



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SİNÜS TABANI AUGMENTASYONUNDA, POLİETİLEN
GLİKOL HİDROJEL MEMBRAN KULLANIMI VE KOLLAJEN
MEMBRANLA KIYASLANMASI**

FERİT BAYRAM
DOKTORA TEZİ

AĞIZ DİŞ ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
PROF. DR. YAŞAR ÖZKAN

İSTANBUL-2015

TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Programın seviyesi : Doktora
Anabilim Dalı : Ağız,Diş ve Çene Cerrahisi
Tez Sahibi : Ferit BAYRAM
Tez Başlığı : Sinüs Tabanı Augmentasyonunda, Polietilen Glikol Hidrojel Membran
Kullanımı ve Kollajen Membranla Kıyaslanması
Sınav Yeri : Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi
Sınav Tarihi : 12.05.2015

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)

Prof.Dr.Yaşar ÖZKAN

Kurumu

Marmara Üniversitesi

İmza

Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)

Prof. Dr. Yaşar ÖZKAN (Danışman)

Marmara Üniversitesi

Prof. Dr. Kamil GÖKER

Marmara Üniversitesi

Prof.Dr.Bahar GÜRSOY

Marmara Üniversitesi

Prof. Dr. Mehmet YALTIRIK

İstanbul Üniversitesi

Doç.Dr.Sırmahan ÇAKARER

İstanbul Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 20./05/2015 tarih ve 11 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

F. Arıcıoğlu.
Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

-Sınav evrakları 3 iş günü içinde ıslak imzalı tek kopya halinde Enstitüye teslim edilmelidir.

-Bu form bilgisayar ortamında doldurulacaktır.

I. BEYAN

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

Ferit Bayram

II. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince diş hekimliği mesleğine yaklaşımıyla bana örnek olan, bilgisini ve deneyimlerini her zaman cömertçe benimle paylaşan, tezimin hazırlanmasında bana yol gösteren danışmanım Prof. Dr. Yaşar Özkan başta olmak üzere, bu tezin oluşum aşamasında ve doktora eğitimim sırasındaki katkılarından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Kamil Göker'e,

Histopatolojik incelemeleri gerçekleştiren Trakya Üniversitesi Patoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Ufuk Usta'ya,

Her koşulda yanımda olup, tüm eğitim hayatım boyunca bana destek olan aileme teşekkürlerimle.

III. İÇİNDEKİLER

I. BEYAN	i
II. TEŞEKKÜR	ii
III. İÇİNDEKİLER.....	iii
IV. KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	vi
V. ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
VI. RESİMLER LİSTESİ	viii
VII. TABLOLAR LİSTESİ.....	x
VIII. EKLER LİSTESİ.....	xi
1. ÖZET.....	1
2. SUMMARY	1
3. GİRİŞ VE AMAÇ	4
4. GENEL BİLGİLER.....	7
4.1. Tarihçe.....	7
4.2. Maksiller Sinüsün Gelişimi.....	8
4.3. Maksiller Sinüsün Anatomisi	10
4.3.1. Ön duvar	10
4.3.2. Üst duvar.....	11
4.3.3. Arka duvar	11
4.3.4. Medial duvar	11
4.3.5. Lateral duvar	12
4.3.6. Alt duvar	12
4.3.7. Maksiller sinüsün innervasyonu ve beslenmesi.....	13
4.4. Sinüs Tabanı Augmentasyonunun Endikasyon ve Kontraendikasyonları	16
4.5. Kemik.....	17
4.5.1. Kemik hücreleri	18
4.5.2. Matriks	19
4.5.3. Kemik metabolizması	20
4.5.4. Makroskobik yapı	21

4.5.5. Mikroskopik yapı.....	22
4.5.6. Histogenez	22
4.5.7. Kemik büyümesi ve yeniden modellenme.....	23
4.5.8. Kırık iyileşmesi.....	24
4.6. Greft Materyalleri	24
4.6.1. Kemik rejenerasyonunun mekanizması.....	25
4.6.2. Kemik greft materyalleri ile kemik oluşumu.....	25
4.6.2.1. Birleşme.....	25
4.6.2.2. Yer değiştirme	26
4.6.2.3. Şekillenme	26
4.6.2.4. Bölgesel Hızlanma Fenomeni (BHF)	26
4.6.3. Greft Tipleri	27
4.6.3.1. Otojen kemik	27
4.6.3.2. Allogreftler	28
4.6.3.3. Alloplastlar	29
4.6.3.3.1. Hidroksiapatitler	29
4.6.3.3.2. Beta trikalsiyum fosfat.....	29
4.6.3.3.3. Biyoaktif cam	30
4.6.3.4. Ksenogreftler	31
4.7. Bariyer Membranlar	34
4.7.1. Kollajen Membran (Bio-Gide®, Geistlich Pharma, Wolhusen, İsviçre)	35
4.7.2. Polietilen Glikol Hidrojel Membran.....	36
4.8. Sinüs Tabanı Augmentasyonunda Eş Zamanlı veya Geç Dönem Dental İmplant Yerleştirilmesi.....	37
5. GEREÇ VE YÖNTEM.....	39
5.1. Cerrahi Prosedür	40
5.1.1. PEG-membranın hazırlanması.....	41
5.2. RFA Ölçümlerinin Gerçekleştirilmesi.....	50
5.3. Histolojik Değerlendirme.....	51
5.4. İstatiksel Analiz.....	51

6. BULGULAR.....	52
7. TARTIŞMA	73
8. SONUÇ.....	82
9. KAYNAKLAR	83
10. EKLER.....	106
11. ÖZGEÇMİŞ.....	123

IV. KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

PEG-Membran:	Polietilen glikol hidrojel membran
YDR:	Yönlendirilmiş doku rejenerasyonu

V. ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil 1:** Cawood ve Howell'e gore maksiller alveolar kemiğin sınıflandırılması..... 15
- Şekil 2:** Posterior maksiller alveoler kret rezorpsiyonunun sınıflaması 16

VI. RESİMLER LİSTESİ

Resim 1: Kafanın frontal kesiti, maksiller sinüsü göstermektedir.....	10
Resim 2: PEG A ve PEG B komponentleri	42
Resim 3: Moleküler bağların oluşumu	42
Resim 4: Asit oluşturmadan su molekülleri ile rezorpsiyon.....	43
Resim 5: Şırıngaların ucundan kapakların çıkarılması.....	43
Resim 6: Şırıngaların bağlantısı	44
Resim 7: Şırıngalar ve şırınga tutucular sıkıca birleştirilmeli	44
Resim 8: Karıştırma işlemi için şırıngalar 15 kere ileri geri hareket ettirilmeli	45
Resim 9: Bağlantının ayrılması	46
Resim 10: Uygulama ucunun takılması.....	46
Resim 11: Kullanıma hazır PEG-membran	47
Resim 12: Defektin etrafına daire şeklinde uygulanması.....	48
Resim 13: Defektin ortasına paralel çizgiler şeklinde uygulama	49
Resim 14: Yeni uygulanmış PEG-membran	49
Resim 15: Gerekliyse, PEG-membranın sınırları, keskin bir bistüriyle düzeltilebilir.	50
Resim 16: Histolojik kesitte lameller kemik dokusu, kemik dokuyla birlikte bağ dokusu da görülüyor. Bağ dokusunun kenarına dizilmiş osteoblast hücrelerinin varlığından, kemik yapımının devam ettiği anlaşılıyor. Test grubu.....	53
Resim 17: Bağ dokusu hücreleriyle birlikte, bir miktar kronik enflamatuvar bağ dokusu hücreleri içeriyor. Kemik trabeküllerinin etrafında bağ dokusu, ve bir miktar kemik yapımında eşlik ediyor. Test Grubu	54
Resim 18: Histolojik kesitte silyali epitel görünüyor. Bu da histolojik kesit alırken sinus mukozasının perfore olduğunu gösteriyor. Hafif derecede enflamasyonlu, tüm doku boyunca kemik iliği mesafesinde bağ dokusu var, osteoblastik aktivite belirgin. Test Grubu.....	55

- Resim 19:** Yağ dokusuyla içiçe enflamasyon hücreleri izleniyor. Küçük bir yağ dokusu alanıyla birlikte greft sahaları mevcut. Test Grubu 55
- Resim 20:** Histolojik kesitte hiç bağ dokusu görünmüyor. Kontrol Grubu..... 56
- Resim 21:** Greft sahası, arada kemik iliği mesafesinde bağ dokusu hücreleri gelişmiş, rezorbe greft materyalleri var. 2mm'lik bir alanda bağ dokusu hiç izlenmiyor, onun dışında kalan..... 56
- Resim 22:** Histolojik kesitte greft ve içini dolduran bağ dokusu izleniyor. Kontrol Grubu 57
- Resim 23:** Test grubu, histolojik kesitte greft ve kemik dokusu, medullar alanda hafif bir bağ dokusu artışı var. Kontrol Grubu 57

VII. TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1:	Ortalama kret yükseklikleri (test ve kontrol grubu).....	53
Tablo 2:	İmplantların diş numaralarına göre dağılımı.....	58
Tablo 3:	Kontrol ve çalışma grubundaki tüm doku örneklerinin histomorfometrik değerlendirme kriterlerine göre dağılımı.....	58
Tablo 4:	Kontrol ve çalışma grubundaki VAS skorlarının karşılaştırılması	59
Tablo 5:	ISQ değerlerinin ölçüm zamanları ile ilişkisi.....	59
Tablo 6:	Kontrol ve çalışma grubundaki Rezidüel Kret Yüksekliklerinin histomorfometrik değerlendirme kriterleri ile ilişkisi	60
Tablo 7:	Kontrol ve çalışma grubundaki Rezidüel Kret Yüksekliklerinin ISQ kontrol zamanları ile ilişkisi	61
Tablo 8:	Kontrol ve çalışma grubundaki ISQ Kontrol Zamanlarının histomorfometrik değerlendirme kriterleri ile ilişkisi	61
Tablo 9:	Kontrol ve çalışma grubundaki implant çapı ve boyunun ISQ kontrol zamanları ile ilişkisi	63
Tablo 10:	Kontrol ve çalışma grubundaki bekleme süresinin histomorfometrik değerlendirme kriterleri ile ilişkisi	64
Tablo 11:	Rezidüel kret yüksekliklerinin histomorfometrik değerlendirme kriterleri ile ilişkisi	65
Tablo 12:	Rezidüel kret yüksekliklerinin ISQ kontrol zamanları ile ilişkisi.....	66
Tablo 13:	ISQ Kontrol Zamanlarının histomorfometrik değerlendirme kriterleri ile ilişkisi	67
Tablo 14:	İmplant çapı ve boyunun ISQ kontrol zamanları ile ilişkisi.....	69
Tablo 15:	Bekleme süresinin histomorfometrik değerlendirme kriterleri ile ilişkisi	71

VIII. EKLER LİSTESİ

Ek 1: Etik kurul onay	106
Ek 2: Onam formu	108
Ek 3: Hasta takip formu.....	111
Ek 4: Komplikasyon izlem formu	118
Ek 5: Cerrahi kontrol listesi.....	119

Sinüs Tabanı Augmentasyonunda, Polietilen Glikol Hidrojel Membran Kullanımı Ve Kollajen Membranla Kıyaslanması

Öğrencinin Adı: Ferit Bayram

Danışmanı: Prof. Dr. Yaşar Özkan

Anabilim Dalı: Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

1. ÖZET

Alveolar kemik defektlerinin tedavisi için uygulanan yönlendirilmiş doku rejenerasyonu (YDR) işlemlerinde, epitelin migrasyonunu engellemek için bariyer membran kullanımı gerekmektedir. Bu çalışmanın amacı, sinüs tabanı augmentasyonu operasyonunda, aynı kemik doldurucu materyal kullanıldığında, polietilen glikol (PEG) hidrojel membranın, standard kollajen membranla klinik, histolojik ve radyolojik olarak karşılaştırılmasıdır. Çalışmamızda, araştırmaya dahil olma kriterine uygun 14 hastaya 20 sinüs tabanı augmentasyonu operasyonu planlandı. 10 çalışma ve 10 kontrol grubu olmak üzere 20 operasyon yapıldı. Operasyon sırasında tüm hastalara kemik doldurucu materyal olarak inorganik sığır grefti, koruyucu membran olarak kontrol grubu hastalarına kollajen membran, test grubu hastalarına ise PEG-membran uygulandı. Test ve kontrol grubu hastalarına en az 6 ay sonra dental implantlar yerleştirildi. Dental implantlar yerleştirilirken implant yuvalarından alınan materyaller, histopatolojik olarak incelendi.

Yapılan histolojik incelemelerde elde ettiğimiz sonuçlara göre, çalışma ve kontrol grupları kıyaslandığında yumuşak doku/sert doku oranı arasında ve farklı zamanlarda yapılan RFA ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı. Çalışma ve kontrol grubundaki hiç bir hastada membran açığa çıkmadı. Farklı zamanlarda yapılan VAS skorları analizlerinde de anlamlı bir fark bulunamadı.

Çalışmanın sonucunda PEG-membranın, sinüs tabanı augmentasyonu işlemlerinde kollajen membrana alternatif olarak tercih edilebilecek bir bariyer membran olduğu bulundu.

Anahtar Kelimeler: Sinüs tabanı augmentasyonu, polietilen glikol hidrojel membran, inorganik sığır grefti, kollajen membran

Influence of a Biodegradable Synthetic Hydrogel Used as a Guided Bone Regeneration Membrane in Sinus Floor Augmentation

Students name: Ferit Bayram

Supervisor: Prof. Dr. Yaşar Özkan

Department: Department of Oral and Maxillofacial Surgery

2. SUMMARY

A barrier membrane should use to prevent particularly the epithelial migration during guided tissue regeneration. The purpose of this study is to compare clinical, histological and radiological aspects of polyethylene glycol hydrogel membrane and standard collagen membrane in sinus floor augmentation operations when the same bone filling material used. In our study, 20 sinus floor augmentation surgeries performed on 14 patients according to criteria to be included in the study. 20 operations were divided into two groups: 10 study and 10 control group. During the operations, anorganic bovine graft were used to all patients as bone filling material. As protective membrane, collagen membrane was used for control group patients, as well as PEG-membrane for the study group. Dental implants were placed in minimum after 6 months. During dental implant surgeries samples were collected from implant spaces, and then were analyzed histopathologically.

According to the results obtained in the histological examination, study and control groups compared to soft tissue/hard tissue ratio, RFA measurements and VAS scores made at different times were no statistically significant difference between groups. During the healing period there was no membrane exposure in both groups.

As a result of the study, it was found that PEG-membrane can be an alternative to the collagen membrane, as a barrier in sinus floor augmentation procedures.

Keywords: Sinus floor augmentation, poliethylen glycol hydrogel membrane, anorganic bovine bone, collagen membran

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Modern dişhekimliğinin amacı, çiğneme sistemiyle ilgili sorunları oluşmadan önlemeye çalışmak, oluşan problemleri de kanıta dayalı tedavilerle çözmektir. Diş çürüklerini ortadan kaldırarak ve diş eksikliklerini gidererek hastaların normal yüz biçimlerini, diş ve çene estetiğini, çiğneme rahatlıklarını, konuşma özelliklerini ve ağız sağlıklarını tekrar kazandırmaktır. Önceden yapılmış ve hala yapılmaya devam eden araştırmalar, tanısal araçlar, tedavi planlamaları, implant tasarımları, yeni materyaller ve teknikler sayesinde, pek çok çözülmesi zor klinik durumun tedavisinde öngörülebilir başarıya ulaşılabilmektedir (Misch, 2011).

Maksiller posterior bölgenin kısmi ya da tam dişsizliği, dişhekimliğinde sık görülen bir durumdur. Dişsiz maksiller posterior bölgede yetersiz kemiğin olduğu durumlar, dental implantoloji açısından bir çok benzersiz ve ileri cerrahi ihtiyacını beraberinde getirir. Bu durumların tedavisi için en çok uygulanan cerrahi metodlar; kullanılabilir kemik yüksekliğini arttırmak için sinüs greftleri, kemik genişliğini arttırmak için onley greftler ve zayıf kemik yoğunluğuna sahip bölgelere implant yerleştirilebilmesi amacıyla modifiye cerrahi yöntemleri içerir. Son yıllarda, kemiğin azalmış vertikal yüksekliği sorununun çözümü için maksiller sinüsün greftlenmesi popüler ve kabul edilen bir yöntem olmuştur (Block ve Kent, 1993; Froum ve ark., 1998; Hurzeler ve ark., 1997).

Sinüs pnömatizasyonuna bağlı olarak posterior maksillada, implant yerleştirmeden önce sinüs tabanı augmentasyonuna ihtiyaç duyulabilmektedir (Chanavaz, 1990). 1970'lerin ortalarında ilk olarak Tatum'un tarifi ve 1980'de Boyne ve James'in yayınladığı, otojen kemik kullanılarak maksiller sinüs augmentasyonu tekniğinden sonra, sinüs greftleme için bir çok teknik geliştirilmiş ve kullanılmıştır (Boyne ve James, 1980; Tatum, 1986). Otojen kemik birçok klinisyen tarafından altın standard olarak kabul edilmekle birlikte, morbidite ve artan hospitalizasyon maliyetleri, klinisyenleri farklı greft alternatiflerine yönlendirmiştir (Jensen ve Sindet-Pedersen, 1991). Maksiller sinüs tabanı augmentasyonunda dondurulmuş-kurutulmuş demineralize kemik, rezorbe olabilen hidroksiapatit, rezorbe olmayan hidroksiapatit ve ksenogreft gibi farklı kemik grefti materyallerini

değerlendiren çalışmalar mevcuttur (Piattelli ve ark., 1999; Tidwell ve ark., 1992; Wagner, 1991). İnorganik sığır greftinin (Bio-Oss, Geistlich Pharma AG, İsviçre) yüksek biyouyumluluğu ile birlikte osteokondüktif materyal ihtiyacı kriterlerini yeterince karşıladığı birçok çalışmada gösterilmiştir (Wetzel ve ark., 1995). Sinüs tabanı augmentasyonu operasyonlarında kullanılan inorganik sığır greftinin stabil sonuçlar verebildiği, zamanla rezorbe olmadığı, yüksek ölçüde mevcut kemiğe entegrasyon gösterebildiği ve sonuçta vital konak kemikle yer değiştirdiği çalışmalarda gösterilmiştir (Froum ve ark., 1998; Hurzeler ve ark., 1997; McAllister ve ark., 1999).

Yönlendirilmiş doku rejenerasyonu, çenelerdeki küçük boyutlu alveolar kemik defektlerinin tedavisinde 20 yılı aşkın süredir yaygın olarak kullanılan metodlardan biridir (Dahlin ve ark., 1988; Hammerle ve ark., 1992; Linde ve ark., 1993). Bu tedavi konsepti, defekt önünde bariyer oluşturarak, kemikten daha hızlı proliferen olan bağ dokusu ve yumuşak dokuların, boşluk içine büyümelerini engellemeye dayanmaktadır (Gottlow ve ark., 1984; Lang ve ark., 1994). Bağ dokusunu kemik defektinden uzak tutma prensibine dayalı kemik augmentasyonu işlemlerinde, aynı anda implant yerleştirilebilir ya da yerleştirilemeyebilir (Buser ve ark., 1990; Lang ve ark., 1994). Membran kullanımıyla ilgili klinikte birçok problemle karşılaşabilmektedir. Rezorbe olmayan membranlar ekspoz olmaya meyillidir, çıkarılması için ikinci bir operasyon ihtiyacı vardır ve ciddi selüler reaksiyonlara neden olabilir (Aaboe ve ark., 1998; Simion ve ark., 1994). Diğer yandan, rezorbe olabilen membranlar, daha güvenilir bir alternatif gibi görünmekle birlikte, rezorbe olmayan membranlara göre implant kemik rejenerasyonunda marjinal kemik seviyesini korumada daha sınırlı etkiye sahiptir (Zitzmann ve ark., 2001). Bariyerin kollapsını engelleyen, osteokondüktif özellikteki destek materyali ile birlikte rezorbe olabilen membran kullanıldığında, marjinal kemikte artış sağlandığı birçok hayvan ve klinik çalışma göstermiştir (Brunel ve ark., 2001; Hockers ve ark., 1999; Strietzel ve ark., 2006). Mevcut araştırmalara dayanarak, membran kullanımıyla amaçlanan iki parametre vardır: bariyer fonksiyonu ve boşluk koruma.

Farklı sentetik yada doğal polimerlerden üretilen membran materyalleri bulunmaktadır. Günümüzde, bir çok klinik durumda, standart olarak rezorbe olabilen kollajen membranlar kullanılmaktadır (Zitzmann ve ark., 1997).

Mevcut olarak kullanılan tüm membranlar fabrikasyondur, standard büyüklük ve formdadır. Kullanılmadan önce, hastaya uygun şekilde modifiye edilmelidir. Ayrıca mevcut kollajen membranların, doku yüzeyine yapışabilmesi için fiksasyon vidalarına ihtiyaç duyulabilmektedir.

Kollajen membranların kullanımıyla ilgili bu kısıtlamalar, yönlendirilmiş doku rejenerasyonunda membran olarak farklı materyal ihtiyacını ortaya çıkardı. Deneysel çalışmalar, polietilen glikolden yapılan sentetik hidrojel, kemik rejenerasyonu için kullanılabileceğini göstermiştir (Jung ve ark., 2009; Jung ve ark., 2006; Thoma ve ark., 2009; Wechsler ve ark., 2008). Polietilen glikol hidrojel membran (PEG-membran) yüksek oranda biyouyumluluğa sahiptir ve diğer medikal disiplinlerde, sprey şeklinde adhezyon bariyeri olarak kullanılmıştır (Mettler ve ark., 2003). Birçok klinik öncesi ve klinik çalışma, bariyer membran olarak PEG materyalinin limitlerini değerlendirmek için yapılmış ve yayınlanmıştır (Jung ve ark., 2009; Mettler ve ark., 2003; Thoma ve ark., 2009).

PEG-membran, şırıngayla uygulanan, fiksasyona gerek duyulmayan, standart şekilli olmadığı için uygulama kolaylığına sahip sentetik bir membrandır. Bu çalışmanın amacı, sinüs tabanı augmentasyonu operasyonunda, aynı kemik doldurucu materyal kullanıldığında, PEG-membranın, standard kollajen membranla klinik, histolojik ve radyolojik olarak karşılaştırılmasıdır. Bu göçün PEG-membran tarafından engellenmesinin klinisyene sağladığı fayda, PEG-membranın uygulama kolaylığı ve fiksasyon ihtiyacını sinüs tabanı augmentasyonu operasyonlarında ortadan kaldırmasıdır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Tarihçe

Maksiller sinüsün anatomisi ilk olarak 1489'da Leonardo da Vinci tarafından tanımlanmış ve resmedilmiş, daha sonra İngiliz anatomist Nathaniel Highmore tarafından 1651'de yayınlanmıştır. Maksiller sinüs (Highmore'un antrumu) maksiller kemik içinde bulunur, ilk olarak gelişen ve en büyük paranasal sinüstür.

Paranasal sinüslerin sese rezonans vermek, solunan havanın ısıtılması ve nemlendirilmesi, koku mukozasının yüzeyinin arttırılması, travmalarda şok absorpsiyonu, bazı duyu organlarının korunması, burun mukozasının nemlendirilmesi, merkezi sinir sisteminin ısı izolasyonu, kafatasının ağırlığının azaltılması gibi fonksiyonları vardır(Soydan, 1993).

Geçmişte, diş hekimleri ve çene cerrahları, oral kaviteden maksiller sinüse doğru girişim yapmayı her zaman için tehlikeli bulmuşlardır. Dolayısıyla, implant yerleştirilmesi için sinüs tabanı greftlemesinin rutin olarak uygulanması oldukça sıra dışı bir durum olarak kabul edilmiştir. Maksiller sinüste greftleme işlemi, protetik amaçlar için ilk kez 1960'lı yıllarda Boyne tarafından uygulanmıştır (Boyne ve James, 1980). Bu tarihlerde, maksiller sinüs greftlemesi işlemi, çeneler arası en uygun protetik mesafeyi sağlamak için daha sonra yapılması planlanan maksiller posterior kret redüksiyonu öncesi uygulanmıştır. O yıllarda, konvansiyonel protez yapılması planlanan hastaların bir kısmında aşırı kemik dokusu içeren tüber bölgesi, çeneler arası mesafeyi kısaltarak protez yapılmasını imkansız hale getirmekteydi. Mandibulada kemik redüksiyonu yapılması uygun olmadığı için maksiller tüber bölgesinden kemik redüksiyonu yapılması tek çözüm yolu olarak ortaya çıkmaktaydı. Ancak, bu tip hastaların bazılarında geniş, sarkmış sinüsler uygun çeneler arası mesafeyi sağlamak için tüber maksilladan kemik çıkarılmasına engel oluşturuyordu. Bu nedenle, fonksiyonel bir protez yapmak çok zor veya imkansızdı.

Bu durumu düzelterek çeneler arası mesafeyi arttırmak için Caldwell-Luc yaklaşımı ile maksiller antruma giriş sağlanarak, sinüs membranı eleve edilir ve sinüs tabanı otojen partiküler kansellöz kemik ile greftlenirdi. Yaklaşık 3 ay sonra,

greftleme işleminin sağladığı kemik desteği ile birlikte antruma girme tehlikesi olmadan tüber bölgesindeki kemik yumuşak doku ile birlikte redükte edilirdi. Bu girişim birçok hasta için uygun tedavi sağlamıştı.

Kök formundaki titanyum implantların geliştirilmesi ile birlikte yetersiz vertikal kemik yüksekliğine sahip maksiller posterior bölgede implant yerleştirilmesi için kemik augmentasyonu yapmak zorunlu hale gelmiştir. Alveolar krette augmentasyon yapılması bu eksikliği gidermek için kimi zaman yeterli olsa da, çoğu zaman sinüs tabanına da greft yerleştirilmesi zorunlu hale gelmektedir. Tatum bu işlemin klinik uygulamasını sunmuş, fakat sonuçlarını literatürde yayınlamamıştır. Bu zaman aralığında (1974–1979) birden fazla oral ve maksillofasiyal cerrah bu alan üzerinde çalışmış ve implant yerleştirmek için sinüs tabanı yüksekliğini arttırmanın yollarını araştırmışlardır. Boyne ve James dental implantları yerleştirmek için uygulanan sinüs tabanı greftlemesini ilk kez 1980 yılında rapor etmişlerdir (Boyne ve James, 1980). Bu rapordan önce, maksiller posterior alanda implant yapılması planlanan birçok hasta için uygulanması gereken bu işlem üzerinde yapılan araştırmalar günümüzde de yoğun olarak devam etmektedir.

4.2. Maksiller Sinüsün Gelişimi

Maksiller sinüsün ilk boşluğunun oluşması yaklaşık olarak fetüsün gelişiminin 3. ayında ethmoid infundibulumun nazal mukoza içine girinti yapmasıyla başlar. Bu sırada, üst ve orta meatus arasında ethmoid infundibulumun alt yüzeyinde tomurcuk şeklinde bulunur (Takahashi, 1984). Doğum öncesi ikinci bir boşluk oluşumu meydana gelir. Doğum sırasında, sinüsler sıvı ile doludur ve maksiller sinüs maksillanın medial kısmında ince girinti şeklinde süt birinci molar germinin üzerindedir. Doğum sonrası ve çocuk üç yaşına gelene kadar, maksiller sinüsün gelişimi gözün orbita tabanına, kasların maksillaya yarattığı baskı ve oluşan dentisyon ile yakından ilgilidir. Kafatası olgunlaştıkça bu üç etkene bağlı olarak üç boyutlu yapısı gelişir. Beşinci ayda sinüs infraorbital foramenin medialinde üçgen bir alan olarak görülür (Blitzer ve ark., 1985).

İnsan hayatının ilk yıllarında, maksiller sinüs ince bir kemik köprü ile korunan infraorbital kanalın lateraline doğru gelişir. Kavite apikal olarak da gelişerek daha

önce gelişen dişler tarafından tutulan boşluğa doğru ilerler. Uzunluk olarak büyüme sinüs tabanının göreceli pozisyonu ile en iyi şekilde yansıtılır. On iki yaşında, hava boşluğu lateral orbital duvara doğru genişler ve tabanı burun tabanı ile aynı seviyeye gelir. Boşluğun asıl gelişimi daimi dişlenme ile oluşur ve boşluk maksiller kemiği de geçerek zigomatik kemiğin maksiller prosesine kadar genişler. Alveolar prosese doğru genişleme sinüs tabanını yaklaşık 5 mm alçaltır. Önden arkaya doğru, sinüsün gelişimi orta yüzün gelişimi ile ilişkilidir ve kişi on altı-on sekiz yaşlarına geldiğinde üçüncü molar dişin sürmesi ile tamamlanır (Blitzer ve ark., 1985; Lang, 1989; Takahashi, 1984).

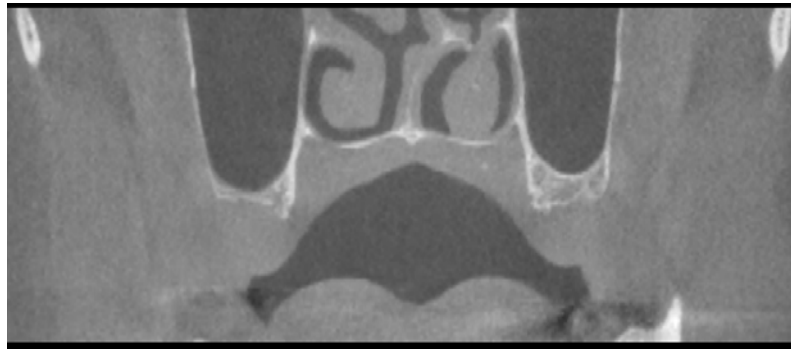
Yetişkinde, sinüs beş ince kemik duvarı bulunan piramid şeklinde bulunur. Bu piramidin tabanı nazal duvara oturur ve sıklıkla 33X33 mm boyutundadır. Dişleri mevcut bir yetişkinde maksiller sinüsün hacmi 9,5-20 ml arasında, ortalama hacmi 15 ml büyüklüğündedir (Kaufman, 2003). Maksiller sinüsün tabanı medial ve lateral duvarları perde gibi birleştiren kemik ya da membranöz septaları içerir. Bu durum genetik ya da dişlerin köklerinden stres transferi nedeniyle oluşmuş olabilir. Tahta kayıkların omurgalarındaki desteklere benzer ve boşluğu bağımsız alanlara ayırırlar. Bu durum kaninden molar bölgeye kadar vardır. Misch dişsiz hastalarda stresin azalması ile beraber uzun dönemde kaybolduklarını gözlemlemiştir (Misch, 1999). Karmody ve ark., en sık görülen oblik septumun sinüsün üst ön köşesinde veya infraorbital girintide olduğunu saptamışlardır (Karmody ve ark., 1977).

Dişler mevcutken maksiller sinüs genel boyutunu korusa da, arka dişlerin kaybı ile beraber hızlı şekilde boyutu büyür. Gerçekte, tek bir moların kaybı ile bile, sinüs komşu dişlerin arasına doğru büyür. Dişsiz maksillada, boşluk hem alt hem de lateral duvara doğru genişler hatta kanin tepesini de aşarak burun açıklığının kenarına kadar genişleyebilir. Bu durum, posterior maksillada kemik yoğunluğunda azalmaya ve hem sinüsün genişlemesine, hem de kretin rezorpsiyonuna bağlı olarak kemik yüksekliğinde azalmaya neden olur. Sıklıkla, posterior maksillada alveolar kret ile maksiller sinüsün tabanında 10 mm'den az kemik kalır. Kemiğin kalitesinin azalması ve rezorpsiyon sonrası kretin medial posterior konumda bulunması da bu duruma eşlik eder. Sonuç olarak, birçok endosteal implant sisteminin yerleştirilebilmesi için yeterli kemik hacim ve yüksekliği kalmamış olabilir (Misch, 1993).

4.3. Maksiller Sinüsün Anatomisi

Maksiller sinüs, üst çene kemiği gövdesinde yer alan piramid şekilli bir kavitedir. Genellikle, paranasal sinüslerin en büyük olanıdır. Apeksi, zigomatik çukıntıya veya zigomatik kemik gövdesine uzanabilir. Mandibulanın herhangi bir bölgesiyle karşılaştırılınca maksilla, fasiyal yüzünde çok daha ince kortikal tabaka içerir. Maksiller posterior dişlerin kaybı, kemiğin horizontal genişliğinde ve bukkal kemik kalitesinde azalma ile sonuçlanır. Çenenin diğer bütün bölgelerine göre posterior maksilladaki kemik genişliği çok daha hızlı şekilde azalır (Pietrokovski, 1975). Alveolar kemiğin damarlanmasının kaybolmasıyla rezorpsiyon hızlanır ve yerini geniş trabeküler kemiğe bırakır. Bununla birlikte, posterior maksilladaki orijinal kret genişliği çok olduğundan, genişliğin %60 kaybından sonra dahi, yeterli genişlikteki dental implantlar yerleştirilebilmesi için uygun kemik bulunabilmektedir. Kret medial olarak konumlanmış daha dar kemik yapıya ulaşıncaya kadar palatine doğru remodelasyon gösterir (Misch, 1990).

Maksiller sinüs, içerisinde sinüs greftlemesinde önemli olabilecek birçok yapıyı barındıran altı kemik duvarla çevrelenmiştir (Blitzer ve ark., 1985; Clayton ve ark., 1992). Bu oluşumların bilinmesi ameliyat öncesi değerlendirme ve ameliyat sonrası komplikasyonlar açısından çok önemlidir (Resim 1).



Resim 1: Kafanın frontal kesiti, maksiller sinüsü göstermektedir

4.3.1. Ön duvar

Orbita kenarından köpek dişinin apeksine kadar uzanan ince kompakt kemikten oluşur. Kaninin kaybı ile beraber, ön duvar mevcut krete doğru yaklaşır. Ön duvar ve orbita kenarının yaklaşık 6-7 mm altında, anatomik varyasyonlarla en fazla 14 mm altında, infraorbital foramen bulunur. İnfraorbital sinir, sinüsün tavanı boyunca

ilerler ve foramenden çıkar. İnfracorbital kan damarları ve sinir, sinüsün üst duvarının içinde ve sinüs mukozası içinde ilerler. İnfracorbital foramen civarına yapılan baskıda hassasiyet ya da üzerindeki deride kızarıklık sinüs membran infeksiyonunun ya da travmanın belirtisi olabilir. Daha önce varolan ya da sinüs greftlemesi sonrası gelişen patolojik durumlar için yapılan Caldwell-Luc operasyonlarında maksiller sinüsün ön duvarı cerrahi girişim için kullanılır.

4.3.2. Üst duvar

Üst duvar ince orbital tabanla birlikte oluşur. Orbital taban mediolateral yönde aşağıya meyillidir ve sinüs kavitesine doğru konvektir. İnfracorbital sinir ve yakındaki kan damarlarını içeren kemik genişliği, genellikle mevcuttur. İnfracorbital yapılar ve sinüs mukozasına direkt temas nedeniyle kemik kısmında dehisens görülebilir. Sinüs bölgesinin üst kısmındaki infeksiyon veya tümör oluşumu nedeniyle proptozis ve diplopi gibi göz problemleri görülebilir. Bu problemler oluştuğunda, hastanın yakın takibe alınması ve daha üst kısımlara infeksiyonun yayılma riskini azaltmak amacıyla medikal konsültasyon önerilmektedir. Maksiller sinüsün gereğinden fazla kemik greft materyali ile doldurulması sonrası gelişebilen enfeksiyon, sinüs üst duvar basıncına neden olabilir.

4.3.3. Arka duvar

Sinüsün arka duvarı, boşluğu infratemporal fossadan ayıran pterigomaksiller bölgede bulunur. Arka duvar genellikle, internal maksiller arter, pterigoid pleksus, sfenopalatin ganglion ve büyük palatin sinir gibi yapıları barındırır. Radyografide arka duvar her zaman tanımlanmalıdır. Arka duvarın görüntülenemediği durumlarda neoplazm gibi patolojik oluşumlardan şüphelenilmelidir.

4.3.4. Medial duvar

Sinüsün medial duvarı burun kavitesinin lateral duvarından oluşmaktadır ve bütün sinüs duvarları içinde en kompleks olanıdır. Burun tarafından bakıldığında alt kısım meatus ve burun boşluğu tabanına; üst kısım ise orta meatusa denk gelmektedir. Medial duvarın boşluk tarafına bakan yüzü dik ve pürüzsüzdür. Medial

duvarın üst kısmında maksiller ostium(delik) bulunur. Bu açıklık sinüsün sekresyonlarını etmoid geçitle burun boşluğunun orta meatusuna hiatus semilunaris ile boşalttığı yapıdır. Kanal yaklaşık 5-10 mm uzunluğundadır ve siliar aktivitenin yukarı ve içeri doğru hareketiyle drenaj yapar. Bu açıklık embriyonik dönemde sinüsün burun boşluğundan tomurcuk şeklinde gelişmeye başladığı yere denk gelir. Açıklığın çapı sağlıklı bireylerde 2.4 mm iken patolojik durumlarda boyutu 1-17 mm arasında değişebilir. Ana açıklığın posteriorında orta meatusda yerleşmiş daha küçük aksesuar ya da ikinci bir açıklık bulunabilir. Fazladan bulunan açıklıklar genellikle kronik sinüs inflamasyonu ve müköz membranın zarar görmesi sonucunda gelişir. Yaklaşık olarak kafataslarının %30unda bulunur, 1-5 mm arasındadır ve lateral burun boşluğunun membranöz oluşumu içindedirler (Rice ve Schaefer, 2004). Buradaki fontaneler ön ya da arka fontanel şeklinde sınıflandırılmıştır. Sinüs duvarındaki bu zayıf alanlar bazen kronik sinüs tedavisinde ilave açıklık yaratmak için kullanılmaktadır.

4.3.5. Lateral duvar

Sinüsün lateral duvarı posterior maksilla ve zigomatik proses tarafından oluşturulur. Bu duvarın kalınlığı dişli hastalarda birkaç milimetreden dişsiz hastalarda 1 milimetreye kadar olmak üzere çok değişkenlik gösterir. İnfraorbital ve posterior superior arterin kemik içi anastomozu burada olur.

4.3.6. Alt duvar

Maksiller sinüsün alt duvarı maksiller premolar ve molar dişlerin apeksleri ile yakın ilişkidir. Dişler genellikle sinüs mukozasıyla ince bir kemikle ayrılır, ancak dişler sinüs tabanını perforate edebilir ve sinüs tabanı ile direkt ilişki bulunabilir. Araştırmalar en çok birinci molar diş kökünün sinüse açıldığını ve bunun yaklaşık %2.2 olduğunu saptamıştır. Dişi mevcut hastalarda, sinüs tabanı yaklaşık olarak burun tabanı ile aynı seviyededir. Dişsiz posterior maksillada, sinüs tabanı sıklıkla burun tabanından 1 cm daha alt seviyededir. Vertikal ve horizontal planda tam ya da tamamlanmamış kemik septaları sinüs tabanında bulunabilir. Dişli maksillanın neredeyse %30'unda, premolar bölgede kemik septaları vardır (Ulm ve ark., 1995;

Ulm ve ark., 1995). Sinüsü kompartmanlara ayıran tam bir septa çok seyrektr. Maksiller sinüste böyle bir septum varsa, maksiller sinüsün yaklaşık %1.0 – 2.5’ini kapsar.

4.3.7. Maksiller sinüsün innervasyonu ve beslenmesi

Maksiller sinüsün kanlanma desteği infraorbital arterden, büyük palatal arterden ve posterior superior alveolar arterden gelir. Bu sonuncu damar, sinüs tabanı augmentasyonu operasyonları için özellikle önemlidir, çünkü lateral pencere preparasyonunun planlandığı alandan geçebilir. Kemik içi posterior superior alveolar arterin, alveol kretine olan mesafesi ortalama 16-19 mm’dir (Elian ve ark., 2005).

4.3.8. Sinus septumu

Sinüs septumunun şekli ve büyüklüğü 1910 yılında Underwood tarafından tanımlanana kadar, klinik olarak önemsiz, anatomik varyasyon olarak düşünöldü (Underwood, 1910). Son zamanlarda ise, operasyon sırasında sıklıkla sinüs membranında perforasyona neden olabildiğinden dolayı, sinüs tabanı augmentasyonu operasyonu yapılırken dikkat edilmesi gereken önemli bir yapı olarak tanımlanmıştır (Kennedy ve ark., 1985). Yapısal olarak, sinüsün inferior ve lateral duvarından yükselen ve apikal sınırında keskin kenar oluşturan ters gotik ark şeklindedir. Maksiller sinüs septumu, konjenital olabilir ya da sonradan kazanılabilir. Primer septum maksillanın gelişimi sırasında oluşur, sekonder septum ise ilişkili dişlerin kaybindan sonra sinüsün düzensiz pnömatizasyonu sonucu gelişir (Chanavaz, 1990; Krennmair ve ark., 1999; Ulm ve ark., 1995; Underwood, 1910).

Sinüs septumunun görevi, sinüsü iki ya da daha fazla boşluğa ayırmak ve kemik yapıyı güçlendirmektir. Septum bıçak sırtı şeklindedir ve medial duvardan lateral duvara doğru uzanır. Bir çok çalışmaya göre, sinüs septumunun görülme sıklığı, %20 ile %32 arasında değişebilmektedir (Betts ve Miloro, 1994; Kim ve ark., 2006; Underwood, 1910). Sinüs tabanı augmentasyonu operasyonu sırasında septum varlığının klinik önemi, lateral antral duvardaki pencereden, sinüse erişimi zorlaştırmasıdır. Membranın septal duvara sıkı yapışıklığından dolayı perforasyon riski yüksektir. Buna ek olarak, lateral duvar açılırken, septum tarafından ayrılan

sinüsün tek bir antrumuna ulaşıldıysa, diğer antrumun kemik greft materyali ile doldurulması zorlaşır(Smiler ve ark., 1992). Bundan dolayı, sinüs anatomisinin ve ilişkili yapılarının iyi bilinmesi, hatasız cerrahi prosedür planlanması ve olası cerrahi komplikasyonların önlenmesi için gereklidir.

4.3.9. Maksillada rezorpsiyon prosesi

Maksillanın gelişim süreci ve dentisyonun tamamlanmasından sonra yaşam boyu kemik yapımı ve rezorpsiyon süreçleri devam etmekle birlikte diş çekimi sonrası bu iki prosesin birlikte görüldüğü bilinmektedir. Diş çekimi sonrasında çekim socketinin iç kısmında kemik yapımı, üst tarafında kret tepesinde ise kemik yıkımı meydana gelmektedir. Aynı anda meydana gelen bu iki olay 2 hafta içerisinde başlamakta ve devamlılık göstermektedir. Değişiklikler dikey olduğu kadar yatay yönde de meydana gelmektedir. Buna ek olarak kemiğin yoğunluğunda da çeşitli değişimler olmaktadır. Dişlerin çekilmesi, etkilenen bölgedeki alveolar çıkıntının rezorpsiyonuna neden olur. Bütün dişlerin kaybı, yüz yüksekliğinin azalmasına ve mandibular prognatizmin artmasına neden olur. Aynı zamanda ağız köşesinin arkasından geçen derin yüz derisi kırışıklıkları ortaya çıkar(Moore ve Dalley, 1999).

Maksillada diş kayıpları sonrası alveolar kret genişliği ve yüksekliğinde %70 oranında değişimler gözlenebileceği ve bukkal kortikal tabakanın zamanla azalmasına bağlı olarak maksillanın palatinele yer değiştirebileceği bildirilmektedir (Misch, 2005). Çekim sonrası gelişen alveol rezorpsiyonu hayat boyu aynı şiddette devam etmez ve en çok birinci yılda gözlenir. Branemark ve ark. diş çekiminden sonra birinci ile üçüncü yıllar arasında alveolar kemik hacminin %40'ının kaybolduğunu ve bu rezorpsiyonun büyük oranda ilk yıl içinde meydana geldiğini, birinci yıldan sonra ise rezorpsiyonun yavaşlayarak devam ettiğini rapor etmiştir(Branemark ve ark., 1984).

Fizyolojik bir süreç olarak kabul edilmesine rağmen diş çekimi sonrası meydana gelen rezorpsiyonda; enflamasyon, kemik yoğunluğu, alveolar kemik üzerine gelen kuvvetin yönü, şiddeti, sıklığı, yapılan protezlerin uyumu ve kullanım süresi de önemli rol oynar. Rezorpsiyon miktarında bireyler arasında ve aynı bireyde değişik bölgelerde de farklılıklar gözlenebileceği bildirilmiştir. Hastanın yaşı, cinsiyeti ve

hormonal dengesizliklerde kemik rezorpsiyonuna etki eden sistemik faktörlerdir. Maksiller posterior bölgede rezorpsiyon prosesi, dişsizliğin süresine bağlı olarak vertikal ve horizontal yönde gelişmekle birlikte maksiller sinüsün pnömatizasyonunun da katılımı ile 3 yönlü olarak gözlenmektedir(Bolger ve ark., 1990; Buser ve ark., 2004; Soydan, 1993).

Cawood ve Howel adlı iki araştırmacı Fallschüssel tarafından gerçekleştirilen rezorbe maksiller alveolar kemiğin sınıflanmasını ufak değişikliklerle modifiye ederek yayınlamışlardır (Cawood ve Howell, 1988). Cerrahi öncesi diagnostik amaçlı kullanılan sınıflandırma kısaca şu şekilde özetlenebilir (Şekil 1);

Sınıf I: Dişli alveolar kemik

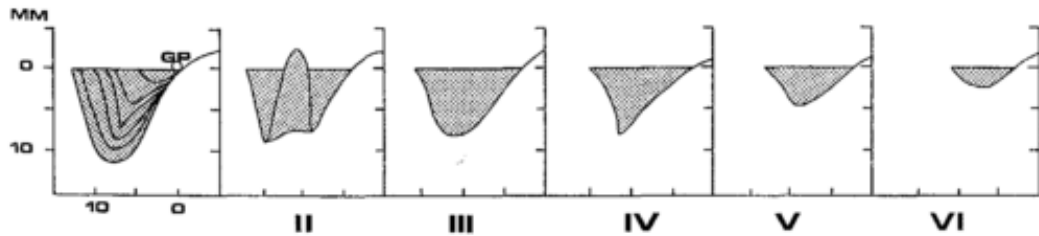
Sınıf II: Çekimden hemen sonraki alveolar kemik

Sınıf III: Yeterli genişlik ve yükseklikte, çekimden sonra şekillenmiş alveolar kemik

Sınıf IV: Bıçak sırtı şeklinde boy olarak yeterli ancak genişlik olarak yetersiz alveolar kemik

Sınıf V: Yetersiz boy ve genişlikte düz alveolar kemik

Sınıf VI: Bazal kemiği de içeren, rezorbe kemik tipi



Şekil 1: Cawood ve Howell'e göre maksiller alveolar kemiğin sınıflandırılması

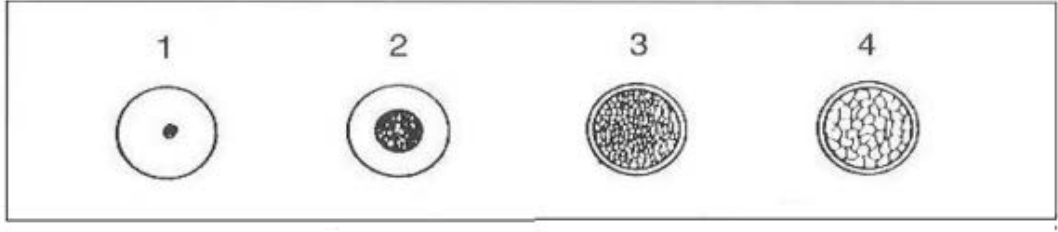
Lekholm ve Zarb 1985 yılında kemik kalitesini dört gruba ayırmıştır (Şekil 2):

Tip I: Hemen hemen tüm çene kemiği homojen kompakt kemikten oluşmuştur.

Tip II: Yoğun trabeküler kemiği, kalın bir tabaka kortikal kemik çevreler.

Tip III: Yoğun trabeküler kemiği, ince bir tabaka kortikal kemik çevreler.

Tip IV: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği, ince bir tabaka kortikal kemik çevreler (Lekholm, 1985).



Şekil 2: Posterior maksiller alveoler kret rezorpsiyonunun sınıflaması

4.3.10. Maksiller sinüsün pnömatizasyonu

Maksiller sinüsün hacmi yaşam boyunca doğal bir artış eğilimine sahiptir. Özellikle premolar ve molar dişler çekildiğinde, bazı vakalarda maksiller kret tepesinde bıçak sırtı inceliğinde kemik kalacak şekilde maksiller sinüs aşağıya doğru genişler. Maksiller sinüste izlenen pnömatizasyonun nedeni tam olarak açıklanamamaktadır. Bununla birlikte, sinüsün pnömatizasyonu sürecinde rol oynayan faktörlerin; diş çekiminden sonra diş köklerinin yokluğu ve alveoler kretin atrofik rezorpsiyonu olduğu düşünülmektedir(John ve Wenz, 2004; van den Bergh ve ark., 2000). Sinüs iç basıncının çok az artması bile maksiller sinüsün hacminde belirli bir artışa neden olmaktadır. Ayrıca bu hacim artışından, posterior maksiller diş eksikliğinde, sinüs membranından ve alveoler kemikten başlayan osteoklastik aktivite de sorumludur(Davarpanah ve ark., 2001).

4.4. Sinüs Tabanı Augmentasyonunun Endikasyon ve Kontraendikasyonları

Sinüs tabanı greftlemesi, cerrah tarafından verilmesi gereken önemli bir karardır. Hastanın medikal durumu ve lokal faktörler bu kararı etkileyebilir.

Sinüs tabanı greftlemesinin endikasyonları şunlardır(Rosenlicht, 1999):

1. İmplant yerleştirilmesi planlanan posterior maksiller alanda yetersiz kemik yüksekliği veya azalmış çeneler arası mesafe
2. Oroantral fistül onarımı
3. Alveolar yarık onarımı
4. Le Fort I osteotomisi ile birlikte interpozisyonel greftleme

5. Kraniyofasiyal protezler için maksilla rekonstrüksiyonu

Ayrıca, dental implant yerleştirebilmek için uygulanan sinüs tabanı greftlemesinde şu prensiplere dikkat edilir(Rosenlicht, 1999):

1. Alveolar rezidüel kemik yüksekliğinin 10 mm'den az olması
2. Belirgin bir sinüs hastalığı öyküsünün olmaması
3. Cerrahi girişimi engelleyen anatomik bir kısıtlama olmaması

Sinüs tabanı greftlemesinin kontrendikasyonları ise şunlardır(Rosenlicht, 1999):

Genel kontrendikasyonlar:

1. Maksiller bölgeye radyoterapi uygulanmış olması
2. Sepsis
3. Kontrol altında olmayan medikal hastalık
4. Aşırı sigara kullanımı
5. Aşırı alkol veya uyuşturucu madde kullanımı
6. Psikolojik rahatsızlıklar

Lokal kontrendikasyonlar:

1. Maksiller sinüs enfeksiyonları
2. Kronik sinüzit
3. Odontojenik enfeksiyonlar
4. Enflamatuvar veya patolojik lezyonlar
5. Ciddi alerjik rinit

4.5. Kemik

Yetişkin iskeletinin ana yapısını oluşturan kemik dokusu, yumuşak yapıları destekler, kafatasının üst kısmı ve göğüs kafesi boşluklarında olduğu gibi, hayati önem taşıyan organları korur ve kemik iliğini barındırır. Kemik ayrıca kalsiyum, fosfat ve diğer iyonlara ait bir depo olarak iş görür ve bu önemli iyonların vücut

sıvılarındaki derişimlerini sabit tutmak için, kontrollü olarak olarak saliverilmesini ya da tutulmasını sağlar(Roberts ve ark., 1987). Bireyin bütün yaşamı boyunca sürekli olarak yenilenir ve reorganize olur(Carrington ve ark., 1988; Vincent, 1963). İnsan vücudu 30'lu yaşlarında maksimum mineral yoğunluğuna ulaşır. Kadınlar yaşlandıkça kortikal kemiğin %35'ini ve kansellöz kemiğin %50'sini kaybeder. Erkekler ise bu oranların sadece 2/3'ünü kaybeder. Bu atrofiden şüphesiz ki çene kemikleri de etkilenir.

Kemik; kemik matriksi ve hücrelerden oluşur. Metabolitler kemiğin kireçlenmiş matriksinden sızarak geçemediğinden, osteosit ve kan kapillerleri arasındaki değişim ince silindirik boşluklar halinde matriksi delen kanalcıklardan (kanalikuli) sağlanır. Bütün kemiklerin iç ve dış yüzeyleri, iç yüzeylerde endosteum, dış yüzeylerde periostun oluşturduğu, doku tabakaları ile örtülüdür.

4.5.1. Kemik hücreleri

Osteoblastlar kemik matriksinin organik kısımlarının üretilmesinden sorumludurlar. Kemik inorganik kısımlarının çökebilmesi, yaşayabilecek durumda olan osteoblastların varlığına bağlıdır. Osteoblastlar özellikle kemik yüzeylerinde, yan yana, tek katlı epiteli andıracak şekilde bulunurlar. Bazı osteoblastlar gittikçe yeni meydana gelmiş matriks ile kuşatılarak osteosit haline gelirler. Matriksin sentezi esnasında osteoblastlar, aktif protein sentezi yapıp salgılayan hücrelerin ince yapısına sahiptir. Matriks elemanları daha eski kemik matriksi ile teması olan hücre yüzeylerinden salgılanarak osteoid adı verilen yeni ancak henüz kalsifiye olmamış matriks tabakasını osteoblastlar ile daha önce meydana gelmiş kemik arasında oluşturur. Kemik apozisyonu, henüz meydana gelmiş matriks üzerine kalsiyum tuzlarının tortulanmasının ardından tamamlanır. Osteogenez sırasında, kemik matriksinde depolanan büyüme faktörleri salgılanır. Son çalışmalar osteoblastların, normal kemik rezorpsiyonu sırasında osteoklastlara yardım ettiklerini de göstermektedir(Mundy, 1999).

Osteoblastlardan tüeyen osteositler matriksin kanalcıkları arasındaki boşluklarda bulunurlar. Her boşluk içinde bir osteosit bulunur. İnce silindirik matriks kanalcıkları osteosit uzantılarını barındırır. Komşu hücre uzantıları hücreler arası

bağlantılarla, birbirleri ile ilişkiyi sağlar ve bu yapılar aracılığı ile moleküller hücreden hücreye geçer. Osteositler ile kan damarları arasındaki bazı moleküler değişim, osteositler ile kemik matriksi arasında bulunan az miktardaki hücreler arası madde aracılığı ile de yapılır(Barnard, 1990). Bu hücreler aktif olarak kemik matriksinin bakımından sorumludurlar ve ölümlerini takiben matriks erimesi görülür.

Osteoklastlar çok büyük, dallanmış, hareket edebilen hücrelerdir. Genişlemiş hücre gövdesinde 5 ila 50 çekirdeği vardır. Osteoklastlar, kemiğin eritilerek emildiği yerlerinden Howship lakünası adı verilen, enzimler ile oyulmuş, çukurlara yayılırlar(Bonucci, 1981). Osteoklastlar kemik iliğinden elde edilen hücrelerin kaynaşması ile ortaya çıkarlar. Osteoklastlar bölgesel kollajen sindirimini ve kalsiyum tuz kristallerinin eritilerek emilmesini başlatan kollajenaz ve diğer enzimleri salgırlar ve protonları hücre altındaki cebe pompalar. Osteoklast işlevi sitokinler ve hormonlar ile kontrol edilir. Osteoklastların tiroidten salgılanan bir hormon olan kalsitonin içeren reseptörleri vardır, ancak paratiroid hormonu reseptörlerine sahip değildirler. Bununla birlikte, osteoblastlarda paratiroid hormon reseptörü vardır ve bu hormon ile uyarıldıklarında osteoklast uyarıcı faktör deneni sitokini üretirler(Mundy, 1999). Yetişkin bireylerde, kemik yüzeyindeki osteoklastların %1'inden daha azı aktiftir(AC Guyton, 1996).

4.5.2. Matriks

İnorganik madde kemik matriksinin kuru ağırlığının yarısını oluşturur. Matriksin %95'ini tendon ve derinin de major yapısal proteini olan tip I kollajen oluşturur. Kemiğin inorganik bölümü ise bütün kemik dokusunun %70'ini kaplar. Büyük çoğunluğunu kalsiyum hidroksiapatit ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) kristalleri oluşturur.(Dalen ve Olsson, 1974). Matriksin organik maddesi Tip I kollajen ve proteoglikan agregasyonları ile birkaç özel yapısal glikoproteini içeren temel maddedir. Kemik glikoproteinleri, matriks kalsifikasyonunun başlatılmasından sorumlu olabilir. Tip I kollajen içeren diğer dokular normal olarak kalsifiye olmazlar ve bu glikoproteinleri de içermezler. Minerallerin kollajen liflerle ilişkisi, kemik dokusunun sertliği ve direncinden sorumludur. Kemiğin kalsiyumu ortadan kaldırıldığında şeklini korur, ancak tendon kadar esnek bir hale gelir. Çoğu

kollajenden oluşan matriksin organik kısımları çıkarıldığında, kemik yine orjinal şeklini korur, ama kırılğan hale gelir, dokunulduğunda kırılır ve ufalanır.

4.5.3. Kemik metabolizması

Kemik vücuttaki kalsiyumun primer depolandığı yerdir. Hücre dışı sıvıda kalsiyum konsantrasyonu normalde çok hassas bir şekilde düzenlenir(Dalen ve Olsson, 1974; Roberts ve ark., 1987). Bu nedenle, yaklaşık 9,4 mg/dl olan normal değerden çok küçük oranda sapma gösterir. Bu hassas kontrol çok önem taşır; zira kalsiyum iskelet kası, kalp kası ve düz kas kasılması, pıhtılaşma ve sinir uyarılarının iletimi gibi pek çok fizyolojik olayda önemli rol oynar. Hücre dışı kalsiyumunun düzenlenmesinin önemli bir özelliği, vücudun toplam kalsiyumunun sadece %0,1'inin hücre dışı sıvıda, yaklaşık olarak %1'inin hücrelerde ve geri kalanının da kemiklerde bulunmasıdır. Bu nedenle kemikler, hücre dışı kalsiyum düzeyi düştüğünde kalsiyum salıveren, kalsiyum düzeyi arttığında da fazla kalsiyumu depolayan geniş bir depo görevi yapar.

Vücuttaki fosfatın yaklaşık %85'i kemiklerde, %14-5'i hücrelerde ve yüzde 1'den azı da hücre dışı sıvıda bulunur. Hücre dışı fosfat düzeyinin kontrolü kalsiyumun kontrolü kadar hassas olmamakla birlikte, fosfat iyonu çeşitli önemli işlevlere sahiptir ve kalsiyumun düzenlenmesini sağlayan faktörlerin bir çoğu tarafından kontrol edilir.

Çene kemikleriyle birlikte, kemik yapısı ve kütlesi vücudun metabolik durumundan kolaylıkla etkilenir. Kalsiyum metabolizmasını etkileyen hastalıklar kemikte yapısal bozukluklara neden olabilir. Örnek olarak kadınlarda postmenapozal dönemde, azalan östrojen hormonuna bağlı olarak kemik kütlesinde azalma ve kemik trabekülleri arasında kaybolma başlar. Kaybolan bu bağlantılar, kemiğin kırılğanlığını artırır. Bu fenomen dental implantolojide önemlidir. Kemik greftlemenin ve devamında yapılacak implant tedavisinin başarı şansını azaltabilir(August ve ark., 2001).

Metabolik ve hormonal dengeler kemiğin yapısının korunmasında önemli rol oynar. Sağlıklı bir bireyde, insan iskeletinin %7'si her gün rezorbe olur ve yerine yeniden kemik oluşur. Yaşla ve metabolik hastalıklarla, bu yapım-yıkım prosesi

etkilenebilir. Bu durum, eski kemiğin kırılma direncini düşürebilir, kemik iyileşmesini olumsuz etkileyebilir ve implant osseointegrasyonunda başarısızlığa neden olabilir(Marx ve ark., 1996).

4.5.4. Makroskobik yapı

Çıplak gözle kemik kesitlerine bakıldığında, boşluk içermeyen yoğun alanlar (kortikal kemik) ve çok sayıda birbirine açılan boşluklar (kansellöz kemik) görülür. Ancak mikroskop altında, gerek kompakt gerekse süngerimsi kemiğin boşluklarını ayıran kemik bölmelerinin histolojik yapısı temelde aynıdır. Kemik iliğini içeren mineralize olmamış boşluklar, kan damarları, sinir ve değişik hücre tiplerini içerir.

Vücuttaki toplam kemiğin %85'ini oluşturan kortikal kemik uzun kemiklerin gövdesinde bulunur ve vertebralar ile diğer süngerimsi kemiklerin etrafında bir kabuk şeklindedir(Mundy, 1999). Bu doku havers sistemi denilen bir santral kan damarı etrafında güçlenen kemik silindirinde organize olur. Kılcal damarları ve sınırları içeren Havers kanalları, birbirleriyle ve kemiğin dış yüzeyi ile kısa ve transvers olan Volkmann kanalları aracılığı ile bağlanır.

Vücuttaki toplam kemiğin %15'ini oluşturan kansellöz kemik küboidal ve düz kemikler ile uzun kemiklerin sonlarında bulunur(Mundy, 1999). Kortikal kemik ve kansellöz kemik arasındaki fark, içerdikleri değişebilen miktardaki katı madde ile boşlukların miktarı ve boyutudur. Tüm kemiklerin, kansellöz kemiğin oluşturduğu bir merkezi kitlesi ve etrafını saran yüzeysel, ince bir kortikal tabakası vardır. Kansellöz kemik, ilik halini alır. Erişkin kemiklerdeki bu boşlukta, kansellöz kemiğin arasında kan hücreleri ve trombositler oluşturulur(Ross ve ark., 1994). Kansellöz ve kortikal kemiğin yapısı fonksiyonuna göre değişir. Kortikal kemik ağırlığı taşıyıcı gücü sağlar. Sert ve kaslarla ligamentlerin bağlanacağı şekilde tasarlanmış olan uzun kemiklerdeki kortikal kemik miktarı, gövdenin kırılmaya hassas orta kısmının yanlarında en fazladır.

Artiküler yüzeyler dışında, kemiğin dış yüzeyi periost ile kaplıdır. Periost kollajen lif ve fibroblastlardan oluşan dış tabakaya sahiptir. Periostun kollajen lif demetlerinden oluşan sharpey lifleri, matriks içine girerek periostu kemiğe bağlar. Periostun içteki, hücreden daha zengin tabakası, fibroblastlara benzeyen, bölünüp

farklılaşarak osteoblastları meydana getirme potansiyeline sahip, osteoprogenitör hücrelerden oluşmaktadır. Osteoprogenitör hücreler kemik büyümesinde ve onarımında önemli rol oynar.

Endosteum, kemik içindeki bütün boşlukları kaplar ve tek tabaka halinde yassılaştırmış osteoprogenitör hücreler ile çok az miktardaki bağ dokusundan oluşur. Periost ve endosteum, kemik dokunun beslenmesi ve devamlı olarak yeni osteoblast sağlayıp, kemik büyüme ve onarımında rol oynar.

4.5.5. Mikroskobik yapı

Mikroskobik olarak iki tür kemik vardır. Birincil kemik, embriyonun gelişiminde ve kırık iyileşmesi ve diğer onarım aşamalarında beliren ilk kemik dokusudur. İkincil kemiğin düzgün lameller halinde düzenlenmiş kollajenin aksine rastgele dağılmış ince kollajen lifleri vardır.

Genellikle birincil kemik dokusu geçicidir ve yetişkinlerde vücutta birkaç yer, örneğin kafatası düz kemik eklemlerinin civarı, diş soketleri ve bazı tendonların kemiğe girdiği yerler dışında, ikincil kemik dokusu ile değiştirilir. Kollajen liflerin düzensiz sıralanışına ilave olarak, daha az mineral içerik ve ikincil kemiğe nazaran daha fazla osteosit içermesi, birincil kemik dokusunun diğer özelliklerindedir.

İkincil kemik genellikle yetişkinlerde bulunur. Tipik olarak ikincil kemik dokusu, kanalcıklar içindeki kollajen liflerin, birbirlerine paralel olarak veya bir damar kanalı etrafında dairesel olarak düzenlendiklerini gösterir.

4.5.6. Histogenez

Tüm kemikler iki farklı yolla mezenkimden gelişir: intramembranöz kemikleşme (direk mezenkimden) ve endokondral kemikleşme (mezenkimden gelişen kıkırdaktan). Bir kemiğin histolojisi de aynı şekildedir (Cormack ve Cormack, 1993; Gartner ve Hiatt, 2001; Moore ve Persaud, 1998).

İntramembranöz kemikleşmede, kemiğin mezenkimal modelleri embriyonik dönemde oluşur ve mezenkimden direkt kemikleşme fetal dönemde başlar. Frontal kemik, parietal kemik, oksipital kemik, temporal kemik ve mandibulanın bir kısmı

intramembranöz kemikleşmeyle büyür. İntramembranöz kemikleşmenin kısa kemiklerin büyümesinde ve uzun kemiklerin kalınlaşmasında da rolü vardır(Junqueira ve Carneiro, 2003).

Endokondral kemikleşme temelde iki aşamadan ibarettir. İlk aşama kemik modelindeki kondrositlerin hipertrofisi ve harabiyetidir. Geriye kalsifiye kıkırdak matriksi septalarının birbirinden ayrıldığı genişlemiş lakünalar kalır. İkinci aşamada osteoprogenitör hücreler ve kan kapillerlerinden oluşan osteojenik tomurcuk dejenere olmuş kıkırdak hücrelerinden geriye kalan alanlara girer. Osteoprogenitör hücreler kıkırdağımsı septumun üstünü kemik matriksi ile kaplayan osteoblastlara dönüşür. Böylece kalsifiye kıkırdak dokusu septumları, kemikleşmenin başlamasına destek olur. Kıkırdağı saran perikondriumun iç kısmında kemik manşeti adı verilen silindirik bir kemik tabakası meydana gelir. Yeni oluşan kemiği sardığı için perikondriuma periosteum adı verilir. Yeni meydana gelen kemik manşetin içinde kalan kondrositler dejenere olur ve kıkırdak matriksinin devamlılığını sağlama yetenekleri ortandan kalkar, kalsiyum çökmeye başlar ve kıkırdak matriksi kalsifiye olur(Junqueira ve Carneiro, 2003).

4.5.7. Kemik büyümesi ve yeniden modellenme

Kemik büyümesi genel olarak önceden meydana getirilmiş dokunun osteoklastlar tarafından rezorbe olması ve eş zamanlı olarak osteoblastlar aracılığı ile yeni kemiğin oluşması ile ilişkilidir. Bu yöntem, kemik büyürken şeklinin de korunmasına yardımcı olur. Yeniden modellenme oranı çocuklarda, yetişkinlerde görülenin 200 katı daha hızlı olabilir. Yetişkinlerdeki yeniden modellenme iskeletin birçok yerinde eş zamanlı olarak gerçekleşen fizyolojik bir yöntemdir, kemik büyümesi ile benzerliği yoktur. Kafatasının üst kısmını oluşturan kemikler, aralarındaki eklemlerde bulunan ve dış yüzeylerindeki periost tarafından meydana getirilen kemik dokusu ile büyürler. Aynı zamanda iç yüzeylerinde de rezorpsiyon olur. Kemik son derece biçimlenebilen bir doku olduğundan, beynin büyümesine cevap verir ve kafatasının yeterli büyüklükte şekillenmesini sağlar(Junqueira ve Carneiro, 2003).

4.5.8. Kırık iyileşmesi

Kemik kırıldığında, kemik matriksi yıkılır ve kırığa bitişik kemik hücreleri ölür. Hasara uğrayan kan damarları bölgesel kanamaya yol açar ve kan pıhtısını meydana getirir. İyileşme sürecinde kan pıhtısı, hücreler ve hasarlanmış kemik matriksi makrofajlar tarafından ortadan kaldırılır. Kırık etrafındaki periost ve endosteum hızlı ve yoğun hücre çoğalması ile yanıt vererek kırığı sarar ve kırığın uçları arasına göçer. Daha sonra endokondral ve intramembranöz kemikleşme yolu ile birincil kemik meydana gelir. Birincil kemikten oluşmuş düzensiz şeritler, geçici olarak kırık uçlarını birleştirerek hızlı bir biçimde kemik kallusunu oluşturur.

Kemik onarımı sürecinde ve hastanın giderek daha fazla hareket etmesi sırasında, kemik üzerine uygulanan kuvvetler, kemik kallusunun yeniden modellenmesine yarar. Eğer bu kuvvetler kemik büyümesi sırasında gerçekleşenler ile aynı ise kemiğin yapısını etkileyecektir. Kallusun birincil kemik dokusu kademeli biçimde eritilip emilerek ikincil doku ile yenilenecek, kemiğin yeniden modellenmesi ile ilk yapısına yeniden kavuşacaktır. Kemik dokusu diğer bağ dokularından farklı olarak, skar dokusu meydana getirmeden iyileşir(Junqueira ve Carneiro, 2003).

4.6. Greft Materyalleri

Alveol kemiğinin yetersizliği, dental implant tedavileri için kontraendikasyon olmasına rağmen, böyle durumlarda kemik greftleri gerekli fonksiyonel ve yapısal desteği sağlayabilir. Greftler, cerrahi, patoloji ya da travmaya bağlı oluşan defektlerde, kemik rejenerasyonu için gereken sahayı sağlayabilir(Hoexter, 2002). Sahip olduğu osteojenik potansiyelden dolayı otojen kemik, günümüzde en iyi greft materyali olarak düşünülmektedir(Becker ve ark., 1996; Froum ve ark., 1975; Robinson, 1969; Schallhorn ve ark., 1970). Kemik defektlerinin tedavisinde sıklıkla kullanılan allogreftler mineralize ya da demineralize kurutulmuş kemik greftleridir. Primer alloplastlar hidroksiapatitler, biyoaktif camlar, trikalsiyum fosfat partikülleri ve sentetik polimerlerdir. Primer ksenogreftler saflaştırılmış inorganik kemiktir. Bu augmentasyon materyalleri modellenme, yeniden modellenme veya kemiğin iyileşmesine yardım edebilir ya da kemik büyümesini stimüle edebilir.

4.6.1. Kemik rejenerasyonunun mekanizması

Başarılı bir kemik greftlemede üç farklı proses görülür: osteogenez, osteoindüksiyon, osteokondüksiyon(Frame, 1987; Lane, 1995; Misch ve Dietsch, 1993; Pinholt ve ark., 1991). Osteogenez kemik oluşumu ve gelişimidir. Kemik greft materyalleri direkt olarak osteoblast hücrelerinden kemik oluşturma kapasitesine sahip organik materyaller içerir. Osteogenez yapan greft materyalleri canlı kemik hücrelerinin bir birleşimidir. Bu nedenle osteojenik karaktere sahip tek greft materyali otojen kemiktir.

Osteoindüktif materyaller, doku içerisindeki farklılaşmamış mezenkim hücrelerini osteoblast ve kondroblastlara dönüştürme kapasitesine sahiptir. Oral implantolojide en yaygın kullanılan osteoindüktif materyaller allogreftlerdir(Tuskan ve Yaltırık, 2002).

Osteokondüksiyon greft matriksinin iskelet şeklinde görev yaparak çevre dokudan gelen hücrelerin penetre olmasıyla yeni kemik oluşumunu sağlayan fiziksel bir etkidir. Osteokondüksiyon ile kemik dokusunun büyümesi, apozisyonel kemik oluşumu ile karakterizedir. Bu yüzden osteokondüksiyon, kemik veya farklılaşmamış mezenkimal hücre varlığında meydana gelir(Newman, 2012).

4.6.2. Kemik greft materyalleri ile kemik oluşumu

Diğer dokulardan farklı olarak, kendini tamamen yenileme kapasitesi olan tek doku kemiktir(Newman, 2012). Greftin başarılı osseointegrasyonu için dokunun yeterli vaskülarizasyonu çok önemlidir. Greftin konak kemik dokusunun fonksiyonel bir parçası olması için, birbirini takip eden birleşme, yer değiştirme, şekillenme ve bölgesel hızlanma fenomeni olmak üzere dört iyileşme fazının başarıyla tamamlanması gereklidir.

4.6.2.1. Birleşme

Ölü grefti çevreleyen sert ve yumuşak konak doku tabakası canlı ve iyi bir kanlanmaya sahip olmalıdır. Canlı olmayan konak kemiğindeki greftin başarı oranı çok düşüktür. Greftleme operasyonlarını takip eden haftalarda konak tabak,

interstisiyel hücreler ve materyaller, yeni damarlar, yeni kemik oluşumunu üstlenen osteoblastlar üretir. Tüm bu elemanlar greft ve yeni oluşan kemik kompleksini oluşturur. Sement çizgileri greft ve yeni oluşan kemiği bir arada tutmaktadır ve konak kemiğe mekaniksel destek sağlamaktadır. Bu gereklilik greftler için uygun olan materyalleri sınırlamaktadır. Bu açıdan otojen kansellöz kemik greftleri en iyi materyaldir.

Bu işlemler hücrel proliferasyona, hücrel göçe, farklılaşmaya, fonksiyona, genetik duruma, adezyona ve apoptozise ihtiyaç duyan birçok mekanik olmayan faktöre bağlıdır. Bu faktörler kemik matriksi, bölgesel hücreler ve kandan gelmektedir. Bu birleşim fazı 4 aydan daha uzun sürebilir.

4.6.2.2. Yer değiştirme

Birleşme fazı biterken temel multisellüler birimlerin (TMB) yeniden şekillenmesi, greft–kemik doku kompleksinin lameller kemik ile yer değiştirmesi şeklinde gerçekleşir. Tam yer değiştirme bir yıldan daha fazla zaman alabilir. Yeniden şekillenme grefti yavaşça ortamdan uzaklaştırır.

4.6.2.3. Şekillenme

Daha büyük miktarlarda gerilim verildiğinde modellenme işlemiyle greft-kemik kompleksi internal ve eksternal olarak tekrar şekillenir. Bu işlem yeni lameller kemik parçalarını yerel mekaniksel ihtiyaçlara göre dizer ve ayrıca bu dizim işlemiyle kompleksin trabekül ve korteksini şekillendirir ve güçlendirir. Burada da sement çizgileri yeni lameller kemiği önceden var olan kemiğe, greft materyaline ve konak kemiğe birleştirmiştir. Bu fazın tamamlanması bir yıldan fazla zaman alabilir ve yaşlı insanlarda ergenlerden daha uzun sürebilir.

4.6.2.4. Bölgesel Hızlanma Fenomeni (BHF)

Greftleme işleminin travması normalde konak yatağındaki tüm bölgesel doku işlemlerini hızlandırır. Bu reaksiyon bölgesel hızlanma fenomenidir (BHF). Cerrahi

işlem sırasında başlar ve 2 yıldan daha fazla sürebilir. BHF kemik grefti iyileşme fazlarının hepsini hızlandırmaktadır. Başarısız olan BHF'leri iyileşme hızını düşürür ve enfeksiyona olan direnci azaltır. Bu başarısızlık sinirsel dağılımın olmadığı bölgelerde ve bazı kronik hastalıklarda (tip I diabetlilerde, pulmoner yetersizlik, konjestif kalp yetmezliği, hepatik siroz) görülebilir. Bazı nonsteroid antiinflamatuvar ajanlar BHF'yi baskılayabilir, greft iyileşmesinin yer değiştirmesini ve şekillenme fazını yavaşlatabilir.

İlk çalışmalar kemik greftlerinin başarısının temel olarak osteoblastlara ve osteoblastların düzenlenmesini sağlayan östrojen, mitojenler, büyüme faktörleri, androjen ve büyüme hormonu gibi mekanik olmayan faktörlere bağlı olduğu belirtilmiştir. Bununla birlikte kemik fizyolojisinde osteoblastların ve osteoklastların gerekli olduğu ve diğer biyolojik faktörlerin konak doku yatağında yeni kapillerler üreterek osteoblastları içeren değişik interstisyel hücre ve materyalleri kontrol ettiği bilinmektedir.

4.6.3. Greft Tipleri

Yetersiz alveol kemiğinin varlığı, dental implant rehabilitasyonu için kontraendikasyon oluşturmasına rağmen, kemik greftleme böyle vakalarda gereken yapısal ve fonksiyonel desteği sağlayabilir. Greftler otojen, allogreft ve alloplast olmak üzere 3 sınıfa ayrılır. Ksenogreftler, genellikle alt grup olarak kabul edilmektedir. Bu greftlerin mekanizması, materyalin orijinine ve kompozisyonuna bağlıdır(1992; Misch ve Dietsch, 1993).

4.6.3.1. Otojen kemik

Otojen kemik, greft materyallerinin altın standardı olarak kabul edilir ve osteojenik potansiyele sahip tek grefttir. Oral cerrahi işlemlerde otojen kemik en çok, ekstraoral olarak iliak krest ya da tibiadan, intraoral olarak mandibular simfiz, maksiller tüber bölgesi ya da ramustan elde edilir(Koole ve ark., 1989; Misch ve Dietsch, 1993). İliak kreste kıyasla mandibuladan alınan greftlerde daha az rezorpsiyon görülür (Koole ve ark., 1989). e-PTFE (expanded

polytetrafluoroethylene) membran ya da kollajen membran kullanımı bu rezorpsiyonu azaltabilir (Buser ve ark., 1996). Ağız içinden elde edilen otojen greftlerde morbidite, ağız dışına kıyasla daha azdır. Bununla birlikte elde edilen greft hacmi daha düşüktür.

Serbest otojen kemik grefti, yerleştirilmesini takiben ilk 2 hafta sürede osteojenik etki gösterir. Greftlemeden 2-6 hafta sonra osteoindüktif etkisi başlar ve 6 ay kadar sürer. Son olarak osteokondüktif etki ile apozisyonel kemik oluşumu gerçekleşir. Greftin organik komponenti olan kollajen, grefte esneklik, dayanıklılık ve stabilite kazandırırken, inorganik komponent olan hidroksiapatit, greftin rijiditesine katkıda bulunur(Greenberg ve Prein, 2002). Diğer bir yandan otojen greft kullanımının bazı önemli dezavantajları vardır:

- Greftin elde edilmesi hastanın postoperatif dönemdeki rahatsızlığını arttıran ikinci bir cerrahi işlemi gerektirir.

- Donör alanda, enfeksiyon veya morbidite riskini arttıran başka bir osseöz defekt oluşturulur.

- Özellikle iliak greftler ağız içi sahaya taşındığında, aşırı greft rezorpsiyonu gözlenebilir. Mandibular greftler, alıcı yatak ile aynı embriyojenik orijinden olduğundan daha az rezorpsiyon gözlenir.

- İntraoral donör alanlardan sadece kısıtlı miktarda greft materyali elde edilebilir.

- Çene ucu greftlerinde, apikal kök yaralanması ve duyuşal sinir yaralanması riski vardır.

4.6.3.2. Allogreftler

Kemik allogrefti aynı türden fakat genetik olarak alıcıyla hiç bir benzerliği olmayan canlılardan alınan dokulardır. Allogreftlerin avantajı, her zaman kullanıma hazır olması, donör saha ihtiyacının elimine edilmesi, anestezi ve operasyon süresinin azalması, kanama miktarında azalma ve daha az komplikasyondur. Kemik allogreftleri en çok dondurulmuş, dondurulmuş-kurutulmuş, demineralize dondurulmuş-kurutulmuş ve radyasyona tabi tutulmuş formlarında kullanılır.

Allogreftler osteojenik olmadığı için kemik şekillenmesi daha uzun zaman alır ve otojen kemiklerle elde edilen kemik hacminden daha az hacimde kemik elde edilir (Garg, 2004).

4.6.3.3. Alloplastlar

Alloplastik materyaller sentetik, inorganik, biyoyumlu ve biyoaktif, osteokondüktif greft materyalleridir. En sık kullanılan alloplastik materyaller; biyoseramikler, polimerler ve biyoaktif camlardır (Fonseca, 2000; Grageda, 2004).

4.6.3.3.1. Hidroksiapatitler

Sinüs tabanı greftlemede, geçmişte oldukça sık tercih edilen bir greft materyaliydi. Bu greft materyalini, tek başına veya diğer greft materyalleri ile kombine olarak kullanmak mümkündür. 1992 yılında yapılan çalışmada Smiler ve arkadaşları, rezorbe olabilen ve rezorbe olmayan hidroksiapatit (HA), DFDB ve bunların kombinasyonlarının sinüs tabanı greftlemede kullanımını karşılaştırmışlardır (Smiler ve ark., 1992). Sonuç olarak, DFDB dışındaki greftlerin implantları destekleyecek yeterli miktarda kemik oluşturdukları sonucuna varmışlardır. Yapılan deneysel bir çalışmada, rezorbe olmayan pöröz HA'nın tek başına sinüs tabanı greftlemede kullanımında başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Quinones ve ark., 1997).

4.6.3.3.2. Beta trikalsiyum fosfat

Sinüs tabanı greftlemede kullanılan diğer bir alloplastik materyal β -TCP'dir. Bu materyalin sinüs tabanı greftlemede kullanıldığı durumlarda tamamen rezorbe olması yaklaşık 12 ay kadar sürmektedir (Wiltfang ve ark., 2003). Yapılan bir klinik çalışmada, 10 hastada bilateral veya unilateral sinüs tabanı greftlemede β -TCP ve simfizden alınan otojen greftin başarısı karşılaştırılmıştır. Altı aylık iyileşme döneminin ardından, klinik sonuçlara göre β -TCP'nin sinüs tabanı greftlemede güvenli bir şekilde kullanılabilceği sonucuna varılmıştır (Zijderveld ve ark., 2005). Zerbo ve arkadaşları 5 hasta üzerinde gerçekleştirdikleri bilateral sinüs tabanı

greftlemesi işleminde bir tarafta β -TCP, diğer tarafta simfizden alınan otojen kemiği kullanmışlardır. Altı aylık iyileşme sürecinin ardından histomorfometrik inceleme için greftlenen alanlardan biyopsiler alınmıştır. Histomorfometrik sonuçlara göre, β -TCP'nin sinüs tabanı greftlemesinde kabul edilebilir bir materyal olduğu rapor edilmiştir (Zerbo ve ark., 2004). Ayrıca, otojen grefte kıyasla bu greft materyalinin kullanıldığı durumlarda kemik oluşumunun geciktiği ve daha az oranda yeni kemik oluştuğu rapor edilmiştir. Szabo ve arkadaşları 20 hastada bilateral sinüs tabanı greftlemesinde 6 aylık iyileşme döneminin ardından β -TCP ve otojen grefti histomorfometrik yöntemlerle karşılaştırmışlardır. Sonuçta, greftlerin etrafında yeni oluşan kemik miktarı değerlendirildiğinde iki grup arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır (Szabo ve ark., 2005). Yapılan çalışmalar göstermiştir ki bu greft materyali sinüs tabanı greftlemesinde güvenli bir şekilde kullanılabilir. Ancak, bu greftin kullanımı ile yeni kemik oluşumunun gecikmesi bu greft materyalinin en önemli dezavantajı olarak sayılabilir.

4.6.3.3.3. Biyoaktif cam

Sinüs tabanı greftlemesinde biyoaktif camın etkinliği de yapılan çalışmalarda değerlendirilmiştir. Klinik bir çalışmada, biyoaktif camın 1:1 oranında iliak otojen greft ile karıştırılması ile yapılan sinüs tabanı greftlemesi işleminde yeterli miktarda yeni kemik oluştuğu rapor edilmiştir (Tadjoedin ve ark., 2000). Furusawa ve Mizunuma ise biyoaktif camı sinüs tabanı greftlemesinde tek başına kullanarak başarılı sonuçlar elde etmişlerdir (Furusawa ve Mizunuma, 1997). Ancak bu çalışmada, histomorfometrik değerlendirme yapılmamıştır. Tadjoedin ve arkadaşları bilateral sinüs tabanı greftlemesi yaptıkları üç hastada farklı konsantrasyonlardaki biyoaktif cam greftini (%80, %90 ve %100), otojen greft ile histomorfometrik yöntemler kullanarak karşılaştırmışlardır. İmplantları, 4, 6 ve 15 aylık iyileşme döneminin ardından yerleştirmişlerdir. Sonuç olarak, biyoaktif camın tek başına bu amaç için başarılı bir şekilde kullanılabilmesini rapor etmişlerdir (Tadjoedin ve ark., 2002). Ayrıca, bu çalışmada %90 veya %100 oranında biyoaktif camın kullanıldığı durumlarda iyileşme için en az 9 ay beklenilmesi gerektiği önerilmiştir. Norton ve Wilson yaptıkları klinik çalışmada biyoaktif cam ile doldurulan çekim soketlerine

implant yerleştirmişler ve histolojik olarak bu greft materyalinin yeni kemik oluşturma etkinliğini araştırmışlardır. Ancak, 6 aylık iyileşme sũresinden sonra bile biyoaktif cam grefti içerisinde dũřuk oranda yeni kemik oluşumu saptanmıştır (Norton ve Wilson, 2002).

Sinũs tabanı greftlemedesinde, otojen greft altın standart olarak kabul edilse de, yapılan ęalıřmalarda alloplastik greftlerin tek başlarına veya otojen greft ile karıştırılarak gũvenli ve etkili bir Şekilde kullanılabileceği rapor edilmiştir. Otojen greftlere alternatif olabilecek alloplastik greftlerin en önemli dezavantajı kemik oluşma sũresinin uzun zaman almasıdır.

4.6.3.4. Ksenogreftler

Ksenogreftler, genetik olarak farklı canlılardan elde edilen greftlerdir. Bir ęeřit ksenogreft olan sığır kaynaklı HA, osteokondũktif özellikleri ile gũvenli ve biyoyumlu bir greft materyalidir(Berglundh ve Lindhe, 1997; Boyne ve Peetz, 1997; Hammerle ve ark., 1997).

Ksenogreftler, başlıca sığır kemiği ve doğal mercan olmak üzere farklı tũrlerden elde edilen kemik greftleridir. Farklı işleme teknikleri sayesinde, her iki kaynaktan da biyoyumlu ve yapısal olarak insan kemiğine benzer materyaller ũretilmektedir. Bu materyaller, sentetik kemik greftleriyle karışlaştırıldığında, yapısal bileşenlerinin insan kemiğine daha benzer olduğu gũrũlmũřtũr (Nasr ve ark., 1999). Sığır kaynaklı ksenogreftler (SKKG), etilen diamin ile 24 saat bekletilip organik komponentlerinden ayrıldıktan sonra doğal kemik mineralinin ağığa ęıkartılmasıyla elde edilir. Geriye kalan inorganik yapı olan kalsiyum matriks, sterilize edilerek kullanıma hazır hale getirilir (Kruger, 1984). Bu Şekilde hazırlanan greftlerin, alıcıda herhangi bir immũn reaksiyona neden olma olasılığı ve hastalık taşıma riski yoktur(Garg, 2004). Son yıllarda Creutzfeldt Jakob hastalığının gũndeme gelmesi, ksenogreftlere solvent dehidratasyon ve gama işınlama tekniklerinin de uygulanmasına neden olmuştur (Tudor ve ark., 2008). Organik komponentlerinden ayrılmış ve sterilize edilmiş inorganik bũlũm, makroporũz ve mikroporũz yapılı kortikal ve kansellũz kemikten oluşan HA bir iskelettir. Bu doğal HA yapı, kemik

oluşumu için gerekli olan kalsiyumun kaynağıdır ve remodelling süresince fiziksel boyutlarını korur (Hoexter, 2002).

Sığır kaynaklı ksenogreftler, osteokondüktif ve kısmen osteoindüktif greftlerdir (Schwartz ve ark., 2000; Zhang ve ark., 1997). SKKG, poröz yapısı ve insan kemiğine oranla daha fazla mineral komponent içermesi nedeniyle osteokondüktif bir iskelet sağlayarak, varolan kemiğe daha fazla entegre olur (Nasr ve ark., 1999). Ksenogreftler, kemik onarımı ve büyümesi için iskelet sağladıkları için kemik defektlerinin rekonstrüksiyonlarında, sinüs ve rezorbe olmuş alveol kreti ogmentasyonunda kullanılırlar (Garg, 2004).

Ksenogreftler, osteoklastlar tarafından kademeli olarak rezorbe edilirler (Nasr ve ark., 1999). Ancak bazı çalışmalarda bu rezorpsiyonun oldukça yavaş olduğu belirtilmiştir. Schlegel ve Donath yaptıkları klinik çalışmada mandibuladaki kemik defektlerini %100 SKKG ile doldurmuşlar ve bu işlemde 6 yıl sonra bile greft materyallerinin önemli ölçüde var olduğunu göstermişlerdir (Schlegel ve Donath, 1998). Sartori ve ark. SKKG ile maksiller sinüs ogmentasyonu yapılan bir hastayı 10 yıl boyunca takip etmişlerdir. Rezorpsiyon hızını ikinci yıla kadar aylık %3.55 olarak gözlemlemişlerdir (Sartori ve ark., 2003). Bunu takip eden 8 yıl boyunca bu değer düşerek ilk rezorpsiyon hızından 6.12 kat daha yavaş gerçekleşmiş ve %0.58 olarak bulunmuştur. Görüldüğü gibi ksenogreftler, diğer greftlerden farklı olarak tamamen rezorbe olmadan etrafında yeni kemik oluşumunu sağlamaktadır.

SKKG'nin güvenli ve biyouyumlu olduğu, antijenik özelliği bulunmadığı, radyopak görüntü verdiği ve osteokondüktif özellikleri nedeniyle MSTA'da başarılı bir greft materyali olduğu bildirilmektedir (Hammerle ve ark., 1997; Kim ve ark., 2009; Yildirim ve ark., 2000). Hayvan çalışmalarında, bu greftlerin yeni kemik oluşumu için ideal bir çatı oluşturduğu, zamanla lamellar kemik yapılar ve kemik yoğunluğunun arttığı gösterilmekte ve MSTA'larda kullanılabilceği bildirilmektedir (Froum ve ark., 1998; Hurzeler ve ark., 1997; Wetzel ve ark., 1995). Froum ve ark. koyunlarda SKKG kullanılarak yapılan MSTA'ları incelediği çalışmasında, 6 ay ile 9 ay arası yeni kemik miktarının %24 olduğunu gözlerken, bu oranın 12 ay ile 15 ay arası %33'e yükseldiğini bildirmiştir (Froum ve ark., 1998). Misch ve Dietsch kemik hacmindeki artışın vaskülarizasyonla ilişkili olduğunu ve vaskülarizasyonun da

zamanla arttığını ileri sürmüştür. Altıncı ayda kemiğin, greft materyelini 2 mm ile 3 mm penetre ederken 12. ayda penetrasyonun 5 mm ile 6 mm olduğunu bildirmiştir (Skoglund ve ark., 1997).

Maksiller sinüs augmentasyonu operasyonları sonrasında alınan greft materyalinin incelendiği çalışmalarda, bu greftlerin osteokondüktif özelliklerinin güçlü olduğu ve 6 ay sonunda granülleri arasında yeni kemik köprüsü oluşumlarının izlenebildiği bildirilmektedir (Piattelli ve ark., 1999; Valentini ve ark., 1998; Wallace ve ark., 1996). MSTA'larda SKKG'nin kullanımı ile oluşan yeni kemik miktarının %14,2 ile %53 arasında değiştiği ve yeni kemik miktarının zamanla arttığı da gösterilmektedir (Froum ve ark., 1998; Kim ve ark., 2009; Valentini ve ark., 2000; Yildirim ve ark., 2000). Bu greft materyali kullanılarak yapılan MSTA'lara uygulanan dental implantların başarısı %89,5 ile %100 arasında bildirilmektedir (Kim ve ark., 2009; Smiler ve ark., 1992; Valentini ve Abensur, 2003; Yildirim ve ark., 2000).

Radyografide 7 yıl sonrasında histolojik kesitlerde ise 44 ay sonra SKKG partiküllerine rastlanabildiği rapor edilmektedir (Schlegel ve Donath, 1998; Skoglund ve ark., 1997). 4 yıllık takipte, greft materyalinin rezorpsiyon miktarının 0,5 mm ile 1 mm arasında olduğu, bu düşük rezorpsiyon miktarının greftin stabilizasyonunu arttırdığı ve bu nedenle MSTA'larda kullanılabilir bir materyal olabileceği bildirilmektedir (Maiorana ve ark., 2000). Günümüzde MSTA uygulamalarında en sık kullanılan SKKG Bio-Oss®'tur (Geistlich Pharma, Wolhusen İsviçre). Bio-Oss® deproteinize sığır kemiğinden oluşan %75 ile %80 poroziteye, 10 µm kristal boyutta kortikal granüllere sahip antijenik potansiyeli bulunmayan bir kemik grefti materyalidir. Karbonat apatit içeren bir matrikse sahiptir, yavaş rezorbe olur ve sadece osteokondüktif özelliktedir (Cohen ve ark., 1994; Orsini ve ark., 2006; Zhao ve ark., 1999). Greft partiküllerinin gözenek genişliği kemik dokusunun grefte penetrasyonu için en az 100 µm ve osteoid tipte yapıların oluşması için 200 µm olması gerekmektedir. Doğal kemik ile benzer bir kristal yapıya ve elastikiyete sahip olan Bio-Oss®'un, yapısal olarak doğal kemikten daha geniş bir iç yüzeyi (100 m²/g) ve daha fazla porozite gösterdiği (Weibrich ve Kleis, 2002; Zechner ve ark., 2003); bu gözenekli yapının osteoblastların migrasyonuna ve anjiyogeneze izin verdiği bildirilmektedir (Orsini ve ark., 2006;

Yildirim ve ark., 2000). Vaskularizasyonun artması ve yeni kemik dokusunun greftin gözeneklerine penetrasyonunun, greftin stabilizasyonunu arttırdığı da gösterilmektedir (Valentini ve Abensur, 1997; Yildirim ve ark., 2000).

Yıldırım ve ark. MSTA'larda Bio-Oss® kullandığı çalışmasında 6. ayda Bio-Oss® partikül yüzeyinin %29,1'inin yeni kemik ile entegre olduğunu, yeni kemik miktarının %14,7 ve rezidüel greft miktarının %29,7 olduğunu (119), yavaş rezorbe olmasının implant greft stabilizasyonunu arttırdığını ve hızlı gelişen degradasyonu engellediğini bildirmektedir (Yildirim ve ark., 2000). Valentini ve Abensur, MSTA'da 1:1 oranında Bio-Oss® ve dondurulmuş kurutulmuş kemik allogrefti kullanarak yaptığı araştırmasında ortalama 6,4 ayda %96,8, 6,5 yıl sonra ise %94,5 dental implant başarısı gözlediğini ve 6. ayda Bio-Oss® partiküllerinin yeni kemik ile temasta olduğunu gözlerken dondurulmuş kurutulmuş kemik allogrefti ile yeni kemik yüzeyi arasında herhangi bir temasın bulunmadığını bildirmiştir. Bio-Oss®'un MSTA'da kullanılabilmesini ve daha fazla histomorfometrik çalışmanın yapılması gerektiğini bildirmiştir (Valentini ve Abensur, 2003). Bununla birlikte hayvan ve insan çalışmalarında Bio-Oss® partiküllerinin sadece yeni kemik ile entegre olduğu, ancak dental implantlar ile entegre olmadığı da gösterilmektedir (Wetzel ve ark., 1995). Bu materyalin yavaş rezorpsiyon gösterdiği ve kemik grefti uygulamasından yıllar sonra bile greft partiküllerine rastlandığı da bildirilmektedir (Orsini ve ark., 2006).

4.7. Bariyer Membranlar

Yönlendirilmiş doku rejenerasyonu, çenelerdeki küçük boyutlu alveolar kemik defektlerinin tedavisinde 20 yılı aşkın süredir yaygın olarak kullanılan metodlardan biridir (Dahlin ve ark., 1988; Hammerle ve ark., 1992; Linde ve ark., 1993). Bu tedavi konsepti, defekt önünde bariyer oluşturarak, kemikten daha hızlı proliferen olan bağ dokusu ve yumuşak dokuların, boşluk içine büyümelerini engellemeye dayanmaktadır (Gottlow ve ark., 1984; Lang ve ark., 1994). Bağ dokusunu kemik defektinden uzak tutma prensibine dayalı kemik augmentasyonu işlemlerinde, aynı anda implant yerleştirilebilir ya da yerleştirilmeyebilir (Buser ve ark., 1990; Lang ve ark., 1994).

Lateral pencerenin üzerine bir membran yerleştirmenin yararları hakkında farklı sonuçlar bildirilmiştir. Bununla birlikte birçok çalışmada, lateral pencerenin rezorbe olabilen bir membran ile örtüldüğünde, daha iyi bir kemik oluşumu ve daha az implant kaybı olduğunu göstermiştir(Choi ve ark., 2009; Pjetursson ve ark., 2008; Tawil ve Mawla, 2001).

Bununla birlikte, membran kullanımıyla ilgili klinikte birçok problemle karşılaşılabilmektedir. Rezorbe olmayan membranlar ekspoz olmaya meyillidir, çıkarılması için ikinci cerrahi ihtiyacı vardır ve ciddi selüler reaksiyonlara neden olabilir (Aaboe ve ark., 1998; Simion ve ark., 1994). Diğer yandan, rezorbe olabilen membranlar, daha güvenilir bir alternatif gibi görünmekle birlikte, rezorbe olmayan membranlara göre implant kemik rejenerasyonunda marjinal kemik seviyesini korumada daha sınırlı etkiye sahiptir (Zitzmann ve ark., 2001). Bariyerin kollapsını engelleyen, osteokondüktif özellikteki membrana destek materyali ile birlikte rezorbe olabilen membran kullanıldığında, marjinal kemikte artışa neden olduğunu birçok hayvan ve klinik çalışma göstermiştir (Brunel ve ark., 2001; Hockers ve ark., 1999; Strietzel ve ark., 2006). Mevcut araştırmalara dayanarak, membran kullanımıyla amaçlanan iki parametre vardır: bariyer fonksiyonu ve boşluk koruma.

Farklı sentetik yada doğal polimerlerden üretilen doku okluzyonunu sağlayan membran materyalleri bulunmaktadır. Günümüzde, bir çok klinik durumda, standart olarak rezorbe olabilen kollajen membranlar kullanılmaktadır (Zitzmann ve ark., 1997).

4.7.1. Kollajen Membran

Kollajen membranlar, 1990'ların ortalarından beri oral ve maksillofasiyal cerrahi işlemlerde kullanılmaktadır. Lateral pencerenin üzerine bir membran yerleştirmenin yararları hakkında çelişkili sonuçlar bildirilmiştir. Bazı alışmalar, lateral pencerenin rezorbe olabilen bir membranla örtüldüğünde, daha iyi bir kemik oluşumu ve daha az implant kaybı olduğunu göstermiştir (Choi ve ark., 2009; Pjetursson ve ark., 2008; Tawil ve Mawla, 2001). Çalışmamızda, kontrol grubunda koruyucu membran materyali olarak kollajen membran (Bio-Gide®, Geistlich Pharma, Wolhusen, İsviçre) kullanılmıştır. Bu membran, kontrollü üretim prosesleri

aracılığıyla elde edilen bir kollajen membrandır. İki katmanlı bir yapıya sahiptir. Kemiğe dönük olan gözenekli yüzü kemik oluşturucu hücrelerin çoğalarak malzemenin içine işlemesine olanak tanır. Yumuşak dokuya dönük olan yoğun yüzü ise lifli dokuların kemik defektini istila etmesini engeller. Membran doğal kollajenlerden oluşur, herhangi bir çapraz bağ ajanı veya kimyasal madde içermez. Antijenik etkisi düşüktür, biyouyumluluğu iyidir ve lifli mikro yapısı hidrofildir. Membran ıslandığı zaman dahi yapısal bütünlüğünü korur.

Mevcut olarak kullanılan tüm membranlar fabrikasyondur, standard büyüklük ve formdadır. Kullanılmadan önce, hastaya uygun şekilde modifiye edilmelidir. Ayrıca mevcut kollajen membranların, doku yüzeyine yapışabilmesi için fiksasyon vidalarına ihtiyaç vardır.

4.7.2. Polietilen Glikol Hidrojel Membran

Kollajen membranların kullanımıyla ilgili kısıtlamalar, yönlendirilmiş doku rejenerasyonunda membran olarak farklı materyal ihtiyaçlarını doğurmuştur. Deneysel çalışmalar, polietilen glikolden yapılan sentetik hidrojinin, kemik rejenerasyonu için kullanılabileceğini göstermiştir (Jung ve ark., 2009; Jung ve ark., 2006; Thoma ve ark., 2009; Wechsler ve ark., 2008). PEG-membran yüksek oranda biyouyumluluğa sahiptir ve diğer medikal disiplinlerde, sprey şeklinde adhezyon bariyeri olarak kullanılmıştır (Mettler ve ark., 2003). Birçok klinik öncesi ve klinik çalışma, bariyer membran olarak PEG materyalinin limitlerini değerlendirmek için yapılmış ve yayınlanmıştır (Jung ve ark., 2009; Mettler ve ark., 2003; Thoma ve ark., 2009).

Hidrojel sıvı solüsyonda şişen polimer zincirleridir. Hidrojel birbirine çapraz bağlarla bağlanmış uzun polimer zincirlerinden oluşur. Yüksek biyouyumluluğu, rezorbe olabilmesi ve in-situ olarak kolaylıkla üretilebilmesi biyomedikal uygulamalarda sıklıkla kullanılabilmesini sağlar (Hoffman, 2001). Hidrojel kozmetik ve rekonstrüktif cerrahide, doku mühendisliğinde yapay organ üretimi sırasında matriks olarak sıklıkla kullanılır (Landers ve ark., 2002). Bu kullanım alanlarının yanında kontak lens üretiminde, göğüs implantlarında, doku mühendisliğinde, bioaktif ilaç moleküllerinin dağıtım aracı olarak, biosensörler için kılıf amaçlı, yanık

yaraları ve yara iyileşmesinde, yönlendirilmiş doku rejenerasyonunda da sıklıkla kullanılmaktadır (An ve Hubbell, 2000; Drury ve Mooney, 2003; Eisenbud ve ark., 2003; Harris ve ark., 1977; Hong ve ark., 1998; Maillard, 2001; Quinn ve ark., 1995). Farklı polimer hidrojelleriyle birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen, polietilen glikol hidrojel en fazla araştırılan hidrojel türlerinden biridir.

4.8. Sinüs Tabanı Augmentasyonunda Eş Zamanlı veya Geç Dönem Dental İmplant Yerleştirilmesi

Kemik içi implantların sinüs tabanı greftlemesi ile eş zamanlı veya geç dönem yerleştirilmesi ile ilgili birçok deneysel ve klinik araştırma yapılmıştır. Eş zamanlı implant yerleşimi, ancak rezidüel subantral kemik ile implantın primer stabilitesi sağlanabileceksen uygulanabilir. Genel kural olarak, eşzamanlı STY işlemlerinin 5 mm ve daha fazla rezidüel kemik yüksekliği olan bölgelerde yapılması uygundur. Bununla birlikte primer stabilite, başka bazı faktörlerden de etkilenmektedir. Örneğin, kemik yoğunluğu önemli bir role sahiptir. Üst çenede gevşek yapılı trabeküler kemik kalitesi, kemiğin kondanse edilmesiyle geliştirilebilir (Katsuyama ve Jensen, 2011).

Yeterli primer stabilite elde edilemediğinde, aşamalı STY tavsiye edilir. Arttırılmış kemik hacmi, sinüs anatomisi ve greft protokolüne bağlı olarak iyileşme dönemi, implant yerleşimi öncesinde 3-12 ay arasında değişebilir. Eğer sinüs anatomisi dar ise ve kemik arttırımı için otojen greft (tek başına ya da otojen dışı greft materyalleri ile birlikte) kullanılacaksa, tek diş eksikliklerinde 3-4 aylık bekleme süresi uygun olabilir. Eğer yumurta kabuğu tarzındaki bir sinüs tabanı sadece otojen dışı materyaller ile greftlenmişse, implantlar yerleştirilmeden önce daha uzun süre bekleyerek greftin güçlenmesini beklemeye gereksinim vardır (Katsuyama ve Jensen, 2011).

Daha önceleri, primer stabilite elde etmek amacıyla rezidüel kemik hacminin yetersiz olduğu maksiller sinüse otojen kemik blokları yerleştirilmesi ve implantlar ile bu blokların sabitlenmesi önerilmekteydi (Katsuyama ve Jensen, 2011). Günümüzde bu teknik artık uygulanmamaktadır. Çünkü, implant başarısızlık

oranının yüksek olduğu ve protetik yönlendirmeli uygun implant konumlarının elde edilmesinde, teknik zorluklar yaşandığı gösterilmiştir (Jensen ve Terheyden, 2009).

Aynı klinik durumlarda, eşzamanlı ve aşamalı STY yaklaşımlarını karşılaştıran hiçbir randomize kontrollü klinik çalışma gerçekleştirilmemiştir. Yine de literatür incelendiğinde her iki yaklaşımın da, implant başarısı açısından benzer oranlara sahip olduğu belirtilmektedir (Del Fabbro ve ark., 2008).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırma Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Ağız-Diş-Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'na posterior maksilla bölgesine implant destekli protez yaptırmak amacıyla başvuran 14 hasta üzerinde yürütüldü. Bilateral ya da unilateral pnömatize maksiller sinüsleri bulunan 14 hastada, kontrol grubunda sığır kaynaklı kemik grefti uygulanan tarafa kollajen membran materyali, test grubunda ise polietilen glikol hidrojel membran uygulandı. Maksiller sinüs tabanı augmentasyonu işleminden sonra, implant cerrahisi sırasında implant yuvasından trefin frez ile alınan kemik doku örnekleri histolojik olarak değerlendirildi. Posterior maksillada sinüs pnömatizasyonu ve dişsizlik olan, panoramik radyografi ve bilgisayarlı tomografi görüntülerini değerlendirme sonucunda simultane implant yerleştirmenin mümkün olmadığına karar verilen 14 sistemik olarak sağlıklı gönüllü çalışmaya dahil edildi. İmplant tedavisi için kontraendikasyon oluşturabilecek medikal ya da psikolojik durumlar (kontROLSÜZ diyabet, kan diskrazisi, baş boyun radyoterapisi, bifosfonat türevi ilaç kullanımı), sinüs enfeksiyonu, kötü ağız hijyeni, sigara, hamilelik, loğusa dönemi, alkol ya da ilaç bağımlılığı çalışmadan çıkarılma kriterleri olarak belirlendi.

Hastalar, uygulanacak tedavi ve oluşabilecek komplikasyonlar hakkında bilgilendirilerek, tüm hastalara bilgilendirilmiş gönüllü onam formu imzalatıldı. Hastaların yaş, cinsiyet, kötü alışkanlıklar, ağız hijyeni, maksiller sinüs patolojisi gibi klinik bulguları, uygulanan implantların çapları ve boyları, operasyona bağlı gelişen komplikasyonlar kaydedildi. Posterior maksillada rezidüel kret yüksekliği, dental volümetrik tomografilerde implant yerleştirilecek her bölge için milimetre olarak ölçülerek kaydedildi.

Greftin konsolidasyonu için en az 6 ay beklendi ve 6 ayın sonunda kontrol için dental volümetrik tomografileri alındı. Greftin konsolidasyonu tamamlandıktan sonra değişik çap ve uzunlukta silindir tip implantlar uygulandı.

5.1. Cerrahi İşlemler

Araştırmaya dâhil edilen hastalarda operasyon öncesi perioral bölge antisepsisi %10 povidon iyot antiseptik solüsyonu ile, oral kavite antisepsisi ise hastanın ağzını 1 dakika boyunca %0,2'lik klorheksidin glukonat solüsyonuyla çalkalatılarak sağlandı. Lokal anestezi, posterior süperior alveolar sinirin blokajı ve palatinalde infiltratif yöntemle 40mg artikain hidroklorür ve 0,012 mg epinefrin hidroklorür/ml içeren lokal anestetik solüsyon (Ultracaine®, Hoechst Marion Roussel) kullanılarak sağlandı.

İnsizyon, kanin dişin distalinden başlanarak kret tepesinin palatinalden, horizontal yönde tüber maksillaya kadar uzatıldı ve vertikal insizyonla sonlandırıldı. Mukoperiosteal flep zigomatik arkı da içine alacak şekilde süperior yönde kaldırıldı.

Radyografide operasyon öncesinde belirlenen rezidüel kret yüksekliğinin 1mm ile 2mm üzerinde olacak şekilde ortalama 1X1 cm büyüklüğünde kemik penceresi sınırları işaretlendi. Lateral pencerenin hazırlanmasında, pencere formunun sınırlarını belirlemek için, elmas rond frez kullanıldı. Sinüs kavitesini örten fasiyal kemiğin ince olduğu durumlarda, zarın perforasyon riskini azaltmak için, serum fizyolojik soğutması altında piezo cerrahi cihazı (Piezosurgery®, Mectron Dental, Italy) tercih edildi. Kemik penceresinin noktasal sınırları birleştirilerek oluşturulan pencerenin sınırlarından maksiller sinüs izlendi. Piezo cerrahi cihazının uygun uçları ile ya da uygun el aletleriyle sinüs membranı mezial, distal ve inferior sınırlarından başlanarak medial ve apikal yönde eleve edildi. El aletleri ile sinüs duvarı serbestleştirilirken, önce küçük aletler, boşluğu genişletmek için ise daha geniş aletler tercih edildi. Hastaya nazal yoldan solunum yaptırılarak kalp atışı şeklindeki membran hareketliliği izlenerek perforasyonlar kontrol edildi. Perforasyon oluşan hastalarda, perforasyonlar kollajen membranla kapatıldı (Bio-Gide®, Geistlich Pharma, Wolhusen, İsviçre).

Sinüs tabanı augmentasyonu işlemi uygulanan hastalara, sinüs bölgesinden alınan kan ve serum fizyolojikle karıştırılan sığır kaynaklı greft (Bio-Oss, Geistlich Pharma AG, İsviçre), tek bir sinüs bölgesindeki greft miktarı en az 2 g olmak üzere uygulandı. Lateraldeki kemik penceresi kontrol grubunda kollajen membranla (Bio-

Gide®, Geistlich Pharma, Wolhusen, İsviçre), test grubunda ise polietilen glikol hidrojel membranla (Membragel, Institu Straumann AG, Basel, İsviçre) kapatıldı. Mukoperiosteal flep 3/0 Vicryl® (Ethicon Inc.) ile suture edildi.

Tüm perioperatif ve postoperatif komplikasyonlar hasta kartlarına not alındı. 1 hastada mukozada perforasyon meydana geldi. Bu perforasyon, operasyonun devam etmesine engel olacak büyüklükte değildi. Perfore alan membranla (Bio-Gide, Geistlich Pharma AG, İsviçre) kapatılarak operasyona devam edildi.

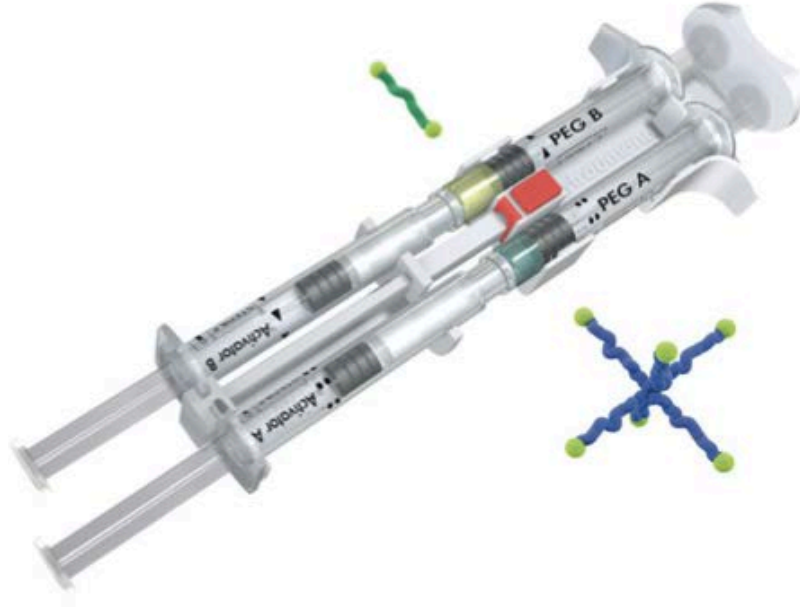
Operasyondan sonra tüm hastalar; amoksisilin ve klavulanik asit 1000 mg tablet 2x1 (Augmentin®, Glaxo Smithkline), diklofenak 50 mg tablet 3x1 (Cataflam®, Novartis), ve klorheksidin glukonat oral gargara 3x1 (klorhex®, Drogosan) ile reçetelendirildi. Operasyon sonrasında 1. gün, 3. gün, 7. gün, 3. ay ve 6. aylarda hastaların klinik ve radyolojik değerlendirmeleri yapıldı. Hastalarda gelişen olası komplikasyonlar (yara bölgesinde enfeksiyon, membran ve/veya greft materyalinin ekspozisyonu, maksiler sinüzit) kaydedildi. Altı aylık bekleme süresi sonrasında alınan panoramik radyografi ve dental volümetrik tomografide greft stabilizasyonu ve greft ile rezidüel kemiğin konsolidasyonu izlenen hastalara implant uygulandı.

İmplant cerrahisi sırasında giriş frezi olarak 2,5 mm çapında trephine kullanılarak blok kemik örnekleri elde edildi. Kemik doku örneklerin bütünlüğünün bozulmamasına dikkat edilerek trefin frezden çıkarıldıktan sonra %4'lük nötral buffered formalin solüsyonunda fikse edildi. Temel prensiplere uyularak ilgili bölgeye implantlar yerleştirildi ve ISQ değerleri ölçüldü. Fikse edilen kemik doku örnekleri histolojik değerlendirme için Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Patoloji Anabilim Dalı Laboratuvarına gönderildi.

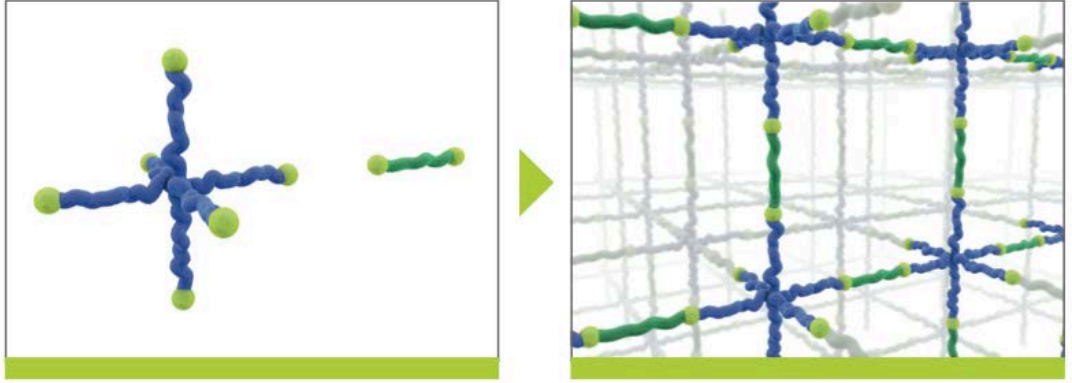
5.1.1. PEG-membranın hazırlanması

PEG-membran şırıngayla uygulanan, fiksasyona gerek duyulmayan, standart şekilli olmadığı için uygulama kolaylığına sahip sentetik bir membrandır. PEG A, PEG B, Aktivatör A ve Aktivatör B olmak üzere 4 şırıngadan oluşur. PEG A ve PEG B içeriklerinin karıştırılması, polietilen glikol moleküler bağlantılarını oluşturur ve bu bariyer, yumuşak dokunun göçünü engeller (Resim 2 ve Resim 3). PEG-membran

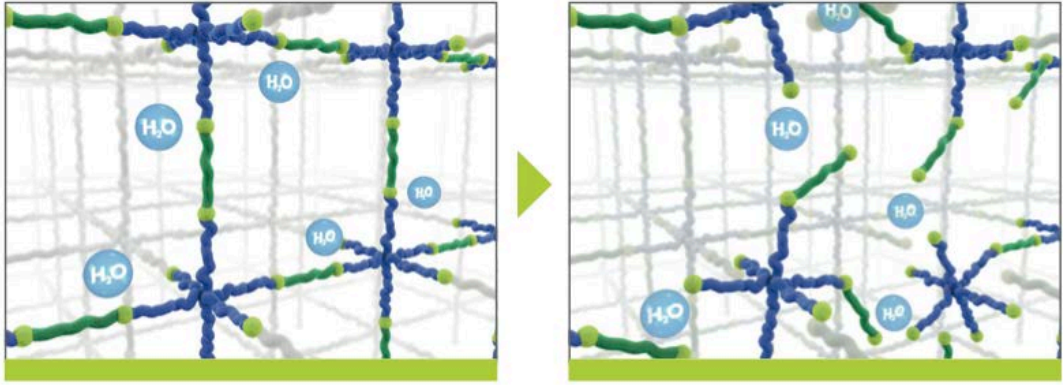
devamlı olarak su tarafından hidrolize edilir, bu rezorpsiyon sırasında çevre dokulara herhangi bir asit çıkışı olmaz (Resim 4).



Resim 2: PEG A ve PEG B komponentleri



Resim 3: Moleküler bağların oluşumu



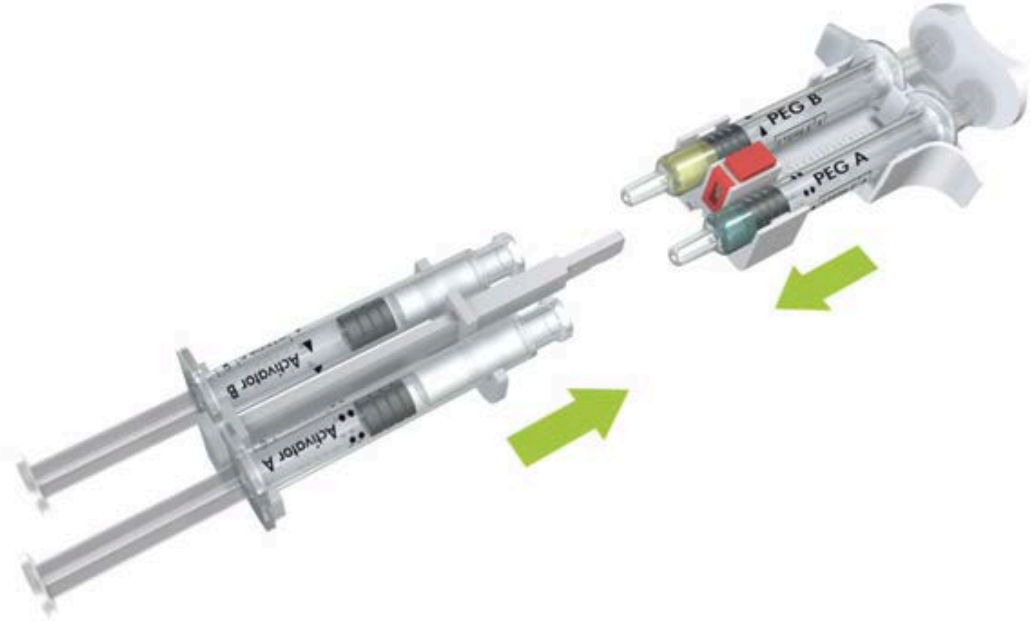
Resim 4: Asit oluşturmada su molekülleri ile rezorpsiyon

PEG-membran oda sıcaklığında hazırlanmalıdır. Buzdolabından çıkarıldıktan sonra 30 dakika, oda sıcaklığında bekletilmeli ve sonra karıştırma işlemine geçilmelidir. 4 şırınganın kapakları da çıkarılmalı, hava baloncuklarını azaltabilmek için şırıngalar dik pozisyonda tutularak pistonlara hafifçe kuvvet uygulanmalıdır (Resim 5).



Resim 5: Şırıngaların ucundan kapakların çıkarılması

İki şırınga tutucuyu bağlamadan önce, rijit bir yüzeye yerleştirmek faydalı olacaktır. Şırınga etiketleri üzerinde yazılı olan sembollerle (üçgenler/daireler) eşleşecek şekilde, PEG etiketli cam şırıngalar, aktivatör etiketli plastik şırıngalara bağlanır (Resim 6).



Resim 6: Şırıngaların bağlantısı

İki parça da, aynı anda klik sesi duyulacak ve şırıngaların sıkıca birleştirilmiş şekilde olmasını sağlayacak şekilde yeterli kuvvet uygulanarak itilir(Resim 7).



Resim 7: Şırıngalar ve şırınga tutucular sıkıca birleştirilmeli

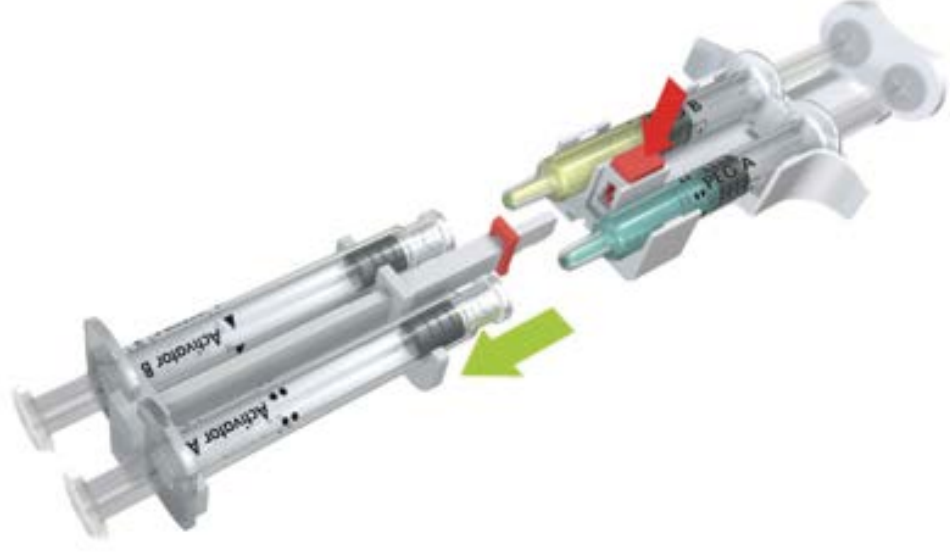
Karıştırma prosedürünün başlamasından önce, herhangi bir materyal kaybından sakınmak için şırınga tutucuların tam oturduğundan emin olunmalıdır. Tüm şırıngaları birlikte tutabilmek için pistonlar kullanılmalıdır.

PEG bileşenleri ve uygun aktivatörler, tam olarak bir şırınga içeriği, diğerine aktarılacak şekilde karıştırılır. Bu işlem kapsamlı ve homojen bir karıştırma sağlamak için en az 15 kere yapılmalıdır(Resim 8).



Resim 8: Karıştırma işlemi için şırıngalar 15 kere ileri geri hareket ettirilmeli

Karıştırmadan sonra, dilue edilmiş PEG materyalleri PEG bileşenleri içeren şırıngada kalmalıdır. Kırmızı düğmeye basıldıktan ve solüsyonu içeren şırıngalar aktivatör şırıngalardan ayrılır(Resim 9).



Resim 9: Bağlantının ayrılması

Tüm materyal cam şiringaların içinde kalana kadar kırmızı düğmeye basılmamalıdır. Boş plastik şiringaları atıldıktan sonra PEG bileşenleri için aplikatör uç takılır (Resim 10).



Resim 10: Uygulama ucunun takılması

Her iki parçanın da sıkıca bağlı olduğundan emin olunduktan sonra, membran artık kullanıma hazırdır(Resim 11). Materyal, karıştırma işleminden sonra 45 dk içinde uygulanmalıdır.



Resim 11: Kullanıma hazır PEG-membran

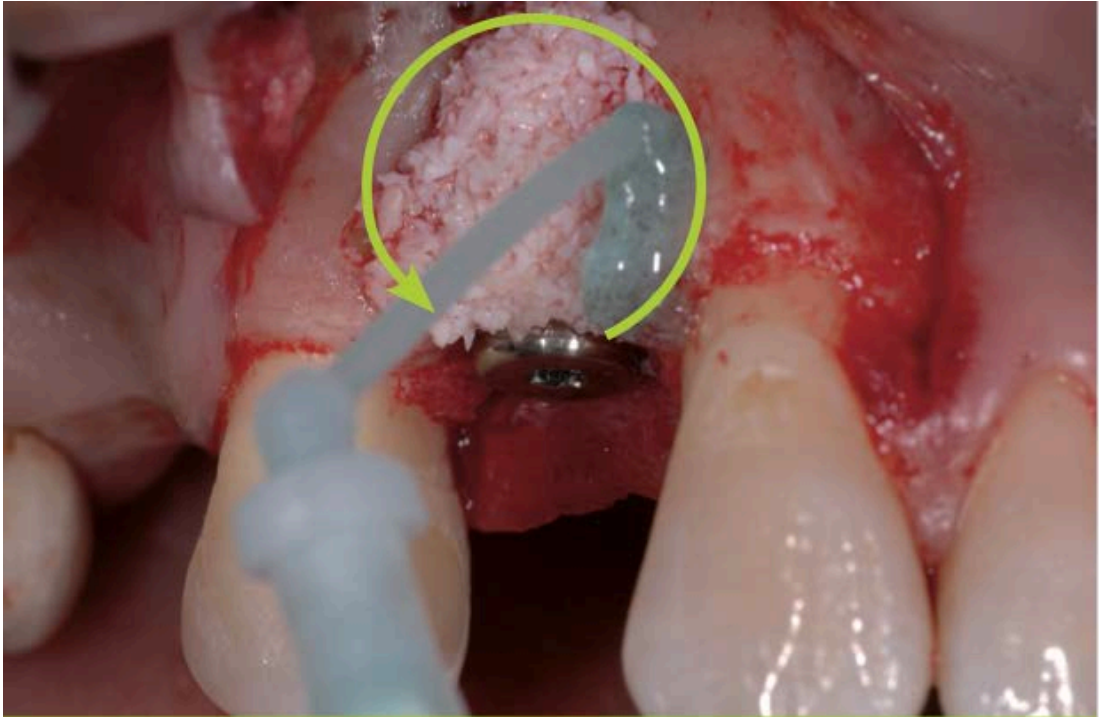
Cerrahi sahaya kolay erişilebilmek amacıyla ve mukoperiostal flebin optimal kapanması için, vertikal rahatlatıcı insizyonlar defekt alanından 4-5 mm uzaktan yapıldı. Sıvının uygulama aletinden uygulanmaya başlamasıyla beraber pistonların sürekli olarak, mümkünse kesintisiz bir biçimde uygulanması tavsiye edilmektedir. Aplikatörün tıkanmasını önlemek için 30 saniyeden daha uzun kesintilerden kaçınılmalıdır.

Uygulama sırasında tükürüğün tedavi bölgesine girmesi önlenmeli, aşırı kan aspire edilmelidir. Bu, kemik duvarına membranın optimal adhezyonunu sağlayacaktır. Kan ya da tükürük, membran oluşumunu engellemez, bununla birlikte jelin oluşumu işlemi sırasında PEG malzemesi sulandırılmamalıdır. Büyük hava kabarcıklarını önlemek için, ilk olarak iki-üç damla ağız dışında veya tedavi alanı dışında uygulanmalıdır. .

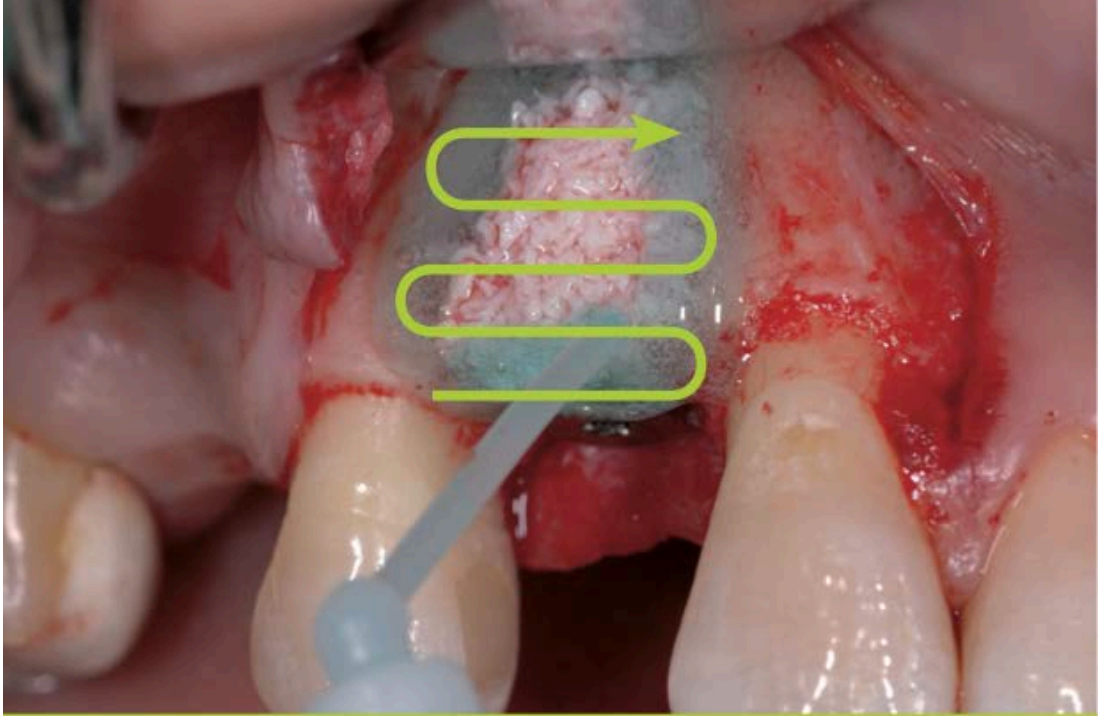
PEG-membranı stabilize etmek ve defektin girişinden gelen osteojenik olmayan yumuşak doku hücrelerini önlemek amacıyla, jeli defekt duvarının kenarlarından

İtibaren en az 1-2 mm dışına uygulamak yeterli olacaktır. Membranı uygulamaya greftli sahanın en dışından başlayarak uygulamak avantajlıdır(Resim 12). Devamında ise uygulama alanının en altından en üstüne doğru paralel hatlar içinde uygulanmaya devam edilmelidir(Resim 13). Membran olabilecek en ince kalınlıkta tutulmalıdır ve birkaç tabaka halinde uygulamaktan kaçınılmalıdır(Resim 14). Sertleşmiş membran çok kalın ise, kalınlığı azaltmak için keskin bir bistüri, membranın kopmamasına dikkat ederek inceltilebilir, kenarları düzeltilebilir(Resim 15). Flebin kapatılmasından önce en az 90 sn sabit bir şekilde beklenir. Membran yerleştirildikten sonra yeniden konumlandırmaya çalışılmamalıdır.

Mümkün olan her yerde, mukoperiostal flebin tamamen membranın üzerini kapattığından emin olunmalıdır.



Resim 12: Defektin etrafına daire şeklinde uygulanması



Resim 13: Defektin ortasına paralel çizgiler şeklinde uygulama



Resim 14: Yeni uygulanmış PEG-membran



Resim 15: Gerekliyse, PEG-membranın sınırları, keskin bir bistüriyle düzeltilebilir.

5.2. RFA Ölçümlerinin Gerçekleştirilmesi

İmplant stabilizasyonu ölçümü Osstell™ Mentor (Integration Diagnostics, Sweden) cihazı kullanılarak yapıldı. İmpantların RFA ölçümleri, intraoperatif ve postoperatif 3 ay sonra olmak üzere 2 defa yapıldı ve elde edilen ISQ değerleri 1. kontrol ve 2. kontrol değerleri olarak kaydedildi. RFA ölçümlerinin gerçekleştirilmesinde üretici firmanın direktifleri doğrultusunda smart pegler plastik taşıyıcı parçası ile kan, tükürük ve yumuşak dokular izole edilerek implantlara vidalandı. RFA ölçümleri her implant için bukkal, palatinal yönden olmak üzere 2 farklı yönde gerçekleştirildi ve 2 değer aritmetik ortalaması ISQ değeri olarak kaydedildi. ISQ değerlerinin 2. ölçümünden sonra implantların stabilitesi yeterli görülen hastalar protetik tedavilerinin bitirilmesi için Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalına yönlendirildi.

5.3. Histolojik Değerlendirme

Sert doku ve biyomateryal içeren örneklerden histolojik kesit hazırlanması ve incelenmesinde kullanılan yöntem aşağıdaki gibidir.

Çene kemiğine ait biyopsi materyalleri 24 saatlik %10 tamponlu formaldehit fiksasyonunun ardından kemikte bulunan kalsiyumu uzaklaŐtırarak kemiği kesilebilir kıvama getirmek amacıyla zayıf dekalsifikasyon solusyonu olan %20'lik formik asit solusyonu içinde 48 saat süreyle tutuldu. Akan suyun altında 30 dakika yıkanarak üzerinde bulunan asit uzaklaŐtırılan kemik dokuları gece boyu devam eden alkol takibine tabi tutuldu. Parafine gmlmelerinin ardından dokulardan elde edilen 5 mikrometrelik kesitler hematoksilen-eozin boyası ile boyanarak ışık mikroskobu altında (Olympus BX51) değerlendirildi.

Augmente edilen alanın histomorfometrik değerlendirilmesinde 3 kriter esas alındı;

- a) Yeni kemik formasyonu (yeni kemik oluşan alanın tüm ölçüm yapılan alana olan oranı)
- b) Greft partiküllerinin varlığı (greft partikülü gözlenen alanın tüm ölçüm yapılan alana olan oranı)
- c) Yumuşak doku varlığı (Yumuşak doku gözlenen alanın tüm ölçüm yapılan alana olan oranı)

5.4. İstatiksel Analiz

Bu çalışmada istatistiksel analizler SPSS 15.0 programı ile yapıldı. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metodların (ortalama, standart sapma) yanı sıra ikili grupların karŐılaŐtırmasında Mann-Whitney-U testi, grupların tekrarlayan ölçümlerinde Wilcoxon testi, nitel verilerin karŐılaŐtırmalarında ki-kare testi, değişkenlerin birbirleri ile iliŐkilerini belirlemede basit korelasyon ve kısmi korelasyon analizleri kullanıldı. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

6. BULGULAR

Yaşları 34 ve 71 arasında değişen ($51,3\pm 12,7$), 9 kadın, 5 erkek hastaya unilateral ya da bilateral sinüs tabanı ogmentasyonu operasyonları yapıldı. MSTA işleminden implantların uygulanmasına kadar geçen süre ortalama $9,3\pm 2,49$ ay (6 ile 14 ay arasında) olarak belirlendi. Panoramik radyografi üzerinde yapılan ölçümlerde ortalama rezidüel kret yüksekliği $3,39\pm 0,59$ mm (2,10 mm ile 4,25 mm arasında) olarak ölçüldü. Kontrol grubunda ortalama rezidüel kret yüksekliği $3,53\pm 0,68$ mm (2,75 mm ile 4,55 mm arasında), test grubunda ortalama rezidüel kret yüksekliği $3,31\pm 0,58$ mm (2,10 mm ile 4,00 mm arasında) ölçüldü (Tablo 1). Tüm hastaların MSTA yapılan bölgelerine toplam 41 adet implant yerleştirildi.

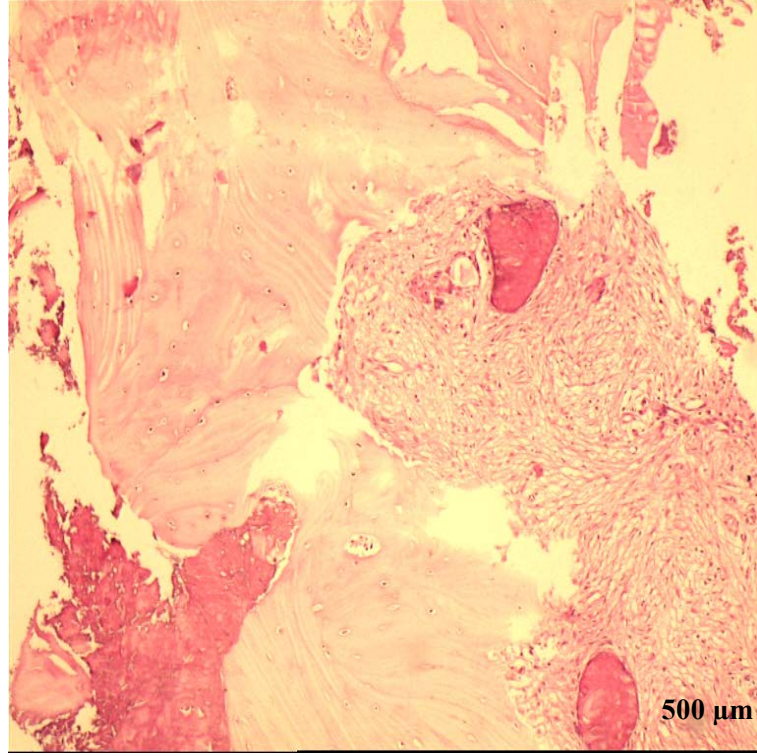
Tablo 1: Ortalama kret yükseklikleri (test ve kontrol grubu)

	Cinsiyet	Yaş	Bekleme süresi(ay)	Ortalama Kret Yüksekliği(mm)
1	Kadın	70	13,00	4,15
2	Kadın	70	13,00	4,10
3	Kadın	56	6,00	3,40
4	Kadın	56	6,00	3,85
5	Erkek	33	10,00	3,10
6	Kadın	49	11,00	3,35
7	Kadın	49	11,00	2,60
8	Kadın	43	10,00	3,80
9	Erkek	71	8,00	3,20
10	Erkek	33	10,00	2,75
11	Erkek	71	7,00	4,25
12	Erkek	45	11,00	3,40
13	Erkek	57	11,00	2,75
14	Kadın	58	14,00	4,55
15	Erkek	35	9,00	3,15
16	Kadın	49	8,00	3,35
17	Kadın	53	8,00	2,60
18	Kadın	53	8,00	2,10
19	Kadın	37	6,00	3,70
20	Kadın	37	6,00	2,95
Ortalama		$51,25\pm 12,39$	$9,30\pm 2,49$	$3,39\pm 0,59$

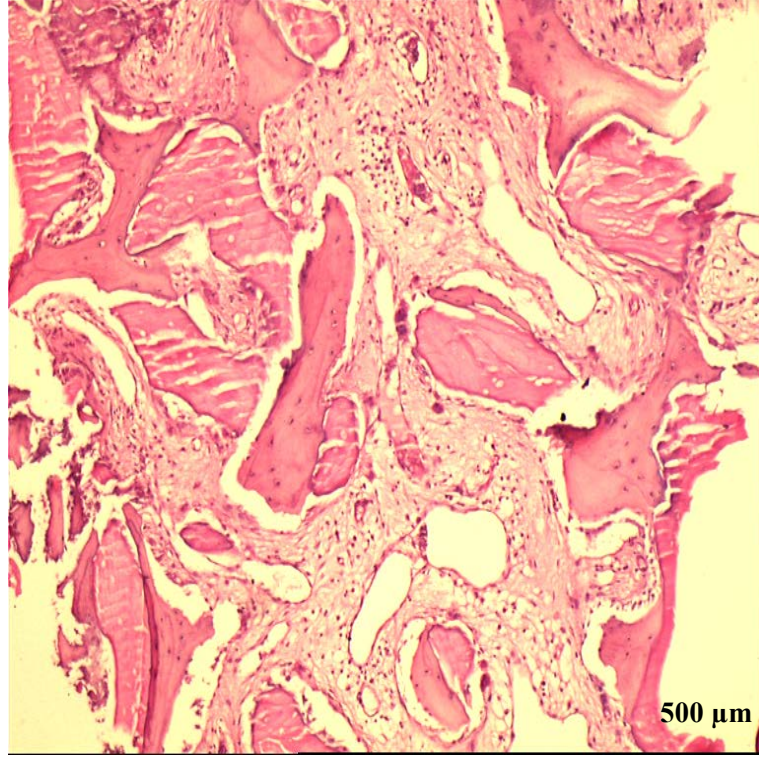
MSTA operasyonları sırasında 1 hastanın 1 maksiller sinüsünde sinüs membranı perforasyonu gelişti ve perforasyon kollajen membranla kapatılarak operasyona

devam edildi. Hiç bir hastada enfeksiyon gelişmedi ve implantların tamamı osseointegre oldu. Tüm implantlarda başarı oranı %100 olarak belirlendi.

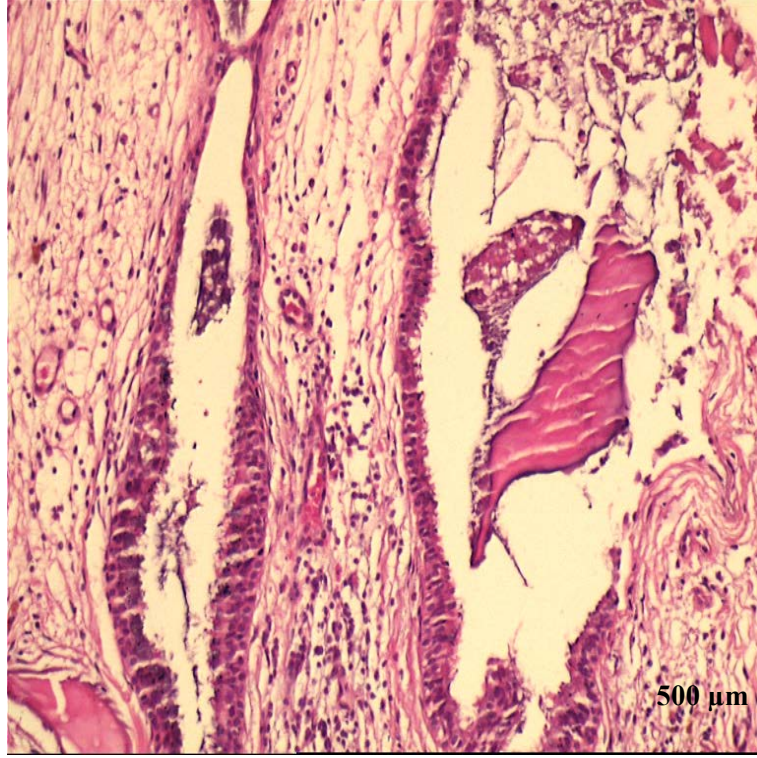
MSTA bölgelerinden alınan doku örneklerinin histolojik değerlendirmesinde, örneklerde bağ dokusu, yağ dokusu, greft, kemik dokusu görüldü ve incelendi.



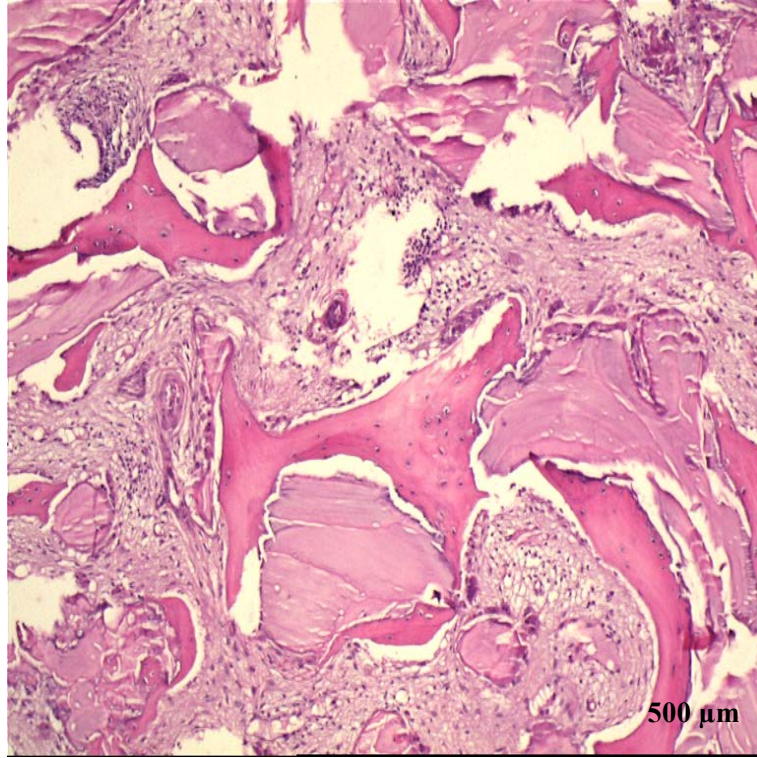
Resim 16: Histolojik kesitte lameller kemik dokusu, kemik dokuyla birlikte bağ dokusu da görülüyor. Bağ dokusunun kenarına dizilmiş osteoblast hücrelerinin varlığından, kemik yapımının devam ettiği anlaşılıyor. Test grubu.



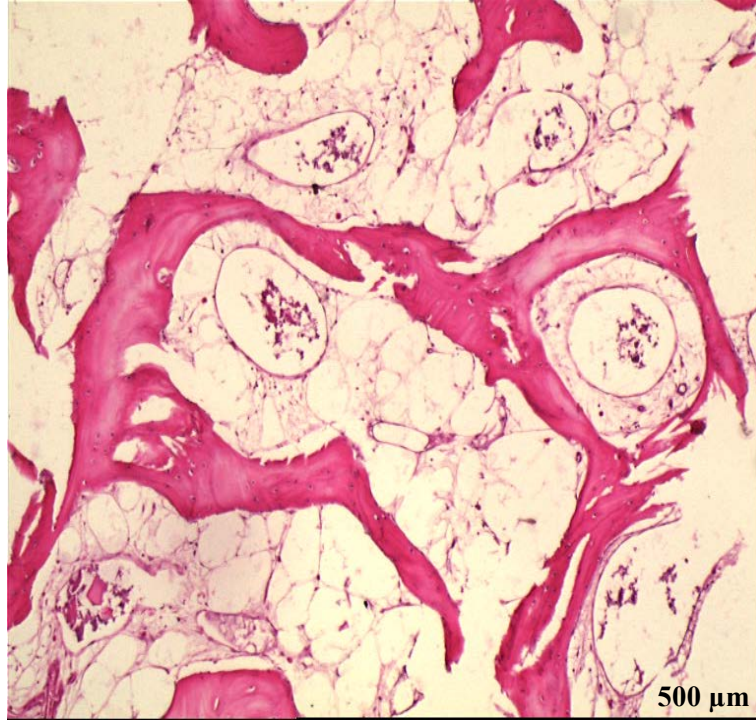
Resim 17: Bağ dokusu hücreleriyle birlikte, bir miktar kronik enflamatuar bağ dokusu hücreleri içeriyor. Kemik trabeküllerinin etrafında bağ dokusu, ve bir miktar kemik yapimida eşlik ediyor. Test Grubu



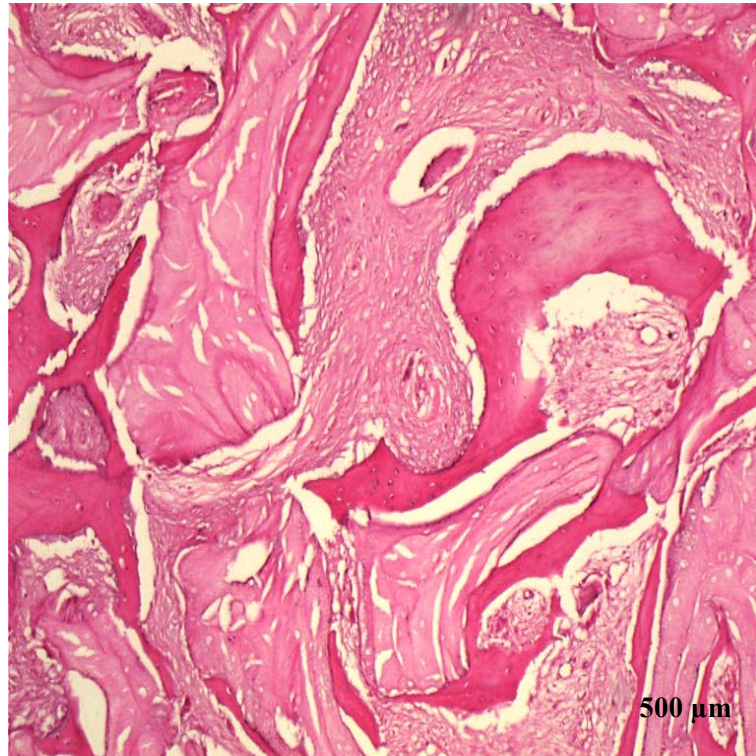
Resim 18: Histolojik kesitte siliyali epitel görünüyor. Bu da histolojik kesit alırken sinus mukozasının perfore olduğunu gösteriyor. Hafif derecede enflamasyonlu, tüm doku boyunca kemik iliği mesafesinde bağ dokusu var, osteoblastik aktivite belirgin. Test Grubu



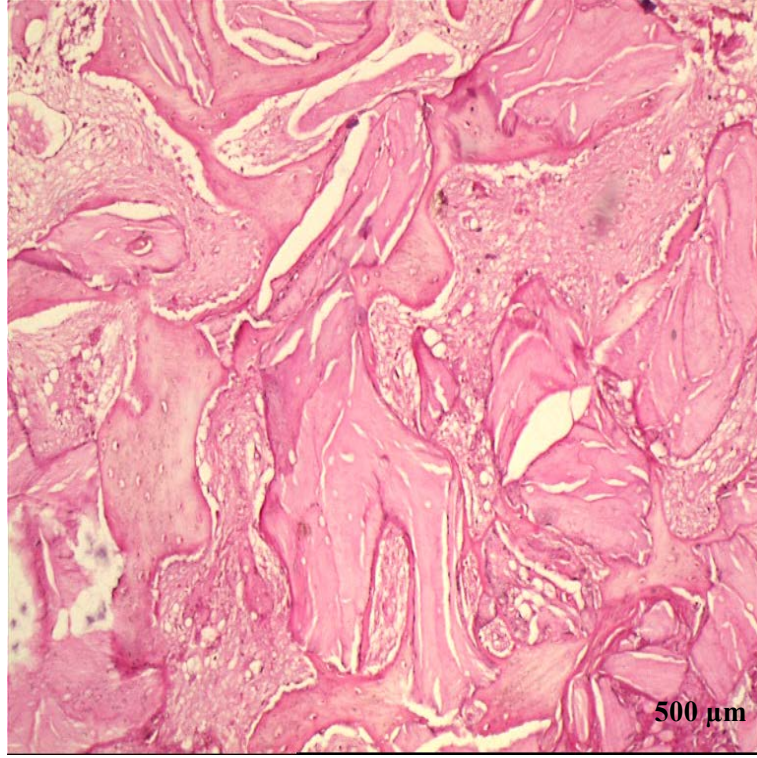
Resim 19: Yağ dokusuyla içiçe enflamasyon hücreleri izleniyor. Küçük bir yağ dokusu alanıyla birlikte greft sahaları mevcut. Test Grubu



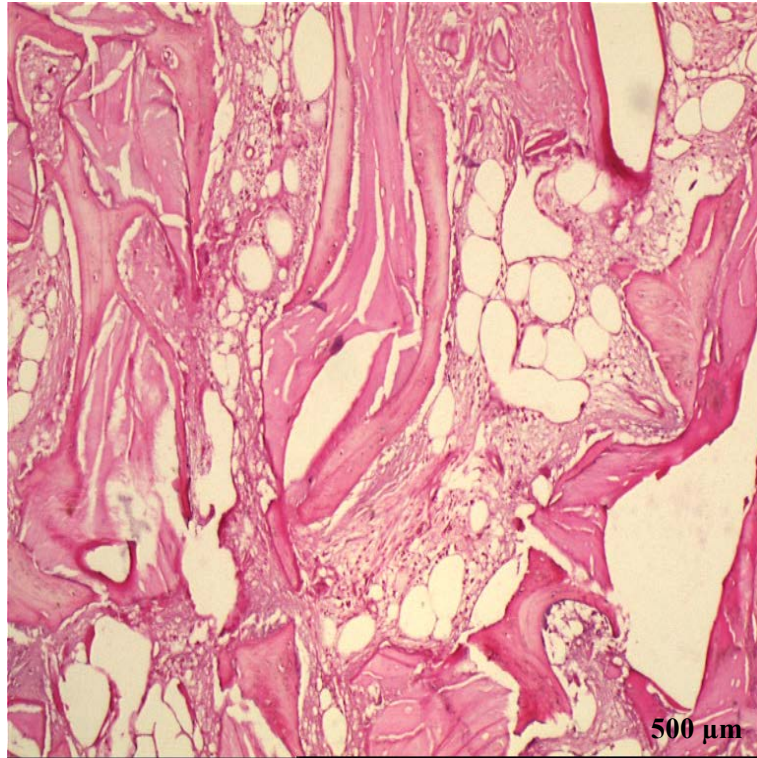
Resim 20: Histolojik kesitte hiç bağ dokusu görünmüyor. Kontrol Grubu



Resim 21: Greft sahası, arada kemik iliği mesafesinde bağ dokusu hücreleri gelişmiş, rezorbe greft materyalleri var. 2mm'lik bir alanda bağ dokusu hiç izlenmiyor, onun dışında kalan sahanın tamamında bağ dokusu hücreleri var. Az sayıda iltihabi hücreler eşlik ediyor. Test Grubu



Resim 22: Histolojik kesitte greft ve içini dolduran bağ dokusu izleniyor. Kontrol Grubu



Resim 23: Test grubu, histolojik kesitte greft ve kemik dokusu, medullar alanda hafif bir bağ dokusu artışı var. Kontrol Grubu

İki aşamalı MSTA operasyonu yapılip dental implant uygulanan hastalarda hiç kayıp yaşanmadı ve başarı oranı %100 olarak belirlendi.

Tablo 2: İmplantların diş numaralarına göre dağılımı

Diş No	Kontrol Grubu n=41		Çalışma Grubu n=41		X ²	p
	İmplant Sayısı	Oran	İmplant Sayısı	Oran		
14	3	%15,0	2	%9,5	2,598	0,920
15	1	%5,0	1	%4,8		
16	5	%25,0	3	%14,3		
17	1	%5,0	3	%14,3		
24	1	%5,0	2	%9,5		
25	3	%15,0	4	%19,0		
26	5	%25,0	4	%19,0		
27	1	%5,0	2	%9,5		

Hastalara ait implant sayılarının diş numaralarına göre dağılımında kontrol ve çalışma grupları arasında anlamlı farklılık bulunmadı (X²=2,598, p>0,05) (Tablo 2).

Tablo 3: Kontrol ve çalışma grubundaki tüm doku örneklerinin histomorfometrik değerlendirme kriterlerine göre dağılımı

Doku Örneği	Kontrol Grubu n=10	Çalışma Grubu n=9	MWU	p
Bağ Dokusu	%51,61±42,87	%21,42±26,03	25,00	0,093
Kemik Dokusu	%48,39±42,87	%78,58±26,03	25,00	0,093

Kontrol grubunda izlenen bağ dokusu oranının %51,61±42,87 ve çalışma grubunda izlenen bağ dokusu oranının %21,42±26,03 olduğu belirlendi. Her iki grupta bağ dokusu oranının karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık belirlenmedi (p>0,05).

Kontrol grubunda izlenen kemik dokusu oranının %48,39±42,87 ve çalışma grubunda izlenen kemik dokusu oranının %78,58±26,03 olduğu belirlendi. Her iki grupta kemik dokusu oranının karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık belirlenmedi (p>0,05) (Tablo 3).

Tablo 4: Kontrol ve çalışma grubundaki VAS skorlarının karşılaştırılması

VAS Skoru	Kontrol Grubu n=10	Çalışma Grubu n=10	MWU	p
VAS1	2,80±1,81	2,70±1,42	49,00	0,938
VAS3	4,00±2,79	4,70±2,91	43,50	0,618
VAS7	0,70±0,95	1,30±1,25	36,00	0,250

Kontrol grubunda VAS1 skorunun 2,80±1,81 ve çalışma grubunda izlenen VAS1 skorunun 2,70±1,42 olduğu belirlendi. Her iki grupta VAS1 skorunun karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık belirlenmedi ($p>0,05$).

Kontrol grubunda VAS3 skorunun 4,00±2,79 ve çalışma grubunda izlenen VAS3 skorunun 4,70±2,91 olduğu belirlendi. Her iki grupta VAS3 skorunun karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık belirlenmedi ($p>0,05$).

Kontrol grubunda VAS7 skorunun 0,70±0,95 ve çalışma grubunda izlenen VAS7 skorunun 1,30±1,25 olduğu belirlendi. Her iki grupta VAS7 skorunun karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık belirlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4).

Tablo 5: ISQ değerlerinin ölçüm zamanları ile ilişkisi

ISQ	Kontrol Grubu n=10 (9)	Çalışma Grubu n=10	MWU	p
1. Kontrol	69,60±7,66	69,12±11,01	46,00	0,762
2. Kontrol	78,28±3,37	80,57±2,69	23,50	0,076
Grup İçi 1. ve 2. Kontrol Farkları				
Z	-2,670	-2,803		
p	0,008	0,005		

Kontrol ve çalışma gruplarının ISQ değerlerinin ilk ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).

Kontrol ve çalışma gruplarının ISQ değerlerinin ikinci ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 5).

Tablo 6: Kontrol ve çalışma grubundaki Rezidüel Kret Yüksekliklerinin histomorfometrik değerlendirme kriterleri ile ilişkisi

Kontrol Grubu		Rezidüel Kret Yüksekliği	Bağ Dokusu Oranı	Kemik Dokusu Oranı
Rezidüel Kret Yüksekliği	r		-0,273	0,273
	p		0,445	0,445
Bağ Dokusu Oranı	r	-0,273		
	p	0,445		
Kemik Dokusu Oranı	r	0,273		
	p	0,445		
Çalışma Grubu		Rezidüel Kret Yüksekliği	Bağ Dokusu Oranı	Kemik Dokusu Oranı
Rezidüel Kret Yüksekliği	r		-0,136	0,136
	p		0,728	0,728
Bağ Dokusu Oranı	r	-0,136		
	p	0,728		
Kemik Dokusu Oranı	r	0,136		
	p	0,728		

Kontrol grubunda rezidüel kret yüksekliği ile bağ dokusu oranı arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,273$, $p>0,05$). Yine kontrol grubunda rezidüel kret yüksekliği ile kemik dokusu oranı arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,273$, $p>0,05$). Kontrol grubunda rezidüel kret yüksekliği ile bağ ve kemik doku oranları arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı.

Çalışma grubunda rezidüel kret yüksekliği ile bağ dokusu oranı arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,136$, $p>0,05$). Yine çalışma grubunda rezidüel kret yüksekliği ile kemik dokusu oranı arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,136$, $p>0,05$). Çalışma grubunda rezidüel kret yüksekliği ile bağ ve kemik doku oranları arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı (Tablo 6).

Tablo 7: Kontrol ve çalışma grubundaki Rezidüel Kret Yüksekliklerinin ISQ kontrol zamanları ile ilişkisi

Kontrol Grubu		Rezidüel Kret Yüksekliği	ISQ 1. Kontrol	ISQ 2. Kontrol
Rezidüel Kret Yüksekliği	r		-0,141	-0,539
	p		0,699	0,134
ISQ 1. Kontrol	r	-0,141		
	p	0,699		
ISQ 2. Kontrol	r	-0,539		
	p	0,134		
Çalışma Grubu		Rezidüel Kret Yüksekliği	ISQ 1. Kontrol	ISQ 2. Kontrol
Rezidüel Kret Yüksekliği	r		0,129	-0,291
	p		0,722	0,414
ISQ 1. Kontrol	r	0,129		
	p	0,722		
ISQ 2. Kontrol	r	-0,291		
	p	0,414		

Kontrol grubunda rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 1. kontrol arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,141$, $p>0,05$). Yine kontrol grubunda rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 2. Kontrol arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,539$, $p>0,05$). Kontrol grubunda rezidüel kret yüksekliği ile ISQ Kontrol Zamanları arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı.

Çalışma grubunda rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 1. kontrol arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,129$, $p>0,05$). Yine çalışma grubunda rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 2. Kontrol arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,291$, $p>0,05$). Çalışma grubunda rezidüel kret yüksekliği ile ISQ Kontrol Zamanları arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı (Tablo 7).

Tablo 8: Kontrol ve çalışma grubundaki ISQ Kontrol Zamanlarının histomorfometrik değerlendirme kriterleri ile ilişkisi

Kontrol Grubu		Bağ Dokusu Oranı	Kemik Dokusu Oranı	ISQ 1. Kontrol	ISQ 2. Kontrol
Bağ Dokusu	r			0,099	0,135
	p			0,786	0,730
Kemik Dokusu	r			-0,099	-0,135
	p			0,786	0,730
ISQ 1. Kontrol	r	0,099	-0,099		
	p	0,786	0,786		
ISQ 2. Kontrol	r	0,135	-0,135		
	p	0,730	0,730		
Çalışma Grubu		Bağ Dokusu Oranı	Kemik Dokusu Oranı	ISQ 1. Kontrol	ISQ 2. Kontrol
Bağ Dokusu	r			0,414	-0,414
	p			0,267	0,267
Kemik Dokusu	r			0,131	-0,131
	p			0,736	0,736
ISQ 1. Kontrol	r	0,414	0,131		
	p	0,267	0,736		
ISQ 2. Kontrol	r	-0,414	-0,131		
	p	0,267	0,736		

Kontrol grubunda bağ dokusu oranı ile ISQ 1. kontrol arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=0,099$, $p>0,05$); bağ dokusu ile ISQ 2. kontrol arasında pozitif yönde istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=0,135$, $p>0,05$) belirlendi. Yine kontrol grubunda kemik dokusu ile ISQ 1. kontrol arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=-0,099$, $p>0,05$); kemik dokusu ile ISQ 2. Kontrol arasında negatif yönlü ve istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=-0,135$, $p>0,05$) belirlendi. Kontrol grubunda bağ dokusu ve kemik dokusu oranları ile ISQ Kontrol Zamanları arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı.

Çalışma grubunda bağ dokusu oranı ile ISQ 1. kontrol arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=0,414$, $p>0,05$); bağ dokusu ile ISQ 2. kontrol arasında negatif yönde istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=-0,414$, $p>0,05$) belirlendi. Yine çalışma grubunda kemik dokusu ile ISQ 1. kontrol arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir

korelasyon ($r=0,131$, $p>0,05$); kemik dokusu ile ISQ 2. kontrol arasında negatif yönlü ve istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=-0,131$, $p>0,05$) belirlendi. Çalışma grubunda bağ dokusu ve kemik dokusu oranları ile ISQ kontrol zamanları arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı (Tablo 8).

Tablo 9: Kontrol ve çalışma grubundaki implant çapı ve boyunun ISQ kontrol zamanları ile ilişkisi

Kontrol Grubu		İmplant Çapı	İmplant Boyu	ISQ 1. Kontrol	ISQ 2. Kontrol
İmplant Çapı	r			-0,038	-0,443
	p			0,917	0,233
İmplant Boyu	r			-0,217	0,257
	p			0,547	0,505
ISQ 1. Kontrol	r	-0,038	-0,217		
	p	0,917	0,547		
ISQ 2. Kontrol	r	-0,443	0,257		
	p	0,233	0,505		
Çalışma Grubu		İmplant Çapı	İmplant Boyu	ISQ 1. Kontrol	ISQ 2. Kontrol
İmplant Çapı	r			0,711	0,208
	p			0,021	0,565
İmplant Boyu	r			0,252	0,448
	p			0,483	0,194
ISQ 1. Kontrol	r	0,711	0,252		
	p	0,021	0,483		
ISQ 2. Kontrol	r	0,208	0,448		
	p	0,565	0,194		

Kontrol grubunda implant çapı ile ISQ 1. Kontrol arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=-0,038$, $p>0,05$); implant çapı ile ISQ 2. Kontrol arasında negatif yönde istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=-0,443$, $p>0,05$) belirlendi. Yine kontrol grubunda implant boyu ile ISQ 1. kontrol arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=-0,217$, $p>0,05$); implant boyu ile ISQ 2. kontrol arasında pozitif yönlü ve istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=0,257$, $p>0,05$) belirlendi. Kontrol grubunda implant çapı ve implant boyu ile ISQ kontrol zamanları arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı.

Çalışma grubunda implant çapı ile ISQ 1. kontrol arasında pozitif yönde istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon ($r=0,711$, $p=0,021$) olduğu ve implant çapı arttıkça ISQ 1. kontrol zamanı değerinin de arttığı bulgusuna ulaşıldı. İmplant çapı ile ISQ 2. Kontrol arasında pozitif yönde istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=0,208$, $p>0,05$) belirlendi. Yine çalışma grubunda implant Boyu ile ISQ 1. kontrol arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=0,252$, $p>0,05$); implant boyu ile ISQ 2. kontrol arasında pozitif yönlü ve istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=0,448$, $p>0,05$) belirlendi. Çalışma grubunda implant çapı arttıkça ISQ 1. kontrol değerinde de artış olduğu; implant çapı ile ISQ 2. kontrol zamanı arasında ve implant boyu ile ISQ 1. ve 2. kontrol zamanları arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı (Tablo 9).

Tablo 10: Kontrol ve çalışma grubundaki bekleme süresinin histomorfometrik değerlendirme kriterleri ile ilişkisi

Kontrol Grubu		Bağ Dokusu Oranı	Kemik Dokusu Oranı	Bekleme Süresi
Bağ Dokusu	r			0,011
	p			0,976
Kemik Dokusu	r			-0,011
	p			0,976
Bekleme Süresi	r	0,011	-0,011	
	p	0,976	0,976	
Çalışma Grubu		Bağ Dokusu Oranı	Kemik Dokusu Oranı	Bekleme Süresi
Bağ Dokusu	r			0,218
	p			0,573
Kemik Dokusu	r			-0,218
	p			0,573
Bekleme Süresi	r	0,218	-0,218	
	p	0,573	0,573	

Kontrol grubunda bağ dokusu oranı ile bekleme süresi arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=0,011$, $p>0,05$) belirlendi. Yine kontrol grubunda kemik dokusu ile bekleme süresi arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=-0,011$, $p>0,05$) belirlendi.

Kontrol grubunda bağ dokusu ve kemik dokusu oranları ile bekleme süreleri arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı.

Çalışma grubunda bağ dokusu oranı ile bekleme süresi arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=0,218$, $p>0,05$) belirlendi. Yine çalışma grubunda kemik dokusu ile bekleme süresi arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon ($r=-0,218$, $p>0,05$) belirlendi. Çalışma grubunda bağ dokusu ve kemik dokusu oranları ile bekleme süreleri arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı (Tablo 10).

Tablo 11: Rezidüel kret yüksekliklerinin histomorfometrik değerlendirme kriterleri ile ilişkisi

		Rezidüel Kret Yüksekliği	Bağ Dokusu Oranı	Kemik Dokusu Oranı
Rezidüel Kret Yüksekliği	r		-0,120	0,120
	p		0,626	0,626
	r (partial)		-0,220	0,220
	p		0,380	0,380
Bağ Dokusu Oranı	r	-0,120		
	p	0,626		
	r (partial)	-0,220		
	p	0,380		
Kemik Dokusu Oranı	r	0,120		
	p	0,626		
	r (partial)	0,220		
	p	0,380		

Rezidüel kret yüksekliği ile bağ dokusu oranı arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,120$, $p>0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda) benzer şekilde rezidüel kret yüksekliği ile bağ dokusu oranı arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,220$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olup her iki korelasyonda da korelasyon katsayıları anlamlı değildir. Korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyinde değişimin olmaması kullanılan membran türünün rezidüel kret yüksekliği ile bağ dokusu arasındaki ilişkiye etki etmediğini göstermektedir.

Rezidüel kret yüksekliği ile kemik dokusu oranı arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,120$, $p>0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda) benzer şekilde Rezidüel Kret Yüksekliği ile Kemik Dokusu oranı arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,220$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olup her iki korelasyonda da korelasyon katsayıları anlamlı değildir. Korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyinde değişimin olmaması kullanılan membran türünün rezidüel kret yüksekliği ile kemik dokusu arasındaki ilişkiye etki etmediğini göstermektedir (Tablo 11).

Tablo 12: Rezidüel kret yüksekliklerinin ISQ kontrol zamanları ile ilişkisi

		Rezidüel Kret Yüksekliği	ISQ 1. kontrol	ISQ 2. kontrol
Rezidüel Kret Yüksekliği	r		0,014	-0,461
	p		0,953	0,047
	r (partial)		0,007	-0,419
	p		0,977	0,083
ISQ 1. kontrol	r	0,014		
	p	0,953		
	r (partial)	0,007		
	p	0,977		
ISQ 2. kontrol	r	-0,461		
	p	0,047		
	r (partial)	-0,419		
	p	0,083		

Rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 1. kontrol değerleri arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,014$, $p>0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda) benzer şekilde rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 1. kontrol değerleri arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,007$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olup her iki korelasyonda da korelasyon katsayıları anlamlı değildir. Korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyinde değişimin olmaması

kullanılan membran türünün Rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 1. kontrol değerleri arasındaki ilişkiye etki etmediğini göstermektedir.

Rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 2. kontrol değerleri arasında negatif yönde istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon belirlendi ($r=-0,461$, $p<0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda) rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 2. kontrol değerleri arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,419$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olmakla birlikte ilişkinin anlamlılığı membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda) ortadan kalkmaktadır. Korelasyon katsayısında büyük bir değişim olmamasına karşın anlamlılık düzeyinde değişimin olması kullanılan membran türünün rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 2. kontrol değeri arasındaki ilişkiyi etkilediğini göstermektedir. Bu etki ile rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 2. kontrol değeri arasındaki anlamlı ilişki zayıflamaktadır (Tablo 12).

Tablo 13: ISQ Kontrol Zamanlarının histomorfometrik değerlendirme kriterleri ile ilişkisi

		ISQ 1. Kontrol	ISQ 2. Kontrol	Bağ Dokusu Oranı	Kemik Dokusu Oranı
ISQ 1. Kontrol	r			0,254	-0,254
	p			0,309	0,309
	r (partial)			0,242	-0,242
	p			0,349	0,349
ISQ 2. Kontrol	r			0,005	-0,005
	p			0,986	0,986
	r (partial)			0,133	-0,133
	p			0,611	0,611
Bağ Dokusu Oranı	r	0,254	0,005		
	p	0,309	0,986		
	r (partial)	0,242	0,133		
	p	0,349	0,611		
Kemik Dokusu Oranı	r	-0,254	-0,005		
	p	0,309	0,986		
	r (partial)	-0,242	-0,133		
	p	0,349	0,611		

ISQ 1. kontrol zamanı değeri ile bağ dokusu oranı arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,254$, $p>0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda) benzer şekilde ISQ 1. kontrol zamanı değeri ile Bağ Dokusu oranı arasında pozitif yönde istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,242$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olup her iki korelasyonda da korelasyon katsayıları anlamlı değildir. Korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyinde değişimin olmaması kullanılan membran türünün ISQ 1. kontrol zamanı değeri ile bağ dokusu oranı arasındaki ilişkiye etki etmediğini göstermektedir.

ISQ 1. kontrol zamanı değeri ile kemik dokusu oranı arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,254$, $p>0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda) benzer şekilde ISQ 1. kontrol zamanı değeri ile Kemik Dokusu oranı arasında negatif yönde istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,242$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olup her iki korelasyonda da korelasyon katsayıları anlamlı değildir. Korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyinde değişimin olmaması kullanılan membran türünün ISQ 1. kontrol zamanı değeri ile Kemik Dokusu oranı arasındaki ilişkiye etki etmediğini göstermektedir.

ISQ 2. kontrol zamanı değeri ile bağ dokusu oranı arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,005$, $p>0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda) benzer şekilde ISQ 2. kontrol zamanı değeri ile bağ dokusu oranı arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,133$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olup her iki korelasyonda da korelasyon katsayıları anlamlı değildir. Korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyinde değişimin olmaması kullanılan membran türünün ISQ 2. kontrol zamanı değeri ile bağ dokusu arasındaki ilişkiye etki etmediğini göstermektedir.

ISQ 2. kontrol zamanı değeri ile kemik dokusu oranı arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,005$, $p>0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda) benzer şekilde ISQ 2. kontrol zamanı değeri ile kemik dokusu oranı arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,133$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olup her iki korelasyonda da korelasyon katsayıları anlamlı değildir. Korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyinde değişimin olmaması kullanılan membran türünün ISQ 2. kontrol zamanı değeri ile kemik dokusu arasındaki ilişkiye etki etmediğini göstermektedir (Tablo 13).

Tablo 14: İmplant çapı ve boyunun ISQ kontrol zamanları ile ilişkisi

		ISQ 1. Kontrol	ISQ 2. Kontrol	İmplant Çapı	İmplant Boyu
ISQ 1. Kontrol	r			0,458	0,086
	p			0,049	0,726
	r (partial)			0,463	0,106
	p			0,053	0,674
ISQ 2. Kontrol	r			-0,163	0,440
	p			0,505	0,060
	r (partial)			-0,085	0,350
	p			0,737	0,155
İmplant Çapı	r				
	p				
	r (partial)				
	p				
İmplant Boyu	r				
	p				
	r (partial)				
	p				

ISQ 1. kontrol zamanı değeri ile implant çapı oranı arasında pozitif yönde istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon belirlendi ($r=0,458$, $p<0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda)

ISQ 1. kontrol zamanı değeri ile implant çapı oranı arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,463$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olmakla birlikte membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda) anlamlılık düzeyinde değişimin olması kullanılan membran türünün ISQ 1. kontrol zamanı değeri ile İmplant Çapı arasındaki ilişkiyi etkilediğini göstermektedir. Bu etki ile ISQ 1. kontrol zamanı değeri ile İmplant Çapı arasındaki anlamlı ilişki zayıflamaktadır.

ISQ 1. kontrol zamanı değeri ile implant boyu oranı arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,086$, $p>0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda) benzer şekilde ISQ 1. kontrol zamanı değeri ile İmplant Boyu oranı arasında pozitif yönde istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,106$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olup her iki korelasyonda da korelasyon katsayıları anlamlı değildir. Korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyinde değişimin olmaması kullanılan membran türünün ISQ 1. kontrol zamanı değeri ile İmplant Boyu oranı arasındaki ilişkiye etki etmediğini göstermektedir.

ISQ 2. kontrol zamanı değeri ile implant çapı oranı arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,163$, $p>0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda) benzer şekilde ISQ 2. kontrol zamanı değeri ile implant çapı oranı arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,085$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olup her iki korelasyonda da korelasyon katsayıları anlamlı değildir. Korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyinde değişimin olmaması kullanılan membran türünün ISQ 2. kontrol zamanı değeri ile İmplant Çapı arasındaki ilişkiye etki etmediğini göstermektedir.

ISQ 2. kontrol zamanı değeri ile implant boyu oranı arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,440$, $p>0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit

tutulduğunda) benzer şekilde ISQ 2. kontrol zamanı değeri ile implant boyu oranı arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,350$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olup her iki korelasyonda da korelasyon katsayıları anlamlı değildir. Korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyinde değişimin olmaması kullanılan membran türünün ISQ 2. kontrol zamanı değeri ile implant boyu arasındaki ilişkiye etki etmediğini göstermektedir (Tablo 14).

Tablo 15: Bekleme süresinin histomorfometrik değerlendirme kriterleri ile ilişkisi

		Bekleme Süresi	Bağ Dokusu Oranı	Kemik Dokusu Oranı
Bekleme Süresi	r		0,257	-0,257
	p		0,288	0,288
	r (partial)		0,078	-0,078
	p		0,760	0,760
Bağ Dokusu Oranı	r	0,257		
	p	0,288		
	r (partial)	0,078		
	p	0,760		
Kemik Dokusu Oranı	r	-0,257		
	p	0,288		
	r (partial)	-0,078		
	p	0,760		

Bekleme süresi ile bağ dokusu oranı arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,257$, $p>0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda) benzer şekilde bekleme süresi ile bağ dokusu oranı arasında pozitif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=0,078$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olup her iki korelasyonda da korelasyon katsayıları anlamlı değildir. Korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyinde değişimin olmaması kullanılan membran türünün bekleme süresi ile bağ dokusu arasındaki ilişkiye etki etmediğini göstermektedir.

Bekleme süresi ile kemik dokusu oranı arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,257$, $p>0,05$). Kullanılan membran türü (kontrol ve değişken grupları) kontrol edildiğinde (sabit tutulduğunda)

benzer şekilde bekleme süresi ile kemik dokusu oranı arasında negatif yönde fakat istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi ($r=-0,078$, $p>0,05$). Her iki korelasyonda hesaplanan korelasyon katsayıları birbirine çok yakın olup her iki korelasyonda da korelasyon katsayıları anlamlı değildir. Korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyinde değişimin olmaması kullanılan membran türünün bekleme süresi ile kemik dokusu arasındaki ilişkiye etki etmediğini göstermektedir (Tablo 15).

7. TARTIŞMA

İmplant dişhekimliği alanındaki sürekli gelişmeler, klinisyenlere maksilla posterior bölgede kemik defektleri olan hastalara dental implant yerleşimini mümkün kılacak çeşitli tedavi seçeneklerini sunmaktadır. Günümüzde, yetersiz dikey kemik yüksekliğini telafi etmenin en yaygın yollarından biri, sinüs tabanı augmentasyonudur. Sıklıkla otojen kemik greftleri ve otojen dışı greft materyalleri ile kombine edilerek gerçekleştirilen sinüs tabanı augmentasyonu operasyonları, ciddi komplikasyon risklerini de beraberinde taşıyabilen orta ya da yüksek derecede riskli işlemlerdir (H. Katsuyama, 2012).

Maksiller sinüs tabanının greftlenmesi, 1970'li yıllara gelinceye kadar uygun olmayan bir tedavi yöntemi olarak bilinmesine rağmen günümüzde sıklıkla kullanılan bir prosedürdür. Son yıllarda yapılan araştırmalarda, alveoler kemik yüksekliğinin maksiller sinüs tabanına uygulanan kemik greftleriyle artırılmasının, protetik restorasyonlar için istenen anatomik yapıyı sağladığı ve komplikasyon riskinin çok düşük olduğu gösterilmiştir (Mutlu, 1995).

Hasta yaşı, operasyon sahasının vaskülarizasyonu, greftlenen sahanın hacmi, implantın şekli ve yüzey özellikleri, rezidüel kemik yüksekliği, rezidüel kemiğin kalitesi, postoperatif iyileşme süresi, greft materyalinin tipi ve osteotomi sahasının membranla kapatılması gibi değişkenler operasyon bölgesine yapılan implantın başarısını etkileyebilir.

Lateral pencere tekniği kullanılarak maksiller sinüs tabanı augmentasyonu, posterior maksillada optimal uzunluğa sahip dental implantlar yerleştirilebilmesi için, kemik yüksekliğini artırma adına, iyi dökümante edilmiş ve güvenilir bir işlemdir (Block ve Kent, 1993; Chiapasco ve ark., 2007; Chiapasco ve Ronchi, 1994; Kent ve Block, 1989). Subantral kemik yüksekliği genellikle, implantların sinüs tabanı yükseltilmesiyle eş zamanlı mı yerleştirilebileceğini, yoksa aşamalı bir yaklaşımın mı tercih edilmesi gerektiğini belirlemek için kullanılır. Eş zamanlı implant yerleşimi ancak, implantın primer stabilitesi sağlanabilecekse uygulanabilir (Jensen ve Terheyden, 2009). Genel kural olarak, eş zamanlı maksiller sinüs tabanı augmentasyonu işlemlerinin 5 mm ve daha fazla rezidüel kemik

yüksekliği olan bölgelerde yapılması uygundur. Yine de bu karar, kemik yoğunluğu gibi diğer faktörlerden de etkilenebilir (Jensen ve Terheyden, 2009). Yeterli primer stabilite sağlanamadığında, aşamalı sinüs tabanı augmentasyonu önerilir (Chiapasco ve ark., 2006; Jensen ve ark., 1998).

MSTA işleminden sonra yerleştirilecek olan implantlar açısından bir başka önemli nokta da, üst çene arka bölgede genellikle kemik yoğunluğunun optimal düzeyin altında olduğu gerçeğidir. Bu nedenle, geometrisi ve yüzey özellikleri primer stabiliteyi sağlayacak bir implant tasarımı seçilmesi önemlidir. Pürüzlü yüzeylere sahip implantların başarı oranının, düz yüzeye sahip implantların başarı oranından önemli derecede yüksek olduğuna dair güçlü bulgular vardır (Chiapasco ve ark., 2009). Pürüzlü yüzeylere sahip implantların başarı oranının (%96.9), sadece tornalanmış düz yüzeye sahip implantların başarı oranından (%88) önemli derecede yüksek olduğu yapılan araştırmalarda gösterilmiştir (Chiapasco ve ark., 2009). Protetik yükleme öncesi, iyileşme sürelerinin mikro pürüzlü implantlarda, daha geleneksel yüzey özelliklerine sahip implantlara oranla daha kısa olabileceği de öne sürülmektedir (Cochran ve ark., 2002; Rocuzzo ve ark., 2008).

Radyografik görüntüleme, anatomik karmaşıklığı ve herhangi bir implant tedavi tipi için en uygun tedavi yaklaşımını belirlemek için gereklidir. Dental volümetrik tomografi(DVT), atrofik üst çene posterior bölgeye implant planlandığında, özellikle gereklidir. Çünkü, üst çene kemiğinin yapısına, sadece panoramik radyografla sağlanamayacak bir diagnostik bakış sunar (Dula ve ark., 1996). Radyasyona maruz kalmanın dezavantajları, DVT'nin sunduğu, sinüs ve üst çene arka bölge şekli ya da septum ve vasküler yapıların olup olmaması gibi ayrıntılı bilgilerin getireceği avantajlar düşünöldüğünde, göz ardı edilebilir (Dula ve ark., 1996; Ganz, 2009). Bu nedenle maksiller sinüsün anatomisini değerlendirebilmek için, preoperatif BT tarama şiddetle önerilmektedir (Koong, 2010).

Çalışmaya katılan tüm hastalardan, preoperatif değerlendirme ve implant planlaması yapılan bölgelerin ölçümleri için DVT, preoperatif panoramik radyografi ve implant ameliyatından önce kontrol amaçlı panoramik radyografi alındı. Rezidüel kret yüksekliğinin ölçümü için OsiriX 64-bit DICOM Viewer programı kullanıldı.

Bu çalışmada 2012-2013 yıllarında, 14 hastada, 20 maksiller sinüse iki aşamalı sinüs tabanı augmentasyonu operasyonu yapıldı. Literatürde, rezidüel kret yüksekliğinin implant başarısını etkileyen bir faktör olduğu bildirilmiştir (Zitzmann ve Scharer, 1998). Çalışmanın protokolünün planlanması sırasında rezidüel kret yüksekliğinin belirlenen ölçü aralığında olması, iki membranın kıyaslanabilmesi için önemli bir faktör olarak düşünüldü. Çalışmamızda, birbirine yakın rezidüel kemik yüksekliğine sahip vakalar, aynı cerrahi protokol kullanılarak tedavi edildi. Bu şekilde planlama yapılması, yeni kemik ve rezidüel greftin miktarının, rezidüel kemikle greftlenen sahanın yüksekliğine bağlı olmasından dolayı önemli olarak kabul edildi (Artzi ve ark., 2005).

Dental volümetrik radyografi üzerinde yapılan ölçümlerde ortalama rezidüel kret yüksekliği $3,39\pm 0,59$ mm (2,10 mm ile 4,25 mm arasında) olarak ölçüldü. Kontrol grubunda ortalama rezidüel kret yüksekliği $3,53\pm 0,68$ mm (2,75 mm ile 4,55 mm arasında), test grubunda ortalama rezidüel kret yüksekliği $3,31\pm 0,58$ mm (2,10 mm ile 4,00 mm arasında) ölçüldü. Literatürle uyumlu olarak, kullanılan kemik grefti materyalinin beslenmesi ve implantların stabilizasyonunun sağlanması için MSTA işleminden sonra implantların yerleştirilmesi için iki aşamalı teknik kullanıldı. Bu operasyonlardan sonra implant yerleştirilmesi için ortalama 6 ila 13 ay arası beklendi.

Mevcut alveoler kret yüksekliğinin kontrol grubunda rezidüel kret yüksekliği ile bağ dokusu oranı arasında ve rezidüel kret yüksekliği ile kemik dokusu oranı arasında istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi. Kontrol grubunda rezidüel kret yüksekliği ile bağ ve kemik doku oranları arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı. Çalışma grubunda rezidüel kret yüksekliği ile bağ dokusu oranı arasında ve rezidüel kret yüksekliği ile kemik dokusu oranı istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon belirlendi. Çalışma grubunda rezidüel kret yüksekliği ile bağ ve kemik doku oranları arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı. Literatürden farklı olarak sağlanan bu ilişkinin, rezidüel kemik yüksekliğinin belirli aralıkta tutulmasıyla sağlandığı düşünüldü.

İstatistiksel analize dayanarak, korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyinde değişimin olmaması kullanılan membran türünün rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 1. kontrol değerleri arasındaki ilişkiye etki etmediğini göstermektedir. Korelasyon

katsayısında büyük bir değişim olmamasına karşın anlamlılık düzeyinde değişimin olması kullanılan membran türünün rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 2. kontrol değeri arasındaki ilişkiyi etkilediğini göstermektedir. Bu etki ile rezidüel kret yüksekliği ile ISQ 2. kontrol değeri arasındaki anlamlı ilişki zayıflamaktadır.

İyileşme sürecinin tam olarak anlaşılabilmesi ve yeni oluşan kemiğin yoğunluk ve stabilitesinin kesin olarak saptanması ancak histolojik ve histomorfometrik incelemeler ile mümkün olmaktadır (Lundgren ve ark., 1997; Tadic ve Epple, 2004). Augmentasyon bölgesinden alınan biyopsilerin histolojik ve histomorfometrik teknikler ile incelenmesi, kullanılan materyalin integrasyonunun ve rezorbsiyonunun gözlenmesini sağlayarak uygunluğunun belirlenmesine izin verir (Merckx ve ark., 2003). Oral ve maksillofasiyal cerrahide biyopsi alımında trefin frezlerin kullanımının güvenli ve morbiditesinin düşük olduğu, bununla birlikte alınan kemik miktarının histolojik ve histomorfometrik incelemeler için yeterli olduğu bildirilmiştir (Caminiti ve ark., 1999). Bu çalışmada biyopsi örnekleri 2,5 mm çapı olan trefin frez ile implantların yapılacağı bölgeden alındı.

Biyopsinin, lateral kemik penceresinden bukkalden palatinala doğru horizontal yönde alındığı çalışmalar mevcuttur (Artzi ve ark., 2005). Bu teknikle biyopsi materyali, simültane olarak implant yerleştirilen operasyonlarda da elde edilebilir, ancak sadece ogmente edilen sinüsün apikal kısmındaki doku kompozisyonunu değerlendirmeyi sağlar. Bu nedenle biyopsilerin implantı desteklemek için kemiğe ihtiyaç duyulan yerden alınması ve değerlendirilmesinin önemli olduğu, implant bölgesinin yanından veya implantın uzun eksenine dik alınan biopsilerin yanıtıcı olabileceği bildirilmiştir (Meijndert ve ark., 2005). Biyopsilerin implant yapılacak bölgede implantla aynı uzunlukta ve çapta alınması önerilmektedir. Ancak implantla aynı çapta alınacak biopsilerin implantın primer stabilitesini azaltabileceği düşünölmekle birlikte, bazı durumlarda rezidüel sinüs tabanı, yeterli greft materyalinin elde edilmesine engel teşkil edebilir (Cordaro ve ark., 2008).

Bu nedenlerden dolayı, biyopsilerin bir kısmı, histomorfometrik analiz için uygun miktarda alınamadı. Bununla birlikte, çalışma ve kontrol grupları için elde edilen biyopsi miktarları, daha önceki yayınlanmış literatürlere dayanarak

karşılaştırma için uygun olarak kabul edildi (Artzi ve ark., 2001; Hallman ve ark., 2002; Tadjoedin ve ark., 2002; Zerbo ve ark., 2005).

Maksiller sinüs tabanı augmentasyonu işlemleri için kullanılacak farklı greft materyalleri üzerinde kapsamlı çalışmalar yapılmış ve greftleme protokollerinin büyük kısmı iyi dökümente edilmiştir. Yeterli uzunlukta bir implantın stabilitesi için 3 mm'den fazla kemik gerekli ise ya da implantın apeksi etrafında, çepeçevre kemik formasyonu arzulanıyorsa bir greft materyali konulması tavsiye edilir. MSTA işlemlerinde, sadece partikül halindeki otojen greftler kullanılması ile otojen olmayan greftlerin kombine şekilde kullanılması durumunun, eşit derecede yüksek implant başarı oranları elde ettiğine dair, yeterince klinik bulgu vardır (Jensen ve Terheyden, 2009). Bununla birlikte, otojen greftlerin, otojen dışı greftlerin tek başlarına kullanıldıkları olgularla karşılaştırıldıklarında, kemik oluşumunun da belirgin derecede hızlandığı gösterilmiştir (Buser ve ark., 1998; Jensen ve ark., 2009; Jensen ve ark., 2006; Jensen ve ark., 2007). Bu nedenle yüksek otojen içerikli greftleri kullanılarak iyileşme süresi kısaltılabilir. İnsan çalışmalarından elde edilen histomorfometrik bulgular, otojen greftler kullanıldığı takdirde, iyileşmenin ilk 9 ayında, önemli ölçüde daha fazla kemik oluşumuna işaret etmektedir. 9 aydan sonra artık belirgin bir farklılık gözlenmemektedir (Handschel ve ark., 2009). Bu nedenle, eğer bir otojen dışı greft materyali tek başına kullanılıyorsa, iyileşme süresinin de daha fazla olmasına izin verilmelidir.

Hallman ve ark. otojen greft, inorganik sığır grefti ve bunların karışımıyla yapılan alveolar rekonstrüksiyonların histomorfometrik analizlerinde, anlamlı bir fark bulamadığını bildirmiştir (Hallman ve ark., 2002). Fugazatto ve Vlassis, çok sayıda vakayla yaptığı retrospektif çalışmada, demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik grefti, dondurulmuş kurutulmuş kemik grefti, trikalsiyum fosfatla karşılaştırılmış dondurulmuş kemik grefti, seramik olmayan hidroksiapatitle karıştırılmış demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik grefti ve inorganik sığır greft olmak üzere 6 farklı greft materyalini karşılaştırdığını ve MSTA yapılmış sahalara yerleştirilen implantların başarı oranı arasında anlamlı bir fark görülmediğini, augmente edilmiş sinüse yerleştirilmiş 510 implantta, 73 aylık takipte başarı oranını %97 olarak bildirmiştir (Fugazzotto ve Vlassis, 1998).

Literatürde, sıklıkla kullanıldığı belirtilen ve tahmin edilebilir sonuçlara sahip olduğu için, değişkenlerin sayısını olabildiğince az tutmak amacıyla, çalışmamızda doldurucu greft materyali olarak inorganik sığır grefti (Bio-Oss, Geistlich Pharma AG, İsviçre) kullanıldı. Çalışmamızda yerleştirilen 41 implantta 12 aylık takipte hiç kayıp yaşanmadı (%100).

Yönlendirilmiş doku rejenerasyonu, çenelerdeki küçük boyutlu alveolar kemik defektlerinin tedavisinde 20 yılı aşkın süredir yaygın olarak kullanılan metodlardan biridir (Dahlin ve ark., 1988; Hammerle ve ark., 1992; Linde ve ark., 1993). Bu tedavi konsepti, defekt önünde bariyer oluşturarak, kemikten daha hızlı proliferen olan bağ dokusu ve yumuşak dokuların, boşluk içine büyümelerini engellemeye dayanmaktadır (Gottlow ve ark., 1984; Lang ve ark., 1994). Bağ dokusunu kemik defektinden uzak tutma prensibine dayalı kemik augmentasyonu işlemlerinde, aynı anda implant yerleştirilebilir ya da yerleştirilmeyebilir (Buser ve ark., 1990; Lang ve ark., 1994).

Bazı çalışmalar, lateral pencerenin rezorbe olabilen bir membranla örtüldüğünde, daha iyi bir kemik oluşumu ve daha az implant kaybı olduğunu göstermiştir (Choi ve ark., 2009; Tan ve ark., 2008; Tawil ve Mawla, 2001). Bununla birlikte, bu sonuçlar pürüzsüz yüzeyli implant yerleşimi gibi yanıtlanabilecek faktörlerden muaf tutulduğunda, membranların bu yararlı etkisi daha az belirgin hale gelebilir (Jensen ve Terheyden, 2009).

Klinikte karşılaşılan birçok durumda, koruyucu membran olarak rezorbe olabilen kollajen membran kullanımı standart bir prosedür haline gelmiştir (Hammerle ve ark., 1998; Jung ve ark., 2003; Moses ve ark., 2005; Zitzmann ve ark., 1997). Bu membranlar, klinisyen hasta üzerinde kullanmadan önce, fabrikasyon olarak üretilir. Sonuç olarak, standart şekilde ve formdadır, defekte uygun şekilde adapte edilmesi gerekir. Intra-operatif olarak hazırlanan ve kolaylıkla uygulanabilen sentetik ve rezorbe olabilen bir membranın varlığı, yönlendirilmiş doku rejenerasyonunun gelişmesi ve daha kolay uygulanabilirliği anlamına gelecektir.

Deneysel çalışmalar, polietilen glikolden üretilen hidrojelin kemik rejenerasyonunda kullanılabileceğini göstermiştir (Jung ve ark., 2003; Lutolf ve ark., 2003). PEG yüksek oranda biyouyumludur ve diğer medikal disiplinlerde, sprey

formda adezyon bariyeri olarak kullanılmaktadır (Mettler ve ark., 2003; Vaage ve ark., 1997). Yönlendirilmiş doku rejenerasyonunda bariyer membran olarak kullanılabilirliği ile ilgili hayvan modelleriyle birçok klinik öncesi çalışma yapılmıştır (Jung ve ark., 2006; Thoma ve ark., 2009). Jung ve arkadaşları, 2009 yılında yayınladıkları klinik çalışmada, dental implantlar etrafındaki kemik defektlerinde kollajen membrana alternatif olarak kullanılabileceğini bildirmişlerdir (Jung ve ark., 2009).

Çalışmamızda, koruyucu bariyer olarak çalışma grubunda polietilen glikol hidrojel membran (Membragel®, Institut Straumann AG, İsviçre), kontrol grubunda ise kollajen membran (Bio-Gide®, Geistlich Pharma AG, İsviçre) kullanıldı. Çalışmamızda, alınan biyopsilerin histolojik ve histomorfometrik incelemelerinde kontrol ve çalışma gruplarının her ikisinde de bağ dokusu oranının karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık belirlenmedi ($p>0,05$). Bununla birlikte kemik dokusu oranlarında da anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$). Bu sonuçlara göre çalışma ve kontrol grubunda kullanılan iki farklı membranın, histolojik değerlendirmeler ışığında kemik ve bağ dokusu oranının kıyaslanmasında farklılık göstermediği görüldü. Vakaların hiçbirinde kullanılan membran ekspozite olmadı.

İmplant yerleşimi ve yükleme zamanı, temel olarak var olan ilk kemik miktarına bağlıdır. Seçilen teknik ve materyal, iyileşme süresini azaltabilecek ya da artıracak bir modifiye edici faktör olarak denkleme girer. Tek başına ya da ilave olarak kullanılan otojen kemik, implant yerleşimi sonrası, iyileşme ve yükleme süresini, tek başına otojen dışı greft materyallerinin kullanımına göre kısaltma eğilimindedir (Jensen ve Terheyden, 2009). Çalışmamızda kontrol grubunda bağ dokusu ve kemik dokusu oranları ile bekleme süreleri arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı.

İmplant stabilizasyonu, oral implant tedavisinde büyük öneme sahiptir. Stabilizasyon, çevre kemik ve implant yüzeyi arasındaki direkt temasla oluşur. İmplant stabilizasyonunu primer ve sekonder stabilizasyon olarak sınıflandırmak mümkündür. Bu çalışmada, primer ve sekonder implant stabilizasyonunun değerlendirilmesi için RFA yöntemi kullanılmıştır. Primer implant stabilizasyonu,

implant yerleştirildiği anda elde edilir ve osseoentegrasyonun sağlanması için vazgeçilmez bir unsurdur (Albrektsson ve ark., 1981; Nedir ve ark., 2004). Primer stabilizasyon, fibröz dokuların büyümesini uyaran ve osseoentegrasyon üzerinde negatif etki oluşturan implantın mikro hareketini engeller. Bu nedenle primer stabilizasyonu yüksek olan implantlar yüksek sekonder stabilizasyon ile sonuçlanabilir (Huang ve ark., 2003). Primer implant stabilizasyonu, cerrahi tekniğe, implantın geometrisine (uzunluk, çap ve tip), lokal kemiğin miktarına ve yoğunluğuna bağlıdır (Meredith, 1998). Bu çalışmada, cerrahi teknik, implantların geometrisi ve yüzey özellikleri, lokal kemiğin miktarı gibi parametreler sabit tutulmuştur (Boyan ve ark., 2006).

Sekonder stabilizasyon, implant çevresinde yeni kemik oluşumuna ve bu oluşan kemik ile implantın direkt temasına bağlıdır. Greft-implant aralığında revaskularizasyon ve birleşmeyi içeren karmaşık bir iyileşme mekanizması meydana gelir. RFA tekniği implant stabilizasyonundaki değişiklikleri hassas bir biçimde değerlendirir (Friberg ve ark., 1999; Meredith ve ark., 1996; Meredith ve ark., 1997). Böylece, greft içerisine yerleştirilmiş olan implantların stabilizasyonunu da değerlendirmek mümkündür.

Bu çalışmada çalışma ve kontrol gruplarının ilk ve ikinci ISQ değer ölçümleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Tablo 5). Ayrıca, çalışma ve kontrol grubunda rezidüel kret yüksekliği ile ISQ kontrol zamanları arasında da anlamlı bir ilişki olmadığı bulgusuna ulaşıldı (Tablo 7).

Kontrol grubunda uygulanan implantların ilk ISQ değerleri ortalama $69,60 \pm 7,66$ olarak ölçüldü. Çalışma grubunda yerleştirilen implantların ilk ISQ değerleri ortalama $69,12 \pm 11,01$ olarak ölçüldü. Bu ortalama sonuçlar, tüm implantların yeterli primer stabilizasyon değerlerine sahip olduğunu göstermiştir (Meredith, 1998; Meredith ve ark., 1997). Yapılan klinik çalışmalarda, maksilla ve mandibulaya yerleştirilen implantların primer stabilizasyonlarının 60 ISQ'dan düşük olması durumunda, bu değer normal şartlarda zamanla arttığı belirtilmiştir. Ayrıca bazı veriler göstermiştir ki yüksek ISQ değerine sahip implantların değerleri 65 ISQ'ya doğru bir azalma göstermektedir. Başarılı implantların 1–3 yıllık yüklenme sonrasında ulaştıkları ISQ değerleri 66–69 ISQ aralığındadır. Bu değerler tamamen

entegre olmuş implantları ifade eder. İmplant yerleştirildikten sonra lokalizasyona ve kemik yoğunluğuna bağlı olarak 50–80 ISQ aralığındaki değerler elde edilebilir. Maksillaya yerleştirilen implantlar için 50–60 ISQ, mandibulaya yerleştirilen implantlar için 60–80 ISQ değeri beklenir. Primer stabilizasyonun 45 ISQ'nun altında olması zamanla ortaya çıkacak olan başarısızlığın önemli bir işaretidir. Sekonder stabilizasyon için 60–70 ISQ değerleri normal olarak kabul edilir. Sekonder stabilizasyonun 40 ISQ değerinin altında olması başarısızlığı ifade eder (Friberg ve ark., 1999; Meredith ve ark., 1996; Meredith ve ark., 1997; Nedir ve ark., 2004).

Bireyin ağrıya karşı gelişen cevabı subjektiftir. Cevabın kişiden kişiye değişebilir olması ve/veya hasta tarafından doğru olarak aktarılamaması sonuçların değerlendirilebilmesini zorlaştırmaktadır. Günümüzde Visual Analog Skala (VAS) sayısal olarak ölçülemeyen bazı değerleri sayısala çevirmek için kullanılır. 10 cm lik bir çizginin iki ucuna değerlendirilecek parametrenin iki uç tanımı yazılır ve hastadan bu çizgi üzerinde kendi durumunun nereye uygun olduğunu bir çizgi çizerek veya nokta koyarak veya işaret ederek belirtmesi istenir. Testin bir dili olmaması ve uygulama kolaylığı önemli avantajıdır. Testin uygulandığı çizginin yatay veya dikey olmasından, uzunluğundan etkilenmediği gösterilmiştir. Testin kısa süre aralıkları ile tekrarı sonrası verilen cevaplarda anlamlı fark bulunmamıştır. Değerlendirmede hastalar için alınan değerlerin ortalaması alınır. Test çok uzun süreden beri kendini kanıtlamış ve literatürde kabul görmüş bir testtir. Güvenilirdir ve kolay uygulanabilir (Downie ve ark., 1978; Keele, 1948; 1968; Wewers ve Lowe, 1990). Çalışmamızda 1, 3 ve 7. günlerde hastalardan VAS skorları alındı ve kaydedildi. Çalışma ve kontrol grubu arasında yapılan karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ve kullanılan membranın hastanın postoperatif konforunu olumsuz etkilemediği sonucuna varıldı (Tablo 4).

8. SONUÇ

Yönlendirilmiş doku rejenerasyonu, çene kemiklerindeki limitli boyuttaki alveolar defektlerin tedavisi için sıklıkla kullanılan bir prosedürdür ve yumuşak dokunun uygulanan greftin içine göçünü engelleme esasına dayanır.

Günümüzde bu amaçla sıklıkla, insan ve hayvan çalışmalarında birçok defa test edilmiş kollajen membranlar başarıyla kullanılmaya devam etmektedir. Bu membranlar standard şekil ve büyüklüktedir, uygulanması için bazı durumlarda fiksasyonu gereklidir.

Poliyeten glikol hidrojel membranın, kollajen membrana kıyasla kullanımı kolaydır, uygulama zamanı kısadır ve fiksasyon gerektirmez.

Yapılan histolojik incelemelerde, poliyeten glikol hidrojel membranla kollajen membranın arasında yumuşak doku ile sert doku oranı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Farklı zamanlarda yapılan RFA ölçümleri arasında da anlamlı bir fark yoktur.

Çalışma ve kontrol grubundaki hiç bir hastada postoperatif enflamasyon ya da membranın açığa çıkması görülmemiştir. Farklı zamanlarda yapılan VAS skorları analizlerinde de anlamlı bir fark olmaması, hastaların postoperatif konforunun kullanılan membrandan etkilenmediğini göstermiştir.

Çalışmanın sonucunda poliyeten glikol hidrojel membranın, sinüs tabanı augmentasyonu işlemlerinde kollajen membrana alternatif olarak tercih edilebilecek bir materyal olduğu bulundu.

9. KAYNAKLAR

1. Second-hand bones? *Lancet*. 1992; 340: 1443
2. Aaboe M, Pinholt EM, Schou S, Hjorting-Hansen E. Incomplete bone regeneration of rabbit calvarial defects using different membranes. *Clin Oral Implants Res*. 1998; 9: 313-320
3. AC Guyton JH. Bone and its relations to extracellular calcium and phosphates. In: JH AC Guyton, eds. *Textbook of Medical Physiology*. 9. Philadelphia: Saunders 1996, p:989-992.
4. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981; 52: 155-170
5. An Y, Hubbell JA. Intraarterial protein delivery via intimately-adherent bilayer hydrogels. *J Control Release*. 2000; 64: 205-215
6. Artzi Z, Kozlovsky A, Nemcovsky CE, Weinreb M. The amount of newly formed bone in sinus grafting procedures depends on tissue depth as well as the type and residual amount of the grafted material. *J Clin Periodontol*. 2005; 32: 193-199
7. Artzi Z, Nemcovsky CE, Tal H, Dayan D. Histopathological morphometric evaluation of 2 different hydroxyapatite-bone derivatives in sinus augmentation procedures: a comparative study in humans. *J Periodontol*. 2001; 72: 911-920
8. August M, Chung K, Chang Y, Glowacki J. Influence of estrogen status on endosseous implant osseointegration. *J Oral Maxillofac Surg*. 2001; 59: 1285-1289; discussion 1290-1281

9. Barnard CD. Calcium metabolism and bone minerals. In: B Hall, eds. Bone. Boca Raton: CRC; 1990, p:73-98.
10. Becker W, Urist M, Becker BE, Jackson W, Parry DA, Bartold M, Vincenzzi G, De Georges D, Niederwanger M. Clinical and histologic observations of sites implanted with intraoral autologous bone grafts or allografts. 15 human case reports. *J Periodontol.* 1996; 67: 1025-1033
11. Berglundh T, Lindhe J. Healing around implants placed in bone defects treated with Bio-Oss. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 1997; 8: 117-124
12. Betts NJ, Miloro M. Modification of the sinus lift procedure for septa in the maxillary antrum. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 52: 332-333
13. Blitzer A, Lawson W, Friedman WH. Surgery of the paranasal sinuses. Philadelphia: Saunders; 1985,
14. Block MS, Kent JN. Maxillary sinus grafting for totally and partially edentulous patients. *J Am Dent Assoc.* 1993; 124: 139-143
15. Bolger WE, Woodruff WW, Jr., Morehead J, Parsons DS. Maxillary sinus hypoplasia: classification and description of associated uncinate process hypoplasia. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1990; 103: 759-765
16. Bonucci E. New knowledge on the origin, function and fate of osteoclasts. *Clin Orthop Relat Res.* 1981; 252-269
17. Boyan BD, Ranly DM, McMillan J, Sunwoo M, Roche K, Schwartz Z. Osteoinductive ability of human allograft formulations. *J Periodontol.* 2006; 77: 1555-1563

18. Boyne PJ, James RA. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J Oral Surg.* 1980; 38: 613-616
19. Boyne PJ, Peetz M. Osseous reconstruction of the maxilla and the mandible : surgical techniques using titanium mesh and bone mineral. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 1997,
20. Branemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lindstrom J, Rockler B. An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus. *J Oral Maxillofac Surg.* 1984; 42: 497-505
21. Brunel G, Brocard D, Duffort JF, Jacquet E, Justumus P, Simonet T, Benque E. Bioabsorbable materials for guided bone regeneration prior to implant placement and 7-year follow-up: report of 14 cases. *J Periodontol.* 2001; 72: 257-264
22. Buser D, Bragger U, Lang NP, Nyman S. Regeneration and enlargement of jaw bone using guided tissue regeneration. *Clin Oral Implants Res.* 1990; 1: 22-32
23. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res.* 2004; 83: 529-533
24. Buser D, Dula K, Hirt HP, Schenk RK. Lateral ridge augmentation using autografts and barrier membranes: a clinical study with 40 partially edentulous patients. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 54: 420-432; discussion 432-423
25. Buser D, Hoffmann B, Bernard JP, Lussi A, Mettler D, Schenk RK. Evaluation of filling materials in membrane--protected bone defects. A

- comparative histomorphometric study in the mandible of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res.* 1998; 9: 137-150
26. Caminiti MF, Sandor GK, Carmichael RP. Quantification of bone harvested from the iliac crest using a power-driven trephine. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 57: 801-805; discussion 805-806
 27. Carrington JL, Roberts AB, Flanders KC, Roche NS, Reddi AH. Accumulation, localization, and compartmentation of transforming growth factor beta during endochondral bone development. *J Cell Biol.* 1988; 107: 1969-1975
 28. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1988; 17: 232-236
 29. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology--eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol.* 1990; 16: 199-209
 30. Chiapasco M, Brusati R, Ronchi P. Le Fort I osteotomy with interpositional bone grafts and delayed oral implants for the rehabilitation of extremely atrophied maxillae: a 1-9-year clinical follow-up study on humans. *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18: 74-85
 31. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M. Bone augmentation procedures in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24 Suppl: 237-259
 32. Chiapasco M, Ronchi P. Sinus lift and endosseous implants--preliminary surgical and prosthetic results. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1994; 3: 15-21

33. Chiapasco M, Zaniboni M, Boisco M. Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17 Suppl 2: 136-159
34. Choi KS, Kan JY, Boyne PJ, Goodacre CJ, Lozada JL, Rungcharassaeng K. The effects of resorbable membrane on human maxillary sinus graft: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24: 73-80
35. Clayton M, Leonardo, Philo R, Museum of Fine Arts Houston., Windsor Castle. Royal Library. Leonardo da Vinci : the anatomy of man : drawings from the collection of Her Majesty Queen Elizabeth II. 1st. Houston Boston: Museum of Fine Arts ; Little, Brown and Co.; 1992,
36. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, Peters F, Simpson JP. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13: 144-153
37. Cohen RE, Mullarky RH, Noble B, Comeau RL, Neiders ME. Phenotypic characterization of mononuclear cells following anorganic bovine bone implantation in rats. *J Periodontol.* 1994; 65: 1008-1015
38. Cordaro L, Bosshardt DD, Palattella P, Rao W, Serino G, Chiapasco M. Maxillary sinus grafting with Bio-Oss or Straumann Bone Ceramic: histomorphometric results from a randomized controlled multicenter clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19: 796-803
39. Cormack DH, Cormack DH. Essential histology. Philadelphia: J.B. Lippincott Co.; 1993,
40. Dahlin C, Linde A, Gottlow J, Nyman S. Healing of bone defects by guided tissue regeneration. *Plast Reconstr Surg.* 1988; 81: 672-676

41. Dalen N, Olsson KE. Bone mineral content and physical activity. *Acta Orthop Scand.* 1974; 45: 170-174
42. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF, Hage G, Lazzara R. The modified osteotome technique. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2001; 21: 599-607
43. Del Fabbro M, Rosano G, Taschieri S. Implant survival rates after maxillary sinus augmentation. *Eur J Oral Sci.* 2008; 116: 497-506
44. Downie WW, Leatham PA, Rhind VM, Wright V, Branco JA, Anderson JA. Studies with pain rating scales. *Ann Rheum Dis.* 1978; 37: 378-381
45. Drury JL, Mooney DJ. Hydrogels for tissue engineering: scaffold design variables and applications. *Biomaterials.* 2003; 24: 4337-4351
46. Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Lambrecht JT, Schneeberger P, Buser D. Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. *Eur J Oral Sci.* 1996; 104: 503-510
47. Eisenbud D, Hunter H, Kessler L, Zulkowski K. Hydrogel wound dressings: where do we stand in 2003? *Ostomy Wound Manage.* 2003; 49: 52-57
48. Elian N, Wallace S, Cho SC, Jalbout ZN, Froum S. Distribution of the maxillary artery as it relates to sinus floor augmentation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20: 784-787
49. Fonseca RJ. Oral and maxillofacial surgery. 1st. Philadelphia: Saunders; 2000,
50. Frame JW. Hydroxyapatite as a biomaterial for alveolar ridge augmentation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1987; 16: 642-655
51. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles.

A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 28: 266-272

52. Froum SJ, Tarnow DP, Wallace SS, Rohrer MD, Cho SC. Sinus floor elevation using anorganic bovine bone matrix (OsteoGraf/N) with and without autogenous bone: a clinical, histologic, radiographic, and histomorphometric analysis--Part 2 of an ongoing prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1998; 18: 528-543
53. Froum SJ, Thaler R, Scopp IW, Stahl SS. Osseous autografts. I. Clinical responses to bone blend or hip marrow grafts. *J Periodontol.* 1975; 46: 515-521
54. Fugazzotto PA, Vlassis J. Long-term success of sinus augmentation using various surgical approaches and grafting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13: 52-58
55. Furusawa T, Mizunuma K. Osteoconductive properties and efficacy of resorbable bioactive glass as a bone-grafting material. *Implant Dent.* 1997; 6: 93-101
56. Ganz SD. Bone grafting assessment: focus on the anterior and posterior maxilla utilizing advanced 3-D imaging technologies. *Dent Implantol Update.* 2009; 20: 41-48
57. Garg AK. Bone biology, harvesting, grafting for dental implants : rationale and clinical applications. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 2004,
58. Gartner LP, Hiatt JL. Color textbook of histology. 2nd. Philadelphia: W.B. Saunders; 2001,
59. Gottlow J, Nyman S, Karring T, Lindhe J. New attachment formation as the result of controlled tissue regeneration. *J Clin Periodontol.* 1984; 11: 494-503

60. Grageda E. Platelet-rich plasma and bone graft materials: a review and a standardized research protocol. *Implant Dent.* 2004; 13: 301-309
61. Greenberg AM, Prein J. Craniomaxillofacial reconstructive and corrective bone surgery : principles of internal fixation using AO/ASIF technique. New York: Springer; 2002,
62. H. Katsuyama SSJ. ITI Treatment Guide, Sinus Floor Elevation Procedures. Berlin, Germany: Quintessence Publishing Co, Ltd; 2012,
63. Hallman M, Sennerby L, Lundgren S. A clinical and histologic evaluation of implant integration in the posterior maxilla after sinus floor augmentation with autogenous bone, bovine hydroxyapatite, or a 20:80 mixture. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17: 635-643
64. Hammerle CH, Bragger U, Schmid B, Lang NP. Successful bone formation at immediate transmucosal implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13: 522-530
65. Hammerle CH, Olah AJ, Schmid J, Fluckiger L, Gogolewski S, Winkler JR, Lang NP. The biological effect of natural bone mineral on bone neoformation on the rabbit skull. *Clin Oral Implants Res.* 1997; 8: 198-207
66. Hammerle CH, Schmid J, Olah AJ, Lang NP. Osseous healing of experimentally created defects in the calvaria of rabbits using guided bone regeneration. A pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 1992; 3: 144-147
67. Handschel J, Simonowska M, Naujoks C, Depprich RA, Ommerborn MA, Meyer U, Kubler NR. A histomorphometric meta-analysis of sinus elevation with various grafting materials. *Head Face Med.* 2009; 5: 12
68. Harris MG, Sarver MD, Polse KA. Patient response to thin hydrogel contact lenses. *J Am Optom Assoc.* 1977; 48: 295-299

69. Hockers T, Abensur D, Valentini P, Legrand R, Hammerle CH. The combined use of bioresorbable membranes and xenografts or autografts in the treatment of bone defects around implants. A study in beagle dogs. *Clin Oral Implants Res.* 1999; 10: 487-498
70. Hoexter DL. Bone regeneration graft materials. *J Oral Implantol.* 2002; 28: 290-294
71. Hoffman AS. Hydrogels for biomedical applications. *Ann N Y Acad Sci.* 2001; 944: 62-73
72. Hong L, Tabata Y, Yamamoto M, Miyamoto S, Yamada K, Hashimoto N, Ikada Y. Comparison of bone regeneration in a rabbit skull defect by recombinant human BMP-2 incorporated in biodegradable hydrogel and in solution. *J Biomater Sci Polym Ed.* 1998; 9: 1001-1014
73. Huang HM, Chiu CL, Yeh CY, Lin CT, Lin LH, Lee SY. Early detection of implant healing process using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 437-443
74. Hurzeler MB, Quinones CR, Kirsch A, Gloker C, Schupbach P, Strub JR, Caffesse RG. Maxillary sinus augmentation using different grafting materials and dental implants in monkeys. Part I. Evaluation of anorganic bovine-derived bone matrix. *Clin Oral Implants Res.* 1997; 8: 476-486
75. Jensen J, Sindet-Pedersen S. Autogenous mandibular bone grafts and osseointegrated implants for reconstruction of the severely atrophied maxilla: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg.* 1991; 49: 1277-1287
76. Jensen OT, Shulman LB, Block MS, Iacono VJ. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13 Suppl: 11-45

77. Jensen SS, Bornstein MM, Dard M, Bosshardt DD, Buser D. Comparative study of biphasic calcium phosphates with different HA/TCP ratios in mandibular bone defects. A long-term histomorphometric study in minipigs. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009; 90: 171-181
78. Jensen SS, Broggin N, Hjorting-Hansen E, Schenk R, Buser D. Bone healing and graft resorption of autograft, anorganic bovine bone and beta-tricalcium phosphate. A histologic and histomorphometric study in the mandibles of minipigs. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17: 237-243
79. Jensen SS, Terheyden H. Bone augmentation procedures in localized defects in the alveolar ridge: clinical results with different bone grafts and bone-substitute materials. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24 Suppl: 218-236
80. Jensen SS, Yeo A, Dard M, Hunziker E, Schenk R, Buser D. Evaluation of a novel biphasic calcium phosphate in standardized bone defects: a histologic and histomorphometric study in the mandibles of minipigs. *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18: 752-760
81. John HD, Wenz B. Histomorphometric analysis of natural bone mineral for maxillary sinus augmentation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19: 199-207
82. Jung RE, Glauser R, Scharer P, Hammerle CH, Sailer HF, Weber FE. Effect of rhBMP-2 on guided bone regeneration in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 556-568
83. Jung RE, Halg GA, Thoma DS, Hammerle CH. A randomized, controlled clinical trial to evaluate a new membrane for guided bone regeneration around dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20: 162-168
84. Jung RE, Zwahlen R, Weber FE, Molenberg A, van Lenthe GH, Hammerle CH. Evaluation of an in situ formed synthetic hydrogel as a biodegradable

- membrane for guided bone regeneration. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17: 426-433
85. Junqueira LCU, Carneiro J. Basic histology : text & atlas. 10th. New York: Lange Medical Books, McGraw-Hill, Medical Pub. Division; 2003,
86. Karmody CS, Carter B, Vincent ME. Developmental anomalies of the maxillary sinus. *Trans Sect Otolaryngol Am Acad Ophthalmol Otolaryngol.* 1977; 84: ORL-723-728
87. Katsuyama H, Jensen SS. Sinus floor elevation procedures. Berlin: Quintessence Pub. Co.; 2011,
88. Kaufman E. Maxillary sinus elevation surgery: an overview. *J Esthet Restor Dent.* 2003; 15: 272-282; discussion 283
89. Keele KD. The pain chart. *Lancet.* 1948; 2: 6-8
90. Keele KD. Pain complaint threshold in relation to pain of cardiac infarction. *Br Med J.* 1968; 1: 670-673
91. Kennedy DW, Zinreich SJ, Rosenbaum AE, Johns ME. Functional endoscopic sinus surgery. Theory and diagnostic evaluation. *Arch Otolaryngol.* 1985; 111: 576-582
92. Kent JN, Block MS. Simultaneous maxillary sinus floor bone grafting and placement of hydroxylapatite-coated implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989; 47: 238-242
93. Kim MJ, Jung UW, Kim CS, Kim KD, Choi SH, Kim CK, Cho KS. Maxillary sinus septa: prevalence, height, location, and morphology. A reformatted computed tomography scan analysis. *J Periodontol.* 2006; 77: 903-908

94. Kim YK, Yun PY, Kim SG, Lim SC. Analysis of the healing process in sinus bone grafting using various grafting materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 107: 204-211
95. Koole R, Bosker H, van der Dussen FN. Late secondary autogenous bone grafting in cleft patients comparing mandibular (ectomesenchymal) and iliac crest (mesenchymal) grafts. *J Craniomaxillofac Surg.* 1989; 17 Suppl 1: 28-30
96. Koong B. Cone beam imaging: is this the ultimate imaging modality? *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21: 1201-1208
97. Krennmair G, Ulm CW, Lugmayr H, Solar P. The incidence, location, and height of maxillary sinus septa in the edentulous and dentate maxilla. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 57: 667-671; discussion 671-662
98. Kruger GO. Textbook of oral and maxillofacial surgery. 6th. St. Louis: Mosby; 1984,
99. Landers R, Hubner U, Schmelzeisen R, Mulhaupt R. Rapid prototyping of scaffolds derived from thermoreversible hydrogels and tailored for applications in tissue engineering. *Biomaterials.* 2002; 23: 4437-4447
100. Lane JM. Bone graft substitutes. *West J Med.* 1995; 163: 565-566
101. Lang J. Clinical anatomy of the nose, nasal cavity, and paranasal sinuses. Stuttgart ; New York New York: Thieme ; Thieme Medical Publishers; 1989,
102. Lang NP, Hammerle CH, Bragger U, Lehmann B, Nyman SR. Guided tissue regeneration in jawbone defects prior to implant placement. *Clin Oral Implants Res.* 1994; 5: 92-97

103. Lekholm U, Zarb G.A. Patient selection and preparation. *Tissue Integrated Prosthesis* 1985; 1: 199-209
104. Linde A, Alberius P, Dahlin C, Bjurstram K, Sundin Y. Osteopromotion: a soft-tissue exclusion principle using a membrane for bone healing and bone neogenesis. *J Periodontol.* 1993; 64: 1116-1128
105. Lundgren S, Nystrom E, Nilson H, Gunne J, Lindhagen O. Bone grafting to the maxillary sinuses, nasal floor and anterior maxilla in the atrophic edentulous maxilla. A two-stage technique. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 26: 428-434
106. Lutolf MP, Weber FE, Schmoekel HG, Schense JC, Kohler T, Muller R, Hubbell JA. Repair of bone defects using synthetic mimetics of collagenous extracellular matrices. *Nat Biotechnol.* 2003; 21: 513-518
107. Maillard GF. Carboxy-methyl cellulose hydrogels used to fill breast implants: a 15-year experience. *Eur. J. Plast. Surg.* 2001; 24: 177
108. Maiorana C, Redemagni M, Rabagliati M, Salina S. Treatment of maxillary ridge resorption by sinus augmentation with iliac cancellous bone, anorganic bovine bone, and endosseous implants: a clinical and histologic report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15: 873-878
109. Marx RE, Ehler WJ, Peleg M. "Mandibular and facial reconstruction" rehabilitation of the head and neck cancer patient. *Bone.* 1996; 19: 59S-82S
110. McAllister BS, Margolin MD, Cogan AG, Buck D, Hollinger JO, Lynch SE. Eighteen-month radiographic and histologic evaluation of sinus grafting with anorganic bovine bone in the chimpanzee. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999; 14: 361-368

111. Meijndert L, Raghoobar GM, Schupbach P, Meijer HJ, Vissink A. Bone quality at the implant site after reconstruction of a local defect of the maxillary anterior ridge with chin bone or deproteinised cancellous bovine bone. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 34: 877-884
112. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998; 11: 491-501
113. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 1996; 7: 261-267
114. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res.* 1997; 8: 226-233
115. Merckx MA, Maltha JC, Stoelinga PJ. Assessment of the value of anorganic bone additives in sinus floor augmentation: a review of clinical reports. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 32: 1-6
116. Mettler L, Audebert A, Lehmann-Willenbrock E, Schive K, Jacobs VR. Prospective clinical trial of SprayGel as a barrier to adhesion formation: an interim analysis. *J Am Assoc Gynecol Laparosc.* 2003; 10: 339-344
117. Misch CE. Divisions of available bone in implant dentistry. *Int J Oral Implantol.* 1990; 7: 9-17
118. Misch CE. Contemporary implant dentistry. St. Louis: Mosby; 1993,
119. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 2nd. St. Louis: Mosby; 1999,
120. Misch CE. Dental implant prosthetics. St. Louis, Mo.: Elsevier Mosby; 2005,

121. Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. Third. Mosby Elsevier; 2011, p:3.
122. Misch CE, Dietsch F. Bone-grafting materials in implant dentistry. *Implant Dent.* 1993; 2: 158-167
123. Moore KL, Dalley AF. Clinically oriented anatomy. 4th. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1999,
124. Moore KL, Persaud TVN. The developing human : clinically oriented embryology. 6th. Philadelphia: Saunders; 1998,
125. Moses O, Pitaru S, Artzi Z, Nemcovsky CE. Healing of dehiscence-type defects in implants placed together with different barrier membranes: a comparative clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2005; 16: 210-219
126. Mundy G. Bone remodeling. In: M GR., eds. Bone Remodeling and Its Disorders 2. London: Martin Dunitz; 1999, p:1-11.
127. Mutlu MN. Sinüs tabanı yükseltilmesinde dondurulmuş kurutulmuş allojenik kemik greftinin kullanılması. . Selçuk Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 1995, (Danışman:
128. Nasr HF, Aichelmann-Reidy ME, Yukna RA. Bone and bone substitutes. *Periodontol 2000.* 1999; 19: 74-86
129. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15: 520-528
130. Norton MR, Wilson J. Dental implants placed in extraction sites implanted with bioactive glass: human histology and clinical outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17: 249-257

131. Orsini G, Scarano A, Piattelli M, Piccirilli M, Caputi S, Piattelli A. Histologic and ultrastructural analysis of regenerated bone in maxillary sinus augmentation using a porcine bone-derived biomaterial. *J Periodontol.* 2006; 77: 1984-1990
132. Piattelli M, Favero GA, Scarano A, Orsini G, Piattelli A. Bone reactions to anorganic bovine bone (Bio-Oss) used in sinus augmentation procedures: a histologic long-term report of 20 cases in humans. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999; 14: 835-840
133. Pietrokovski J. The bony residual ridge in man. *J Prosthet Dent.* 1975; 34: 456-462
134. Pinholt EM, Bang G, Haanaes HR. Alveolar ridge augmentation in rats by combined hydroxylapatite and osteoinductive material. *Scand J Dent Res.* 1991; 99: 64-74
135. Pjetursson BE, Tan WC, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. *J Clin Periodontol.* 2008; 35: 216-240
136. Quinn CP, Pathak CP, Heller A, Hubbell JA. Photo-crosslinked copolymers of 2-hydroxyethyl methacrylate, poly(ethylene glycol) tetra-acrylate and ethylene dimethacrylate for improving biocompatibility of biosensors. *Biomaterials.* 1995; 16: 389-396
137. Quinones CR, Hurzeler MB, Schupbach P, Kirsch A, Blum P, Caffesse RG, Strub JR. Maxillary sinus augmentation using different grafting materials and osseointegrated dental implants in monkeys. Part II. Evaluation of porous hydroxyapatite as a grafting material. *Clin Oral Implants Res.* 1997; 8: 487-496

138. Rice DH, Schaefer SD. Endoscopic paranasal sinus surgery. 3rd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2004,
139. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Implants: Bone physiology and metabolism. *CDA J.* 1987; 15: 54-61
140. Robinson E. Osseous coagulum for bone induction. *J Periodontol.* 1969; 40: 503-510
141. Rocuzzo M, Aglietta M, Bunino M, Bonino L. Early loading of sandblasted and acid-etched implants: a randomized-controlled double-blind split-mouth study. Five-year results. *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19: 148-152
142. Rosenlicht JL. Indications and contraindications for sinus grafting. In: eds. *The Sinus Bone Graft.* London: Quintessence Publishing Co; 1999, p:7-15.
143. Ross M, Romrell L, G. K. *Histology: A Text and Atlas.* 3. Baltimore: Williams&Wilkins; 1994,
144. Sartori S, Silvestri M, Forni F, Icaro Cornaglia A, Tesei P, Cattaneo V. Ten-year follow-up in a maxillary sinus augmentation using anorganic bovine bone (Bio-Oss). A case report with histomorphometric evaluation. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 369-372
145. Schallhorn RG, Hiatt WH, Boyce W. Iliac transplants in periodontal therapy. *J Periodontol.* 1970; 41: 566-580
146. Schlegel AK, Donath K. BIO-OSS--a resorbable bone substitute? *J Long Term Eff Med Implants.* 1998; 8: 201-209
147. Schwartz Z, Weesner T, van Dijk S, Cochran DL, Mellonig JT, Lohmann CH, Carnes DL, Goldstein M, Dean DD, Boyan BD. Ability of deproteinized

- cancellous bovine bone to induce new bone formation. *J Periodontol.* 2000; 71: 1258-1269
148. Simion M, Baldoni M, Rossi P, Zaffe D. A comparative study of the effectiveness of e-PTFE membranes with and without early exposure during the healing period. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994; 14: 166-180
 149. Skoglund A, Hising P, Young C. A clinical and histologic examination in humans of the osseous response to implanted natural bone mineral. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12: 194-199
 150. Smiler DG, Johnson PW, Lozada JL, Misch C, Rosenlicht JL, Tatum OH, Jr., Wagner JR. Sinus lift grafts and endosseous implants. Treatment of the atrophic posterior maxilla. *Dent Clin North Am.* 1992; 36: 151-186; discussion 187-158
 151. Soydan N. Gelişim ve Büyüme. İstanbul: Doyuran Matbaası; 1993,
 152. Strietzel FP, Khongkhunthian P, Khattiya R, Patchanee P, Reichart PA. Healing pattern of bone defects covered by different membrane types--a histologic study in the porcine mandible. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006; 78: 35-46
 153. Szabo G, Huys L, Coulthard P, Maiorana C, Garagiola U, Barabas J, Nemeth Z, Hrabak K, Suba Z. A prospective multicenter randomized clinical trial of autogenous bone versus beta-tricalcium phosphate graft alone for bilateral sinus elevation: histologic and histomorphometric evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20: 371-381
 154. Tadic D, Epple M. A thorough physicochemical characterisation of 14 calcium phosphate-based bone substitution materials in comparison to natural bone. *Biomaterials.* 2004; 25: 987-994

155. Tadjoeidin ES, de Lange GL, Holzmann PJ, Kulper L, Burger EH. Histological observations on biopsies harvested following sinus floor elevation using a bioactive glass material of narrow size range. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11: 334-344
156. Tadjoeidin ES, de Lange GL, Lyaruu DM, Kuiper L, Burger EH. High concentrations of bioactive glass material (BioGran) vs. autogenous bone for sinus floor elevation. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13: 428-436
157. Takahashi R. The formation of the human paranasal sinuses. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1984; 408: 1-28
158. Tan WC, Lang NP, Zwahlen M, Pjetursson BE. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. Part II: transalveolar technique. *J Clin Periodontol.* 2008; 35: 241-254
159. Tatum H, Jr. Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent Clin North Am.* 1986; 30: 207-229
160. Tawil G, Mawla M. Sinus floor elevation using a bovine bone mineral (Bio-Oss) with or without the concomitant use of a bilayered collagen barrier (Bio-Gide): a clinical report of immediate and delayed implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001; 16: 713-721
161. Thoma DS, Halg GA, Dard MM, Seibl R, Hammerle CH, Jung RE. Evaluation of a new biodegradable membrane to prevent gingival ingrowth into mandibular bone defects in minipigs. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20: 7-16
162. Tidwell JK, Blijdorp PA, Stoelinga PJ, Brouns JB, Hinderks F. Composite grafting of the maxillary sinus for placement of endosteal implants. A

- preliminary report of 48 patients. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1992; 21: 204-209
163. Tudor C, Srouf S, Thorwarth M, Stockmann P, Neukam FW, Nkenke E, Schlegel KA, Felszeghy E. Bone regeneration in osseous defects-application of particulated human and bovine materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008; 105: 430-436
164. Tuskan C, Yaltrık M. Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide Kullanılan Biyomateryaller. İstanbul: İstanbul Üniv. Yayınları; 2002,
165. Ulm CW, Solar P, Gsellmann B, Matejka M, Watzek G. The edentulous maxillary alveolar process in the region of the maxillary sinus--a study of physical dimension. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1995; 24: 279-282
166. Ulm CW, Solar P, Krennmair G, Matejka M, Watzek G. Incidence and suggested surgical management of septa in sinus-lift procedures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 462-465
167. Underwood AS. An Inquiry into the Anatomy and Pathology of the Maxillary Sinus. *J Anat Physiol.* 1910; 44: 354-369
168. Vaage J, Donovan D, Uster P, Working P. Tumour uptake of doxorubicin in polyethylene glycol-coated liposomes and therapeutic effect against a xenografted human pancreatic carcinoma. *Br J Cancer.* 1997; 75: 482-486
169. Valentini P, Abensur D. 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.* 1997; 17: 232-241

170. Valentini P, Abensur D, Densari D, Graziani JN, Hammerle C. Histological evaluation of Bio-Oss in a 2-stage sinus floor elevation and implantation procedure. A human case report. *Clin Oral Implants Res.* 1998; 9: 59-64
171. Valentini P, Abensur D, Wenz B, Peetz M, Schenk R. Sinus grafting with porous bone mineral (Bio-Oss) for implant placement: a 5-year study on 15 patients. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2000; 20: 245-253
172. Valentini P, Abensur DJ. Maxillary sinus grafting with anorganic bovine bone: a clinical report of long-term results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; 18: 556-560
173. Van den Bergh JP, ten Bruggenkate CM, Disch FJ, Tuinzing DB. Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11: 256-265
174. Vincent J. Microscopic aspects of mineral metabolism in bone tissue with special reference to calcium, lead and zinc. *Clin Orthop Relat Res.* 1963; 26: 161-175
175. Wagner JR. A 3 1/2-year clinical evaluation of resorbable hydroxylapatite OsteoGen (HA Resorb) used for sinus lift augmentations in conjunction with the insertion of endosseous implants. *J Oral Implantol.* 1991; 17: 152-164
176. Wallace SS, Froum SJ, Tarnow DP. Histologic evaluation of a sinus elevation procedure: a clinical report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1996; 16: 46-51
177. Wechsler S, Fehr D, Molenberg A, Raeber G, Schense JC, Weber FE. A novel, tissue occlusive poly(ethylene glycol) hydrogel material. *J Biomed Mater Res A.* 2008; 85: 285-292

178. Weibrich G, Kleis WK. Curasan PRP kit vs. PCCS PRP system. Collection efficiency and platelet counts of two different methods for the preparation of platelet-rich plasma. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13: 437-443
179. Wetzel AC, Stich H, Caffesse RG. Bone apposition onto oral implants in the sinus area filled with different grafting materials. A histological study in beagle dogs. *Clin Oral Implants Res.* 1995; 6: 155-163
180. Wewers ME, Lowe NK. A critical review of visual analogue scales in the measurement of clinical phenomena. *Res Nurs Health.* 1990; 13: 227-236
181. Wiltfang J, Schlegel KA, Schultze-Mosgau S, Nkenke E, Zimmermann R, Kessler P. Sinus floor augmentation with beta-tricalciumphosphate (beta-TCP): does platelet-rich plasma promote its osseous integration and degradation? *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 213-218
182. Yildirim M, Spiekermann H, Biesterfeld S, Edelhoff D. Maxillary sinus augmentation using xenogenic bone substitute material Bio-Oss in combination with venous blood. A histologic and histomorphometric study in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11: 217-229
183. Zechner W, Tangl S, Tepper G, Furst G, Bernhart T, Haas R, Mailath G, Watzek G. Influence of platelet-rich plasma on osseous healing of dental implants: a histologic and histomorphometric study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; 18: 15-22
184. Zerbo IR, Bronckers AL, de Lange G, Burger EH. Localisation of osteogenic and osteoclastic cells in porous beta-tricalcium phosphate particles used for human maxillary sinus floor elevation. *Biomaterials.* 2005; 26: 1445-1451
185. Zerbo IR, Zijdeveld SA, de Boer A, Bronckers AL, de Lange G, ten Bruggenkate CM, Burger EH. Histomorphometry of human sinus floor

augmentation using a porous beta-tricalcium phosphate: a prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15: 724-732

186. Zhang M, Powers RM, Jr., Wolfinbarger L, Jr. A quantitative assessment of osteoinductivity of human demineralized bone matrix. *J Periodontol.* 1997; 68: 1076-1084
187. Zhao YF, Mendes M, Symington JM, Listrom RD, Pritzker KP. Experimental study of bone growth around a dental implant after Surgibone grafting. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999; 14: 889-897
188. Zijdeveld SA, Zerbo IR, van den Bergh JP, Schulten EA, ten Bruggenkate CM. Maxillary sinus floor augmentation using a beta-tricalcium phosphate (Cerasorb) alone compared to autogenous bone grafts. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20: 432-440
189. Zitzmann NU, Naef R, Scharer P. Resorbable versus nonresorbable membranes in combination with Bio-Oss for guided bone regeneration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12: 844-852
190. Zitzmann NU, Scharer P. Sinus elevation procedures in the resorbed posterior maxilla. Comparison of the crestal and lateral approaches. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998; 85: 8-17
191. Zitzmann NU, Scharer P, Marinello CP. Long-term results of implants treated with guided bone regeneration: a 5-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001; 16: 355-366

10. EKLER

Ek 1: Etik kurul onay

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU				
SAYI : B.30.2.BAV.0.05.05/252		09.02.2012		
KONU : Etik Kurulu Kararı				
BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Maksiller Sinüs Tabanı Augmentasyonunda, Polietilen Glikol Hidrojel Membran Kullanımı ve Kollajen Membranla Kıyaslanması		
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADU/SOYADI	Doç. Dr. Yaşar ÖZKAN		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ağız-Diş-Çene Cerrahisi		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi		
	DESTEKLEYİCİ	Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne başvurulacaktır.		
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Çalışma daha önce diğer branşlarda ve ağız-diş-çene cerrahisinde kullanılan polietilen glikol hidrojel membranın, sinüs tabanı augmentasyonu operasyonunda uygulanması ve takip edilmesidir		
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	23.01.2012	1.0	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	-	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı			Açıklama
	TÜRKÇE ETİKET ÖRNEĞİ	<input type="checkbox"/>		
	SIGORTA	<input type="checkbox"/>		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/>		
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>		
	HASTA KARTI/GÜNLÜKLERİ	<input type="checkbox"/>		
	ILAN	<input type="checkbox"/>		
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>		
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>		
DİĞER	<input checked="" type="checkbox"/>		Araştırmacılara ait özgeçmişler Araştırma ile ilgili yayınlar	
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 8 / 14	Tarih: 09.02.2012		
	Yukarıda bilgileri verilen klinik araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan Etik Kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.			

Maksiller Sinüs Tabanı Augmentasyonunda, Polietilen Glikol Hidrojel Membran Kullanımı ve Kollajen Membranla Kıyaslanması

Sayfa 1/2

BEZMIALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU

BEZMIALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU	
ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Reha ERKOÇ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile İlişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Reha ERKOÇ	İç Hastalıkları	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Orhan ÖZTURAN	Kulak Burun ve Boğaz Hastalıkları	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Sadık SÖĞÜT	Tıbbi Biyokimya	İstanbul Medeniyet Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Faruk OKTEM	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Nesrin REİS	Kadın Doğum Hemşireliği	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Mustafa IRAZ	Tıbbi Farmakoloji	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Abdullah ARMAĞAN	Üroloji	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Kazım BEŞİRLİ	Kalp ve Damar Cerrahisi	İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Ömer UYSAL	Bioistatistik ve Tıp Bilişimi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Ahmet MIHMANLI	Ağız-Diş ve Çene Cerrahisi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Şerife Evrim TEKKELİ	Eczacılık - Analitik Kimya	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Eczacılık Fakültesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Mahmut GÜRGAN	Deontoloji ve Tıp Tarihi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Hayrullah KÖSE	Biyofizik	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Ebubekir KOÇ	Endüstri Mühendisi	Fatih Sultan Mehmet Vakıf Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Avukat Şevkiye KARAHAN	Hukuk	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

* : Toplantıda Bulunma

Maksiller Sinüs Tabanı Augmentasyonunda, Polietilen Glikol Hidrojel Membran Kullanımı ve Kollajen Membranla Kıyaslanması

Sayfa 2/2

Sinüs Tabanı Augmentasyonu(sinüs lifting) Operasyonu İçin Aydınlatılmış Onam Formu

Tanı : dikkatli bir ağız muayenesi sonrasında üst çenemin arka kısmında kaybedilmiş diş-dişlerimin yerinde kemik kaybı meydana geldiği bana söylendi. Bu kemik eksikliği dental implant uygulamasına izin vermemektedir.

Tavsiye edilen tedavi: bu durumu tedavi edebilmek için dental implantlarla aynı anda ya da öncesinde sinüs tabanı augmentasyonu ameliyatının yapılması tavsiye edildi. Tedavinin bir parçası olarak lokal anestezi uygulanacak, antibiyotik ve diğer ilaçlar kullanılabilir.

İşlem sırasında aşınmış kemiğe girişi sağlamak için dişetleri açılabilir. Kemik düzensizlikleri dental frezlerle yeniden şekillendirilebilir. Maxiller sinüse giriş sağlamak için pencere yaratmak amacıyla kemik kaldırılabilir. Kemik greft materyali sinüs tabanındaki kayıp kemik alanlarına yerleştirilebilir. Çeşitli greft materyalleri kullanılabilir. Bu materyaller kendi kemiğinizden ya da hayvan (sığır) kaynaklı elde edilebilir. Kemik defektinin tipine bağlı olarak hayvanların (sığır) tendonlarından yapılan kollajen membranlar ya da sentetik membranlar kullanılabilir. Membranlar, yerleştirilen kemik greft materyalini iyileşirken sabit tutma eğilimindedir. Dişetiniz bu materyallerin üzerine kapatılıp dikilecektir.

Beklenmedik durumların planlanan cerrahide değişiklik yapılmasını gerektirebileceğini anladım. Örneğin; augmentasyon cerrahisiyle eş zamanlı dental implantların uygulanması, ya da bütün açıklanan cerrahi işlemlerin yapılmasından önce işlemin iptal edilmesi

Beklenen faydalar: sinüs tabanı augmentasyonu cerrahisinin amacı, augmentasyon cerrahisiyle aynı anda veya 6 ay sonrasında dental implantların yerleştirilebileceği yeterli kemik yüksekliğinin elde edilmesidir.

Cerrahi sonrası yapılması gerekenler:

Temel riskler ve komplikasyonlar: bazı hastalarda sinüs tabanı augmentasyonu işleminden beklenen başarının sağlanamayacağını anladım. Bu işlem dental implant uygulanmasına izin vercek başarıyı sağlamayabilir uzun dönem başarı oluşmayabilir. Çünkü her hastanın durumu eşsizdir.

Ameliyat sonrası kemik greft materyali, ilaçlar, anesteziikleri içeren komplikasyonlar oluşabilir. Operasyon sonrası enfeksiyon, kanama, şişme, ağrı, yüzde morarma, çene eklemine ağrı veya kas spazmı, ağız köşelerinde çatlama yada morarma, birkaç gün veya hafta boyunca ağız açmada kısıtlılık, alerjik reaksiyonlar, dişlerde geçici sallanma, dişlerde sıcağa, soğuğa, asitli gıdalara karşı hassasiyet ve çenede, dudakta, dilde, dişetinde geçici (nadir olgularda kalıcı) uyuşmayı içeren fakat bunlarla sınırlı olmayan komplikasyonlar görülebilir. Komplikasyonun kesin süresi belirlenemeyebilir ve geri dönüşümsüz olabilir.

Dişeti ve kemiğin nasıl iyileşeceğini önceden söyleyebilecek veya değerlendirebilecek bir metod bulunmamaktadır. Eğer ilk cerrahi işlem, tatmin edici sonuçlar vermezse ikinci bir cerrahi işleme gerek duyulabilir veya cerrahi sonrası enfeksiyon ya da komplikasyonlar kemik greftinin çıkarılmasını gerektirebilir. Ek olarak tıbbi sorunlar, beslenme ve diyet problemleri, sigara, aşırı alkol tüketimi, tütün çiğneme, diş gıcırdatma, yetersiz oral hijyen ve kullanılan ilaçlar ağız cerrahisi ve dental implantların başarısını etkiler. Bildiğim kadarıyla, cerrahi işlemle ilişkisi olabilecek herhangi bir ilaç reaksiyonu, alerji, hastalıklar, belirtiler, alışkanlıklar ve durumları, ilgilenen hekimime bildirdim. Günlük ağız bakımımın ve reçete edilen ilaçların düzenli kullanımının işlemin başarısında önemli olduğunu anladım.

Önerilen tedaviye alternatif: sinüs tabanı augmentasyon cerrahisine alternatif olarak

1-tedavi yapılmaması

2-köprü protezleri(eğer eksik diş önünde arkasında destek dişler mevcutsa)

3-hareketli bölümlü protez yapılabileceği bana anlatıldı

Gerekli takip ve bakım : rutin dental bakımın ve düzenli diş hekimi ziyaretlerinin çok önemli olduğunu anladım. Dumanlı ve dumansız tütünün özellikle ilk bir ay içerisinde kullanımının iyileşmeyi olumsuz yönde etkileyeceğini, ağrı ve başarısızlığa neden olabileceğini anladım. Sinüs cerrahisi işlemi öncesindeki gün, işlem günü ve sonrasında 3 gün sigara içmemem gerektiği bana anlatıldı.

İşlemi yapacak hekime bildiğim alerjileri (özellikle ilaç veya sülfid) kullandığım ilaçları (aspirin, besin takviyeleri, bitkisel ilaçlar vb) tıbbi durumumu anlattım.

İşlemi yapacak hekime herhangi bir mevcut veya önceki baş boyun radyoterapisi varlığını / yokluğunu anlattım.

İşlemi yapacak hekime bifosfonat türevi (bazı yaygın ticari isimlerle: Zometa®, Aredia®, Boniva®, Fosamax®, Actonel®) ilacı daha önceden alıp almadığımı ya da daha önceden alıyor olduğumu anlattım.

Cerrahi sonrası iyileşmenin değerlendirilmesi için birkaç kontrole gelmem gerektiğini anladım. Sinüs augmentasyon cerrahisi sırasında kullanılan bütün resorbe olabilen(kendiliğinden eriyen) dikiş materyalleri ve rezorbe olabilen membranların çıkarılması gerekebilir.

Verilen özel reçete ve talimatlara uymakla

İşlemi yapan hekime cerrahi sonrası gerekli kontrollere gelmekle

Dumanlı ve dumansız tütün kullanmamam gerektiğiyle ilgili sorumluluklarımı anladım.

Birçok sinüs tabanı augmentasyonu ameliyatı, hızlı ve hiçbir problem çıkarmadan iyileşmektedir. Fakat çok iyi bakıma rağmen, daha önce sayılan komplikasyonlar meydana gelebilir.

Kayıtların yayınlanması: Tedavim tamamlandıktan sonraki durumun fotoğrafları (yüz gösterilmeden ya da isim belirtilmeden), radyografları, slaytları, diş hekimliğinin ilerlemesi için yayınlanabilir. Kimlik bilgileri genel halk için ortada olmayacaktır.

Sadece bayanlar için: antibiyotikler oral kontraStraumann Membragel®septiflerin (doğum kontrol hapı) etkinliğini azaltabilir.

Hasta onamı

Sinüs tabanı augmentasyonu cerrahisi, cerrahinin yararları ve riskleri , mevcut tedavi alternatifleri , gerekli takip ve bakımlar hakkında bilgilendirildim. İşlemi yapacak hekime herhangi bir soruyu sorabilme ve tedavi ile ilgili herhangi bir endişemi paylaşabilme fırsatı buldum. Derinlemesine düşündükten sonra açıklanan oral cerrahi işleme rıza gösteriyorum.

Ayrıca gerekli görülen ek ve alternatif işlemleri için en iyi kararı işlemi yapan hekimin vereceğine rıza gösteririm.

Ek 3: Hasta takip formu

Hasta Adı	Diş Hekimi
Operasyonun adı:	

Tarih:/...../.....

ANAMNEZ BİLGİLERİ	
Adı Soyadı:	Yaş:
Cinsiyet:	Telefon:
Adres:	
Öğrenim Durumu/Meslek:	
Ağız Hijyeni:	Sigara Kullanımı:

SİSTEMİK ANAMNEZ		
1. Kendinizi sağlıklı hissediyor musunuz?	Evet	Hayır
2. Son yıllarda genel sağlığınız ile ilgili herhangi bir değişiklik oldu mu?	Evet	Hayır
3. En son doktor kontrolü tarihinde	Evet	Hayır
4. Şu an herhangi bir doktor kontrolünde misiniz? Varsa hangi nedenle?	Evet	Hayır
5. Doktorunuz telefon numarası		

SİSTEMİK ANAMNEZ		
6. Son 5 yılda ciddi bir rahatsızlık geçirdiniz mi? Ameliyat oldunuz mu? Cevabınız evet ise hangi nedenle?	Evet	Hayır
7. Şu anda herhangi bir ilaç kullanıyor musunuz? Cevabınız evet ise kullandığınız ilaçlar	Evet	Hayır
8. Aşağıdaki rahatsızlıklardan herhangi birini şu anda ya da önceden geçirdiniz mi?		
- kalp kapakçığı problemi	Evet	Hayır
- kardiyovasküler rahatsızlıklar (kalp krizi, anjina, koroner yetmezlik, ateroskleroz)	Evet	Hayır
- allerji	Evet	Hayır
- sinüs problemleri	Evet	Hayır
- astım	Evet	Hayır
- herhangi bir rahatsızlığa bağlı nöbet	Evet	Hayır
- uzun süreli diare (ishal) ya da son zamanlarda aşırı kilo kaybı	Evet	Hayır
- diyabet (şeker hastalığı)	Evet	Hayır
- hepatit (sarılık)	Evet	Hayır
- AIDS veya HIV enfeksiyonu	Evet	Hayır
- tiroid problemleri	Evet	Hayır
- solunum problemleri (anfizem ya da bronşit)	Evet	Hayır
- artrit ya da ağrılı şiş eklemler	Evet	Hayır
- mide ülseri	Evet	Hayır
- böbrek problemleri	Evet	Hayır
- tüberküloz (verem)	Evet	Hayır

SİSTEMİK ANAMNEZ		
- sürekli öksürme ya da öksürürken kanama	Evet	Hayır
- boyunda sürekli şişlikler	Evet	Hayır
- düşük kan basıncı	Evet	Hayır
- cinsel yollarla bulaşan hastalıklar	Evet	Hayır
- epilepsi ya da diğer nörolojik hastalıklar	Evet	Hayır
- mental sağlıkla ilgili problemler	Evet	Hayır
- kanser	Evet	Hayır
- immün sistem problemleri	Evet	Hayır
9. Kanama probleminiz var mıdır?	Evet	Hayır
- kan transfüzyonuna(nakline) ihtiyacınız oldu mu?	Evet	Hayır
10. Herhangi bir kan hastalığınız var mı? (anemi vs.)	Evet	Hayır
11. Herhangi bir tümör tedavisi gördünüz mü?	Evet	Hayır
12. Aşağıdaki ajanlardan herhangi birine allerjiniz var mı?	Evet	Hayır
- lokal anestezipler	Evet	Hayır
- penisilin ya da diğer antibiyotiklere	Evet	Hayır
- barbitüratlara ya da diğer sedatif ajanlara	Evet	Hayır
- aspirin	Evet	Hayır
- kodein ya da diğer narkotiklere	Evet	Hayır
13. Önceki dental tedavilerinizde herhangi bir sorunla karşılaştınız mı?	Evet	Hayır
14. Yukarıdakiler dışında herhangi bir sağlık probleminiz var mı? Varsa açıklayın	Evet	Hayır

SİSTEMİK ANAMNEZ		
15. Alkol kullanıyor musunuz? Cevabınız evetse, ne sıklıkla?	Evet	Hayır
SADECE KADINLAR İÇİN	Evet	Hayır
16. Hamile misiniz?	Evet	Hayır
17. Menstrual dönemlerinizle ilgili herhangi bir probleminiz var mı?	Evet	Hayır
18. Çocuk emziriyor musunuz?	Evet	Hayır
19. Doğum kontrol hapı alıyor musunuz?	Evet	Hayır

Yukarıda yazanların tamamını okudum ve anladım. Aklıma takılan tüm soruları, dış hekimime sorabileceğimi biliyorum. Bu formu doldurmayla ilgili hatalardan dış hekimimi sorumlu tutamayacağımı biliyorum.

Hasta imzası:

Dışhekimisi tarafından doldurulacaktır.

Anamnez formuyla ilgili dışhekimisi notları

.....

Tarih: Dışhekimisi İmzası:

.....

Anamnezle ilgili değişiklik notları:

Tarih:

Yorumlar:

.....

.....

İmza:

PERİOPERATİF NOTLAR		
Anamnez:	Evet	Hayır
Premedikasyon:	Evet	Hayır
Anestezi ajanı:	Evet	Hayır
Anestezi türü:	Evet	Hayır
İnsizyon çeşidi:	Evet	Hayır
Flep türü:	Evet	Hayır
Rezidüel kemik yüksekliği:	Evet	Hayır
Kemik tipi:	Evet	Hayır
Lateral pencerenin açılması:	Evet	Hayır
Membran elevasyonu:	Evet	Hayır
Membran perforasyonu:	Evet	Hayır
Greft materyali:	Evet	Hayır
Simultane implant yerleştirilmesi:	Evet	Hayır
Lateral pencerede membran kullanılması:	Evet	Hayır

PERİOPERATİF NOTLAR		
.....		
Kollajen membranın fiksasyonu:	Evet	Hayır
Perioperatif komplikasyon:	Evet	Hayır

POSTOPERATİF NOTLAR		
Postoperatif medikasyon: Antibiyotik: Analjezik: Nazal dekonjestan:	Evet	Hayır
Postoperatif hasta bilgilendirme	Evet	Hayır
Hastanın komplikasyon durumunda ulaşacağı kişiyle ilgili bilgilendirme:	Evet	Hayır

GÖRÜNTÜLEME		
1. Preoperatif ortopantograf	Evet	Hayır
2. Preoperatif dental volümetrik tomografi	Evet	Hayır
3. Postoperatif ortopantograf	Evet	Hayır

PREOPERATİF RADYOLOJİK ÖLÇÜMLER (dental volümetrik)							
SAĞ TARAF				SOL TARAF			
7	6	5	4	4	5	6	7

POSTOPERATİF RADYOLOJİK ÖLÇÜMLER (dental volümetrik)							
SAĞ TARAF				SOL TARAF			
7	6	5	4	4	5	6	7

Görsel Analog Ölçeği (VAS)

Bu ölçekte 10 cm'lik düz çizgi kullanılmaktadır. Bu 10 cm'lik düz çizgi üzerinde "0" ağrısızlığı, "10" ise dayanılmaz ağrıyı tanımlamaktadır. Hasta bunu kendisi tanımlayacağı için geçmişteki bir ağrı deneyimini geçirdiği bir ağrıyı gözünün önüne getirmesi, bunu 10 olarak kabul etmesi ve ona göre ağrıyı değerlendirmesi istenir.

POSTOPERATİF KOMPLİKASYON TAKİP - 1. GÜN		
1. Hastanın ağrıdan dolayı şikayeti (VAS Skoru)		
2. Gecikmiş iyileşme	Evet	Hayır
3. Yumuşak dokuda dehisens	Evet	Hayır
4. Sinüzit	Evet	Hayır
5. Greftin başarısızlığı	Evet	Hayır
6. İnfeksiyon	Evet	Hayır
7. Oroantral fistül oluşumu	Evet	Hayır

POSTOPERATİF KOMPLİKASYON TAKİP - 3. GÜN		
1. Hastanın ağrıdan dolayı şikayeti (VAS Skoru)		
2. Gecikmiş iyileşme	Evet	Hayır
3. Yumuşak dokuda dehisens	Evet	Hayır
4. Sinüzit	Evet	Hayır
5. Greftin başarısızlığı	Evet	Hayır
6. İnfeksiyon	Evet	Hayır
7. Oroantral fistül oluşumu	Evet	Hayır

POSTOPERATİF KOMPLİKASYON TAKİP - 7. GÜN		
1. Hastanın ağrıdan dolayı şikayeti (VAS Skoru)		

POSTOPERATİF KOMPLİKASYON TAKİP - 7. GÜN		
2. Gecikmiş iyileşme	Evet	Hayır
3. Yumuşak dokuda dehisens	Evet	Hayır
4. Sinüzit	Evet	Hayır
5. Greftin başarısızlığı	Evet	Hayır
6. İnfeksiyon	Evet	Hayır
7. Oroantral fistül oluşumu	Evet	Hayır

POSTOPERATİF KOMPLİKASYON TAKİP - 1. AY		
1. Hastanın ağrıdan dolayı şikayeti (VAS Skoru)		
8. Gecikmiş iyileşme	Evet	Hayır
3. Yumuşak dokuda dehisens	Evet	Hayır
4. Sinüzit	Evet	Hayır
5. Greftin başarısızlığı	Evet	Hayır
6. İnfeksiyon	Evet	Hayır
7. Oroantral fistül oluşumu	Evet	Hayır

Ek 5: Cerrahi kontrol listesi

Hasta Adı

Diş Hekimi:

Tarih:/...../.....

		Diş Hekimi	Asistan
1. Hastanın kimliğinin tanımlanması			
2. Yapılacak operasyonun tanımlanması			
9. Operasyon sahasının tanımlanması			
4. Klinik ve radyografik kayıtların varlığının ve güncelliğinin kontrolü			
5. Aydınlatılmış onam formunun hasta tarafından imzalandığının kontrolü			
6. Operasyon odasının düzgün şekilde hazırlandığının kontrolü	6.1. Cerrahi sahanın hazırlanması		
	6.1.1. Asepsis kontrolü		
6.2. Operasyon için gerekli tüm cerrahi aletlerin varlığının ve sterilizasyonunun kontrolü			
6.3. Kullanılacak tüm materyallerin (greft, membran, implant vs.) kontrolü			
6.4. Mekanik enstrümanların kontrolü	6.4.1. Cerrahi aspiratör		
	6.4.2. Döner aletler		
	6.4.3. Diğer aletler		
7. Gazla sedasyon yapılacaksa	7.1. Cihazın düzgün çalıştığı kontrolü		
	7.2. Gazın seviyesinin ve son kullanma tarihinin kontrolü		
8. Cerrahi sırasında gidişatı değiştirebilecek, kullanılan ilaçların ya da önceki patolojilerin klinik kaydının tanımlanması			
9. Herhangi bir alerji ya da intoleransın olmadığı tanımlanması			

	Diş Hekimi	Asistan
10. Hastanın, preoperatif yapması gerekenlerin daha önceden hastaya anlatıldığı kontrolü		
11. Acil durumlar için gerekli materyallerin ulaşılabilir bir yerde olduğunun kontrolü		

CERRAHİDEN SONRA KONTROL EDİLMESİ GEREKENLER	Diş Hekimi	Asistan
12. Eksojen herhangi bir materyalin, yanlışlıkla cerrahi alanda bırakılmadığının kontrolü		
13. Teknik datayı içeren, kullanılan eksojen materyallerin lot numaralarının bulunduğu, işlem sırasında görülen potansiyel yan etkileri de içeren detaylı klinik kayıtların tutulması		
14. Hastanın klinik durumunun kontrolü		
15. Hastanın postoperatif bilgilendirmeyi anladığının ve komplikasyon gelişmesi durumunda yapması gerektiğini anladığının kontrolü		
16. Biyopsi alındıysa, uygun şekilde gönderildiğinin kontrolü		

CERRAHİDEN SONRA KONTROL EDİLMESİ GEREKENLER		Diş Hekimi	Asistan
17. Potansiyel kontamine enstrüman ya da materyalin uygun şekilde uzaklaştırıldığıнын kontrolü			
18. İşlem sırasındaki herhangi bir teknik problemin düzeltilmesi için bildirildiğinin kontrolü			
Gözlemler:			
İmzalar	Diş Hekimi	Asistan	

11. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	FERİT	Soyadı	BAYRAM
Doğum Yeri	BURSA	Doğum Tarihi	20.07.1982
Uyruğu	T.C.	TC Kimlik No	28450363742
E-mail	FERITBAYRAM@GMAIL.COM	Tel	532 7619924

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	M.Ü. AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ A.D.	
Yüksek Lisans		
Lisans	M.Ü. DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2007
Lise	EMİNÖNÜ CİBALI LİSESİ	1999

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			
2.			
3.			

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İNGİLİZCE	ÇOK İYİ	İYİ	İYİ

* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Yabancı Dil Sınav Notu •								
KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	80							

• Başarılımış birden fazla sınav varsa, tüm sonuçlar yazılmalıdır

• KPDS: Kamu Personeli Yabancı Dil Sınavı; ÜDS: Üniversitelerarası Kurul Yabancı Dil Sınavı; IELTS: International English Language Testing System; TOEFL IBT: Test of English as a Foreign Language-Internet-Based Test TOEFL PBT: Test of English as a Foreign Language-Paper-Based Test; TOEFL CBT: Test of English as a Foreign Language-Computer-Based Test; FCE: First Certificate in English; CAE: Certificate in Advanced English; CPE: Certificate of Proficiency in English

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office, Keynote, Pages	İYİ
Osirix DICOM Viewer	İYİ
Adobe Photoshop, Illustrator, Dreamweaver	ORTA

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin