyonu üst çenede yukarı ve arkaya doğru ilerlerken, alt çenede aşağı ve öne doğru devam eder. Bu özellikle posterior segmentler için geçerli olup, restoratif işlemleri zorlaştıran kret uyumsuzluğuna yol açar. Genelde alt çene kreti, üst çene kretine göre 4 kat daha hızlı rezorbsiyona uğrar. Rezorbsiyon miktarı ayrıca hastanın yaşı, beslenme durumu, cinsiyeti gibi faktörlerden de etkilenir. Rezidüel kretin zamanla gelişen rezorbsiyonu; kemiklerde immobilizasyona bağlı gelişen osteoporoza benzerdir (62) .

Konu ile ilgili yapılan çalışmaların çoğunda kret tepesinin bukkal yüzeyindeki rezorbsiyon sonucu kret tepesinin lingual yöne doğru kaydığı rapor edilmiştir.

Petrovski ve Massler 1967'de (63) ; tek diş kaybı olan 149 hastanın modellerini incelemişler, maksilla'da olduğu gibi mandibula'da da bukkal duvarın daha hızlı ve daha fazla rezorbe olduğunu ve kret tepesinin lingual yüzeye doğru kaydığını rapor etmişlerdir. Fasiyal rezorbsiyonun miktarı bireysel ve bölgesel varyasyonlar gösterebilmektedir.

Schropp ve diğ. (64) 12 aylık bir sürede 46 hastada premolar veya molar çekim socketinin iyileşmesini incelemişler ve rezorbsiyonun büyük bir kısmının(2/3) ilk 3 ayda gerçekleştiğini belirtmişlerdir. Yılmaz ve diğ. (65) ; 5 hastada (10 bölge) maksiler keser çekimlerinden sonra 12 aylık dönemde kret genişliğinde % 17'lik bir azalma tespit etmişlerdir. Farklı çalışmalarda bu oran daha da yüksek- % 60'lara kadar varabilmektedir (64-69) . Tablo 2.4.1.'de horizontal ve vertikal boyut değişiklikleri gösteren çalışmalar yer almaktadır;

Tablo 2.4.1. Vertikal ve horizontal boyut değişiklikleri

Çalışma	İyileşme zamanı (ay)	Ortalama horizontal kemik değişikliği	Horizontal kemik değişikliği yüzdesi	Ortalama vertikal kemik değişikliği
Lekovic ve diğ. 1997	6	-4.43± 0.52	% 63.3	-0.88± 0.26
Lekovic ve diğ. 1998	6	-4.59± 0.23	% 61.2	-1.50± 0.21
Yılmaz ve diğ. 1998	12	-0.75± 0.59	%17.0	-1.35±1.05
Camargo ve diğ. 2000	6	-3.06± 2.41	%40.8	-1.00± 2.25
lasella ve diğ. 2003	4-6	-2.63± 2.29	%29.1	-0.90± 1.60
Schropp ve diğ. 2003	12	-6.1± 3.0	%50.8	-0.20± 1.60

3.1. Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu (YKR)

1970'li yıllarda periodontal cerrahide periodonsiyumun rekonstrüksiyonu için teflon esaslı membranların kullanımı ile periodontal defektlere, çoğalma kapasiteleri çok daha hızlı olan epitel ve bağ dokusunun göçleri önlenmiş ve böylece kemik ve PDL hücrelerinin yönlendirilmesi sağlanmıştı. Bu teknik yönlendirilmiş doku rejenerasyonu (YDR) olarak adlandırılmıştır. Yapılan çalışmalar materyal ve metodlarındaki farklılıklara rağmen, mekanik bariyer prensibinin rekonstruktif kemik cerrahisinde de uygulanabilir olduğu göstermiştir. Bu işlemler bariyer membranlar ve/veya greft materyalleri aracılığı ile gerçekleştirilir. Kemik yetersizliği olan bölgelerde yeni remineralize doku kazanımına yönelik greftleme ve bariyerle kapatma yöntemi Buser ve diğ. tarafından yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu olarak adlandırılmıştır (8) . YKR de YDR'da olduğu gibi

bariyer membranın yer tutup epitel ve bağ dokusu hücrelerinin defekte doğru ilerlemesinin engellendiği teorisine dayalıdır. Bu teoriye göre kemik matürasyonu için daha fazla süre tanınmakta, osteojenik hücrelerin repopülasyonu sağlanmakta ve böylece daha fazla kemik oluşmaktadır. Önceleri hayvan deneylerinde kullanılan YKR yöntemi 1980'lerden sonra insanlarda ağız içinde başarı ile uygulanmıştır (8,70,71) . Günümüzde YKR sık kullanılan ve tahmin edilebilir sonuçlar veren bir yöntem haline gelmiştir.

3.1.1. Bariyer membranlar

YKR'da rezorbe olmayan ve rezorbe olan farklı membranlar kullanılmaktadır. Membranların; rejenerasyonun spesifik amaçlarına karşılık verebilecek bir çok özelliklere sahip olması istenir. Bunyaratavej ve Wang 2001'de YKR'nda kullanılan materyallerin bazı kriterlere uygun olmaları gerektiğini savunmuşlardır (72) . Bunlar:

- 1- Biyouyumluluk: Membran yabancı cisim reaksiyonu oluşturmayacak maddelerden üretilmeli;
- 2- Örtücülük: Yumuşak dokuların göçüne engel olacak şekilde yara bölgesini kapatabilmeli;
- 3- Kullanım kolaylığı: Klinik uygulaması komplike olmamalı;
- 4- Yer tutuculuk: Defekt hacmini koruyabilmeli, dışardan gelebilecek baskılara dirençli olmalı;
- 5- İstenilen sürede fonksiyon görmeli;
- 6- Gerek üstündeki yumuşak dokuyla, gerekse de kemikle iyi bir kaynaşma sağlamalıdır.

YKR'da önceleri rezorbe olmayan membranlar kullanılmıştır. İlk kullanılan rezorbe olmayan membran; teflon (PTFE) esaslı membrandır. Daha sonra teflon geliştirilerek, gerilmiş (*expanded*)- politetrafluoretilen (ePTFE) membranlar ortaya çıkmıştır. e-PTFE membranların YKR tekniğinde kullanımında test defektlerinde histolojik olarak yeni kemik oluşumu, kontrollerde ise bağ dokusu saptanmıştır (73) . e-PTFE membranların etkisi bir çok insan ve hayvan çalışmalarında incelenmiş ve augmentasyon için uygun bir materyal olduğu saptanmıştır (71,74-76) . Yüksek- densiteli PTFE

membranların tamamen hücre-okluzif olmaları, ekspoz olunca minimal inflamasyon göstermeleri, dokulara entegre olmamaları gibi avantajları çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (77,78) . Titanyum destekli membranların geliştirilmesi ile geniş kemik defektlerinde normal membranların kullanımında görülen membran kollaps problemi ortadan kaldırılmıştır. (79,80) .

Günümüze kadar YKR'da kullanılan materyaller arasında en fazla bilimsel çalışma ePTFE ile yapılmış ve başarılı sonuçlar bildirilmiştir. Ancak bu membranlarda yumuşak doku dehisensi olabilmekte ve neticede membran ekspozu ile gelişen enfeksiyon kemik kazanç miktarını önemli derecede azaltmaktadır. Ayrıca membranın çıkarılması için ikinci bir cerrahiye gereksinim duyulmakta, bu da rejenere olan kemiğin kaybına neden olabilmektedir.

Rezorbe olmayan membranların bu limitasyonlarının üstesinden gelebilmek için 1980'lerden itibaren rezorbe olabilen membranlar araştırılmaya başlanmıştır (81-87) . Rezorbe olan membranlar doğal ve sentetik olarak iki gruba ayrılır. Doğal membranlar farklı hayvan kaynaklı Tip I kollajenden üretilirler. Sentetik membranlar alifatik poliesterler, polilaktik ve poliglukolik asit kopolimerlerinden sentezlenir. Membranların rezorbsiyon şekli farklıdır: kollajen membranlar enzimatik degradasyona uğrarken, sentetik membranlar hidroliz yolu ile degrade olur (88) . Rezorbe olmayan membranlarda olduğu gibi rezorbe olan membranlarda da ekspoz ve yumuşak doku dehisensi görülebilir. Ancak, membranın ağız ortamında açık kalması ile yıkılması hızlanmakta ve böylece yeni oluşmuş kemiğin kontaminasyon süresi azaltılmaktadır. Rezorbe olan membranların yumuşak doku uyumunun daha iyi olmasına karşın yer tutuculuğu daha kötüdür (89-91) .

Yapılan çalışmalarda kollajen membranın insan osteoblastlarının proliferasyonunu ve alkalin fosfataz aktivitesini arttırdığı gösterilmiştir (92) . lasella ve diğ.; greft ve kollajen membranla tedavi edilen çekim soketlerinin iyileşmesini normal iyileşmeye bırakılan soketlerle karşılaştırmışlar ve test grubunda çok daha az kemik kaybı olduğunu saptamışlardır (69) . Alveoler kemik defektlerinde; kollajen membranın ePTFE membrana bir alternatif

olabileceği gösterilmiştir (93) . Busenlechner ve diğ., maymunlarda yaptıkları bir çalışmada kret augmentasyonunda farklı greft materyallerini kollajen membranla birlikte kullanmışlar ve histomorfometrik olarak incelemişlerdir. Bu çalışmada; diş çekimini takiben cerrahi olarak oluşturulmuş kemik defektlerine test grubunda greft ve kollajen membran kullanılmış, kontrol grubundaki defektler ise boş bırakılmıştır. 9 ay iyileşme döneminden sonra kollajen membran kullanılan grupta kret profili çok iyi korunmuşken, kontrol grubunda önemli derecede kret rezorpsiyonu görülmüştür (94) .

Kullanılacak olan membranın seçimi en çok kalması istenilen süre ile ilgili yapılır (ort. 6 ay) (95,96) . Bununla beraber; çok değişken ve lokal pH gibi faktörlerden etkilenen membran rezorpsiyon süresinin kontrol edilmesi son derece güçtür. Kollajen membran YKR'da istenilen hemen hemen tüm kriterlere uygun olduğundan sıklıkla kullanılan materyal haline gelmiştir.

Kollajen materyallerin hemostaz sağlaması, gingival fibroblastlar için kemotaktik olması, manipülasyonun kolay olması, doku kalınlığını arttırma özelliği taşıması gibi birçok ek avantajları vardır. Membran ekspozu olduğunda bile kollajenin kemotaktik özelliğinden dolayı geç yara kapanması sağlanabilmektedir (72) .

3.1.2. Kemik greftleri

YKR'da kemik rejenerasyonunu etkileyen önemli bir faktör defektin büyüklüğüdür. Çok büyük defektlerde defekt merkezinde yeni kemik oluşumu çok yavaş gelişebildiği için bu defektlere membranla birlikte kemik grefti kullanımı da sıklıkla önerilmektedir (96) . Bu şekilde greft, membranı destekleyerek çökmesini engeller ve ayrıca greftin osteokondüktif özelliklerinden de faydalanılır.

Greft; bütünlüğü veya konturu bozulmuş dokunun tamir edilmesi için kullanılan doku veya materyaldir. Farklı defektlerde, klinik ihtiyaca göre farklı greft materyalleri veya kombinasyonları kullanılmaktadır. Kemik greftleri 4 ana gruba ayrılırlar:

- 1) otogreftler;
- 2) allogreftler;
- 3) ksenogreftler;

4) alloplastlar.

Otojen kemik greftleri intraoral ve ekstraoral olmak üzere ikiye ayrılırlar ve en iyi tahmin edilebilir sonuçlar bu greftlerle elde edilir (97-99) . İnaoral kemik greftleri ağız içinden elde edilen greftlerdir. Bu greftler; dişsiz bölgelerden, çekim yaralarından, osteoplasti veya osteotomi işlemlerinde elde edilen kemiklerden veya çene kemiği içinde özellikle bu amaç için oluşturulan yaraların içindeki yeni oluşmuş kemikten elde edilir. Ekstraoral kemik greftleri ise ağız dışından elde edilen kemik greftleridir ve genelde trabeküler iliak kemik kullanılır. İliak bölgeden yeterli miktarda greft elde edilebilir, ancak ikinci cerrahi bölgesiyle ilgili yüksek morbidite söz konusudur. Osteogenezis, yani transplante edilen osteoblastlarla kemik formasyonu sadece otojen kemik greftleri ile sağlanır. Otojen partikül grefti kraniyo-fasiyal bölgede altın standart olarak kabul edilse de, greft miktarının sınırlı olması ve donör bölgenin morbiditesi diğer greftlerin kullanımını zorunlu kılmıştır (97,98) .

Allojen kemik greftleri; aynı türün farklı bireylerinden elde edilir ve otogreftin alternatifi olarak düşünülür. Jel, kollajen sünger gibi formları da mevcut olmasına karşın genel olarak partikül formunda kullanılır. Kortikal veya spongiöz kemik bölgelerinden elde edilir, demineralize dondurulmuş (DFDBA) veya mineralize dondurulmuş (FDBA) greft şeklinde hazırlanır. Biyokimyasal ekstraksiyon yöntemleri kullanılarak; DFDBA greftlerinde bazı büyüme ve farklılaşma faktörlerinin varlığı tespit edilmiştir (100-103) Demineralizasyon işlemi sonucunda kemiğin mineral yapısı uzaklaştırılarak kemiğin organik yapısı içinde bulunan kemik morfojenik proteinleri (BMP) açığa çıkar. Asidik polipeptid yapısında olan BMP'ler kök hücrelerinin osteoblastlara dönüşümünü stimüle ederek osteoindüksiyon yolu ile kemik oluşumunu sağlarlar. Allojenik greftlerin hazırlanmasında kullanılan yöntemler her ne kadar gelişmiş olsa da, bu greftlerin kullanımında hastalık transferi ve antijenite riski söz konusudur. Bu risk çok düşük olsa da allojenik greftlerin en büyük dezavantajı olarak gösterilir.

Ksenojen kemik greftleri genetik olarak değişik türden transfer edilen, biyouyumlu ve osteokondüktif özellikleri olan greft materyalleridir. Ksenojen

greft kullanımı ilk olarak 1889'da rapor edilmiştir. Birçok çalışmada sığır kaynaklı kemik greftleri başarı ile kullanılmıştır (83,104-106) . Çeşitli yöntemlerle bu materyaller biyouyumlu ve insan kemiğine benzer bir yapıya ulaştırılır. Kemik iyileşmesi açısından osteokondüktif etki gösterirler. Ksenogreftlerin çoğu rezorbe olma özelliği gösterirler ve zamanla yerlerini yeni kemiğe bırakırlar (12,106,107) . Allojenik greftlerde olduğu gibi, ksenogreftlerde de antijenite ve hastalık transfer riski mevcuttur.

Biyomateryal alanında olan gelişmeler, dikkatleri yeni sentetik greft materyallerin üzerine çekmiştir. Bu greftler alloplastlar olarak adlandırılırlar ve osteokondüktif etki gösterirler (108) . Alloplastlar polimerler, biyoseramikler, biyoaktif cam materyalleri olarak ayırılırlar ve primer fonksiyonları defekt bölgesini doldurmaktır. Biyoseramik alloplastlar; kemiğe benzer oranda kalsiyum ve fosfat içeren greft materyalleridir. En çok kullanılan 2 formu; trikalsiyum fosfat ve hidroksiapatitdir. Trikalsiyum fosfat, kalsiyum fosfatın pöröz formudur ve genelde β -trikalsiyum fosfat şeklinde kullanılır. Kısmen rezorbe olur ve yerine yeni kemik oluşur. Hidroksiapatit $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$, kemiğin mineral içeriğinin primer yapısını oluşturmaktadır. Klinik kullanımda sentetik hidroksiapatit; pöröz resorbe olmayan, dens veya katı resorbe olmayan ve nonseramik, pöröz resorbe olan formlarda bulunmaktadır. Dens hidroksiapatit greftler, osteofilik, osteokondüktif ve temel olarak inert, biyouyumlu doldurucu materyallerdir (109) .

3.2. Kret korunması ve kret augmentasyonu

Kret korunması; özellikle diş çekiminden sonra varolan kemiğin korunması ve rezorbsiyonun durdurulması için kullanılan yöntemdir. Kret augmentasyonu ise daha önceki orijinal boyutunu farklı sebeplerden dolayı kaybetmiş alveoler kretin hacmini arttırmaya yönelik işlemdir. Alveoler kret deformiteleri defektlerin morfolojisi ve kaybın şiddetine göre sınıflandırılmışlardır (110,111) . Sınıf I defektinde kemikte bukko-lingual yönde kayıp mevcut, kret yüksekliği korunmuştur. Sınıf II defektinde bukko-lingual yönde kayıp olmaksızın kret yüksekliği azalmıştır. Sınıf III defektinde ise her iki yönde de azalma söz konusudur. Böylece; defektlerin sınıfına göre

horizontal, vertikal augmentasyon, sinüs augmentasyonu gibi augmentasyon yöntemleri kullanılabilir. Bu yöntemlerden maksimum sonuç almak için; partikül greftleri, blok greftleri, membranlar, distraksiyon osteogenezis tek başına veya kombinasyon şeklinde kullanılmaktadır.

4.1. Kemik kalitesinin değerlendirilmesi

YKR prosedürlerinin esas amacı başarılı implant tedavisidir. Kret korunma ve augmentasyon işlemleri ile implantların protetik açıdan optimal yere yerleştirilmesi mümkün olabilmektedir. Rejenere edilmiş kemiğe yerleştirilen implantların başarılı olması birçok faktörden etkilenmektedir. Cerrahi tedavi öncesi planlamada hastanın sistemik durumunun dikkate alınmasının yanı sıra, titiz bir ağız içi değerlendirmesi yapılması gerekmektedir. Klinik olarak alınan ölçüler ve model incelemesi ile birlikte implantların yerleştirileceği bölgenin radyografik incelenmesi de rutin olarak kullanılan bir yöntemdir.

Radyolojik incelemede en sık kullanılan periapikal ve panoramik radyograflardır. Ancak bu yöntemlerle kemiğin değerlendirilmesinde bazı limitasyonlar söz konusudur. Bunlar; yanlış açılanmadan kaynaklanan filmdeki görüntü distorzyonları, kemikteki anatomik oluşumlar hakkında yanlış görüntülerin oluşması ve bundan kaynaklanan yanlış bilgiler, 2 boyutlu olması şeklinde özetlenebilir. Bu limitasyonlarına rağmen bu klasik görüntüleme yöntemleri implant tedavisinin idame fazında, kemik implant kontağın değerlendirilmesi ve osteointegrasyonun takip edilmesinde pratik ve klinik açıdan güvenilebilir sonuçlar veren yöntemlerdir. Ancak; implant tedavi öncesi planlamada çok hassas milimetrik ölçümler yapılması ve mevcut kemik için üç boyutlu görüntü gerektiğinden Bilgisayarlı tomografi yöntemi daha uygun bir radyografik yöntemdir. Ayrıca preoperatif planlamada bize kemik kalitesi hakkında önemli bilgi verebilecek tek non-invaziv yöntemdir.

Kemik yoğunluğunun değerlendirmesinde rutin olarak DEXA (*dual energy X-ray absorptiometry*) yöntemi kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra densitometri, mikroradyografların analizi ve ultrasonografi gibi yöntemler de mevcuttur. Bütün bu yöntemlere göre BT'nin bazı avantajları vardır:

1. Çok hassas bir yöntem olması;
2. Kemik mineral densitesinin gerçek hidroksiapatit miktarını gösteren bir yöntem olması;
3. Sadece ilgilendiğimiz kemik alanında(*region of interest*)ölçüm yapılabilmesi.

İmplant tedavisinin başarısı mevcut olan kemiğin miktarı kadar kalitesinden de etkilenmektedir. Yapılan klinik çalışmalara implant tedavisinin daha dens yoğun kemikte daha başarılı olduğu bulunmuştur. Kemik kalitesi birçok araştırmacı tarafından sınıflandırılmıştır.

İlk olarak Lekholm ve Zarb'un 1985 yılında yaptıkları sınıflandırmada, panoramik radyograflar incelenerek 4 tip kemik belirlemişlerdir. Tip 1 kemik sadece homojen kompakt kemikten oluşmaktadır. Tip 2'de yoğun trabeküler kemik merkezini çevreleyen kalın kompakt kemik mevcuttur. Tip 3 kemikte yoğun trabeküller merkezin çevresinde ince kortikal kemik tabakası izlenirken, tip 4'te yoğunluğu düşük olan trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik vardır. (112) . 1993 yılında Misch kemiğin freze edilmesi sırasında subjektif olarak hissedilen dirence göre farklı kemik tiplerini farklı ağaç türlerine benzetmiştir. 1999 yılında Trisi ve Rao, Misch'in frezleme esnasında hissedilen dirence göre belirlenmiş kemik tiplerini histomorfometrik olarak elde edilen sonuçlarla eşleştirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre her iki yöntemde elde edilen sonuçlar koreledir (113) .

BT'de kemik yoğunluğu HU değeriyle ifade edilir. HU; az yoğunundan çok yoğununa doğru -1000 ile + 3000 değerleri arasında yer alır. Burada -1000 değeri havanın değeri iken +3000 değeri ise densitesi en yüksek olan metali ifade etmektedir. Bu değerlendirmede suyun değeri 0 HU yumuşak dokular ise 0'a yakın veya negatif bir değer gösterebilmektedir. Kemik için +100 HU ile + 1900 HU değerleri arasında sonuçlar elde edilmiştir (114) .

Norton ve Gamble, Bilgisayarlı tomografisi kesitlerdeki HU ölçüm değerlerine dayanan objektif bir kemik kalitesi skalası önermişlerdir. Bu skalaya göre 1200-1900 HU arası tip 1, 700-1200 HU arası tip 2, 350-700 HU arası tip 3, 100-350 HU arası tip 4 kemik olarak sınıflandırılmıştır (39) .

Bu çalışmaya benzer başka bir araştırmada Shahalaie ve diğ. implant yerleştirilmesi planlanan bölgeleri Lekholm ve Zarb'ın klasifikasyonuna göre ve BT HU değerleri elde ederek karşılaştırmışlardır. Sonuçlara göre subjektif sınıflandırmanın yetersiz kaldığı ve BT'nin objektif ve net sonuçlar verdiği bir kez daha gösterilmiştir (115) .

2005 yılında Todisco ve Trisi tarafından yapılan başka bir çalışmada histomorfometrik olarak belirlenen kemik densitesi değerleri BT HU ile belirlenmiş kemik kalitesiyle korele bulunmuşlardır. Bu çalışmanın sonuçları BT'nin preoperatif kemik kalitesinin belirlenmesi için kullanılmasını destekler niteliktedir. (37) .

Fanuscu ve Chang tarafından yapılan bir çalışmada insan kadavralarının maksilla ve mandibularlarının tomografik değerlendirilmesi sonucu elde edilen HU değerleri Lekholm ve Zarb'ın sınıflandırılmasına göre alınan sonuçlar ile ilişkilendirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre BT analizi çok daha hassas bir yöntem olduğundan kemik sınıflandırmasındaki yer alan kemik tipleri yetersiz bulunmuş ve alt grupların oluşturulmasına ihtiyaç olduğu ifade edilmiştir (116) .

Ortopedi ve nöroşirurji alanlarında; spinal füzyonunda greftlenmiş kemik bölgelerin Bilgisayarlı tomografi HU ile değerlendirilmesi objektif ve güvenilir bir yöntem olarak kabul edilmiş ve rutin olarak kullanılmaktadır (34,117-123) .

Somolka ve diğ. (2006); alveoler kret augmenasyonunda kullanılan kalvaria greftlerinin hacmi ve HU değerlerindeki değişiklikleri 6 aylık dönemde incelemişlerdir. Greft densitesinde anlamlı bir değişiklik görülmemiştir (124) .

Glickman ve diğ.; kemik greftlerin iyileşmesini incelemişlerdir. İnsan çekim soketi bir kemik içi defekt modeli olarak kullanılarak dental BT'nin kemik greftinin iyileşmesi hakkında önemli bilgi verebileceği gösterilmiştir (125)

Diş hekimliği alanında YKR'da BT HU kullanılarak kemik yoğunluğunun değerlendirilmesini inceleyen çalışma sayısı son derece kısıtlıdır. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda; çekim sonrası boş bırakılan, membranla kapatılan ve 2 farklı greft materyali ile doldurulup membranla

kapatılan soketlerin iyileşmesi BT Hounsfild Unit değerleri kullanılarak kıyaslamalı olarak incelenecektir.

BİREYLER VE YÖNTEM

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı'na periodontal tedavi için başvuran, sistemik olarak sağlıklı ancak üst çene insiziv, kanin veya premolar dişlerinden bir veya birkaçında çekim endikasyonu olan hastalar üzerinde yürütüldü. Çalışma öncesi Hacettepe Üniversitesi Etik Kurulundan FON 04/23- 16 No'lu karar numarası ile proje onayı alındı.

3.1. Klinik Çalışmalar

3.1.1. Çalışma grubunun oluşturulması

Yaşları 26 ile 58 arasında değişen 8 kadın, 9 erkek toplam 17 hasta çalışma grubunu oluşturdu. Üst çenede bir veya birkaç insiziv, kanin veya premolar dişte periodontal kaynaklı çekim endikasyonu olan hastalar çalışmaya dahil edildi. Hastaların seçiminde sigara içmemesine ve periodontal tedaviye engel bir hastalıklarının olmamasına özen gösterildi. Hastalara kullanılacak materyaller, cerrahi ve rekonstruktif yöntemlerle ilgili bilgi verilerek onamları alındı. Operasyon öncesi hastaların tümüne detertraj polisaj işlemi ve oral hijyen motivasyonu yapıldı.

Bu aşamada hastaların periodontal durumlarının belirlenmesi için;

- Periodontal cep derinliği
- Ataçman kaybı
- Plak indeks değerleri kaydedildi

Periodontal Cep Derinliği (CD) ve Ataçman Seviyesi (AK):

Periodontal cep derinliği (CD) ve ataçman seviyesi (AK) ölçümleri Williams periodontal sondu kullanılarak, basınç uygulanmaksızın sondun kendi ağırlığı ile dişlerin uzun eksenine paralel olarak; meziobukkal, bukkal, distobukkal, meziolingual, lingual ve distolingual olarak 6 noktadan yapıldı. CD ve AK değerleri, elde edilen değerlerin ortalaması alınarak belirlendi.

Plak İndeksi (Pİ): Dişlerdeki plak varlığı ve miktarı plak indeksi ile değerlendirildi. Plak indeksine göre:

0: Dişeti bölgesinde plak olmadığını,

- 1: Serbest dişeti kenarına ve komşu diş yüzeyinde film halinde, sadece sond yardımıyla fark edilebilen plak varlığını,
- 2: Dişeti cebi içerisinde ve dişeti kenarına komşu diş yüzeyinde çıplak gözle incelenebilen orta derecede yumuşak eklenti varlığını,
- 3: Dişeti cebi ve dişeti kenarına komşu diş yüzeyinde yoğun yumuşak eklenti varlığını gösterir.

$P\bar{I}$ = Tüm dişlerdeki plak indeks değerleri toplamı/diş sayısı toplamı

Plak indeksi skorları 0.5 altında olan hastalar çalışmaya dahil edildi. Hastalardan tüm ağız periapikal ve panoramik radyograflar alındı. Radyograflarda çekim yapılacak dişler incelendi. Soket duvarına ve birbirine benzer defektlere sahip dişler seçildi. Anatomik engellerin olduğu hastalar çalışmaya dahil edilmedi.

Soketler rasgele 4 gruba ayrıldı:

1. Alloplastik greft* ve kollajen membran[§] uygulanan 14 soket;
2. Allojenik greft[†] ve kollajen membran[§] uygulanan 14 soket;
3. Sadece kollajen membran[§] uygulanan 13 soket;
4. Kontrol olarak boş bırakılan 11 soket.

3.2. Operasyon uygulanması

Uygun lokal anestezi yapılmasını takiben modifiye Widman tekniği ile papiller korunarak insizyonlar atılıp tam kalınlık flepler kaldırıldı. Ağızda tutulacak dişlere mekanik temizlik yapılarak rutin flep işlemi prosedürleri uygulandı. Deney diş/dişler dikkatli ve atravmatik bir şekilde çekildi (Resim 3.2.1.). Çekim soketleri incelenen hastalar tekrar bir elemeye alındı. Radyografıta görülmesine rağmen klinik olarak duvarı olmayan soketler çalışma dışı bırakıldı.

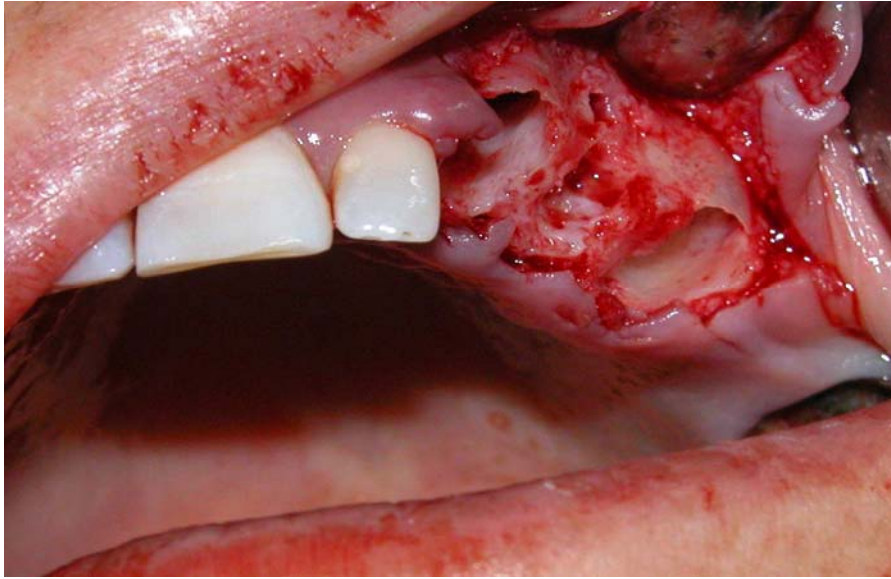
Alloplastik greft grubunda greft hazır enjektör ile soket içine enjekte edildi. Allojenik greft grubunda greft serum fizyolojikle hafifçe ıslatıldı ve ağız spatülü aracılığı ile soket içine uygulandı (Resim 3.2.2.). Membran uygulanacak 3 grupta da kollajen membran çekim soketine uyacak şekilde

* OSTIM, aap Biomedicals, Dieburg, Germany

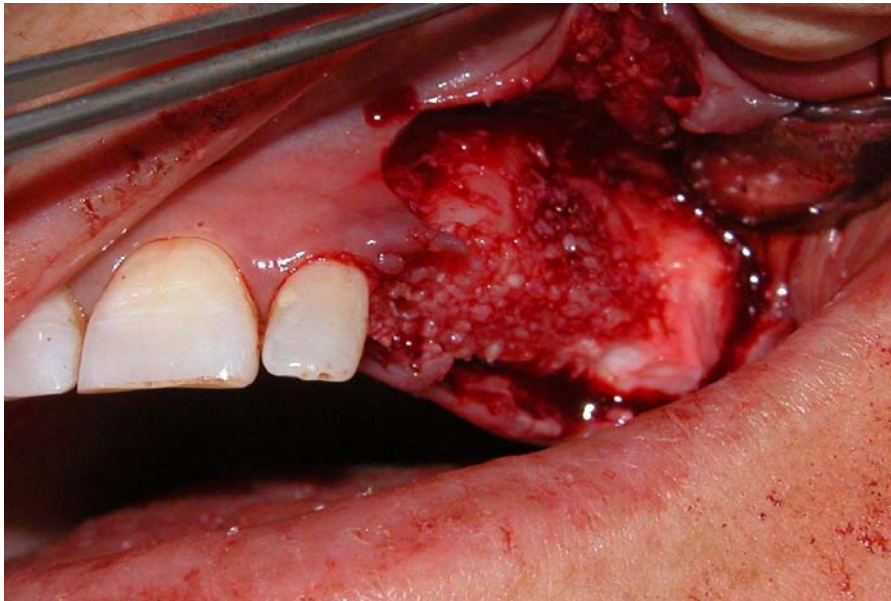
† MTF, Dentsply, Lakewood, CO

§ BIOMEND, Zimmer Dental, Carlsbad, CA

biçimlendirilip, soketi tam olarak örtecek şekilde yerleştirildi (Resim 3.2.3.). Bukkal flepte vertikal insizyonlar yapılarak flebin koronale çekilmesi ve gerilim olmayacak şekilde primer kapanması sağlandı. Daha sonra flepler 3-0 ipek sütürlerle dikildi (Resim 3.2.4.). Hastalara postoperatif önerilerde bulundu ve Amoksisilin 1g. Tablet 2x1, kloleksidin glukonat % 0.12 gargara reçete edildi. Sütürler 10 gün sonra alındı.



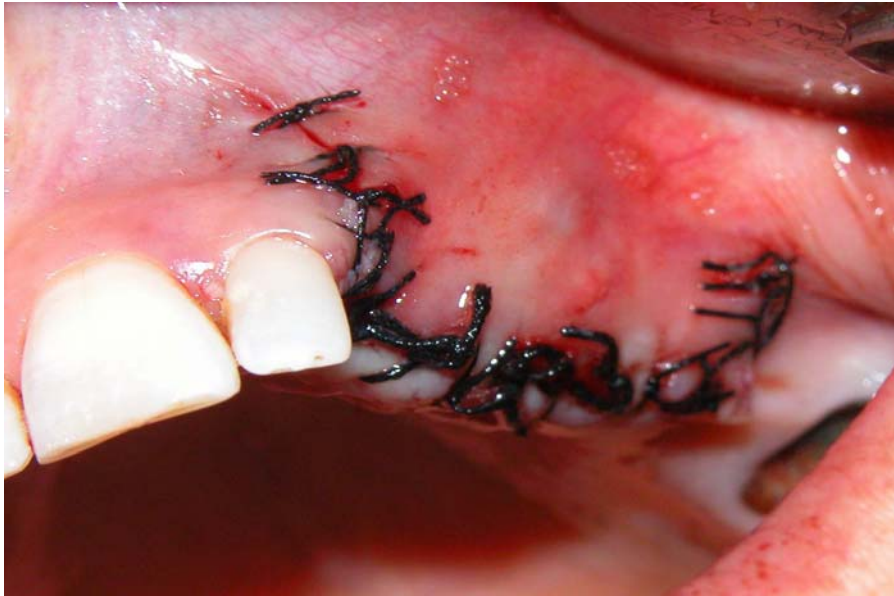
Resim 3.2.1. Diş çekiminden sonra soket



Resim 3.2.2. DFDBA ve HA ile greftlenmiş soketler



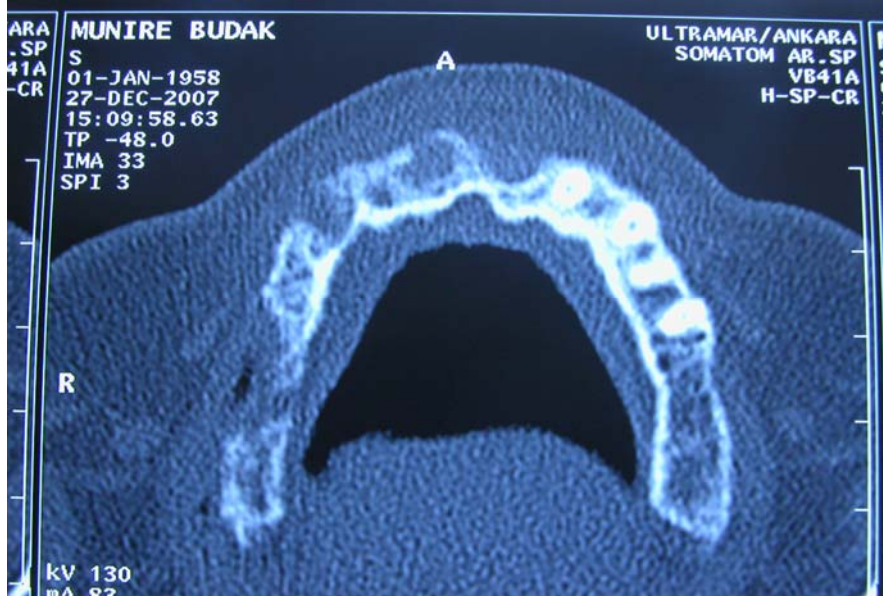
Resim 3.2.3. Soketlerin membranla kapatılması



Resim 3.2.4. Primer olarak kapatılıp dikilmiş flepler

3.3. BT ile görüntüleme ve yoğunluk ölçümü

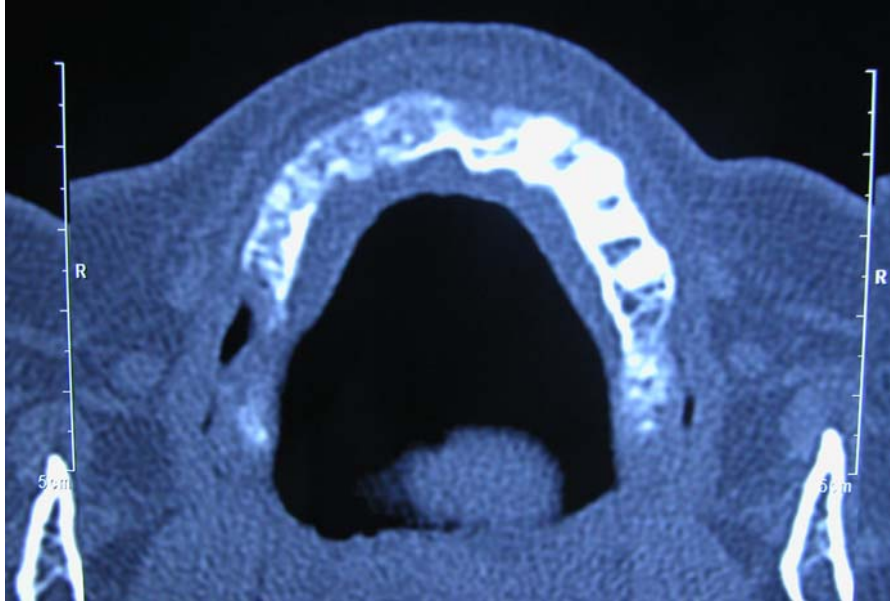
Operasyonu takiben 10'uncu günde ve 4 ay sonra hastaların üst çene dental BT'leri çekildi. Bu amaçla Spiral Bilgisayarlı Tomografi cihazı kullanıldı (Siemens AR-SP 40, Munich, Germany). Tarama koşulları bakımından tüp voltajı 130 kV, tüp akımı 83 mA, kesit aralıkları 1mm ve kesit kalınlığı 1 mm olarak ayarlandı. Bilgisayarlı tomografi çekilmesinde tüm deneklerdeki üst çenede standart kesitler elde etmek için anatomik iskeletsel ve sabit bir oluşum olan sert damak görüntüsü rehber olarak alındı (124) . Transvers taramalarında bütün kesitler 1 mm kalınlığında ve sert damağa paralel olarak kaydedildi (Resim 3.3.1., Resim 3.3.3.). Aynı hastanın 10 gün ve 4 ay sonrası Tomografi görüntülerindeki standardizasyonunun sağlanması için sabit ve değişmeyen anatomik oluşum olan insiziv kanalın görüntüsü referans noktası olarak kullanıldı. Sagittal rekonstruksiyon görüntülerinde insiziv ve kanin bölgelerinde referans nokta/noktalar olarak sabit olan burun tabanı görüntüsü kullanıldı. Premolar bölgelerinde ise sinüs tabanın görüntüsü referans olarak alındı. Transvers kesitlerde elde edilen görüntülerden her soket için koronal, orta ve apikal kesitlerde ölçüm yapıldı. Soket duvarını oluşturan kompakt kemiğe değmeyecek şekilde standart olarak 2 veya 3 mm çapında daire çizildi ve alan içindeki HU değeri kaydedildi (Resim 3.3.2., Resim 3.3.4.).



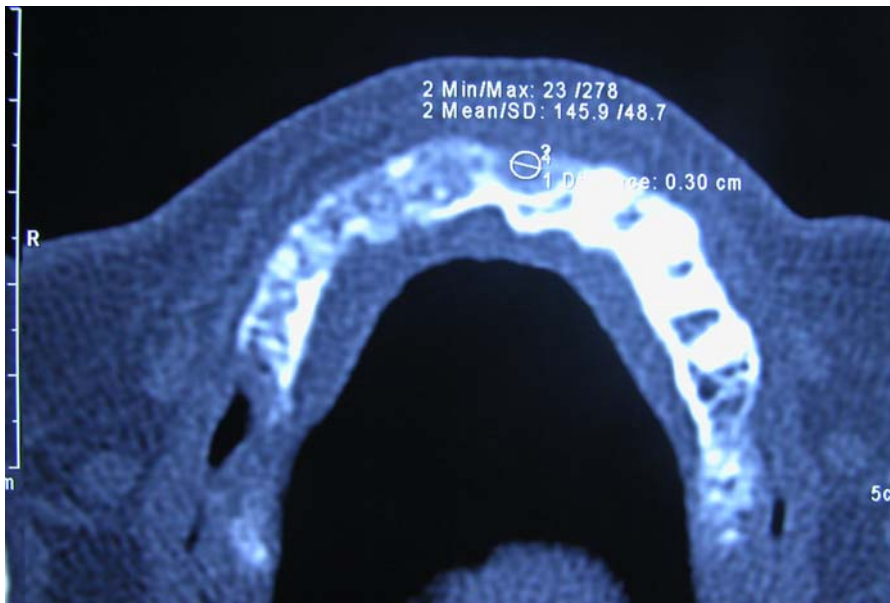
Resim 3.3.1. Onuncu günde transvers kesit görüntüsü



Resim 3.3.2. Onuncu günde transvers kesit görüntüsünde yapılan ölçümler



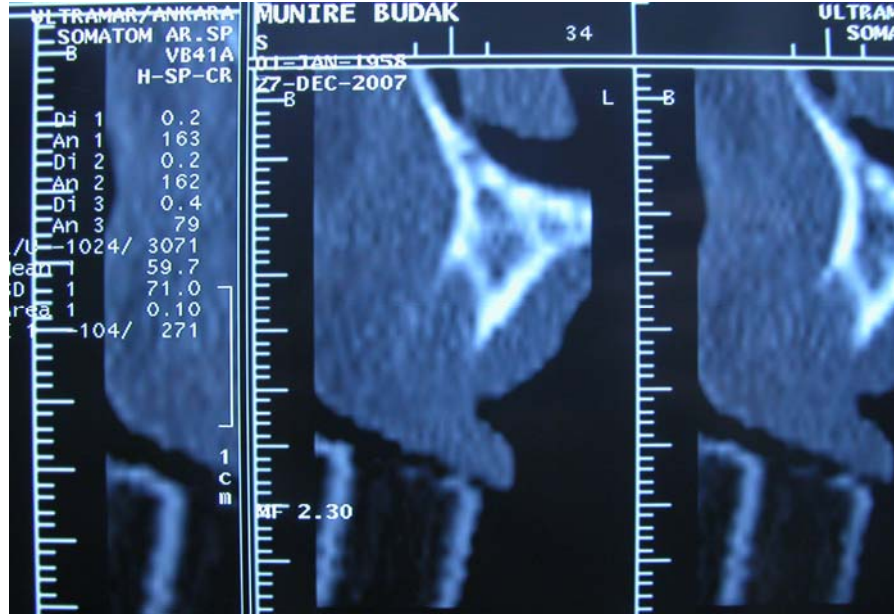
Resim 3.3.3. Dört ay sonrasında transvers kesit görüntüsü



Resim 3.3.4. Dört ay sonrasında transvers kesit görüntüsünde yapılan ölçümler

Sagittal rekonstruksyon yapıldığında her soket için farklı sayıda 1mm kalınlığında kesit elde edildi(Resim 3.3.5., Resim 3.3.7.).

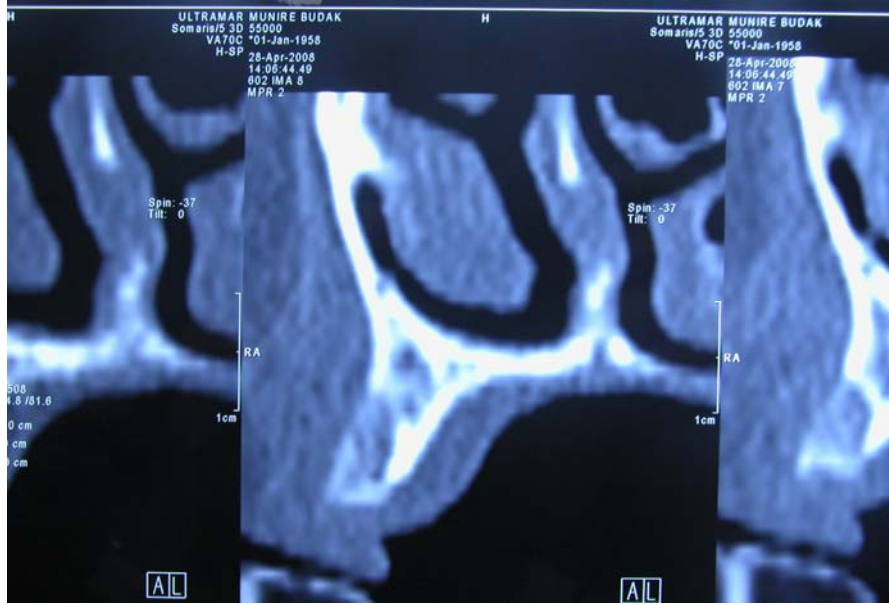
Bunlar arasında her soket için soket görüntüsü en net olan 2 adet kesit seçildi. Yine duvarlara değmeyecek şekilde, soket içinde soket boyutlarına göre değişen dikdörtgen alanı çizildi ve bu alandaki HU değeri kaydedildi (Resim 3.3.6., Resim 3.3.8.).



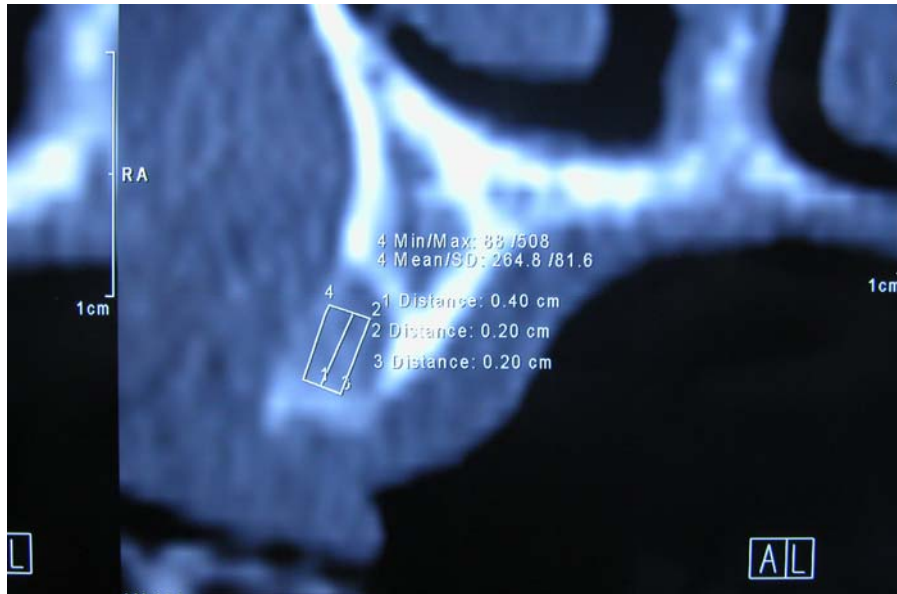
Resim 3.3.5. Onuncu günde sagittal kesit görüntüsü



Resim 3.3.6. Onuncu günde sagittal kesit görüntüsünde yapılan ölçümler



Resim 3.3.7. Dört ay sonrasında sagittal kesit görüntüsü



Resim 3.3.8. Dört ay sonrasında sagittal kesit görüntüsünde yapılan ölçümler

Bu şekilde toplam 52 soketten 129 transvers ve 105 sagittal kesit elde edildi ve bu kesitlerde ölçümler yapıldı.

3.4. İstatistiksel Çalışmalar

Araştırmamızdaki istatistiksel çalışmalar H.Ü. Fen Fakültesi İstatistik bölümünde gerçekleşti. Onuncu gün ve 4 ay sonrasında elde edilen HU değerleri arasında ölçüm değişkenleri açısından fark olup olmadığı tek yönlü varyans analizi ile test edildi. Apikal-koronal kesitlerdeki değerler arasındaki farkların karşılaştırmaları çift yönlü varyans analizi ile yapıldı. İstatistiksel analizde $p < 0.05$ değerinden küçük değerler anlamlı olarak kabul edildi.

BULGULAR

4.1. Çalışma grubunun tanımı

Araştırmamızın çalışma grubunu Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı'na periodontal tedavi için başvuran, sistemik olarak sağlıklı ancak üst çene insiziv, kanin veya premolar dişlerinden bir veya birkaçında çekim endikasyonu olan orta-ileri derecede periodontitise sahip hastalar seçildi. Çalışma grubu 26-58 yaşlar arasında, 9 erkek, 8 kadın toplam 17 hastadan oluştu. Hastaların ortalama plak indeksi başlangıç tedavisinden sonra 0.5 ± 0.10 olarak saptandı. Hastalarda ortalama ataçman kaybı değeri (AK) 4.23 ± 0.7 idi. Tablo 4.1.1.'de hastalara ait bilgiler verilmiştir.

Tablo 4.1.1. Bireylere ait demografik bilgiler

Toplam hasta sayısı	Yaş ort. \pm st.s.(min-maks)	Kadın	Erkek	AK	Ort. Plak İndeks
17	44,7 \pm 9,99 (26-58)	8	9	4,23 \pm 0,7	0,5 \pm 0,1

17 hastada toplam 52 diş çekildi. Çekilen dişlerin 16 tanesi santral, 16 tanesi lateral, 6 tanesi kanin, 9 tanesi birinci premolar ve 5 tanesi ikinci premolar idi. Tablo 4.1.2' de çekilen dişlerin sayıları ve numaraları gösterilmiştir.

Tablo 4.1.2. Çekilen dişlere ait bilgiler

Toplam diş sayısı	Santral	Lateral	Kanin	Birinci premolar	İkinci Premolar
52	16	16	6	9	5

Diş çekimlerinden sonra 52 socketin 14'üne DFDBA + kollajen membran, 14'üne HA+ kollajen membran uygulandı. 13'ü boş bırakılıp sadece kollajen membranla kapatılırken, 11 tanesi ise boş bırakıldı.

4.2. BT görüntüleme ile elde edilen HU değerleri

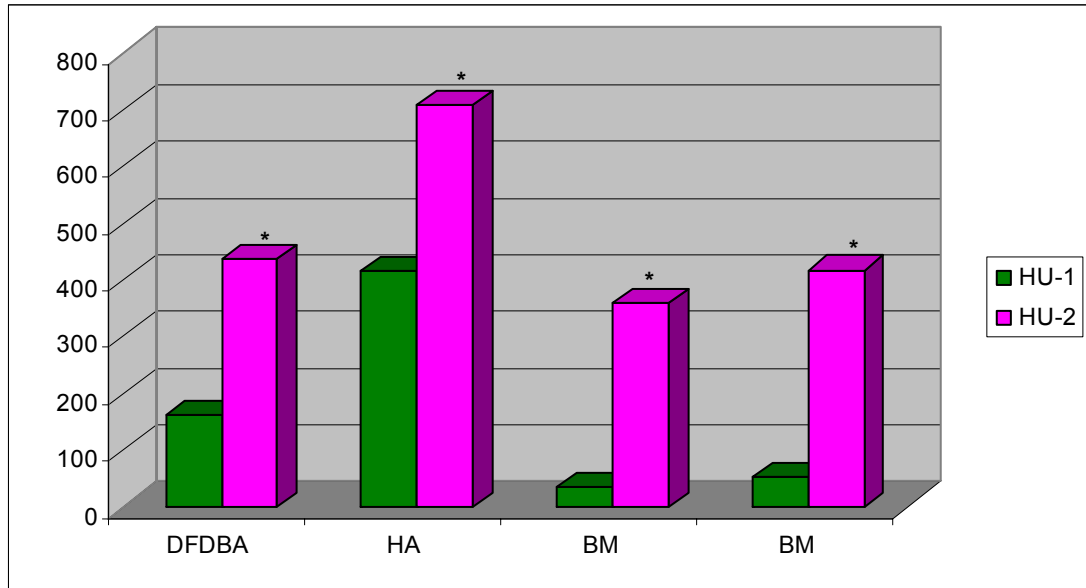
Hastalardan operasyondan sonra 10 günde (HU-1) ve 4 ay (HU-2) sonra elde edilen BT kayıtlarındaki 129 transvers ve 105 sagittal kesitlerde HU değerleri ölçüldü.

4.2.1. Grup içi karşılaştırmalar

Transvers kesitlerde DFDBA grubunda HU-1 değeri ortalama 160.8 ± 49.072 , HU-2 değeri ortalama 436.18 ± 158.68 olarak bulundu. HA grubundaki sonuçlar HU-1'de ortalama 416.92 ± 178.65 , HU-2'de ise ortalama 708.36 ± 265.26 idi. BM grubunda HU-1 ortalama değeri 35.56 ± 43.51 iken, HU-2'de bu değer ortalama 358.84 ± 144.64 olarak saptandı. B grubundaki ölçümlerde HU-1 ortalama değeri 53.31 ± 70.65 , HU-2 ortalama değeri 417.30 ± 164.50 olarak bulundu. Bütün gruplardaki HU-1 ve HU-2 değerleri arasındaki farkın anlamlı olduğu gözlemlendi (Tablo 4.2.1.1., Şekil 4.2.1.1.).

Tablo 4.2.1.1. Gruplarda transvers kesitlerde ölçülen ortalama HU değerleri

Grup	Trans. kesit sayısı	HU-1 ort. \pm st.s.	HU-2 ort. \pm st.s.	Fark ort. \pm st.s.
DFDBA	35	160.8 ± 49.072	436.18 ± 158.68	$275.30 \pm 140.55^*$
HA	35	416.92 ± 178.65	708.36 ± 265.26	$291.44 \pm 202.96^*$
BM	29	35.56 ± 43.51	358.84 ± 144.64	$323.28 \pm 148.48^*$
B	30	53.31 ± 70.65	417.30 ± 164.50	$363.99 \pm 147.93^*$

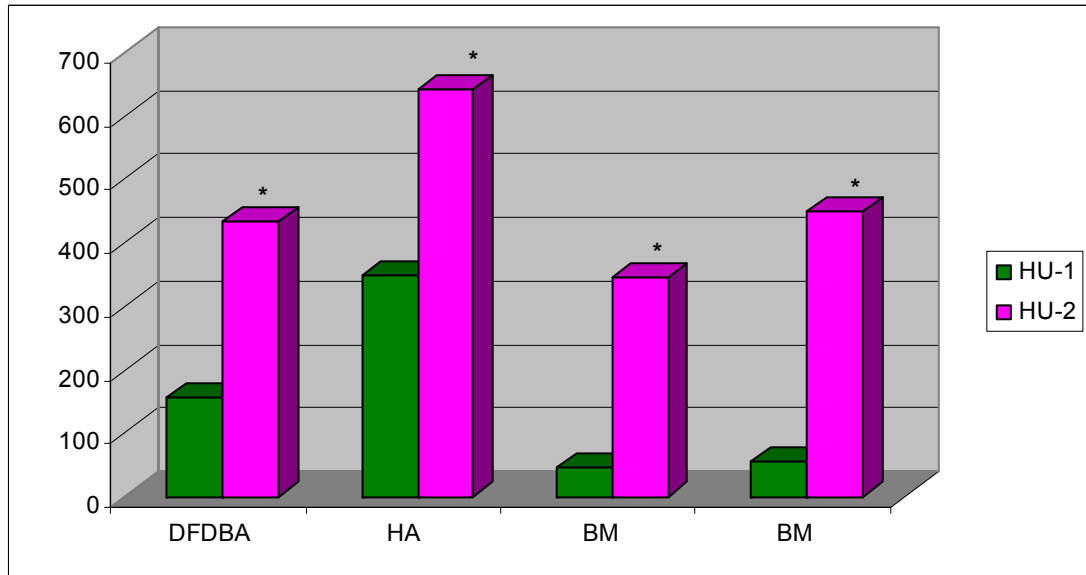


Şekil 4.2.1.1. Grup içi karşılaştırmalarda transvers kesitlerde tüm gruplarda HU-2 değerleri HU-1 değerlerine göre anlamlı derecede yüksek ($p<0.05$).

Sagittal kesitlerde, DFDBA grubunda HU-1 ortalama değerleri 156.51 ± 65.60 , HU-2 değeri ortalama 434.10 ± 161.79 olarak ölçüldü. HA grubunda ise HU-1 ortalama değeri 348.49 ± 151.42 , HU-2 ortalama değeri ise 642.04 ± 217.74 idi. BM grubunda elde edilen ölçümler HU-1 için ortalama 45.68 ± 51.80 , HU-2 için ortalama 345.32 ± 146.13 olarak kaydedildi. B grubunda bu değerler HU-1 ortalama 55.30 ± 73.24 , HU-2 ortalama 448.87 ± 262.44 olarak saptandı. Bütün gruplarda transvers kesitlerde olduğu gibi sagittal kesitlerde de HU-1 ve HU-2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulundu (Tablo 4.2.1.2., Şekil 4.2.1.2.)

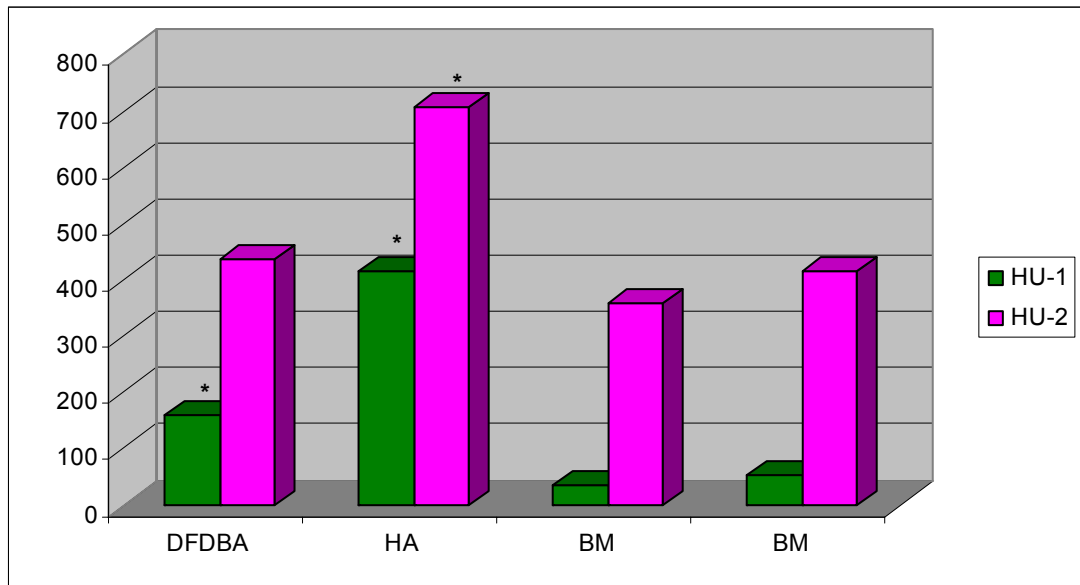
Tablo 4.2.1.2. Gruplarda sagittal kesitlerde ölçülen ortalama HU değerleri

Grup	Sagit. kesit sayısı	HU-1 ort. \pm st.s.	HU-2 ort. \pm st.s.	Fark ort. \pm st.s.
DFDBA	28	156.51 \pm 65.60	434.10 \pm 161.79	277.60 \pm 146.53*
HA	28	348.49 \pm 151.42	642.04 \pm 217.74	293.55 \pm 233.91*
BM	27	45.68 \pm 51.80	345.32 \pm 146.13	299.64 \pm 163.34*
B	22	55.30 \pm 73.24	448.87 \pm 262.44	393.56 \pm 252.10*

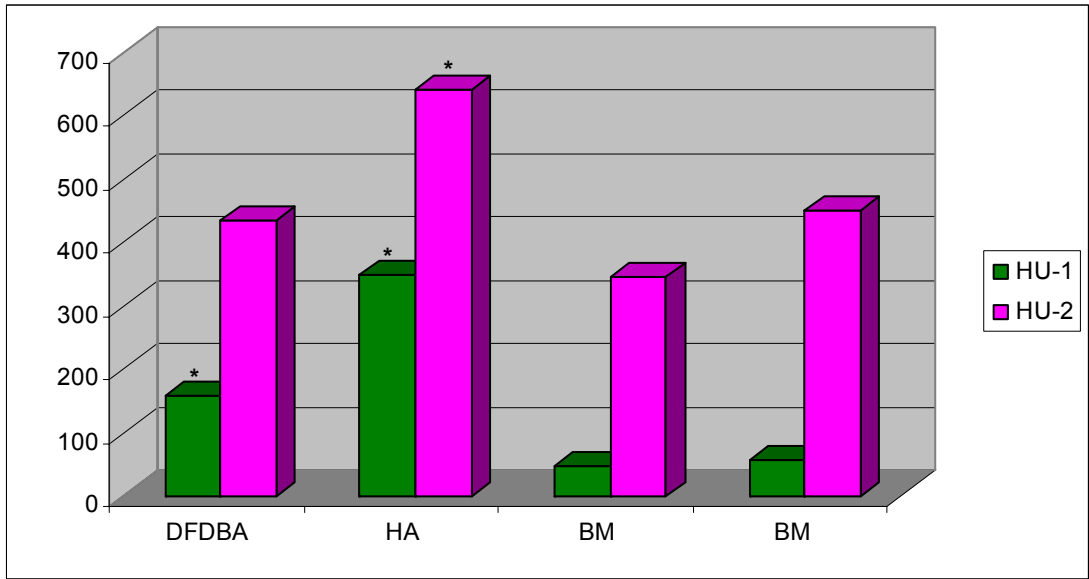
**Şekil 4.2.1.2.** Grup içi karşılaştırmalarda sagittal kesitlerde tüm gruplarda HU-2 değerleri HU-1 değerlerine göre anlamlı derecede yüksek ($p<0.05$).

4.2.2. Gruplar arası karşılaştırmalar

10'uncu gün ölçümlerinde (HU-1), hem transvers hem de sagittal kesitlerde DFDBA ve HA gruplarındaki değerler BM ve B gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu. Bu periyotta DFDBA ve HA arasındaki fark da anlamlı olarak saptandı. BM ve B grupları arasında ise anlamlı bir fark gözlenmedi. 4 ay sonrası (HU-2) ölçümlerinde hem sagittal hem de transvers kesitlerdeki HU değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasında sadece HA grubunun diğer gruplara göre anlamlı derecede yüksek olduğu saptandı (Tablo 4.2.2.1., Tablo 4.2.2.2.). Diğer gruplar arasındaki farklar önemsiz bulundu (Şekil 4.2.2.1., Şekil 4.2.2.2.).



Şekil 4.2.2.1. Transvers kesitlerde farklı gruplarda HU-1 ve HU-2 değerleri. *HU-1 değerleri DFDBA ve HA gruplarında anlamlı derecede yüksek. *HU-2 değerleri HA grubunda anlamlı derecede yüksek ($p < 0.05$).



Sekil 4.2.2.2 Sagital kesitlerde farklı gruplarda HU-1 ve HU-2 değerleri. *HU-1 değerleri DFDBA ve HA gruplarında anlamlı derecede yüksek. *HU-2 değerleri HA grubunda anlamlı derecede yüksek ($p < 0.05$).

Tablo 4.2.2.1. Transvers kesitlerde gruplar arası karşılaştırma

Bağımlı Değişken	(I) Grubu	(J) Grubu	Ortalama fark (I-J)	Std. Hata	Ön.
HU.1	DFDBA	BM	125,3088(*)	26,23752	,000
		HA	-256,0429(*)	24,97737	,000
		B	107,5610(*)	25,99727	,001
	BM	DFDBA	-125,3088(*)	26,23752	,000
		HA	-381,3516(*)	26,23752	,000
		B	-17,7478	27,21022	,935
	HA	DFDBA	256,0429(*)	24,97737	,000
		BM	381,3516(*)	26,23752	,000
		B	363,6038(*)	25,99727	,000
	B	DFDBA	-107,5610(*)	25,99727	,001
		BM	17,7478	27,21022	,935
		HA	-363,6038(*)	25,99727	,000
HU.2	DFDBA	BM	77,3323	48,63706	,473
		HA	-272,1857(*)	46,30111	,000
		B	18,8705	48,19172	,985
	BM	DFDBA	-77,3323	48,63706	,473
		HA	-349,5180(*)	48,63706	,000
		B	-58,4618	50,44020	,719
	HA	DFDBA	272,1857(*)	46,30111	,000
		BM	349,5180(*)	48,63706	,000
		B	291,0562(*)	48,19172	,000
	B	DFDBA	-18,8705	48,19172	,985
		BM	58,4618	50,44020	,719
		HA	-291,0562(*)	48,19172	,000

(*p<0.05)

Tablo 4.2.2.2. Sagital kesitlerdeki gruplar arası karşılaştırma

Bağımlı Değişken	(I) Grubu	(J) Grubu	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	Ön.
HU.1	DFDBA	BM	110,8257(*)	25,70927	,001
		HA	-191,9821(*)	25,47448	,000
		B	101,2026(*)	27,15589	,004
	BM	DFDBA	-110,8257(*)	25,70927	,001
		HA	-302,8078(*)	25,70927	,000
		B	-9,6231	27,37626	,989
	HA	DFDBA	191,9821(*)	25,47448	,000
		BM	302,8078(*)	25,70927	,000
		B	293,1847(*)	27,15589	,000
	B	DFDBA	-101,2026(*)	27,15589	,004
		BM	9,6231	27,37626	,989
		HA	-293,1847(*)	27,15589	,000
HU.2	DFDBA	BM	88,7851	53,60008	,437
		HA	-207,9357(*)	53,11057	,002
		B	-14,7646	56,61606	,995
	BM	DFDBA	-88,7851	53,60008	,437
		HA	-296,7208(*)	53,60008	,000
		B	-103,5497	57,07551	,354
	HA	DFDBA	207,9357(*)	53,11057	,002
		BM	296,7208(*)	53,60008	,000
		B	193,1711(*)	56,61606	,011
	B	DFDBA	14,7646	56,61606	,995
		BM	103,5497	57,07551	,354
		HA	-193,1711(*)	56,61606	,011

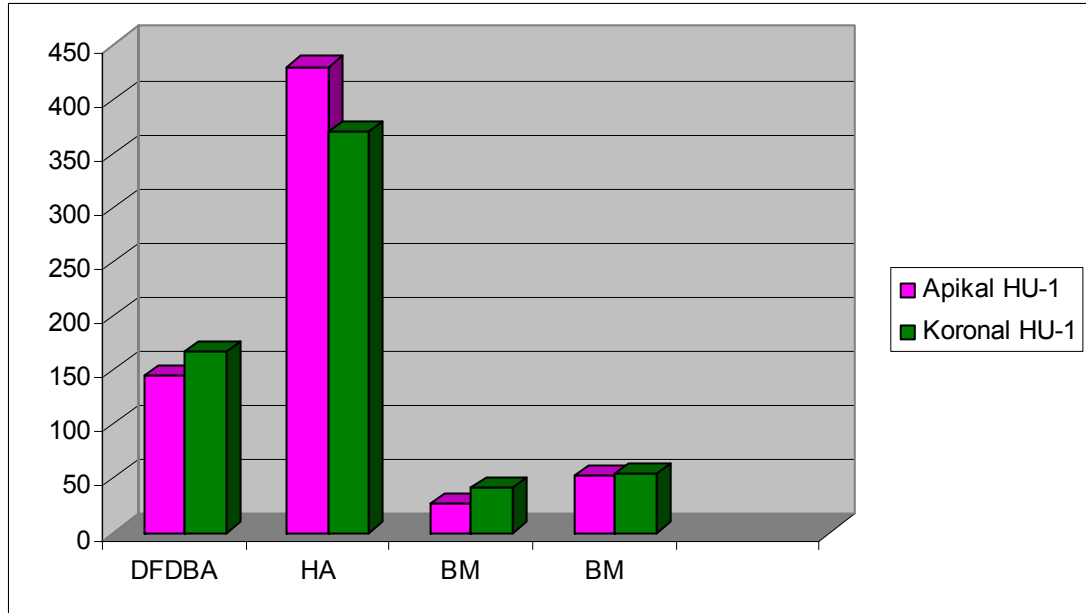
(*p<0.05)

4.2.3. Apikal ve koronal kesitlerdeki HU değerlerinin karşılaştırılması

Bilgisayar kayıtlarından elde edilen transvers apikal ve koronal kesitler karşılaştırıldığında tüm gruplarda hem 10 gün hem de 4 ayda anlamlı bir fark gözlenmedi (Tablolar 4.2.3.1., 4.2.3.2. ve Şekiller 4.2.3.1., 4.2.3.2.).

Tablo 4.2.3.1. Farklı gruplarda apikal ve koronal kesitlerde ölçülen ortalama HU-1 değerleri

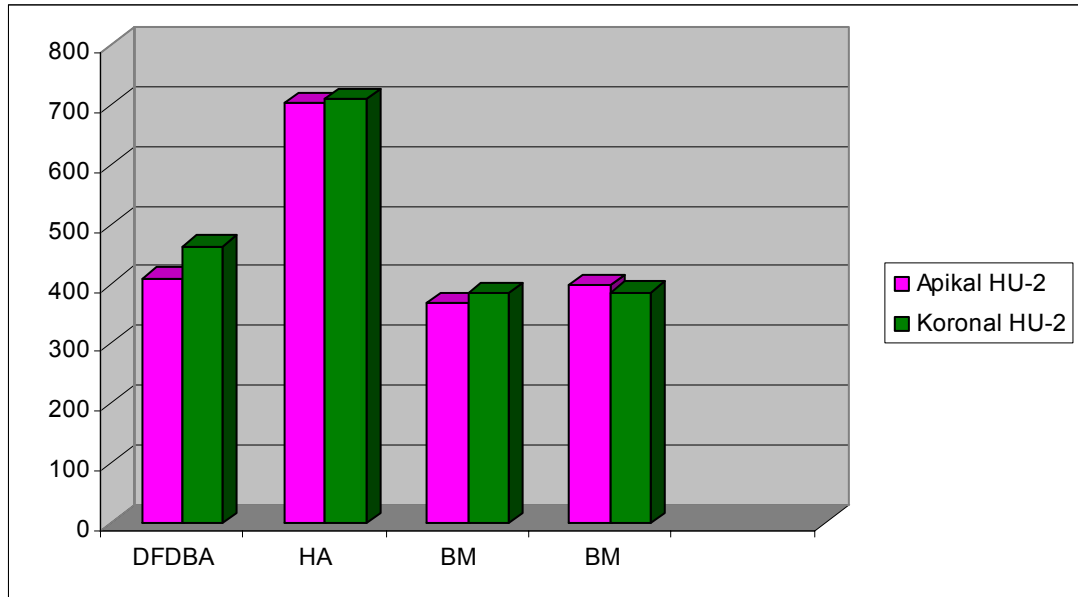
Grup	Kesit sayısı	Apikal kesitlerdeki HU-1 ort. \pm st.s.	Koronal kesitlerdeki HU-1 ort. \pm st.s.	Fark ort. \pm st.s.
DFDBA	14	145.18 \pm 50.21	166.54 \pm 51.59	21.36 \pm 20.54
HA	14	430.1 \pm 200.41	369.46 \pm 170.33	60.64 \pm 45.76
BM	13	26.93 \pm 49.75	40.67 \pm 38.35	13.74 \pm 45.67
B	11	53.13 \pm 93.41	54.55 \pm 41.82	1.42 \pm 1.45



Şekil 4.2.3.1. Apikal ve koronal kesitlerdeki HU-1 değerlerin karşılaştırılması

Tablo 4.2.3.2. Farklı gruplarda apikal ve koronal kesitlerde ölçülen ortalama HU-2 değerleri

Grup	Kesit sayısı	Apikal kesitlerdeki HU-2 ort. \pm st.s.	Koronal kesitlerdeki HU-2 ort. \pm st.s.	Fark ort. \pm st.s.
DFDBA	14	410.43 \pm 137.27	463.37 \pm 187.34	52.94 \pm 45.79
HA	14	702.04 \pm 234.18	710.21 \pm 234.18	8.17 \pm 5.43
BM	13	368.56 \pm 159.47	386.06 \pm 128.78	17.5 \pm 12.65
B	11	398.9 \pm 121.07	386.22 \pm 223.14	11.68 \pm 12.87



Şekil 4.2.3.2. Apikal ve koronal kesitlerdeki HU-2 değerlerin karşılaştırılması

Bütün grupta cinsiyet, yaş, diş numarası değişkenleriyle HU değerleri arasında anlamlı bir ilişki gözlenmedi.

TARTIŞMA

Diş kaybı, protetik tedavi esnasında ciddi problemlere yol açan alveoler kemik rezorbsyonunun en önemli nedenidir. Günümüzde dental implantların kullanımının artması ile bu problem daha da önemli hale gelmiştir. Dişin çekilmesini takiben periodontal ligament aracılığı ile gerçekleşen stimülasyonun yok olması ve alveoler kretin kullanılmamasına bağlı olarak kemik atrofiye uğrar. Yapılan klinik ve radyografik çalışmalarda, özellikle bukkal duvarın çok hızlı rezorbe olduğunu gösterilmiştir (63,66-68) . Alveoler kemik kaybı en fazla ilk ay içerisinde gerçekleşir ve hayat boyunca devam eder. Bu kaçınılmaz kemik kaybını önlemek amacı ile diş çekimi esnasında yapılan soket koruma ve soket augmentasyonu teknikleri başarı ile kullanılmaktadırlar. Bu yöntemlerde YKR prensipleri esas alınır. Bariyer membran kullanılarak sadece büyümesi istenilen doku hücrelerinin, yani osteojenik hücrelerinin repopülasyonu sağlanmaktadır. YKR'da bariyer aracılığı ile boşluk yaratılması kadar bu boşluğun korunması, yani membran kolapsının engellenmesi de çok önemlidir. Bu amaca yönelik farklı greft materyallerin kullanılması önerilmektedir. Soket augmentasyonunda birçok çalışmada farklı membran ve greft tipleri kullanılmış olmasına rağmen en ideal materyal konusunda hala tartışmalar söz konusudur. Tedavi sonuçlarını en optimal düzeye getirecek materyallerin araştırılması diş hekimliğinde halen güncelliğini sürdüren bir araştırma konusudur.

Osteoindüktif, osteokondüktif ve osteojenik özelliklerinden dolayı, greft materyalleri arasında otojen kemik altın standart olarak kabul edilir. İntra- ve ekstra-oral bölgelerden alınabilir, fakat otojen greftle ilgili en büyük dezavantaj yeterli miktarda elde edilememesi ve komplikasyon yaratabilecek ikinci bir donör bölgesine ihtiyaç duyulmasıdır.

Allogreftler genetik olarak aynı türden edilen kemik greftleridir. Mineralize (FDBA) ve demineralize (DFDBA) olarak kullanılırlar. Kemik mineral komponentine bağlı olduğu düşünülen BMP'ler, kemik demineralizasyonu esnasında serbestleşip ortaya çıkarlar ve greftin osteokondüktif etkisi yanı sıra osteoindüksiyon yapmasını da sağlarlar (15) .

Donor greftlerin potansiyel hastalık transmisyon riski olmasına rağmen, herhangi bir kontaminasyon vakası rapor edilmemiştir. Donor kemiğin dondurulma ve asit demineralizasyon işlemleri bu riski 8 milyonda 1'e düşürmektedirler(126) .

Diğer greftlere göre osteoindüktif etkisi de olduğu düşünüldüğü için bizim çalışmada birinci greft materyali olarak DFDBA seçildi. Bu zayıf olan transmisyon riski hastalara belirtildi ve onamları alındı.

Alloplastlar, rezorbe olmadıkları veya çok yavaş rezorbe oldukları için özellikle uzun dönemde yer tutuculuk istenildiği durumlarda tercih edilirler. Sentetik greftlerden (alloplastlar) hidroksiapatit en fazla kullanılan greft materyalidir. Periodontal defektlerde bu materyallerin biyouyumlu, non-antijenik, non-inflamatuar yani güvenilir oldukları gösterilmiştir. Çalışmalarda, hiçbir alloplast greftin diğerlerinden üstün olmadığı saptanmıştır. Hepsi osteokondüktiftir ve yeni kemik oluşması için iskele görevi görürler. İnert olan bu materyaller özellikle bazı etik ve dini açıdan sakıncalı durumlarda allogreftlere alternatif olarak kullanılırlar. Bu özelliklerinden dolayı, bizim çalışmamızda ikinci greft materyali olarak kullanılması kolay olan, hazır enjektörde olan sentetik hidroksiapatit seçildi.

Günümüze kadar YKR'da kullanılan membranlar arasında en fazla bilimsel çalışma rezorbe olmayan ePTFE membranı ile yapılmış ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Ancak bu membranlarda yumuşak doku dehisensi olabilmekte ve neticede membran ekspozu ile gelişen enfeksiyon kemik kazanç miktarını önemli derecede azaltmaktadır. Ayrıca membranın çıkarılması için ikinci bir cerrahiye gereksinim duyulmakta, bu da rejenere olan kemiğin kaybına neden olabilmektedir. Rezorbe olmayan membranların bu limitasyonlarının üstesinden gelebilmek için rezorbe olabilen membranlar önerilmiştir (81-87) . Rezorbe olan membranlar doğal ve sentetik olarak iki gruba ayrılır. Doğal membranlar farklı hayvan kaynaklı Tip I kollajenden üretilirler. Sentetik membranlar alifatik poliesterler, polilaktik ve poliglolikolik asit kopolimerlerinden sentezlenir.

Kollajen membranın insan osteoblastlarının proliferasyonunu ve alkalin fosfataz aktivitesini arttırdığı bir çok çalışmada rapor edilmiştir (92) .

Busenlechner ve diğ., maymunlar üzerine yaptıkları bir çalışmada kret augmentasyonunda farklı greft materyallerini kollajen membranla birlikte uygulamışlar ve sonuçları histomorfometrik olarak incelemiştir. Diş çekimini takiben cerrahi olarak oluşturulmuş kemik defektlerine test grubunda greft ve kollajen membran kullanılmış, kontrol grubundaki defektler ise boş bırakılmıştır. 9 aylık iyileşme döneminden sonra kollajen membran kullanılan grupta kret çok iyi korunmuşken, kontrol grubunda önemli derecede kret rezorbsiyonu görülmüştür (94) .

Kollajen membranın hemostatik etkiye sahip olması, ekspoz olsa bile gingival fibroblastlar için kemotaktik etki gösterme özelliğinden dolayı geç yara kapanması sağlanabilmesi gibi birçok ek avantajı bilinmektedir. (72) . Kollajen membranın YKR'da istenilen hemen hemen tüm kriterlere uygun olduğu düşünüldüğünden çalışmamızda bu membran seçilmiştir.

YKR'da yapılan işlemin sonuçların değerlendirilmesinde histolojik incelemeler altın standart olarak kabul edilmektedir. Literatüre bakıldığında, çekim soketlerin augmentasyonunda farklı greft materyallerinin kullanıldığı ve histolojik olarak ve olarak incelendiği birçok çalışma olduğu görülmektedir. 1998'de Haris ve diğ. 224 hastada sentetik aloplastların etkisini incelenmiş ve sentetik granüller etrafında yeni kemik oluşumu olduğunu göstermişlerdir (127) . Isaksson ve diğ., farklı alloplastlarının etkilerini tavşan kalvaryalarında incelenmiştir. En erken yeni kemik oluşumu kalsifiye kopolimer alloplastında izlenmiştir (128) . Glickman ve diğ. 2001'de yaptıkları bir çalışmada, çekim soketlerinin farklı greft materyallerinin etkinliğinin incelenmesi için uygun bir model olabileceğini sürmüştür. Farklı greftlerle augmente edilen çekim soketlerini hem histolojik hem radyografik olarak BT görüntüleri elde ederek incelemiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre greftlenmiş bölgelerin iyileşmesinin incelenmesi ve kemik yoğunluğun ölçülmesi için BT taramalarının kullanılabileceğini önermişlerdir (125) Kemik yoğunluğunun değerlendirilmesinde histolojik incelemeler altın standart olarak kabul edilse de invazif ve pahalı bir yöntem olduğundan ve alınan kesit sayısı sınırlı kaldığından diş hekimliğinde normal klinik şartlarda uygun bir inceleme yöntemi değildir.

Soket augmentasyonunda YKR işleminden beklenen daha kaliteli bir kemik oluşmasıdır. İmplant tedavisinin başarısının kemik kalitesiyle direkt ilişkili olduğu gösterilmiştir. İmplant tedavisi dens yoğun kemikte daha başarılı bulunmuştur. Kemik kalitesinin özellikle implant başarısındaki rolünün anlaşılması araştırmacıları kemik kalitesini derecelendiren sınıflamalar yapmaya yönlendirmiştir.

İlk olarak Lekholm ve Zarb 1985 yılında panoramik radyografları inceleyerek kemik kalitesini 4 gruba ayırmışlardır. Tip 1 kemik sadece homojen kompakt kemikten oluşmaktadır. Tip 2'de yoğun trabeküller kemik merkezini çevreleyen kalın kompakt kemik mevcuttur. Tip 3 kemikte yoğun trabeküller merkezin çevresinde ince kortikal kemik tabakası izlenirken, tip 4'te yoğunluğu düşük olan trabeküller kemiği çevreleyen ince kortikal kemik vardır (112) . 1993 yılında Misch kemiğin freze edilmesi sırasında subjektif olarak hissedilen dirence göre farklı kemik tiplerini farklı ağaç türlerine benzetmiştir. 1999 yılında Trisi ve Rao Misch'in frezleme esnasında hissedilen dirence göre belirlenmiş kemik tiplerini histomorfometrik olarak elde edilen sonuçlarla eşleştirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre her iki yöntemde elde edilen sonuçlar korelidir (113) . Ancak bütün bu yöntemler subjektif bulgulara dayanırlar. Bilgisayar tomografilerle elde edilen kesitlerde yoğunluğun nümerik olarak ifade edilebildiği sınıflamalar; sayısal değerlere dayanan çok daha objektif sonuçlar verir. Bu nedenle araştırmamızda Bilgisayarlı tomografi, değerlendirme yöntemi olarak seçildi.

Literatür taramasında; kemik densitesini, augmentasyon öncesi ve sonrası non-invaziv, objektif ve klinik uygulamada son derece pratik bir yöntem olan BT ile incelendiği çalışmaların son derece kısıtlı olduğu ve Hounsfield değerleri ile yapılan kıyaslamalı bir çalışmanın ise yapılmadığı gözlemlendi. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda; çekimden 10 gün ve 4 ay sonra farklı gruplarda (boş bırakılan; membranla kapatılan; alloplastik greftle doldurulup membranla kapatılan ve allojenik greftle doldurulup membranla kapatılan gruplar) kemik yoğunluğunu değerlendirmek için transvers ve sagittal tomografi kesitleri üzerinde soket bölgelerinin yoğunluğunu gösteren HU değerleri ölçüldü. Elde edilen değerler belirtilen zaman periyotlarında

hem grup içi, hem de gruplar arası karşılaştırıldı. Her iki zaman periyotunda da grup içi apikal – koronal kesitler kıyaslandı. Ayrıca yaş, cinsiyet, diş numarası gibi değişkenlerin bu değerlerle olan ilişkileri incelendi.

Çalışmamız üst çene keser, kanin ve premolar dişlerin çekim soketleri üzerinde yürütüldü. Üst çene kemiği yapısal olarak alt çene kemiğinden farklıdır. Alt çenede az miktarda spongioz kemiği çevreleyen kalın bukkal ve lingual kompakt kemik varken, üst çenede daha geniş kemik iliği boşluklarını çevreleyen spongioz kemik ince bir kompakt kemik duvarı ile sınırlanır. Dental BT uygulanmasında farklı hastalarda alt çene taramasında kesit paralelliğinin standardizasyonunun sağlanması oldukça zordur. Üst çene taramasında anatomik olarak sabit olan sert damak rehber alınarak paralel kesit standardizasyonu sağlanabilmektedir. Yapılan bir radyografik çalışmada, BT Hounsfield unit ile çene kemiklerinin yoğunluk değerleri ölçülmüştür (39) . Anterior bölgede elde edilen ortalama değer 696.1 HU iken, posterior bölgede bu değer 417.3 HU'dir yani çene kemiğinin iki bölgesinde ve kemik yoğunluğu farklıdır. Bu bilgilerden yola çıkarak bizim çalışmada üst çenede insiziv, kanin ve premolar dişler seçilmiştir.

Sigaranın periodontal dokular üzerine olan negatif etkisi bilinmektedir. Vaskülarizasyonun ve PMN'lerin fagositik aktivitesinin bozulmasından dolayı yara iyileşmesi de önemli derecede etkilenmektedir. Yapılan çalışmalarda sigaranın uzun dönemde osteointegrasyon ve marjinal kemik remodelasyonu üzerinde negatif etkisi olduğu gösterilmiştir (129) . Sigaranın yeni kemik oluşumu ve yara iyileşmesi üzerine negatif etkileri göz önünde bulundurularak sigara içen bireyler çalışma dışı bırakılmıştır. Ayrıca, sistemik olarak herhangi bir hastalığı olan veya cerrahinin kontrendike olduğu hastalar da çalışmaya dahil edilmemiştir.

Araştırmamız daha çok hasta ve soket üzerinde gerçekleştirilmek üzere planlandı. Ancak 17 birey ve 52 soketle sınırlı kaldı. Mümkün olduğu kadar standardizasyonu sağlamak amacıyla panoramik ve periapikal radyograflarda aynı paternde kemik kaybı olan ve sondlama derinliğinin benzer olduğu hastaların seçilmesine özen gösterildi. Hastaların tümünün periodontal kaynaklı diş çekimi endikasyonu olmasına dikkat edildi.

Endodontik kaynaklı diş çekimi endikasyonu olan bireyler çalışmaya dahil edilmedi. Ayrıca çalışmaya dahil edilen hastalarda diş çekimi sonrası soketler incelendi. Duvarı olmayan ve 4-5 mm'den az derinliği olan soketler çalışma dışı bırakıldı.

Hasta sayısının sınırlı kalmasında diğer bir etken araştırmanın önce H.Ü. Tıp Fakültesi Radyoloji bölümünde başlaması, ancak daha sonra ekonomik tedbirler nedeniyle BT çekimlerine sınır getirilmesiyle 7 hastanın 4'üncü ay ölçümlerin yapılamaması sonucu araştırma dışında kalmasıdır. Çalışma daha sonra H.Ü. Bilimsel Araştırmalar Birimi'nden alınan ek ödenek ile görüntüleme merkezinde yeniden başlamıştır. Araştırmamızda grupları 14 DFDBA, 14 HA, 13 membranla kapatılan boş ve 11 tane boş bırakılan soketler oluşturdu. Literatürde bu konuda yapılan çalışmalarda çalışma gruplarını oluşturan soket sayısının 10 veya daha az olduğu gözlemlendi (5,7,130) Bizim çalışmada bütün limitasyonlara rağmen gruplarımızdaki sayılar literatürdeki çalışmalardan daha fazla idi.

Araştırmamızda dikkat edilen diğer bir konu da görüntüleme ve ölçüm zamanlarıdır. İlk ölçümler hastalardan dikiş alındığı 10'uncu günde yapılmış ve başlangıç değeri olarak kabul edilmiştir. Bunun nedeni herhangi bir sebepten dolayı primer kapanma sağlanamayan ve membran ekspozu olan hastaların çalışmaya dahil edilmemesi idi. Sokette ilk osteoid doku 10-14 günden sonra oluştuğundan, bu sürecin kullanılmasında herhangi bir sakınca görülmedi (5,7,60) .

İkinci ölçümler 4 ay sonra yapıldı. Diş çekimi sonrası yara iyileşmesi hem hayvan, hem de insan modellerinde birçok çalışmada incelenmiştir. Schropp ve diğ., yaptıkları bir çalışmada insan soketindeki remodelasyonu araştırmışlardır. Sonuçlara göre 4 aya kadar büyük miktarda yeni kemik oluşumu izlenirken, daha sonraki dönemlerde kemik miktarında azalma ve kemiğin yağ dokusuna yer vermesi dikkati çekmiştir.

Cardaropoli ve diğ; 180 günde beagle köpeklerde iyileşme aşamalarını histolojik olarak incelemişlerdir (58) . Bu çalışmanın bulgularına göre kemik matürasyonu 3'üncü aya kadar devam etmiştir. Daha sonra 180'inci güne kadar yeni oluşmuş kemiğin remodelasyonu devam etmiş, ancak

mineralizasyonda bir miktar azalma ile beraber trabeküler kemiğin yağ dokusuna yer verdiği gözlenmiştir. Bu bulgulara göre 4'üncü aydan sonra yeni oluşmuş kemik yavaş yavaş rezorbe olmaya başlar. Bu çalışmalardaki sonuçlara göre soketin iyileşmesi için 4 ayın ideal bir süre olduğu düşünüldü ve ikinci tomografi 4 ay sonra çekildi.

Bilgisayarlı tomografi çekilmesinde tüm bireylerde üst çenede standart kesitler elde etmek için anatomik iskeletsel ve sabit bir oluşum olan sert damak görüntüsü rehber olarak kullanıldı (124) . Transvers taramalarında bütün kesitler 1 mm kalınlığında ve sert damağa paralel olarak kaydedildi. Aynı hastanın 10. gün ve 4 ay sonrası Tomografi görüntülerindeki standardizasyonunun sağlanması için sabit ve değişmeyen anatomik oluşum olan insiziv kanalın görüntüsü referans noktası olarak kullanıldı. Sagittal rekonstruksiyon görüntülerinde insiziv ve kanin bölgelerinde referans nokta/noktalar olarak sabit olan burun tabanı görüntüsü kullanıldı. Premolar bölgelerinde ise sinüs tabanın görüntüsü referans olarak alındı.

Transvers görüntülerde elde edilen soket kesit sayısı kök boyuna göre değişiklik gösterdiği için her sokette koronal, orta ve apikal kesitlerde ölçüm yapıldı. Ölçülen alan soket duvarına değmeyecek şekilde standart olarak 2 veya 3 mm çapında daire olarak çizildi ve alan içindeki HU değeri kaydedildi. Sagittal rekonstruksiyon yapıldığında her soket için farklı sayıda 1mm kalınlığında kesit elde edildi. Bunlar arasında her soket için soket görüntüsü en net olan 2 adet kesit seçildi. Yine duvarlara değmeyecek şekilde, soket içinde soket boyutlarına göre değişen dikdörtgen alanı çizildi ve bu alandaki HU değeri kaydedildi. . Bu şekilde toplam 129 adet transvers ve 105 adet sagittal ölçüm yapıldı. Soket duvarlarına değmemesine aşırı özen gösterilmesinin nedeni; soket duvarını oluşturan kompakt kemiğin deney sahamızdaki HU değerlerini etkileyebileceği olasılığı idi.

Araştırmamızda 10. günde ve 4 ay sonra transvers ve sagittal kesitlerde 4 grupta da HU değerlerin ortalamaları kaydedilerek, bu değerler grup içi ve gruplar arası karşılaştırıldı.

10. gün ölçümlerinde HU değerleri DFDBA grubunda transvers kesitlerde ortalama 160.8 ± 49.07 , sagittal kesitlerde $156.51 \pm 65,60$; HA

grubunda transvers ölçümlerde ortalama 416.92 ± 178.65 , sagittal ölçümlerde ise ortalama 348.49 ± 151.42 bulundu. Greftsiz iki grupta bu değerler membranlı grupta transvers kesitlerde ortalama 35.56 ± 43.51 sagittal kesitlerde ise ortalama 45.68 ± 51.80 idi. Boş olan grupta ise bu değerler transvers kesitlerde ortalama 53.31 ± 70.65 , sagittal kesitlerde ise ortalama 55.30 ± 73.24 olarak saptandı. Greftli gruplardaki ve hem sagittal hem transvers kesitlerdeki HU değerleri; greftsiz gruplarla kıyaslandığında aradaki farklar önemli bulundu. Greftli gruplar karşılaştırıldığında HA grubunda yine hem transvers hem de sagittal kesitlerde HU değerlerinin DFDBA grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulundu. Bu bulgular literatür bilgileriyle uyumlu gözükmemektedir.

HU değerleri; az yoğunundan çok yoğununa doğru -1000 ile $+3000$ değerleri arasında değişir. Burada -1000 değeri havanın değeri iken $+3000$ değeri ise densitesi en yüksek olan metali ifade etmektedir. Bu değerlendirmede suyun değeri 0 HU iken yumuşak dokular için bu değer 0 'a yakın veya negatif bir değer gösterebilmektedir. Kemik için $+100$ HU ile $+1900$ HU değerleri arasında sonuçlar elde edilmiştir (114) .

DFDBA'nın ve HA'in dens bir yapıda oldukları göz önüne alındığında, greft konulan soketlerde boş bırakılan soketlere göre HU değerinin daha yüksek olması doğal bir sonuç olarak görülmektedir.

Yara iyileşmesi paterni göz önüne alınırsa boş bırakılan soketlerde 10 günde sadece reorganize pıhtı ve yeni granülasyon dokusu gözlenir (6,7,58) . Bunların da HU değerleri düşüktür. HU değerlerinin HA grubunda, DFDBA'ya göre anlamlı derecede yüksek olması iki greft arasındaki yapısal farklar ile açıklanabilir. DFDBA demineralize iken, HA ise mineral yapıdadır ve dolayısıyla daha dens bir özellik gösterir.

10 . günde boş bırakılan ve membranla kapatılan soketlerdeki ölçümlerin farkları istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Her iki grupta da yara iyileşmesinin çok erken dönemleri olduğundan membranların olası bir faydası izlenmez.

4 ay sonrası ölçümlerde bütün gruplarda HU değerlerinin arttığı gözlemlendi. DFDBA grubunda transvers kesitlerde ölçülen ortalama değer

436.18± 158.68 iken, sagittal kesitlerde ortalama 434.10± 161.79 idi. HA grubunda ortalama değerler transvers kesitlerde 708.36, sagittal kesitlerde 642.04± 217.74 olarak kaydedildi. BM grubunda transvers kesitlerde ortalama 358.84, sagittal kesitlerde ortalama 345.32± 146.13'lık bir değer bulundu. Transvers kesitlerde B grubunda ise bu değerler ortalama 417.30±164.50, sagittal kesitlerde 448.87± 262.44 idi. 10. gün ölçümlerine göre grup içi kıyaslamada değerler anlamlı derecede yüksek bulundu. Bütün ölçümlerdeki bu artışlar soketlerde kemik oluşumunun olduğunu göstermektedir.

Çekim soketinin iyileşme süreci birçok çalışmada araştırılmıştır (7,58-60) Yapılan bu histolojik çalışmalarda 4 ay sonra immatür örgü kemiğin yeni matür kemikle yenilendiği gösterilmiştir.

Bizim çalışmada da 4 ay sonra bütün gruplarda HU değerlerinde artış gözlemlendi. Bu artış soket içinde dinamik değişikliklerin ve biyolojik aktivitenin göstergesi olarak kabul edilebilir. İntervertebral lumbar greftleme yapılan bir çalışmada greftlenmiş alanlar Bilgisayar tomografisi HU değerleri ölçülerek takip edilmiştir. Alınan sonuçlara göre greft bölgesinde bizim çalışmaya benzer şekilde densite artışı gözlenmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre BT'yi biyolojik aktiviteyi ve kemik mineral içeriğinin artışını kanıtlayan bir yöntem olabileceği ileri sürülmüştür (120) .

Norton ve Gamble, Bilgisayarlı tomografi kesitlerindeki HU ölçüm değerlerine dayanan objektif bir kemik kalitesi skalası önermişlerdir. Bu skalaya göre 1200-1900 HU arası tip 1, 700-1200 HU arası tip 2, 350-700 HU arası tip 3, 100-350 HU arası tip 4 kemik olarak sınıflandırılmıştır (39) .

Bizim çalışmamızdaki elde ettiğimiz bulgulara göre 4'üncü ayda HA grubundaki yoğunluk tip 2 kemiğe denk gelirken, diğer gruplardaki yoğunluklar tip 3 kemiği işaret etmektedir.

Çalışmamızda Norton ve Gamble'nin bu skorları göz önüne alınırsa 4 ay sonra kemik yoğunluğu en fazla HA grubunda bulunmuştur. HA grubunda hem transvers hem de sagittal kesitlerde HU değerleri diğer gruplara göre anlamlı derecede yüksek iken diğer gruplar arasında anlamlı bir fark gözlenmedi. Birçok çalışmada hidroksiapatitin biyoyumlu olduğunu ve

kemikte iyi entegrasyon sağladığı gösterilmiştir. HA'in üstünlüğü kemiğe yapısal olarak benzerliğinden kaynaklandığı düşünülür. Partikül veya kompakt formunda uygulanan HA hızlı bir şekilde kemik içine entegre olur ve daha sonra rezorbe olması beklenmez. Bizim çalışmada kullanılan hidroksiapatit grefti nanopartikül boyutlarında kristallerin su süspansiyonudur. Yapılan çalışmalarda histolojik incelemelerde kemik dokusu ile temasta olan HA 'in rezorbe olmadığı ve yeni oluşan kemiğe entegre olduğu gösterilmiştir (131) . Bu durum bu grupta en yüksek değeri bulmamızı açıklayabilir, yani yeni oluşan kemik halen rezorbe olmayan greft partiküllerini içerebilir.

4 ay sonrası ölçümlerde HA grubu dışında boş bırakılan, tek membranla kapatılan veya DFDBA ile doldurulup membranla kapatılan gruplar arasında önemli bir fark gözlenmedi.

DFDBA greftin osteoindüktif etkisi literatürde tartışmalıdır. Kret korunma prosedürlerinde kullanılan DFDBA etkisini inceleyen çalışmalarda çelişkili sonuçlar rapor edilmiştir. Froum ve diğ., Smukler ve diğ. yaptıkları çalışmalarda DFDBA partiküllerinin rezorbe olup tamamen yeni vital kemiğe yer verdiğini gözlerken (91,92), Becker ve diğ. yaptıkları incelemelerde DFDBA partiküllerinin fibröz doku içinde enkapsüle kaldıkları ve osteoblastik aktivite gözlenmediğini tespit etmişlerdir (81,132) . Bizim çalışmanın sonuçları bu çalışmaları destekler niteliktedir. Yani DFDBA'nın mineralizasyon üzerine herhangi bir ek katkı sağlamadığını gösterir.

YDR'da periodontal defektlerinde membran kullanımı ile epitel migrasyonun engellendiği ve periodontal rejenerasyonun sağlandığı bilinmektedir.

Lekovic ve diğ., yaptıkları 2 ayrı çalışmada membranla kapatılan ve normal iyileşmeye bırakılan soketleri klinik olarak incelemişlerdir. Altıncı ay reentry'lerde yapılan ölçümlerde her iki soket grubunda da vertikal ve horizontal rezorbsyon izlenmiş, fakat koruma işlemi yapılmamış soketlerde 2,5-3 kat daha fazla rezorbsyon gözlenmiştir. Bu çalışmaların sonuçlarına göre çekim soketlerinde membran kullanımı önemli ölçüde kemik rezorbsyonunu azaltmaktadır (66,67) Literatür taramasında membran kullanımının yeni oluşan kemiğin kalitesine olan etkisini inceleyen çalışmaya

rastlanılmadı. Bizim çalışmamızda membran kullanımının 4 ay'da ölçülen HU değerlerinin üzerinde herhangi bir ek katkısı gözlenmedi.

Çene augmentasyonu tekniğinde kullanılan otojen blok greftlerde meydana gelen rezorbsyon hem hacimsel hem de mineral kaybı ile karakterizedir. Yapılan çalışmalarda bu azalma BT taramalarda tespit edilmiştir (124,133,134) Mineralizasyon kaybının miktarı kullanılan greft materyali ile değişiklik gösterebilir. Otojen greftlerde en çok rezorbsyona uğrayan greft iliak grefti iken, hiç rezorbsyon göstermeyen kalvaria split greftleri bulunmuştur. Glickman ve diğ., yaptıkları bir çalışmada çekim soketlerine immediat olarak implantlar yerleştirmişler (125) ve soket duvarıyla implant arasında kalan boşluklara sentetik aloplast veya DFDBA ile doldurulmuşlardır. Geç dönemde arada oluşan yeni doku histolojik ve BT ile radyolojik olarak incelemişlerdir. Neticede BT'nin doku densitesi ve makroyapısının incelenmesi için uygun bir yöntem olduğunu ve immediat implant uygulamalarında implant çevresindeki soketin aloplast greftlerle doldurulmasının başarılı sonuçlar verdiğini rapor etmişlerdir.

Kemik defektlerinin iyileşmesinin farklı bireysel faktörlerden etkilendiği bilinmektedir. Bizim çalışmamızda ölçülen densite değerlerinin yaş, cinsiyet, çene tarafı gibi faktörlerden etkilenmediği gözlemlendi. Bu çalışmamıza katılan bireylerin sayısının kısıtlı olmasından kaynaklanmış olabilir.

Ayrıca çalışmamızda hem 10. gün hem de 4 ay sonraki ölçümlerde transvers kesitlerde apikal- koronal HU değerleri kıyaslandı ve arada bir fark olmadığı gözlemlendi. 10. günde greftli gruplarda henüz bir osteoindüksiyon veya osteokondüksiyon beklenmez. Bu nedenle bu gruplarda apikal ve koronal değerler arasında bir farkın bulunmaması doğaldır. Aynı şekilde gerek insan gerekse hayvan çalışmalarıda 10. günde boş sokette sadece granülasyon dokusunun bağ dokusu ile yenilenmesi izlenmiştir (9,10,12,13). Bu nedenle boş soketlerde de bir farkın olmaması olağan gözükmektedir. Yapılan çalışmalarda, soket boşluğunda, kemik oluşumunun öncelikle apikal bölgeden başladığı gösterilmiştir (6,59) . Dört ay sonrası ölçümlerde apikal ve koronalda bir fark izlenmemesi kemik matürasyonunun tamamlandığını düşündürülebilir.

Çalışmamızın bulgularına göre, diş çekiminden 4 ay sonra bütün soketlerde kemik oluşumu gözlenirken, sadece HA grubunda daha fazla yoğunluk izlendi, bu da kemik kalitesini yapılan sınıflandırmalara göre bir üst dereceye taşımaktadır. Membranın veya DFDBA'nın ekstra bir yararı gözlenmedi.

Bilgisayarlı Tomografide HU ölçümü nümerik değerler veren, objektif ve non-invaziv bir yöntem olarak saptandı. Her ne kadar bazı araştırmalara göre kemik matürasyonu çekimden 4 ay sonra tamamlansa da, 180 güne kadar remodelasyonun devam ettiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (5) .

Çalışmamızın sonuçları ve literatür bilgileri göz önüne alındığında, daha fazla denekle ve daha uzun bir süreçte çalışmalara ihtiyaç olduğu kanısına varılmıştır.

SONUÇLAR

Çalışmamızda; üst çenede insiziv, kanin ve premolar dişlerin çekiminden sonra boş bırakılan, boş bırakılıp membranla kapatılan ve DFDBA veya HA greft materyalleri ile doldurulup membranla kapatılan soketlerin iyileşmesi ve yeni oluşmuş dokulardaki BT Hounsfield Unit değerleri 10'uncu günde ve 4 ay sonra hem transvers hem de sagittal kesitlerde ölçüldü ve bulunan değerler grup içi ve gruplar arası karşılaştırıldı. Elde edilen bulgular değerlendirildiğinde;

- 1) 10. günde ölçülen HU değerleri karşılaştırıldığında HA grubu değerleri diğer gruplardaki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu. DFDBA grubunda elde edilen sonuçlar ise boş bırakılıp membranla kapatılan soket grubu ve boş bırakılan soket grubunun sonuçlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek idi.
- 2) 10. günde boş bırakılıp membranla kapatılan ve boş bırakılan soket gruplar arasında önemli bir fark bulunmadı;
- 3) 4 ay sonraki ölçümlerde bütün gruplarda, tüm kesitlerde HU değerlerinin 10. güne göre anlamlı derecede yüksek olduğu saptandı;
- 4) 4 ay sonra gruplar arası karşılaştırmalarda sadece HA grubundan elde edilen değerlerin diğer gruplara göre anlamlı derecede yüksek olduğu görüldü;
- 5) Gerek 10. günde gerekse 4 ay sonraki kesitlerdeki HU değerleri ile yaş, cinsiyet, çene tarafı gibi parametreler arasında anlamlı bir ilişki bulunmadı;
- 6) Tüm gruplarda apikal ve koronal kesitler kıyaslandığında, 10. günde veya 4 ay sonrasında anlamlı bir fark bulunmadı;
- 7) Çalışmanın bulgularına göre en iyi neticeyi hidroksiapatitin verdiği ve membranın ekstra bir yarar sağlamadığı gözlemlendi.

- 8) Çalışmanın sonuçları ve literatür bilgileri göz önüne alındığında Bilgisayarlı Tomografi HU ölçümleri kemik kalitesinin değerlendirilmesinde objektif ve pratik bir teknik olarak kabul edilebilir kanısına varıldı.

KAYNAKLAR

1. Greenstein, G., Greenstein, B.,Cavallaro, J. (2007) Prerequisite for treatment planning implant dentistry: periodontal prognostication of compromised teeth. *Compend Contin Educ Dent*, 28 (8), 436-446; quiz 447, 470.
2. .Nemcovsky, C.E.,Serfaty, V. (1996) Alveolar ridge preservation following extraction of maxillary anterior teeth. Report on 23 consecutive cases. *J Periodontol*, 67 (4), 390-395.
3. Wang, H.L., Kiyonobu, K.,Neiva, R.F. (2004) Socket augmentation: rationale and technique. *Implant Dent*, 13 (4), 286-296.
4. Clafin, R.S. (1936) Healing of disturbed and undisturbed extraction wounds. *Journal of American Dental Association* 23, 945– 959.
5. Cardaropoli, G., Araujo, M., Hayacibara, R., Sukekava, F.,Lindhe, J. (2005) Healing of extraction sockets and surgically produced - augmented and non-augmented - defects in the alveolar ridge. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol*, 32 (5), 435-440.
6. Amler, M.H., Johnson, P.L.,Salman, I. (1960) Histological and histochemical investigation of human alveolar socket healing in undisturbed extraction wounds. *J Am Dent Assoc*, 61, 32-44.
7. Araujo, M.G.,Lindhe, J. (2005) Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol*, 32 (2), 212-218.
8. Buser, D., Dula, K., Belser, U., Hirt, H.P.,Berthold, H. (1993) Localized ridge augmentation using guided bone regeneration. 1. Surgical procedure in the maxilla. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 13 (1), 29-45.

9. Aalam, A.A., Nowzari, H. (2007) Mandibular cortical bone grafts part 1: anatomy, healing process, and influencing factors. *Compend Contin Educ Dent*, 28 (4), 206-212; quiz 213.
10. Block, M.S., Finger, I., Lytle, R. (2002) Human mineralized bone in extraction sites before implant placement: preliminary results. *J Am Dent Assoc*, 133 (12), 1631-1638.
11. Sanchez, A.R., Eckert, S.E., Sheridan, P.J., Weaver, A.L. (2005) Influence of platelet-rich plasma added to xenogeneic bone grafts on bone mineral density associated with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20 (4), 526-532.
12. Thaller, S.R., Hoyt, J., Borjeson, K., Dart, A., Tesluk, H. (1993) Reconstruction of calvarial defects with anorganic bovine bone mineral (Bio-Oss) in a rabbit model. *J Craniofac Surg*, 4 (2), 79-84.
13. McAllister, B.S., Haghghat, K. (2007) Bone augmentation techniques. *J Periodontol*, 78 (3), 377-396.
14. Aukhil, I., Simpson, D.M., Suggs, C., Pettersson, E. (1986) In vivo differentiation of progenitor cells of the periodontal ligament. An experimental study using physical barriers. *J Clin Periodontol*, 13 (9), 862-868.
15. Urist, M.R. (1965) Bone: formation by autoinduction. *Science*, 150 (698), 893-899.
16. Callan, D.P., Salkeld, S.L., Scarborough, N. (2000) Histologic analysis of implant sites after grafting with demineralized bone matrix putty and sheets. *Implant Dent*, 9 (1), 36-44.
17. Bodner, L. (1998) Osseous regeneration in the jaws using demineralized allogenic bone implants. *J Craniomaxillofac Surg*, 26 (2), 116-120.

18. Gapski, R., Neiva, R., Oh, T.J., Wang, H.L. (2006) Histologic analyses of human mineralized bone grafting material in sinus elevation procedures: a case series. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 26 (1), 59-69.
19. Munhoz, E.A., Ferreira Junior, O., Yaedu, R.Y., Granjeiro, J.M. (2006) Radiographic assessment of impacted mandibular third molar sockets filled with composite xenogenic bone graft. *Dentomaxillofac Radiol*, 35 (5), 371-375.
20. Rodriguez, A., Anastassov, G.E., Lee, H., Buchbinder, D., Wettan, H. (2003) Maxillary sinus augmentation with deproteinated bovine bone and platelet rich plasma with simultaneous insertion of endosseous implants. *J Oral Maxillofac Surg*, 61 (2), 157-163.
21. Bolouri, A., Haghghat, N., Frederiksen, N. (2001) Evaluation of the effect of immediate grafting of mandibular postextraction sockets with synthetic bone. *Compend Contin Educ Dent*, 22 (11), 955-958, 960, 962 passim; quiz 966.
22. Ashman, A., Lopinto, J. (2000) Placement of implants into ridges grafted with biopant HTR synthetic bone: histological long-term case history reports. *J Oral Implantol*, 26 (4), 276-290.
23. Gross, J. (1995) Ridge preservation using HTR synthetic bone following tooth extraction. *Gen Dent*, 43 (4), 364-367.
24. Canullo, L., Trisi, P., Simion, M. (2006) Vertical ridge augmentation around implants using e-PTFE titanium-reinforced membrane and deproteinized bovine bone mineral (bio-oss): A case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 26 (4), 355-361.
25. Van Steenberghe, D., Johansson, C., Quirynen, M., Molly, L., Albrektsson, T., Naert, I. (2003) Bone augmentation by means of a stiff occlusive titanium barrier. *Clin Oral Implants Res*, 14 (1), 63-71.

26. Simion, M., Trisi, P., Piattelli, A. (1996) GBR with an e-PTFE membrane associated with DFDBA: histologic and histochemical analysis in a human implant retrieved after 4 years of loading. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 16 (4), 338-347.
27. Christgau, M., Bader, N., Schmalz, G., Hiller, K.A., Wenzel, A. (1997) Postoperative exposure of bioresorbable GTR membranes: effect on healing results. *Clin Oral Investig*, 1 (3), 109-118.
28. Christgau, M., Bader, N., Schmalz, G., Hiller, K.A., Wenzel, A. (1998) GTR therapy of intrabony defects using 2 different bioresorbable membranes: 12-month results. *J Clin Periodontol*, 25 (6), 499-509.
29. Zhang, Q., Yao, K., Liu, L., Sun, Y., Xu, L., Shen, X. ve diğerleri. (1999) Evaluation of porous collagen membrane in guided tissue regeneration. *Artif Cells Blood Substit Immobil Biotechnol*, 27 (3), 245-253.
30. Proussaefs, P., Lozada, J. (2003) The use of resorbable collagen membrane in conjunction with autogenous bone graft and inorganic bovine mineral for buccal/labial alveolar ridge augmentation: a pilot study. *J Prosthet Dent*, 90 (6), 530-538.
31. Maeda, Y., Imaishi, K. (2007) Impact of osseointegrated implants on the selection of treatment options in relation to tooth extraction: comparison between 1995 and 2005. *Int J Prosthodont*, 20 (4), 402-404.
32. Jivraj, S., Chee, W. (2006) Rationale for dental implants. *Br Dent J*, 200 (12), 661-665.
33. Shapurian, T., Damoulis, P.D., Reiser, G.M., Griffin, T.J., Rand, W.M. (2006) Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21 (2), 290-297.

34. Valimaki, V.V., Moritz, N., Yrjans, J.J., Dalstra, M., Aro, H.T. (2005) Peripheral quantitative computed tomography in evaluation of bioactive glass incorporation with bone. *Biomaterials*, 26 (33), 6693-6703.
35. Blomqvist, J.E., Alberius, P., Isaksson, S., Linde, A., Obrant, K. (1998) Importance of bone graft quality for implant integration after maxillary sinus reconstruction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 86 (3), 268-274.
36. Ostman, P.O., Hellman, M., Sennerby, L. (2005) Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res*, 7 Suppl 1, S60-69.
37. Todisco, M., Trisi, P. (2005) Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20 (6), 898-904.
38. Ludlow, J.B., Nason, R.H., Jr., Hutchens, L.H., Jr., Moriarty, J. (1995) Radiographic evaluation of alveolar crest obscured by dental implants. *Implant Dent*, 4 (1), 13-18.
39. Norton, M.R., Gamble, C. (2001) Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res*, 12 (1), 79-84.
40. Weiss, P., Layrolle, P., Clergeau, L.P., Enckel, B., Pilet, P., Amouriq, Y. ve diğerleri. (2007) The safety and efficacy of an injectable bone substitute in dental sockets demonstrated in a human clinical trial. *Biomaterials*, 28 (22), 3295-3305.
41. Luczyszyn, S.M., Papalexou, V., Novaes, A.B., Jr., Grisi, M.F., Souza, S.L., Taba, M., Jr. (2005) Acellular dermal matrix and hydroxyapatite in

prevention of ridge deformities after tooth extraction. *Implant Dent*, 14 (2), 176-184.

42. Vance, G.S., Greenwell, H., Miller, R.L., Hill, M., Johnston, H., Scheetz, J.P. (2004) Comparison of an allograft in an experimental putty carrier and a bovine-derived xenograft used in ridge preservation: a clinical and histologic study in humans. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19 (4), 491-497.
43. Suba, Z., Takacs, D., Gyulai-Gaal, S., Kovacs, K. (2004) Facilitation of beta-tricalcium phosphate-induced alveolar bone regeneration by platelet-rich plasma in beagle dogs: a histologic and histomorphometric study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19 (6), 832-838.
44. Carranza FA, N.M. (1996). *Clinical Periodontology* (8th ed.). Philadelphia: W.B.Saunders Company.
45. Armitage, G.C. (2004) Periodontal diagnoses and classification of periodontal diseases. *Periodontol 2000*, 34, 9-21.
46. Burt, B. (2005) Position paper: epidemiology of periodontal diseases. *J Periodontol*, 76 (8), 1406-1419.
47. Genco, R.J. (1992) Host responses in periodontal diseases: current concepts. *J Periodontol*, 63 (4 Suppl), 338-355.
48. Kornman, K.S., Page, R.C., Tonetti, M.S. (1997) The host response to the microbial challenge in periodontitis: assembling the players. *Periodontol 2000*, 14, 33-53.
49. Novak, M.J. (2002). *Classification of diseases and conditions affecting the periodontium*. Philadelphia: W.B.Saunders's Co.

50. Nyman, S., Gottlow, J., Karring, T., Lindhe, J. (1982) The regenerative potential of the periodontal ligament. An experimental study in the monkey. *J Clin Periodontol*, 9 (3), 257-265.
51. Simonpietri, C.J., Novaes, A.B., Jr., Batista, E.L., Jr., Filho, E.J. (2000) Guided tissue regeneration associated with bovine-derived anorganic bone in mandibular class II furcation defects. 6-month results at re-entry. *J Periodontol*, 71 (6), 904-911.
52. Hagel-Bradway, S., Dziak, R. (1989) Regulation of bone cell metabolism. *J Oral Pathol Med*, 18 (6), 344-351.
53. Veis, A. (1993) Mineral-matrix interactions in bone and dentin. *J Bone Miner Res*, 8 Suppl 2, S493-497.
54. Schwartz, Z., Goultchin, J., Dean, D.D., Boyan, B.D. (1997) Mechanisms of alveolar bone destruction in periodontitis. *Periodontol 2000*, 14, 158-172.
55. Swaminathan, R. (2001) Biochemical markers of bone turnover. *Clin Chim Acta*, 313 (1-2), 95-105.
56. Saffar, J.L., Lasfargues, J.J., Cherruau, M. (1997) Alveolar bone and the alveolar process: the socket that is never stable. *Periodontol 2000*, 13, 76-90.
57. Hollinger, J.O., Seyfer, A.E. (1994) Bioactive factors and biosynthetic materials in bone grafting. *Clin Plast Surg*, 21 (3), 415-418.
58. Cardaropoli, G., Araujo, M., Lindhe, J. (2003) Dynamics of bone tissue formation in tooth extraction sites. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*, 30 (9), 809-818.
59. Boyne, P.J. (1966) Osseous repair of the postextraction alveolus in man. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 21 (6), 805-813.

60. Evian, C.I., Rosenberg, E.S., Coslet, J.G., Corn, H. (1982) The osteogenic activity of bone removed from healing extraction sockets in humans. *J Periodontol*, 53 (2), 81-85.
61. Kalk, W., Kayser, A.F., Witter, D.J. (1993) Needs for tooth replacement. *Int Dent J*, 43 (1), 41-49.
62. Devlin, H., Ferguson, M.W. (1991) Alveolar ridge resorption and mandibular atrophy. A review of the role of local and systemic factors. *Br Dent J*, 170 (3), 101-104.
63. Pietrokovski, J., Massler, M. (1967) Alveolar ridge resorption following tooth extraction. *J Prosthet Dent*, 17 (1), 21-27.
64. Schropp, L., Wenzel, A., Kostopoulos, L., Karring, T. (2003) Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 23 (4), 313-323.
65. Yilmaz, S., Efeoglu, E., Kilic, A.R. (1998) Alveolar ridge reconstruction and/or preservation using root form bioglass cones. *J Clin Periodontol*, 25 (10), 832-839.
66. Lekovic, V., Kenney, E.B., Weinlaender, M., Han, T., Klokkevold, P., Nedic, M. ve diğ erleri. (1997) A bone regenerative approach to alveolar ridge maintenance following tooth extraction. Report of 10 cases. *J Periodontol*, 68 (6), 563-570.
67. Lekovic, V., Camargo, P.M., Klokkevold, P.R., Weinlaender, M., Kenney, E.B., Dimitrijevic, B. ve diğ erleri. (1998) Preservation of alveolar bone in extraction sockets using bioabsorbable membranes. *J Periodontol*, 69 (9), 1044-1049.
68. Camargo, P.M., Lekovic, V., Weinlaender, M., Klokkevold, P.R., Kenney, E.B., Dimitrijevic, B. ve diğ erleri. (2000) Influence of bioactive

glass on changes in alveolar process dimensions after exodontia. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 90 (5), 581-586.

69. Iasella, J.M., Greenwell, H., Miller, R.L., Hill, M., Drisko, C., Bohra, A.A. ve diğeri. (2003) Ridge preservation with freeze-dried bone allograft and a collagen membrane compared to extraction alone for implant site development: a clinical and histologic study in humans. *J Periodontol*, 74 (7), 990-999.
70. Dahlin, C., Gottlow, J., Linde, A., Nyman, S. (1990) Healing of maxillary and mandibular bone defects using a membrane technique. An experimental study in monkeys. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*, 24 (1), 13-19.
71. Buser, D., Dula, K., Belser, U.C., Hirt, H.P., Berthold, H. (1995) Localized ridge augmentation using guided bone regeneration. II. Surgical procedure in the mandible. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 15 (1), 10-29.
72. Bunyaratavej, P., Wang, H.L. (2001) Collagen membranes: a review. *J Periodontol*, 72 (2), 215-229.
73. Dahlin, C., Linde, A., Gottlow, J., Nyman, S. (1988) Healing of bone defects by guided tissue regeneration. *Plast Reconstr Surg*, 81 (5), 672-676.
74. Buser, D., Dula, K., Hirt, H.P., Schenk, R.K. (1996) Lateral ridge augmentation using autografts and barrier membranes: a clinical study with 40 partially edentulous patients. *J Oral Maxillofac Surg*, 54 (4), 420-432; discussion 432-423.
75. Mellonig, J.T., Nevins, M. (1995) Guided bone regeneration of bone defects associated with implants: an evidence-based outcome assessment. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 15 (2), 168-185.

76. Hardwick, R., Hayes, B.K., Flynn, C. (1995) Devices for dentoalveolar regeneration: an up-to-date literature review. *J Periodontol*, 66 (6), 495-505.
77. Bartee, B.K. (1995) The use of high-density polytetrafluoroethylene membrane to treat osseous defects: clinical reports. *Implant Dent*, 4 (1), 21-26.
78. Bartee, B.K., Carr, J.A. (1995) Evaluation of a high-density polytetrafluoroethylene (n-PTFE) membrane as a barrier material to facilitate guided bone regeneration in the rat mandible. *J Oral Implantol*, 21 (2), 88-95.
79. Von Arx, T., Hardt, N., Wallkamm, B. (1996) The TIME technique: a new method for localized alveolar ridge augmentation prior to placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11 (3), 387-394.
80. Boyne, P.J. (1996) Animal studies of application of rhBMP-2 in maxillofacial reconstruction. *Bone*, 19 (1 Suppl), 83S-92S.
81. Becker, W., Dahlin, C., Becker, B.E., Lekholm, U., van Steenberghe, D., Higuchi, K. ve diğeri. (1994) The use of e-PTFE barrier membranes for bone promotion around titanium implants placed into extraction sockets: a prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9 (1), 31-40.
82. Augthun, M., Yildirim, M., Spiekermann, H., Biesterfeld, S. (1995) Healing of bone defects in combination with immediate implants using the membrane technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10 (4), 421-428.
83. Zitzmann, N.U., Naef, R., Scharer, P. (1997) Resorbable versus nonresorbable membranes in combination with Bio-Oss for guided bone regeneration. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 12 (6), 844-852.

84. Rasmusson, L., Sennerby, L., Lundgren, D., Nyman, S. (1997) Morphological and dimensional changes after barrier removal in bone formed beyond the skeletal borders at titanium implants. A kinetic study in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res*, 8 (2), 103-116.
85. Nowzari, H., London, R., Slots, J. (1995) The importance of periodontal pathogens in guided periodontal tissue regeneration and guided bone regeneration. *Compend Contin Educ Dent*, 16 (10), 1042, 1044, 1046 passim; quiz 1058.
86. Nowzari, H., Matian, F., Slots, J. (1995) Periodontal pathogens on polytetrafluoroethylene membrane for guided tissue regeneration inhibit healing. *J Clin Periodontol*, 22 (6), 469-474.
87. Nowzari, H., Slots, J. (1995) Microbiologic and clinical study of polytetrafluoroethylene membranes for guided bone regeneration around implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10 (1), 67-73.
88. Hutmacher, D., Hurzeler, M.B., Schliephake, H. (1996) A review of material properties of biodegradable and bioresorbable polymers and devices for GTR and GBR applications. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11 (5), 667-678.
89. Hurzeler, M.B., Kohal, R.J., Naghshbandi, J., Mota, L.F., Conradt, J., Hutmacher, D. ve diğerleri. (1998) Evaluation of a new bioresorbable barrier to facilitate guided bone regeneration around exposed implant threads. An experimental study in the monkey. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 27 (4), 315-320.
90. Owens, K.W., Yukna, R.A. (2001) Collagen membrane resorption in dogs: a comparative study. *Implant Dent*, 10 (1), 49-58.
91. Zhao, S., Pinholt, E.M., Madsen, J.E., Donath, K. (2000) Histological evaluation of different biodegradable and non-biodegradable

- membranes implanted subcutaneously in rats. *J Craniomaxillofac Surg*, 28 (2), 116-122.
92. Marinello, C.P., Berglundh, T., Ericsson, I., Klinge, B., Glantz, P.O., Lindhe, J. (1995) Resolution of ligature-induced peri-implantitis lesions in the dog. *J Clin Periodontol*, 22 (6), 475-479.
93. Colangelo, P., Piattelli, A., Barrucci, S., Trisi, P., Formisano, G., Caiazza, S. (1993) Bone regeneration guided by resorbable collagen membranes in rabbits: a pilot study. *Implant Dent*, 2 (2), 101-105.
94. Busenlechner, D., Kantor, M., Tangl, S., Tepper, G., Zechner, W., Haas, R. ve diğeri. (2005) Alveolar ridge augmentation with a prototype trilayer membrane and various bone grafts: a histomorphometric study in baboons. *Clin Oral Implants Res*, 16 (2), 220-227.
95. Hurzeler, M.B., Quinones, C.R., Schupbach, P. (1997) Guided bone regeneration around dental implants in the atrophic alveolar ridge using a bioresorbable barrier. An experimental study in the monkey. *Clin Oral Implants Res*, 8 (4), 323-331.
96. Buser, D., Dula, K., Hess, D., Hirt, H.P., Belser, U.C. (1999) Localized ridge augmentation with autografts and barrier membranes. *Periodontol 2000*, 19, 151-163.
97. Tolman, D.E. (1995) Reconstructive procedures with endosseous implants in grafted bone: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10 (3), 275-294.
98. Lundgren, S., Moy, P., Johansson, C., Nilsson, H. (1996) Augmentation of the maxillary sinus floor with particulated mandible: a histologic and histomorphometric study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11 (6), 760-766.

99. Palmer, P., Palmer, R. (1999) Dental implants. 8. Implant surgery to overcome anatomical difficulties. *Br Dent J*, 187 (10), 532-540.
100. Hauschka, P.V., Mavrakos, A.E., Iafrafi, M.D., Doleman, S.E., Klagsbrun, M. (1986) Growth factors in bone matrix. Isolation of multiple types by affinity chromatography on heparin-Sepharose. *J Biol Chem*, 261 (27), 12665-12674.
101. Sampath, T.K., Muthukumaran, N., Reddi, A.H. (1987) Isolation of osteogenin, an extracellular matrix-associated, bone-inductive protein, by heparin affinity chromatography. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 84 (20), 7109-7113.
102. Shigeyama, Y., D'Errico, J.A., Stone, R., Somerman, M.J. (1995) Commercially-prepared allograft material has biological activity in vitro. *J Periodontol*, 66 (6), 478-487.
103. Urist, M.R., Huo, Y.K., Brownell, A.G., Hohl, W.M., Buyske, J., Lietze, A. ve diğerleri. (1984) Purification of bovine bone morphogenetic protein by hydroxyapatite chromatography. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 81 (2), 371-375.
104. Valentini, P., Abensur, D. (1997) Maxillary sinus floor elevation for implant placement with demineralized freeze-dried bone and bovine bone (Bio-Oss): a clinical study of 20 patients. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 17 (3), 232-241.
105. Whittaker, J.M., James, R.A., Lozada, J., Cordova, C., GaRey, D.J. (1989) Histological response and clinical evaluation of heterograft and allograft materials in the elevation of the maxillary sinus for the preparation of endosteal dental implant sites. Simultaneous sinus elevation and root form implantation: an eight-month autopsy report. *J Oral Implantol*, 15 (2), 141-144.

106. Wallace, S.S., Froum, S.J., Tarnow, D.P. (1996) Histologic evaluation of a sinus elevation procedure: a clinical report. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 16 (1), 46-51.
107. McAllister, B.S., Margolin, M.D., Cogan, A.G., Buck, D., Hollinger, J.O., Lynch, S.E. (1999) Eighteen-month radiographic and histologic evaluation of sinus grafting with anorganic bovine bone in the chimpanzee. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14 (3), 361-368.
108. Burchardt, H. (1987) Biology of bone transplantation. *Orthop Clin North Am*, 18 (2), 187-196.
109. White, E., Shors, E.C. (1986) Biomaterial aspects of Interpore-200 porous hydroxyapatite. *Dent Clin North Am*, 30 (1), 49-67.
110. Seibert, J.S. (1983) Reconstruction of deformed, partially edentulous ridges, using full thickness onlay grafts. Part I. Technique and wound healing. *Compend Contin Educ Dent*, 4 (5), 437-453.
111. Allen, E.P., Gainza, C.S., Farthing, G.G., Newbold, D.A. (1985) Improved technique for localized ridge augmentation. A report of 21 cases. *J Periodontol*, 56 (4), 195-199.
112. Misch, C. (1999). Bone Density: A Key Determinant for Clinical Success. *Implant Dentistry*. (Second ed.). St.Louis : Mosby, Inc.
113. Trisi, P., Rao, W. (1999) Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res*, 10 (1), 1-7.
114. Friberg, B., Jemt, T., Lekholm, U. (1991) Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6 (2), 142-146.

115. Shahlaie, M., Gantes, B., Schulz, E., Riggs, M., Crigger, M. (2003) Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18 (2), 224-231.
116. Fanuscu, M.I., Chang, T.L. (2004) Three-dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible. *Clin Oral Implants Res*, 15 (2), 213-218.
117. Burkus, J.K., Sandhu, H.S., Gornet, M.F. (2006) Influence of rhBMP-2 on the healing patterns associated with allograft interbody constructs in comparison with autograft. *Spine*, 31 (7), 775-781.
118. Grigoryan, M., Lynch, J.A., Fierlinger, A.L., Guermazi, A., Fan, B., MacLean, D.B. ve diğerleri. (2003) Quantitative and qualitative assessment of closed fracture healing using computed tomography and conventional radiography. *Acad Radiol*, 10 (11), 1267-1273.
119. Epstein, N.E., Silvergleide, R.S., Black, K. (2002) Computed tomography validating bony ingrowth into fibula strut allograft: a criterion for fusion. *Spine J*, 2 (2), 129-133.
120. Spruit, M., Meijers, H., Obradov, M., Anderson, P.G. (2004) CT density measurement of bone graft within an intervertebral lumbar cage: increase of hounsfield units as an indicator for increasing bone mineral content. *J Spinal Disord Tech*, 17 (3), 232-235.
121. Muschler, G.F., Nitto, H., Matsukura, Y., Boehm, C., Valdevit, A., Kambic, H. ve diğerleri. (2003) Spine fusion using cell matrix composites enriched in bone marrow-derived cells. *Clin Orthop Relat Res* (407), 102-118.
122. Muschik, M., Ludwig, R., Halbhubner, S., Bursche, K., Stoll, T. (2001) Beta-tricalcium phosphate as a bone substitute for dorsal spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis: preliminary results of a prospective clinical study. *Eur Spine J*, 10 Suppl 2, S178-184.

123. Lindfors, N.C., Tallroth, K., Aho, A.J. (2002) Bioactive glass as bone-graft substitute for posterior spinal fusion in rabbit. *J Biomed Mater Res*, 63 (2), 237-244.
124. Smolka, W., Eggensperger, N., Carollo, V., Ozdoba, C., Izuka, T. (2006) Changes in the volume and density of calvarial split bone grafts after alveolar ridge augmentation. *Clin Oral Implants Res*, 17 (2), 149-155.
125. Glickman, R.S., Bae, R., Karlis, V. (2001) A model to evaluate bone substitutes for immediate implant placement. *Implant Dent*, 10 (3), 209-215.
126. Buck, B.E., Resnick, L., Shah, S.M., Malinin, T.I. (1990) Human immunodeficiency virus cultured from bone. Implications for transplantation. *Clin Orthop Relat Res* (251), 249-253.
127. Haris, A.G., Szabo, G., Ashman, A., Divinyi, T., Suba, Z., Martonffy, K. (1998) Five-year 224-patient prospective histological study of clinical applications using a synthetic bone alloplast. *Implant Dent*, 7 (4), 287-299.
128. Isaksson, S., Alberius, P., Klinge, B. (1993) Influence of three alloplastic materials on calvarial bone healing. An experimental evaluation of HTR-polymer, lactomer beads, and a carrier gel. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 22 (6), 375-381.
129. Lindquist, L.W., Carlsson, G.E., Jemt, T. (1996) A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res*, 7 (4), 329-336.
130. Trombelli, L., Farina, R., Marzola, A., Bozzi, L., Liljenberg, B., Lindhe, J. (2008) Modeling and remodeling of human extraction sockets. *J Clin Periodontol*, 35 (7), 630-639.

131. Huber, F.X., Berger, I., McArthur, N., Huber, C., Kock, H.P., Hillmeier, J. ve diğerleri. (2008) Evaluation of a novel nanocrystalline hydroxyapatite paste and a solid hydroxyapatite ceramic for the treatment of critical size bone defects (CSD) in rabbits. *J Mater Sci Mater Med*, 19 (1), 33-38.
132. Becker, W., Urist, M.R., Tucker, L.M., Becker, B.E.,Ochsenbein, C. (1995) Human demineralized freeze-dried bone: inadequate induced bone formation in athymic mice. A preliminary report. *J Periodontol*, 66 (9), 822-828.
133. Swart, J.G.,Allard, R.H. (1985) Subperiosteal onlay augmentation of the mandible: a clinical and radiographic survey. *J Oral Maxillofac Surg*, 43 (3), 183-187.
134. Adell, R., Lekholm, U., Grondahl, K., Branemark, P.I., Lindstrom, J.,Jacobsson, M. (1990) Reconstruction of severely resorbed edentulous maxillae using osseointegrated fixtures in immediate autogenous bone grafts. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5 (3), 233-246.