

T. C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKSİLLER SİNÜS LİFT OPERASYONU SONRASINDA
TRABEKÜLER YAPININ KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI
TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE FRAKTAL BOYUT ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Emre SÖZEN

DOKTORA TEZİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi
Emre AYTUĞAR

İZMİR- 2019

T. C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKSİLLER SİNÜS LİFT OPERASYONU SONRASINDA
TRABEKÜLER YAPININ KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI
TOMOĞRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE FRAKTAL BOYUT ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRMESİ

Dt. Emre SÖZEN

DOKTORA TEZİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi

Emre AYTUĞAR

İZMİR- 2019

KABUL VE ONAY SAYFASI

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Doktora Programı** çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 10 /10 / 2019

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Emre AYTUĞAR

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı

Üye: Prof. Dr. Esin ALPÖZ

Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Yasin YAŞA

Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Adem PEKİNCE

Karabük Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Nihat LAÇİN

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Ana Bilim Dalı

ONAY: Bu Doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ahmet KOYU
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kâğıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi'ne verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

- **Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.**
(Bu seçenekte teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etseniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir.)
- **Tezimin/Raporumun tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını istemiyorum (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç)**
(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.)
- **Tezimin/Raporumun..... tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.**
- **Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi**

.../.../....
Emre SÖZEN

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, Tez Danışmanım **Dr. Öğr. Üyesi Emre Aytuğar** danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve İzmır Kâtip elebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzuna göre yazıldığımı beyan ederim.

10/10/2019
Emre SÖZEN

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim sırasında bilgi ve deneyimlerinden istifade ettiğim, bu çalışmanın planlanması, yürütülmesi ve sonuçlandırılmasında büyük pay sahibi olan, sevgisini ve desteğini esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Dr. Öğr. Üyesi Emre AYTUĞAR'a,

Doktora eğitimim sırasında bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen ve bu çalışmada da destekleyen değerli hocam Sayın Doç. Dr. Elif Tarım ERTAŞ'a,

Bu çalışmanın planlanması, yürütülmesi ve sonuçlandırılmasında bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen ve destekleyen Ege Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Değerli Hocam Sayın Prof. Dr. Esin ALPÖZ'e,

Doktora tezimin istatistiksel analizlerinin yapılmasında bana yardımcı olan değerli hocam Yıldız Teknik Üniversitesi İstatistik Bölümü Öğretim Üyesi Dr. Öğr. Üyesi Sayın Erhan ÇENE'ye,

Eğitimim süresince birlikte çalışmaktan keyif aldığım İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı bölüm arkadaşlarıma ve bölüm personeline,

Son olarak; hayatım boyunca yanımda olan sevgili aileme teşekkür ederim.

ÖZET

MAKSİLLER SİNÜS LİFT OPERASYONU SONRASINDA TRABEKÜLER YAPININ KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE FRAKTAL BOYUT ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRMESİ

Giriş-Amaç: Bu çalışmanın amacı; sinüs lift operasyonu sonrasında yerleştirilen greftin iyileşme durumunun fraktal boyut (Fb) analizi ile değerlendirilebilirliğini incelemektir.

Materyal-Metot: Retrospektif olan bu çalışmada 13 kadın (17 yarım çene) ve 23 (25 yarım çene) erkekten oluşan toplam 36 hastanın (42 yarım çene) KIBT görüntüleri kullanıldı. Sinüs lift operasyonu sonrası maksillar molar bölgesine greft yerleştirilmiş hastaların operasyonundan hemen ve altı ay sonra alınan KIBT görüntülerinden yararlanıldı. KIBT'in enine kesit görüntüleri, maksillar molar bölgede kemik grefti ve normal kemik (kontrol için) alanlarından elde edildi. İlk ve ikinci görüntüleri karşılaştırmak için, studyler hazırlanırken anatomik land marklardan yararlanıldı. Enine kesit görüntülerinden 4 mm kenarlı kare inceleme alanı seçildi. İlk ve ikinci görüntülerdeki inceleme alanlarına Fb analizi uygulandı. Ayrıca operasyon bölgesinin dişli (15 yarım çene) ve dişsiz (27 yarım çene) sonlanmalı grupları ile 45 yaş altı (14 yarım çene) ve 45 yaş üstü (28 yarım çene) grupları oluşturuldu. Elde edilen tüm veriler istatistiksel olarak analiz edildi.

Bulgular: KIBT görüntülerinden elde edilen Fb analiz değerleri greft 1 ve greft 2 grupları arasında anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0,05$). Greftin ilk yerleştirildiğinde (greft 1) elde edilen ortalama Fb değerleri 1,297 iken 6 ay sonrasında (greft 2) 1,279 değerlerine düşmüştür. Ayrıca kemik 2 ve greft 2 grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). Bu farklılık greft 2 değerlerinin kemik 2 değerlerinden anlamlı şekilde daha düşük olması yönündedir. Dişli sonlanma, cinsiyet ve yaş grupları için anlamlı farklılığa rastlanmamıştır ($p>0,05$).

Sonuç: Bu çalışma Fb analizinin greftin iyileşmesini değerlendirmede etkili bir yöntem olarak kullanılabilirliğini göstermektedir.

Anahtar kelimeler: Fraktal boyut, kemik grefti, konik ışınli bilgisayarlı tomografi, sinüs lift, trabeküler kemik

ABSTRACT

TRABECULAR TEXTURE ASSESSMENT AFTER MAXILLARY SINUS AUGMENTATION WITH FRACTAL DIMENSION ANALYSIS ON CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGES

Introduction: The purpose of this study was to analyze the evaluability of the recovery status of the graft placed after sinus lift operation by using fractal dimension (Fb) analysis.

Materials and Methods: In this retrospective study, CBCT images of 36 patients (42 half jaws) consisting of 13 women (17 half jaws) and 23 men (25 half jaws) were used. CBCT images, immediately and six months after the operation of the patients who had graft implanted in the maxillary molar region after sinus lift operation were taken. Cross-sectional images of the CBCT were obtained from bone graft and normal bone (for control) areas in the maxillary molar region. To match the first and second images, anatomical landmarks were used during the preparation of the studies. From the cross-sectional images, a 4 mm rim square examination area was selected. Fb analysis was applied to the study areas in the first and second images. In addition, toothed (15 half jaw) and non-toothed (27 half jaw) termination groups of the operation area and under 45 years (14 half jaw) and over 45 years (28 half jaw) groups were formed. All data were analyzed statistically.

Results: Fb analysis values obtained from CBCT images showed significant difference between graft 1 and graft 2 groups ($p < 0.05$). The mean Fb values obtained at the first placement of the graft (graft 1) decreased from 1,297 to 1,279 after 6 months (graft 2). There was also a significant difference between bone 2 and graft 2 groups ($p < 0.05$). This difference is that graft 2 values are significantly lower than bone 2 values. No significant differences were found for toothed termination, sex and age groups. ($p > 0.05$).

Conclusion: This study demonstrates that Fb analysis can be used as an effective method to evaluate graft healing.

Key words: Bone graft, cone beam computed tomography, fractal dimension, sinus lift, trabecular bone

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI	i
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	ii
ETİK BEYAN	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	x
TABLolar	xi
RESİMLER	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. PARANAZAL SİNÜSLER	3
2.1.1. <i>Paranasal Sinüslerin Anatomisi</i>	3
2.1.2. <i>Paranasal Sinüslerin Gelişimi</i>	3
2.1.3. <i>Paranasal Sinüslerin Fonksiyonları</i>	5
2.1.4. <i>Frontal Sinüs</i>	7
2.1.5. <i>Ethmoid Sinüs</i>	10
2.1.6. <i>Sfenoid Sinüs</i>	13
2.1.7. <i>Maksiller Sinüs</i>	15
2.2. PARANASAL SİNÜS GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ	19
2.2.1. <i>Direkt Grafipler</i>	19
2.2.2. <i>Konvansiyonel Tomografi</i>	20
2.2.3. <i>Anjiyografi</i>	21
2.2.4. <i>Ultrasonografi</i>	21
2.2.5. <i>Manyetik Rezonans Görüntüleme</i>	22
2.2.6. <i>Panoramik Tomografi (Panoramik Radyografi)</i>	24
2.2.7. <i>Bilgisayarlı Tomografi</i>	28
2.3. KEMİK	41
2.3.1. <i>Kemik Grupları</i>	41
2.4. KEMİK GREFTİ	42
2.4.1. <i>Kemik Grefti Grupları</i>	42
2.4.2. <i>Greft İyileşmesi</i>	44
2.4.3. <i>Greft Materyallerinden Kemik Oluşumu Mekanizmaları</i>	45
2.5. MAKSİLLER SİNÜS LİFT OPERASYONU İÇİN UYGULANAN CERRAHİ TEKNİKLER	46
2.5.1. <i>Lateral Yaklaşımla Maksiller Sinüs Lift Operasyonu (Açık Teknik)</i>	46
2.5.2. <i>Krestal osteotom tekniği (Kapalı Teknik)</i>	48
2.6. FRAKTAL BOYUT	48
2.6.1. <i>Fraktal Boyut Analizi İçin Kullanılan Yöntemler</i>	50
2.6.2. <i>Fraktal Boyut Analizinin Diş Hekimliğinde Uygulama Alanları</i>	51
3. MATERYAL VE METOT	56
3.1. ÇALIŞMAYA DÂHİL EDİLME KRİTERLERİ:	57
3.2. ÇALIŞMA GRUPLARI	58
3.3. ÇALIŞMANIN YAPILIŞI	59
3.3.1. <i>KIBT görüntülerinden study hazırlanması:</i>	59
3.3.2. <i>Study'den enine kesit alınması:</i>	63

3.3.3.	<i>İnceleme Alanının Özellikleri</i>	65
3.3.4.	<i>Enine kesitten İnceleme Alanı hazırlanması:</i>	66
3.3.5.	<i>Fraktal boyut analizinin uygulanışı:</i>	67
3.4.	İSTATİSTİKSEL ANALİZ.....	70
3.4.1.	<i>Kullanılan Metot ve Program</i>	71
4.	BULGULAR	72
4.1.	BETİMSSEL VE ÖZET İSTATİSTİKLER	74
4.2.	NORMALLİK TESTİ.....	77
4.3.	BAĞIMLI ÖRNEKLEM (EŞLEŞTİRİLMİŞ) T- TESTİ	78
4.3.1.	<i>Kemik ve Greft Grupları</i>	78
4.4.	BAĞIMSIZ ÖRNEKLEM T-TESTİ.....	79
4.4.1.	<i>Kemik ve Greft Grupları</i>	79
4.4.2.	<i>Cinsiyet</i>	80
4.4.3.	<i>Yaş Grupları</i>	81
4.4.4.	<i>Dişli Sonlanma</i>	82
4.5.	İSTATİSTİKSEL ANALİZ SONUÇ ÖZETİ	83
5.	TARTIŞMA	85
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	97
	KAYNAKLAR	98
	EKLER	115
	ÖZGEÇMİŞ	117

SİMGELER VE KISALTMALAR

- BMP : Bitmap
- BT : Bilgisayarlı tomografi
- Fb : Fraktal boyut
- GA : Görüntüleme alanı
- GT : Görüntü tabakası
- HU : Hounsfield unit
- İA : İnceleme alanı
- JPEG : Joint Photographic Experts Group
- KIBT : Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
- kVp : Tepe kilovolt
- ma : Miliamper
- MDBT: Multi dedektörlü bilgisayarlı tomografi
- MRG : Manyetik rezonans görüntüleme
- RF : Radyo frekans
- TIFF : Tagged Image File Format
- TME : Tempora mandibular eklem
- Usv : MiliSievert

ŞEKİLLER

- Şekil 2-1 Fb analiz formülü: $\log N \backslash \log S = D$ 'dir. 50
- Şekil 3-1 Kemik bölgesinde fraktal boyut analizinin yapım aşamaları..... 69
- Şekil 3-2 Kemik grefti bölgesinde fraktal boyut analizinin yapım aşamaları. 70
- Şekil 3-3 İskeletselleştirilmiş görüntüye Fb analizinin uygulanması. Fb analiz formülü: $\log N \backslash \log S = D$ 'dir. 70
- Şekil 4-1 Greft 1, greft 2, kemik 1 ve kemik 2 gruplarının ortalama Fb değerleri . 77

TABLULAR

Tablo 2-1	Paranasal sinüslerin özellikleri (23).....	4
Tablo 2-2	Paranasal sinüslerin drenajı (23).....	5
Tablo 2-3	Frontal sinüsü besleyen arterler (23).....	8
Tablo 2-4	Frontal sinüsün sinir yapısı (23).....	9
Tablo 2-5	Ethmoid sinüsü besleyen arterler (23).....	11
Tablo 2-6	Ethmoid sinüsün sinir desteği (23).....	12
Tablo 2-7	Sfenoid sinüsü besleyen arterler (23).....	14
Tablo 2-8	Sfenoid sinüsün sinir desteği (23).....	14
Tablo 2-9	Maksiller sinüsü besleyen arterler (23).....	17
Tablo 2-10	Maksillar sinüsün sinir desteği (23).....	18
Tablo 3-1	Çalışma grupları.....	58
Tablo 4-1	Tüm verilerin genel tablosu.	72
Tablo 4-2	Tüm verilerde minimum (min.), ortalama (mean), orta (median) maksimum (max.), standart sapma (sd), standart hata (se) değerleri.....	75
Tablo 4-3	Kadın, erkek, yaş 1, yaş 2, dişli sonlanma var ve dişli sonlanma yok alt gruplarında ortalama Fb değerleri.....	76

Tablo 4-4	Grupların dağılımını değerlendirmek için Shapiro-Wilk normallik testi.....	78
Tablo 4-5	Kemik ve greft gruplarının bağımlı örneklem t-testiyle karşılaştırılması.....	79
Tablo 4-6	Kemik ve greft gruplarının bağımsız örneklem t-testiyle karşılaştırılması.....	80
Tablo 4-7	Erkek ve kadın gruplarının bağımsız örneklem t-testiyle karşılaştırılması.....	81
Tablo 4-8	Yaş 1 ve yaş 2 gruplarının bağımsız örneklem t-testiyle karşılaştırılması.....	82
Tablo 4-9	Dişli sonlanma var ve dişli sonlanma yok gruplarının bağımsız örneklem t-testiyle karşılaştırılması.....	83

RESİMLER

- Resim 3-1 KIBT'ın volümetrik verilerinde spina nazalis anterior ve posterior (mavi oklar) gösterilmiştir..... 61
- Resim 3-2 Koronal kesitte, pterygoid hamuluslar (mavi oklar) gösterilmiştir..... 61
- Resim 3-3 KIBT'ın volümetrik verilerinde aksial, sagittal ve koronal düzlemlerde study sınırları gösterilmiştir. Sagittal kesitte study'nin merkez noktası (mavi ok) gösterilmiştir. 62
- Resim 3-4 Sagittal kesitte study'nin merkez noktası (mavi ok) gösterilmiştir..... 62
- Resim 3-5 Kemik 2 bölgesinden alınan aksial kesit (AX283), açı ölçümü (mavi ok) ve enine kesit (aksialde kırmızı kesit) gösterilmiştir. 64
- Resim 3-6 Greft 2 bölgesinden alınan aksial kesit (AX283), açı ölçümü (mavi ok) ve enine kesit (aksialde kırmızı kesit) gösterilmiştir..... 64
- Resim 3-7 Greft 1 bölgesinden alınan aksial kesit (AX283), açı ölçümü (mavi ok) ve enine kesit (aksialde kırmızı kesit) gösterilmiştir..... 65
- Resim 3-8 KIBT görüntülerinden elde edilen kesilmiş panoramik görüntüsünde kemik grefti bölgesi (A) ve trabeküler kemik bölgesi (B) 66
- Resim 3-9 Kemik bölgesinden alınmış enine kesitte inceleme alanı. 68
- Resim 3-10 Kemik grefti bölgesinden alınmış enine kesitte çalışma alanı. 69

1. GİRİŞ

Dental implantlar güvenilir, fonksiyonel ve estetik olmalarıyla dişsiz bölgeler için yaygın olarak kullanılmaktadırlar. İmplant uygulanacak bölgedeki çene kemiklerinin miktarı ve yapısı, implantın tasarımı ve cerrahi teknik gibi faktörler implantın başarısında etkilidirler (1). Diş kayıpları sonrası alveolar kemikte kayıplar görülmektedir. Maksillanın kemik yapısının yoğunluğunun mandibulaya göre daha düşük olması nedeniyle alveolar kemik kayıpları maksillada daha fazla olmaktadır (2). Maksillanın posterior bölgesinde ayrıca maksillar sinüsün bulunması ve sarkmasının da etkisiyle implant uygulanabilmesi için sinüsün yükseltilmesi (sinüs lift) ve greft yerleştirilmesi gibi operasyonları gerektirebilmektedir (3, 4). Yeniden yapılandırılmış çenelere yerleştirilen implantların başarı oranlarının, normal kemik içine yerleştirilen implantlardan daha düşüktür (5). Maksillada yeterli kemik bulunduğu implantlar % 84-92 arasında yüksek başarı oranları göstermektedir (6). Yeniden yapılandırılmış maksillalarda 6–240 aylık takip sürelerinden sonra implantların başarısı % 79,5 oranındadır (5). Dolayısıyla sinüs lift gibi maksillada yeniden yapılandırılmaya neden olan operasyonlar sonrasında implantın başarısızlık riskinin arttığı göz ardı edilmemelidir.

Diş hekimliğinde, geleneksel radyografi yöntemleri daha düşük maliyetleri ve radyasyon dozlarının da daha düşük olması gibi nedenlerle tercih edilebilmektedirler (7). Ancak bu cihazlar üç boyutlu yapıların iki boyutlu görüntülerini vermektedirler. Ayrıca bu görüntülemelerde distorsyonlar ve süperpozisyonlar gibi dezavantajlarda bulunabilmektedirler (8). Maksiller sinüs ve burun boşluğu gibi önemli anatomik yapıları incelemek ve de kemik kalitesini değerlendirmek için bölgenin üç boyutlu değerlendirilmesi önerilmektedir (9). Bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntülemesi (MRG) ile üç boyutlu değerlendirme yapılabilmektedir (10, 11). Birçok durumda dental implantların uygun şekilde yerleştirilebilmesi için BT taraması gereklidir (12). BT'lere kıyasla konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntülemeleri uzaysal

çözünürlüğünün yüksek, radyasyon dozunun daha az ve tarama maliyetlerinin daha düşük olması gibi özellikleriyle öne çıkmaktadırlar (13, 14).

Diş hekimliğinde fraktal boyut (Fb) analizinin kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Fb analizi diş hekimliğinde tedavi ve iyileşme izleme, dental materyaller, diş dokuları, çürük, osteoporoz, periodontitis, kanser ve Sjojenren sendromu gibi birçok başlık altında çalışmalarda kullanılmaktadır (15). Fb analizi, görüntüsünde desen sergileyen geometrik yapıların sayısal ve doku değerlendirmesi için bir tekniktir. Yapı, bir bilgisayar algoritması ile hesaplanan bir sayı ile Fb ile karakterize edilir (16). Fb analizi trabeküler kemik desenini ölçmek için kemik iliğini ve trabeküler kemik ara yüzünü sayan bir algoritma kullanır (17).

Kemik yapısında oluşan değişmelerin Fb ile bağıntılı olduğu yönünde literatürde birçok çalışma bulunmaktadır (18-22). Fb analizi hastadan kemik biyopsisi alınmadan yapılabilmesi, noninvaziv olması ve pratik olarak uygulanabilmesi gibi avantajlarıyla özellikle gittikçe yaygınlaşan implant uygulamaları öncesi, kemik kalitesini değerlendirmek için önemli bir potansiyel taşımaktadır. Çalışmamızın amacı da sinüs lift operasyonu sonrası yerleştirilen greftin iyileşmesinin KIBT görüntüleri üzerinde yapılan Fb analizi ile ilişkisini incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Paranasal Sinüsler

Paranasal sinüsler maksiller, frontal, ethmoid ve sfenoid sinüslerden oluşur.

2.1.1. Paranasal Sinüslerin Anatomisi

Paranasal sinüsler nazal kaviteden invajinasyonla meydana gelirler ve lateral nazal duvarla ilişkili boşluklara drenaj yaparlar. Her biri respiratuvar epitelle döşelidir. Sinüslerin morfolojisi çeşitlilik gösterir. Bütün paranasal sinüsler nazal kavite içerisine drene olurlar. Farklı sinüsler değişik bölgeler için drenaj kanalı görevi gösterirler (23).

2.1.2. Paranasal Sinüslerin Gelişimi

Paranasal sinüsler fetal period süresince nazal mukoza çevresindeki çeşitli kemikleri işgal ederler. Kitle halindeki kemikleri erozyona uğratarak, bu kemiklerde oyuklar ve nazal mukozayla döşeli hava içeren boşluklar oluştururlar. Bu boşluklu kemikler; frontal kemik, ethmoid kemik, sfenoid kemik ile sağ ve sol maksillalardır. İnvajinasyonların orjinal seyri çevresindeki kemiklerin içerisine doğrudur. Bu invajinasyonlar yetişkinlerde kalıcı hal alırlar. Nazal mukoza tüm sinüslerin mukoza döşemesini sağlar. Sinüs mukozalarının sekresyonları, sinüslerin kendi açıklıkları veya ostiaları ile nazal kaviteye drenaj gösterirler. Doğum sırasında sinüsler küçük ve ilkel halde bulunurlarken yetişkinliğe doğru gelişerek maksimum büyüklüklerine ulaşırlar. Sinüsler genel gelişim paternini takip ederler; çocuklukta az ama düzenli gelişim gösterirken adolosan dönemde hızlı gelişim gösterirler (24).

Tablo 2-1 Paranasal sinüslerin özellikleri (23).

Paranasal Sinüslerin Özellikleri				
Sinüs	Konumu	Açıklama	Arter	Sinir
Frontal	Frontal kemiğin içerisinde	Düzleştirilmiş üçgen şeklinde	Oftalmik dallar	Trigeminal sinirin oftalmik dalı
Maksillar	Maksillar kemiğin içerisinde	Piramit şeklindedir, ilk gelişendir	Maksillar dallar	Trigeminal sinirin maksillar dalı
Ethmoid	Ethmoid kemiğin içerisinde	3 ile 18 arasında düzensiz şekilli hücreler	Oftalmik ve maksillar dallar	Trigeminal sinirin oftalmik ve maksillar dalları
Sfenoid	Sfenoid kemiğin içerisinde	Kübümsü şekilde		

Tablo 2-2 Paranasal sinüslerin drenajı (23).

Paranasal Sinüslerin Drenajı		
Bölge drenajı	Lokasyonu	Yapı drenajı
Sfenoethmoidal reses	Süperior konkanın süperioruna doğru	Sfenoid sinüs
Süperior meatus	Süperior konkanın inferioruna doğru	Posterior ethmoid sinüs
Middle meatus	Middle konkanın inferioruna	Anterior ethmoid sinüs, middle ethmoid sinüs, maksiller sinüs, frontal sinüs
İnferior meatus	İnferior konkanın inferioruna doğru	Nazolakrimal kanal

2.1.3. Paranasal Sinüslerin Fonksiyonları

2.1.3.1. Fonetik

Paranasal sinüslerin ses rezonansını değiştirebileceğini çeşitli araştırmacılar bildirmişlerdir (25, 26). Yapılan çalışmaların birinde Yeni Zellanda'lı Maori halkının ses tonlarının normalden daha farklı olduğu belirtilmiş ve bu durumun bu halkın

sinüslerinin normalden daha az gelişme göstermesine bağlı olabileceği bildirilmiştir (27). Yine yapılan diğer bir çalışmada endoskopik sinüs cerrahisinin fonetiği etkileyebileceği belirtilmiştir (28). Başka bir çalışmada paranasal sinüs boyutlarının dışında ostium boyutlarının da fonetik üzerinde etkisinin olabileceği bildirilmiştir (29). Bir çalışmada sinüs lift operasyonlarının da fonetiği etkilediği sonucu bildirilirken (30) başka bir çalışmada ise sinüs cerrahisi sonrası fonetikte değişme olmadığı belirtilmiştir (31).

2.1.3.2. Statik

Paranasal sinüslerin başın daha hafif olmasına yardımcı olduğu buna ilaveten başın dengede tutulmasında da rolünün olabileceği teorileri öne sürülmüştür. Ancak buna karşı görüş bildiren araştırmacılar sinüslerin osseoz yapıyla dolu olmaları durumunda bile başın ağırlığında yol açabilecekleri artışın ihmal edilebilir seviyede düşük olacağını bildirmişlerdir. Ayrıca boyun kaslarının da baş ağırlığını sinüsler olmasa bile kaldırabilecek güçte olduğunu ve başın stabilitesini sağlayabileceğini bildirmiştir (32-34).

2.1.3.3. Başa Gelen Darbelere Karşı Stres Absorbsiyonu

Paranasal sinüslerin başa gelen darbelerin etkisini absorbe edici özelliği olduğu birçok araştırmacı tarafından bildirilmiştir (35, 36). Som ve ark. (35) paranasal sinüslerin çökme göstererek gelen darbelerin etkisine karşı koruma sağlayabildiğini bildirmişlerdir. Ancak bu teorinin aksine Blaney ve ark. (27) başa travma alma olasılığı yüksek türlerde paranasal sinüslerin daha küçük olduğunu belirtmişlerdir.

2.1.3.4. Diğerleri

Paranasal sinüsler hakkında; hayati yapıların ısı yalıtımını sağlaması, solunan havayı ısıtması, solunan havayı nemlendirmesi, yüzün şekil ve gelişimini etkilemesi, koku alım alanını genişletmesi ve nazal kavitenin immün sistemine yardımcı olması gibi birçok fonksiyonu bildirilmiştir (27, 31, 37).

2.1.4. Frontal Sinüs

2.1.4.1. Genel Bilgiler

Frontal sinüs frontal kemiğin süpersiliar yayının arkasına uzanır. Bu sinüsün squama (kabuk) içini ve posteriorda da orbita içini havalandırma görevi vardır. Erkeklerde daha büyük olup, kadınlarda ise nispeten daha küçüktür. Doğumda tam gelişmemiş haldedir ve genellikle 7 veya 8 yaşlarında tam gelişim gösterirler. İlk genişlemelerini süt 1. molar dişleri sürerken ve ikinci genişlemelerini ise 6 yaş civarlarında daimi molarlar görülmeye başlarken gösterirler. Septum frontal sinüsü sağ ve sol bölmelere ayırır. Bu bölmeler genellikle asimetriklerdir. Daha küçük tam oluşmamış septalarsa her bölmeyi daha küçük ama bağıntılı alt bölmelere ayırabilmektedirler. Drenajları çeşitlilik gösterir; sıklıkla ethmoid infundibulumun içine, önüne veya yukarısına doğrudur. İlk lenfatik drenejü submandibular lenf nodlarıdır. Frontal sinüs, sinir yapısını trigeminal sinirin oftalmik bölümünün dallarından elde eder (23, 24).

2.1.4.2. Sinüsün Komşulukları

Süperior: Anterior kranial fossa ve içerikleri

İnferior: Orbita, anterior ethmoid sinüsler, nazal kavite

Anterior: Alın, süpersiliar ark

Posterior: Anterior kranial fossa ve içerikleri

Medial: Diğer frontal sinüs

Ostium Lokasyonu

Orta meatus (23, 24).

Tablo 2-3 Frontal sinüsü besleyen arterler (23).

Frontal Sinüsü Besleyen Arterler		
Arter	Kaynak	Seyir
Anterior ethmoid		<p>Sinirle beraber anterior ethmoidal foramenden girer ve kanalda ilerler.</p> <p>Tam bu bölgedeyken anterior ve middle ethmoid hava hücreleri ile frontal sinüsleri besler.</p>
Supraorbital	<p>Oftalmik arter (internal karotid arterden köken alır)</p>	<p>Oftalmik siniri geçerken oftalmik arterden dal alır.</p> <p>Levator palpebre süperioris ile süperior rektus kaslarının medialine yükselir.</p> <p>Bu bölgedeyken supraorbital sinir ile devam eder. Ayrıca levator palpebre süperioris ile orbitanın periostiumu arasında bulunur.</p> <p>Supraorbital foramene devam eder.</p> <p>Supraorbital kenardayken frontal sinüsü besler.</p>

Supratrohlear		<p>Gözde bulunan oftalmik arterin terminal dallarından bir tanesidir.</p> <p>Supratrohlear sinirle buluşacak şekilde yükselme gösterir.</p> <p>Supratrohlear arter, orbitada trohleaya doğru anteriora yönelerek giderken frontal sinüsü besler.</p>
----------------------	--	--

Tablo 2-4 Frontal sinüsün sinir yapısı (23).

Frontal Sinüsün Sinir Yapısı		
Sinir	Kaynak	Seyir
Supraorbital	Trigeminal sinirin oftalmik bölümü	<p>Levator palpebre superioris kası ile orbita periostu arasından geçer.</p> <p>Anterior yönde supraorbital foramene doğru gider.</p> <p>Supraorbital kenar seviyesinde frontal sinüs sinir desteğini sağlar.</p>
Supratrohlear		<p>Supratrohlear arterin katılımıyla, sinir trohlear sinire doğru anterior yönde ilerler.</p> <p>Bu bölgede frontal sinüsün sinir desteğini sağlar.</p>

2.1.5. Ethmoid Sinüs

2.1.5.1. Genel bilgiler

Ethmoidal sinüs ethmoidal kemiğin labirenti içerisinde yer alır. Mukozayla kaplı oldukça ince septa değişen sayılarda tamamlanmamış bağlantılı odacıkları oluşturur. Bunlar 3 büyük odacıktan 18 küçük odacığa kadar değişen sayılarda olabilirler. Bu odacıklar ethmoid hava hücreleri olarak adlandırılabilirler. Orta ethmoid hava hücreleri, orta meatusun lateral duvarında ethmoid bulla olarak adlandırılan şişmeyi oluşturabilirler. Anterior ve orta ethmoid sinüslerin lenfatik drenajları submandibular lenf nodlarıdır. Posterior ethmoid sinüslerinin lenfatik drenajları ise retrofaringeal lenf nodlarıdır (23, 24).

2.1.5.2. Sinüsün komşulukları:

Süperior: Anterior kranial fossa ve içeriklerine, frontal kemik ve frontal sinüs

Medial: Nazal kavite

Lateral: Orbita

Ostium Lokasyonu

Anterior: Orta meatus (frontonazal kanal veya ethmoidal infundibulum)

Orta: Orta meatus (ethmoid bullanın üzerinde veya üstünde)

Posterior: Süperior meatus (23, 24)

Tablo 2-5 Ethmoid sinüsü besleyen arterler (23).

Ethmoid Sinüsü Besleyen Arterler		
Arter	Kaynak	Seyir
Anterior ethmoid	Oftalmik arter (internal carotidden)	Sinirle beraber anterior ethmoid foramene girer ve kanal boyunca ilerler. Burada anterior ve middle ethmoid hava hücreleri ile bazen de frontal sinüsü besler.
Posterior ethmoid		Posterior ethmoid foramen içinden geçerek kanala girer. Burada posterior ethmoid hava hücreleri ve sfenoid sinüsü besler.
Posterior lateral nazal dal	Sfenopalatin arter (external carotid arterden dal alan maksillar arterden)	Ethmoid hava hücrelerinin ve sfenoid sinüsün beslenmesine yardım etmek için ethmoidal arterlerle anastomoz yaparlar.

Tablo 2-6 Ethmoid sinüsün sinir desteği (23).

Ethmoid Sinüsün Sinir Desteği		
Sinir	Kaynak	Seyir
Anterior ethmoid	Orbitanın medial duvarındaki nazosiliar sinir (Trigeminal sinirin oftalmik dalından)	Anterior ethmoid foramenden girer ve kanal boyunca ilerleyip anterior kranial fossaya girer.
Posterior ethmoid		Posterior ethmoid hava hücrelerini desteklemek için posterior ethmoid foramene girer. Ayrıca bu bölgede sfenoid sinüs innervasyonunu sağlar.
Posterior lateral superior nazal	Pterigopalatin fossadaki pterigopalatin ganglion (Trigeminal sinirin maksillar dalından)	Sfenopalatin foramenin içinden geçerek nazal kaviteye girer. Dallar bu bölgede posterior ethmoid hava hücrelerinin desteğini sağlar.
Posterior lateral inferior nazal	Palatin kanalın içerisinden inen majör palatin sinir (Trigeminal sinirin maksillar dalından)	Ethmoid hava hücrelerine dallar gönderebilir.

2.1.6. Sfenoid Sinüs

2.1.6.1. Genel bilgiler

Sfenoidal sinüsler sfenoid kemiklerin içerisinde yer alırlar. Düzensiz şekilli septumla ayrılan iki tane düzensiz şekilli büyük boşluktur. Boyutları çeşitlilik gösterir. Anteriorda ethmoidal hava hücrelerinden posteriorda oksipital kemiğe kadar uzanabilirler. Sfenoid kemiğin yapısı kırılğan olup boşluklu küp şeklindedir. Sadece kemiğin ince yüzeyi sinüsü hayati yapılardan ayırır. Anteriorda optik kiazma, süperiorda hipofizial serebriyi içeren hipofizial fossa ve lateralde kavernoöz venöz sinüs içerisinde internal karotid arterler bulunmaktadır. Temel drenajı retrofaringeal lenf nodlarıdır (23, 24).

2.1.6.2. Sinüsün komşulukları

Süperior: Hipofizial fossa, hipofiz bezi, optik kiazma

İnferior: Nazofarinks, pterygoid kanal

Medial: Sfenoid kemik

Lateral: Kavernoöz sinüs, internal karotid arter, III, IV, V₁, V₂ ve VI. kranial sinirler

Anterior: Nazal kavite

Ostium lokasyonu

Sfenoethmoidal reses (23, 24)

Tablo 2-7 Sfenoid sinüsü besleyen arterler (23).

Arter	Kaynak	Seyir
Posterior ethmoid	Oftalmik arter (İnternal karotid arterden)	Posterior ethmoid foramen içerisinden geçerek kanala girer. Bu bölgede sfenoid sinüsü ve posterior ethmoid hava hücrelerini besler.
Posterior lateral nazal dal	Maksillar arterden sfenopalatin arter (Eksternal karotid arterden)	Bu dallar sfenoid sinüsü ve ethmoid hava hücrelerini beslemek için ethmoidal arterlerle anostomoz yaparlar.

Tablo 2-8 Sfenoid sinüsün sinir desteği (23).

Sfenoid Sinüsün Sinir Desteği		
Sinir	Kaynak	Seyir
Posterior ethmoid	Trigeminal sinirin oftalmik dalı	Orbitanın medial duvarı boyunca uzanan nazosiliar sinirin dalıdır. Sfenoid sinüsün innervasyonu için posterior ethmoid foramene girer. Ayrıca bu bölgede posterior ethmoid hava hücrelerinin innervasyonunu sağlar.

Pterygopalatin gangliondan orbital dal	Trigeminal sinirin maksillar dalı	Orbital dallar pterygopalatin gangliondan doğarlar ve inferior orbital fissürden geçerek orbitaya uzanırlar. Bu bölgede bu dallardan bazıları sfenoid sinüsü destekler.
---	-----------------------------------	--

2.1.7. Maksiller Sinüs

2.1.7.1. Anatomisi

Maksiller sinüs paranasal sinüslerin en büyüğüdür ve yetişkinlerde 12-15 ml hava içerebilir (38). Piramidal yapıda olup, tabanı nazal kaviteye yakındır. Üst kısmı orbita tabanını oluşturur ve apeksi zigomatik kemiğe doğrudur (39). Ostiumu oval veya yarık şeklindedir. Medial duvarın superior kısmında lokalize olmuş ostium drenajı sağlar (39, 40). Burun tabanı ve semilunar yarığın arasındaki mesafe 18 ile 35 mm arasındadır (ortalama 25,6 mm) (41). Ostiumun medial duvarda yüksekte olması augmentasyon sırasında tıkanma olasılığını azaltır (42). Sinüs tabanı anteriorda premolar ve kanin bölgesine, posteriorda ise birçok vakada en alt kısmı birinci molar diş bölgesine yakın olan tüber maksillaya uzanır (43). Maksiller sinüs tabanı, dişleri bulunan yetişkin hastalarda en kalın duvardır. Kalınlığı göz tabanındaki kalınlığıyla yaklaşık olarak aynı seviyededir. Dişsiz hastalarda göz tabanının 1 cm altındadır. Septa kortikal kemikten oluşmuştur. Sinüs tabanında vertikal ve horizontal düzlemlerin ikisinde de lokalizedir (44, 45). Birçok yazar septanın maksiller sinüste %25 ile %31,7 oranları arasında bulunduğunu bildirmiştir (46, 47). Septa uzunluğunun 2,5 mm ile 12,7 mm arasında değişebileceği ve maksiller sinüsün herhangi bir bölgesinde bulunabileceği belirtilmiştir (47). Dişsiz veya atrofik kretli hastalarda, kısmi dişsiz veya atrofiye olmamış kretlere sahip hastalardan belirgin bir şekilde daha fazla septa izlenmiştir (44, 46).

2.1.7.2. Duvarları

Maksillar sinüsün posterior duvarı maksillanın ince infratemporal yüzeyidir. Maksillanın posterior duvarından küçük posterior süperior alveolar foraminallerin girdiği izlenmektedir. Kemikteki bu küçük kanallar maksillar molarlara gelen ve maksillar molarlardan giden posterior süperior alveolar sinirlerin ve damarların dallarını taşırlar. Maksillar sinüsün çatısı maksillanın ince orbital yüzeyidir. Bu yüzey sinüsü orbitadan ve onun yukarsındaki içeriklerinden ayırır. İnfraorbital sinir orbital çatı boyunca ilerleyip anterior duvara uzanan kemik sırtı içerisindeydir. Kanal infraorbital sinir ve damarları inferior orbital fissürden yüzeydeki infraorbital foramene taşır. Küçük kanalların infraorbital kanaldan premolar diş kök apekslerini örten sinüs tabanına uzanmaktadır. Bu kanallar middle süperior alveolar sinir ve damarların dallarını premolar dişlere taşırlar. Sinüsün anterior duvarı maksillanın fasial yüzeyi tarafından oluşmaktadır. İnfraorbital kanal sinüs çatısından anterior duvar üzerine sapar sonrasında hafif alçalarak yüz üzerine açılır. Yüze açılmadan hemen önce kavisli küçük bir kanal anterior süperior alveolar siniri ve damarları taşıyarak infraorbital kanaldan ayrılır. Bunlar maksillar insizör ve kanin dişlerin apikal bölgesine uzanırlar (24).

Medial veya nazal duvar nazal kaviteyle maksillar sinüsün ayrılma bölgesidir. Bu temel olarak maksilla tarafından oluşturulmuş olup, maksillar hiatus adında açıklığa sahiptir. Bu hiatusun bozuk kısmı palatin kemiğin vertikal yüzeyi olup, biraz lakrimal kemik ve biraz da inferior konkadan oluşmaktadır. Nazal kaviteye kalan açıklık kısmı ise oldukça küçüktür ve bu açıklık nazal mukoza tarafından kaplanarak daha da küçültülmüştür. Bundan dolayı burnun middle meatusunun hiatus semilunaris giden ostiumu oldukça küçüktür. Lateral duvar aslında piramidin kesilmiş apeksi olup, maksillanın zygomatik çıkıntısına uzanır. Maksillar sinüsün tabanı alveolar çıkıntı içerisindeki nazal kavite seviyesinin altına iner. Birinci ve ikinci molarların kökleri sinüs tabanına oldukça yakın olabilirler. Ayrıca üçüncü molar ve premolar kökleri için de bu durum geçerli olabilir. Bazen de maksillar molarların kökleri sinüse çıkıntı yapabilir ve sinüs ile aralarında sadece ince antral mukoza bulunabilir (24).

Tablo 2-9 Maksiller sinüsü besleyen arterler (23).

Maksiller Sinüsü Besleyen Arterler		
Arter	Kaynak	Seyir
Anterior süperior alveolar		Maksillar arterin infraorbital dalından köken alıp, inferior orbital fissürün içerisinde infraorbital kanala geçer.
Middle süperior alveolar	Eksternal karotid arterin maksillar dalı	Sinüsü beslemek için alveolar kanalları kullanarak iner.
Posterior süperior alveolar		Maksillar arter pterygopalatin fossaya girmeden önce maksillar arterin 3. parçasından köken alır. Sinüsü beslemek için maksillanın infratemporal yüzeyine girer.

Tablo 2-10 Maksillar sinüsün sinir desteği (23).

Maksillar Sinüsün Sinir Desteği		
Sinir	Köken	Seyir
Anterior süperior alveolar	Trigeminal sinirin maksillar dalının devamı olan infraorbital sinir	İnfracorbital sinirden dallanır ve infraorbital kanal içerisinde ilerler. Süperior dental pleksusu oluşturmak için iner ve maksiller sinüsün bir parçasını innerve eder.
Middle süperior alveolar		
Posterior süperior alveolar	Trigeminal sinirin maksillar dalı	Pterygopalatin fossadan doğar. İnfracorbital fossaya girecek şekilde laterale doğru pterygopalatal fissür boyunca ilerler. Maksillanın infratemporal yüzeyine girer. Süperior dental pleksusu oluşturmak için iner ve maksiller sinüsün bir parçasını innerve eder.

İnferior orbital arter ve posterior superior alveolar arter, hasar verilmesi durumunda kanamaya neden olabileceğinden cerrahi planlama yapılırken dikkat edilmelidir (48, 49). Bu iki arter birbiriyle bağlantı kurarak maksiller sinüsü çevreler (50). Bu anastomozlar kemik dışı (23-26 mm alveolar kretin dışında) veya kemik içi (16,4-19,6 mm alveolar kenardan uzakta) olabilirler (49). Anatomik vakalar

incelendiğinde posterior superior alveolar arterin dişsel dalı inferior orbital arterle kemik içi anastomoz yaptığı görülmüştür. Ancak radyografik incelemelerde bu durum %50 oranında bulunmuştur (50-52).

Maksiller sinüsün venöz sistemi ile kavernöz sinüs arasında ilişki bulunmaktadır. Bu ilişki ise sinüste bulunan bir enfeksiyonu beyne taşıyabilecek bir yol olması nedeniyle önem taşımaktadır (53-55).

2.2. Paranasal Sinüs Görüntüleme Yöntemleri

- Direkt Grafiler
- Konvansiyonel Tomografi
- Anjiyografi
- Ultrasonografi
- MRG
- Ortopantomografi
- BT
- Fan Işımlı Bilgisayarlı Tomografi
- KIBT

2.2.1. Direkt Grafiler

Paranasal sinüslerin değerlendirilmesinde kullanılan direkt grafiler iki boyutlu olup; Waters, Caldwell, bazal, oblik, submentovertikal ve lateral grafileri içerir (56, 57).

Waters sinüs grafisi paranasal sinüslerin değerlendirilmesi özellikle de maksiller sinüsün incelenmesi için tercih edilebilen bir direk grafi çeşitidir. Maksiller sinüsteki sıvı seviyesinin belirlenmesi istendiğinde grafinin hasta ayaktayken alınması gerekmektedir. Bu grafiyle maksillo fasial bölgedeki kırıklar, maksiller sinüsteki kistler, tümörler ve hava-sıvı seviyesi değerlendirmesi yapılabilmektedir (58).

Caldwell görüntülemeye alınan grafide ethmoid ve frontal sinüslerin değerlendirilmesi için tercih edilirken sfenoid sinüs kısmen görülebildiği için sfenoid sinüslerin değerlendirilmesi amacıyla daha az tercih edilebilmektedir (58).

Sfenoid sinüsler bazal görüntülemeye izlenebilmektedir. Ancak sfenoid sinüslerin en iyi görüldüğü direkt grafi çeşidi submentovertikal grafidir. Oblik görüntülemeye posterior ethmoid sinüsler görülebilmektedir. Lateral görüntüleme ile paranasal sinüslerin hava-sıvı seviyesi incelenebilmektedir (59).

Direkt grafiler paranasal sinüslerin değerlendirilmesinde radyasyon dozunun yüksek olmaması, fazla zaman almamaları ve pahalı olmamaları gibi nedenlerle tercih edilebilmektedirler. Ancak bu avantajların yanında çeşitli dezavantajları da bulunmaktadır. Görüntüleme için gereken ideal pozisyonun ayarlanmasının zor olması ve anatomik yapıların üst üste binmesi ve de yumuşak doku patolojileri ile kemik yıkım alanlarını belirlemede yetersiz kalması gibi özellikleri dezavantajları arasında sayılabilmektedir (56, 60).

2.2.2. Konvansiyonel Tomografi

Konvansiyonel tomografi 5'mm aralıklarla dilim dilim görüntülerin elde edildiği ve bu dilimlerin arasının bulanık olduğu üç boyutlu görüntüleme tekniğidir. Bu kesitlerde görüntü netken aralıklardaki görüntü bulanık olduğundan değerlendirmede yetersizlikler oluşmaktadır. Kemik yıkım alanlarını değerlendirmede iki boyutlu (2B) direk grafilere göre daha duyarlıdır. Sinüslerin yumuşak dokusunu incelemek için kullanılabilse de diğer yumuşak dokuların incelenmesinde hassasiyeti yetersizdir (61, 62).

2.2.3. Anjiografi

Tanı amacıyla alınan anjiografi invaziv bir yöntem olup sinüs patolojilerin değerlendirilmesinde kullanım alanı oldukça sınırlıdır. Kullanım alanları arasında hipernefroma, hemangioperisitoma gibi vasküler tümörler ile operasyon sonrası damardaki skar dokusunun ayrımı sayılabilir (62, 63).

2.2.4. Ultrasonografi

Ultrasonografi ses dalgalarının dokulara yönlendirilmesi ve dokuların bu dalgalara cevaplarının bir dönüştürücü yardımıyla elektrikselsel olarak bilgisayar ortamına aktarılarak görüntü oluşturulmasına dayanan bir tekniktir. Ses dalgalarının uğradığı etkileşimler absorpsiyon, yansıma, kırılma ve saçılma şeklinde olmaktadır. Bu etkileşimlerden en önemlisi yansıma olup, farklı dokulardan gerçekleşen yansımalarda farklı olmakta ve sonuçlarda bu farklılığın yorumlanmasına dayanmaktadır. Dokulara iletilen ses dalgaları dokulardan geçerken enerjilerini kaybederler. Dokulara iletilen ses dalgalarının frekansı ne kadar artarsa elde edilecek cevabın hassasiyeti o oranda artmakta dolayısıyla da tanısalsel hassasiyet artmaktadır. Ancak dokular tarafından ses dalgaları absorbe edilirse görüntü elde edilememektedir. Kemik dokusu gibi kalsifiye dokular ve hava ses dalgalarının düşük frekanslı olanlarını absorbe ederek görüntü netliğini azaltmaktadır (64, 65).

Kısa sürede elde edilmesi, iyonize radyasyon içermemesi, uygulamanın kolay olması, maliyetinin düşük olması ve noninvaziv olması gibi avantajları ile tercih edilen bir tekniktir. Ancak yorumlamasının zor olması ve hassasiyetinin zayıf olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (66).

Ultrasonografi özellikle yumuşak dokuların incelenmesinde tercih edilen bir yöntemdir. Tükürük bezlerinin ve taşlarının değerlendirilmesi, baş-boyun bölgesi kaslarının incelenmesi, boyun bölgesinde neoplazilerin değerlendirilmesi kullanım alanları arasında sayılabilmektedir. Sert doku değerlendirilmesinde genellikle tercih edilmemekte olup diğer görüntüleme yöntemlerini destekleme amacıyla

istenebilmektedir (67). Maksiller ve frontal sinüslerin değerlendirilmesi için de kullanılabilirliği bildirilmiştir (68).

2.2.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) tanımlaması ilk olarak 1973 yılında Paul Lauterbur tarafından yapılmıştır. MRG'nin klinik kullanıma girmesi 1980'leri bulmuştur (69).

MR görüntüsü elde etmek için, hasta ilk olarak büyük bir mıknatısın içine yerleştirilir. Bu manyetik alan, vücuttaki birçok atom çekirdeğinin özellikle de hidrojenin manyetik alanla hizalanmasına neden olur. Tarayıcı, hastaya bir radyo frekans (RF) titreşimi gönderir ve bazı hidrojen çekirdeğinin enerjiyi emmesine neden olur (rezonans). RF titreşimi kapatıldığında, yüklenen enerji vücuttan salınır ve tarayıcıdaki bobinde sinyal olarak algılanır. Bu sinyalle özellikle hidrojenin dağılımına ait bir harita elde edilerek MRG görüntüsü elde edilir (70).

2.2.5.1. MRG Avantajları

-Yumuşak dokuların kontrast çözünürlüğü en iyi olan görüntüleme yöntemidir.

-İyonize radyasyon bu görüntüleme yönteminde kullanılmamaktadır.

-Kontrast madde kullanımı gerektirmeyen bir yöntemdir.

-Damarların görüntülenmesi ile kanın akış hızı ve yönünün tespit edilmesine olanak tanımaktadır.

-Paranasal bölgede bakteriyel ve viral lezyonların mantar lezyonlarından ayırt etmeye olanak tanıyabilmektedir.

-MRG vücut bölgesi görüntülenen kısımları gradyan bobinleri ile kontrol edildiği için, hastanın yönünün değiştirilmesi gerekmeden direkt çok düzlemler görüntüleme mümkündür (70-72).

2.2.5.2. MRG Dezavantajları

-Uzun tarama zamanı gerektirmesi.

-Görüntüleme alanındaki çeşitli metallerin görüntüyü bozması

-Ferromanyetik metalleri içeren nesnelere görüntüleme mıknatısına yakın olduğunda güçlü manyetik alanlar, bu nesnelere hareket ettirmeleri, aşırı ısınmalarına neden olmaları veya güçlü elektrik akımlarıyla uyarılmaları durumunda hastalara zarar verebilmesi.

-Yüksek oranda hatalı pozitifler verebilmesi.

-Görüntü kalitesinin sert dokularda düşük olması.

-Kloströfobisi olan hastalarının MRG makinesine yerleştirilme güçlükleri (70, 73).

2.2.5.3. MRG Uygulama Alanları

Mükemmel yumuşak doku kontrast çözünürlüğü nedeniyle MRG, tempora mandibular eklemdeki (TME) diskin konumu ve bütünlüğü gibi yumuşak doku koşullarının değerlendirilmesinde yararlıdır. Lenf nodlarının malign tutulumunun, malign neoplazilerin ve perinöral invazyonun belirlenmesinde ayrıca yumuşak doku hastalıklarının özellikle yumuşak dokuları ilgilendiren dil, yanak, tükürük bezleri ve boyun neoplazilerinin değerlendirilmesinde kullanılabilir. BT sadece fiziksel özelliklere dayanan veriler elde edilirken MRG'de veriler dokuların biyo-kimyasal özellikleri ile de ilgilidir. Dolayısıyla patolojilerin karakterizasyonu ve ayırt edilmesinde önemli role sahiptir. İnflamatuar patolojilerle tümörlerin ayırımı için

etkili bir yöntemdir. Sinüslerdeki inflamatuvar patolojilerin incelenmesi amacıyla kullanılabilir. Tümöral büyümeler ve bu tümörlerin aşamalarının tespitinde kullanılabilen bir yöntemdir (74).

Osteomyelit vakalarında, yağlı kemik iliğindeki ödematoz değişiklikleri ve çevresindeki yumuşak dokuyu görselleştirmek için yararlanılabilir. Ayrıca, panoramik veya KIBT görüntülerinde açıkça görülemediği durumlarda mandibular sinirin yerinin belirlenmesinde de yararlı olabilir. Damar yoluyla akan kanları görselleştirmek için MRG anjiyografi kullanılır. Damarların parlak görüntüsünü üreten çoklu atım dizileri olmasına rağmen, çoğu teknik şu anda intravenöz kontrast madde olarak gadolinyum kullanılmaktadır. MRG anjiyografi oklüzyonu, anevrizmaları veya arteriovenöz malformasyonları inceleme amacıyla çoğunlukla baş ve boyun dahil olmak üzere arterlerin görüntülenmesi için kullanılır (70, 75).

2.2.6. Panoramik Tomografi (Panoramik Radyografi)

2.2.6.1. Teknik ve Görüntü Oluşumu

Panoramik radyografi çenelerin kapsamlı iki boyut görüntüsünü sağlar (76, 77).

Panoramik radyografi tekniği, x-ışını yaklaşık 8°de yukarıya doğru açılı olan dar ışın rotasyon tomografisi prensibine dayanmakta ve birbirine bağlı olan x-ışını tüpü başı ile reseptörün hareketini kullanmaktadır (77-79). Tekniğin tomografik doğasından sadece tomografik düzlemde olan yapılar iyi betimlenmiştir ve bu düzlemin önünde veya arkasındaki yapılar bulanıklaşmıştır (77, 79). Bu tomografi düzlemi görüntü katmanı olarak isimlendirilmekte ve at nalı şeklindedir. Görüntü tabakası (GT) içerisinde bulunan nesnelere daha geniş görünürken bu tabakanın önünde bulunan nesnelere daha dar gözükecektir. GT'nin merkezi bölgesi görüntü tabakasının santral düzlemi olarak adlandırılmaktadır. Teorik olarak sadece bu düzlemde lokalize nesnelere final görüntüsü üzerinde keskin ve bozulmaya uğramamış durumdadır. GT'nin santral düzlemi dışında, horizontal ve vertikal magnifikasyon arasındaki uyumsuzluk bozulmadan sorumludur. Çenelerin anatomisi

nedeniyle premolar bölgesindeki çakışmalardan standart panoramik programlarında kaçınılamaz (77).

Bozulmalar ve üst üste binmeler horizontal ölçümlerin panoramik radyografide güvenilir olmasının nedenidir. Bazı modern panoramik cihazları geleneksel panoramik görüntülemelerindekine kıyasla daha kalın odak alanı kullanımıyla çok katmanlı panoramik programları sunmaktadır. Bu hasta yerleştirme hatalarını azaltır ve zor maloklüzyon vakalarında yardımcı olur (77-79).

2.2.6.2. Görüntü Kalitesi ve Hatalar

Optimum panoramik film, çene ve etrafındaki yapıları belirgin bir bozulma veya bulanıklık olmadan açıkça göstermelidir (76, 79).

Diğer kalite kriterleri; horizontal ve vertikal düzlemlerde denk magnifikasyonların olması, sağ ve sol molar dişlerde aynı mezio-distal boyut izlenmesi, görüntünün her yerinde üniform dansite görülmesi ve artefaktların bulunmaması olarak sayılabilir. Sert damak, üst dişlerin apikalleri üzerinde görüntülenmelidir. Mandibulanın kontralateral açısının olması ve servikal omurganın hafif bir hayalet gölgesinin bulunması kabul edilebilirdir (78).

2.2.6.3. Panoramik Radyografi Çekimi Sırasında Görüntü Kalitesini Etkileyen Yaygın Hatalar

Baş ve boyun bölgesindeki metalik çıkarılabilir maddelerin çıkarılmaması veya ekspajur sırasında tiroid korumasının yanlış kullanımı gibi hasta hazırlama hataları, doğru pozlama faktörlerinin seçimindeki hatalar ve konumlama hataları görüntü kalitesini etkileyen başlıca hatalar olarak sayılabilirler. Ayrıca baş pozisyonlandırma hataları horizontal düzlemde vertikal düzlemde olduğundan daha kolay bir şekilde bozulmalara yol açabilmektedirler. Bu durum özellikle de çenelerin anterior bölgesinde geçerlidir (77, 80).

İnsizör dişler başbaşa kapanış göstermiyorsa anterior dişler daha geniş ya da daha dar görülebilmektedirler (posterior anterior hata). Midsagittal düzlem orta ışın ile simetrik değilse, premolar/molar dişler simetrik bölgeden daha geniş görülebileceklerdir (horizontal hata). Frankfurt düzlemi yatay olmalıdır (dikey hata) ve omurga düz olmalıdır (gölgenin hayalet hatası). Hastanın omuzu hareket sırasında kaset tutucusuna dokunmamalı ve rahatsız edici hava boşluklarını önlemek için dil damak üzerine yerleştirilmelidir. Dudaklar ısırma bloğunun etrafında kapatılmalıdırlar. Hasta hareketleri de bozulmalara neden olabilmektedirler (78, 80).

2.2.6.4. Anatomi ve Görüntü Yorumlaması

Panoramik radyografide kavisli maksillar ve mandibular yapılar düz olacak şekilde görüntü elde edilmektedir (81). Panoramik radyografide bir görüntü oluşturacak şekilde üç görüntünün üst üste binmesinden oluşmaktadır. Biri kaninlerin mezialinde bulunan yapıların posteroanterior görüntüsü olup diğer ikisi kaninlerin distalindeki yapıların lateral görüntüleridir (77).

Görüntü oluşum sürecinin ve panoramik radyografide yapıların nasıl görüleceğinin anlaşılmasının yanında normal maksillo fasial sert ve yumuşak dokuların kompleks anatomilerinin derin bilgisi ile patolojik durumların normal görüntü ve özellik aralığının bilinmesi panoramik radyografilerin doğru yorumlanması ve uygun analizi için gereklidir (77, 78, 81).

2.2.6.5. Avantajları

- Maksillo fasial yapıları kapsaması,
- Düşük radyasyon dozunda görüntü sağlanması,
- Nispi olarak kısa ekspajür süresi,
- Konforluluğu

-Tecrübeli radyograflar için basitliği bu metodun avantajları olarak sayılabilmektedir (76-78).

2.2.6.6. Dezavantajları

-İntraoral radyograflara oranla daha düşük görüntü kalitesi,

-Operatöre bağımlı olması

-Eşit olmayan magnifikasyonlar ve uzatmalar (elongation) gibi geometrik bozuklukları

-Premolar bölgedeki üst üste binmeleri

-İnsizor bölgesinde servikal vertebranın süperpozisyonu

-Ghost görüntülerin bulunması bu metodun dezavantajları arasında sayılabilmektedir (76-78).

2.2.6.7. Uygulama Alanları

-Dişlerin gelişimi ve anomalileri

-Çene ve yüz travmaları

-Gömülü dişlerin konumu ve pozisyonları

-Mandibuladaki kist, tümör ve diğer patolojiler

-Periodontal hastalıklar

-İmplant öncesi çenelerin incelenmesi

-Protez planlamaları

-Ortodontik planlamalar

-Temporomandibular eklem incelenmesi

-Maksiller sinüsler, burun septumu ve nazal konkaları değerlendirmek için panoramik radyografi istenilebilmektedir (82).

2.2.7. Bilgisayarlı Tomografi

Orijinal klinik BT tarayıcıları ilk olarak Sir Godfrey N. Hounsfield tarafından 1967'de bulunmuştur. BT'de veri eldesi translaterotate paralel ışın geometrisine dayanmakta olup, x-ışınlarının kaynağın karşısındaki detektöre yönlendirilmesi ve detektördeki iletilmiş fotonların şiddetinin ölçülmesiyle sağlanır (83).

Tüm BT tarayıcıları dönen bir yapıya monte edilen bir x-ışını kaynağı ve detektörden oluşmaktadır. Gantrinin dönüşü sırasında x-ışını kaynağı radyasyon üretir ve reseptör ise hastanın dokuları tarafından zayıflatılmasından sonra kalan x-ışınlarını kaydeder. Bu kayıtlar, kesitsel görüntüler oluşturmak için bir bilgisayar algoritması tarafından rekonstrükte edilen "ham verileri" oluşturmaktadır. Bu gri tonlu görüntülerin temel bileşeni resim elemanı (piksel) değerleridir. Her bir pikselin yoğunluğunun ya da gri tonunun değeri dedektördeki fotonların şiddetine bağlıdır (84).

BT'nin üç boyutlu görüntü vermesi avantajına rağmen maliyetinin ve verilen radyasyon dozunun yüksek olması gibi dezavantajlarının bulunması diş hekimliğinde tercihini sınırlandırmıştır (85).

X-ışını geometrisine göre BT fan ışınlı ve konik ışınlı BT olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

2.2.7.1. Fan Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

Fan ışını tarayıcılarda, bir x-ışını kaynağı ve katı hal dedektörü döner sehpanın üzerine monte edilir. Veriler hasta içerisinden iletilen dar yelpaze şeklinde x-ışını kullanılarak elde edilir. Hasta genellikle aksial düzlemde kesit kesit görüntülenir. Bu kesitler toplanarak çoklu iki boyut tasarımı elde edilir ve görüntü yorumlanmasına olanak tanınmış olur. Geleneksel sarmal fan ışınlı BT tarayıcılarında kullanılan dedektör elemanlarının doğrusal dizisi aslında çok dedektörlü dizidir. Bu yapılandırma çok dedektörlü BT tarayıcılarına aynı anda 64 dilime kadar kesit eldesine izin vermekte olup, tek kesit sistemleri ile karşılaştırıldığında tarama süresini önemli ölçüde azaltır ve tek dedektör fan ışınlı BT dizilerinden daha düşük dozlarda radyasyonla üç boyut görüntüleri üretimine olanak sağlar (86).

2.2.7.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

KIBT ilk olarak anjiyografi için geliştirilmiştir (87) ancak daha sonraları radyoterapiye rehberlik (88) ve mamografi (89) gibi tıbbi uygulamalarda da kullanılmaya başlanmıştır. KIBT tarayıcıları, alan dedektörü sağlayan iki boyutlu genişletilmiş dijital dizi kullanarak, volümetrik tomografiye dayanmaktadır. Bu üç boyutlu x-ışınları ile kombine edilir. Konik ışın tekniği x-ışını kaynağı ve ileri geri hareketli alan dedektörünün eşzamanlı, kafa tutucu ile stabilize edilmiş hastanın başının etrafında hareket ettiği 360 derecelik taramayı içerir (90).

Benzer görüntüler sağlamalarına rağmen, KIBT görüntüleme BT görüntüleme için kullanılan multi dedektörlü bilgisayarlı tomografi (MDBT) görüntüleme cihazları için ayrı bir evrimsel kol temsil eder. KIBT görüntüleme bir x-ışını kaynağı ve dedektör taşıyan döner bir platform veya kızak kullanılarak gerçekleştirilir. Radyasyonun piramitsel veya koni şeklinde kaynağı görüntüleme alanı (GA) bölgesi boyunca yönlendirilir ve kalan zayıflatılmış radyasyon ışınlarının karşı tarafında bir alana x-ışını dedektörü üzerine yansıtılır. X-ışını kaynağı ve dedektör GA merkezi içinde sabitlenmiş olup, bir rotasyon merkezi etrafında döner. Bu dönme merkezi son elde edilen görüntü hacminin merkezi haline gelir. Dönme

sırasında, çok sayıda sıralı düzlemsel projeksiyon görüntüleri elde edilirken x-ışını kaynağı ve detektör 180 ile 360 derecelik bir yay boyunca hareket eder. Bu tek projeksiyon görüntüleri ham birincil veriyi oluştururlar ve özel olarak baz, çerçeve ya da ham (raw) görüntü olarak adlandırılır. Ham görüntüler sefalometrik radyografi görüntülerine benzer görünür ancak her bir görüntü bir öncekinin hafif kaydırılmış hali gibidir. Genellikle birkaç yüz iki boyutlu temel görüntüleri vardır ve bunlardan görüntü hacmi hesaplanır ve düzenlenir. Görüntülerin tam serileri projeksiyon verisi olarak adlandırılır. KIBT bütün GA'nın tamamını ışınladığından, gantrinin 180 ile 360 derecelik tek dönüşü volümetrik görüntü yapımı için gerekli veri için yeterli olur. Geri filtrelenmiş projeksiyon dahil olmak üzere gelişmiş algoritmalar içeren yazılım programları, üç ortognal düzlemde (aksial, sagittal ve koronal) primer rekonstrüksiyon görüntüleri sağlayabilen volümetrik veri kümeleri oluşturmak için bu projeksiyon verilerine uygulanır. KIBT volümetrik veriyi daha hızlı yakaladığı için MDBT' de bir hasta çekilirken KIBT' da çok sayıda hastada çekim yapılabilir (84).

2.2.7.2.1. Cihaza Bağlı KIBT Artefakları

KIBT cihazında BT cihazındakine benzer artefaklar bildirilmektedir:

2.2.7.2.1.1. X-Işını Huzmesi Artefaktı

Işın sertleşmesi artefakları, projeksiyon x-ışını huzmelerinin doğal polikromatik doğasından kaynaklanır (düşük enerjili fotonların yüksek enerjili fotonlara absorbe olmasını tercih etmesine bağlı ortalama enerjinin artması). Bu ışın sertleşmesi iki tür artefakt ile sonuçlanır: Cupping artefaktı olarak bilinen diferansiyel absorpsiyona bağlı metalik yapıların distorsiyonu ve iki yoğun nesne arasında görülebilen çizgiler ve koyu bantlar. KIBT'da x-ışını huzmesi heterokromatik olduğundan ve konvansiyonel BT'ye göre daha düşük ortalama kilovolt (tepe) enerjiye sahip olduğundan, bu artefakt KIBT görüntülerinde daha belirgindir (91).

Klinik uygulamada, ışın sertleşmesinin olmasından şüphelenilen (örneğin; metalik restorasyonlar, diş implantları) tarama bölgelerinde önlem amaçlı İA'yı düşürmek tavsiye edilir. Işın sertleşmesini önleme amaçlı kolimasyon, hasta konumlandırılmasının modifikasyonu veya diş arklarının ayrılması yapılabilir. Dental KIBT üreticileri artefakt azaltma tekniği algoritmaları sunabilmektedir. Bu algoritmalar, görüntü, gürültü, metal ve hareket ile ilgili artefaktları azaltır ve daha az projeksiyon görüntüsü gerektirirler. Bu nedenle de daha düşük bir edinim dozuna izin verebilirler. Bununla birlikte, bunlar hesaplama işlemleri açısından ihtiyaçları daha fazladır. Dolayısıyla artan rekonstrüksiyon sürelerine ihtiyaç duyarlar (91).

2.2.7.2.1.2. Halka Artefakları

Dedektör kusurları veya kalibre edilmemiş bileşenler KIBT görüntüsünde konsantrik halkalar şeklinde halka artefaklarına neden olabilir. Halka vokselleri kemik yoğunluğunun değerlendirilmesinde genel hataları artırabilen tutarsız gri değerlere sahiptir (92-94).

2.2.7.2.1.3. Kısmi Volüm Etkisi

Kısmi hacim ortalaması, geleneksel fan ışınlı BT ve KIBT görüntülemelerinin bir özelliğidir. Taramanın seçilen voksel çözünürlüğü, görüntülenecek nesnenin uzaysal veya kontrast çözünürlüğünden daha büyük olduğunda oluşur. Bu durumda piksel, dokuyu veya sınırı temsil etmez. Farklı BT değerlerinin ağırlıklı ortalaması haline gelir (95).

Küp veya dikdörtgen pikseller tamamen taranmış nesnelerin düzensiz şekillerini tasvir edemez. Böylece, farklı yoğunluklu malzemeler arasındaki sınırdaki voksellerin gri değeri sönümlemenin ortalamasını içerir (96).

Ortaya çıkan görüntüdeki sınırlar 'adım' görünümü sergileyebilirler veya piksel yoğunluğu düzeylerinde homojenite gösterebilirler. Kısmi hacim ortalamaları, yüzeylerin z yönünde hızla değiştiği bölgelerde (örneğin, temporal kemikte)

meydana gelirler. En küçük edinim vokselinin seçimi bu etkilerin varlığını azaltabilir (95).

2.2.7.2.2. Yazılım Faktörlerinden KIBT Artefaktları

2.2.7.2.2.1. Rekonstrüksiyon Algoritması

Sinogram piksel transistörlerden gelen dijital sinyalleri kullanılarak inşa edilmiştir. Bu birleşik görüntü KIBT görüntüsündeki her projeksiyonun her satırını birleştirir (91). Sonra, bir matematiksel algoritma iki boyutlu görüntü dilimlerini sinograma dönüştürür ve onları üç boyutlu KIBT görüntüleri oluşturacak şekilde yeniden yapılandırır. En ağırlıklı kullanılan algoritma Feldkamp ve ark. tarafından sunulan bir kıvrım-geri projeksiyon formülüdür (91, 97). Bu geri projeksiyon algoritmasının longitudinal yönde çözünürlükte azalma ve enine yönde kaçınılmaz distorsiyonlara neden olmaktadır (91).

2.2.7.2.3. Hasta Faktörlerine Bağlı KIBT Artefaktları

2.2.7.2.3.1. Çizgi artefaktları

Yoğun metalik malzemeler taranırken bu malzemelerin gri değerleri yazılımın işleyebileceği maksimum seviyeyi aştığında şiddetli çizilme artefaktlarına neden olabilmektedir (94). Hastaların dental restorasyonları ve metal implantları çevresindeki kısmi gri değerlerini bu artefakt sınırlandırır. Çizgi artefaktlarına neden olan diğer kaynaklar olarak ışın sertleşmesi, gürültü ve yetersiz fotonlar dedektöre ulaştığında görünelebilen foton yetersizliği sayılabilir (96).

2.2.7.2.3.2. Hasta Hareketleri

KIBT taraması sırasında hasta hareketi nedeniyle gri değerleri yanlış kaydedilirse gölgeleme veya çizilme artefaktları görülebilir. Bu artefaktta KIBT görüntülerinin sınırları çiftliymiş gibi gözükmemektedir (92, 94).

2.2.7.2.4. Avantajlar

2.2.7.2.4.1. Boyut Ve Maliyet

KIBT'ın boyutu konvansiyonel BT'lere kıyasla oldukça küçüktür. Fiyatıysa konvansiyonel BT'nin dörtte ya da beşte biridir. Bu özelliklerin her ikisi KIBT'ı dental kliniklerde kullanılabilir hale getirir (84).

2.2.7.2.4.2. Milimetre Altı Çözünürlük

Tüm KIBT üniteleri şu anda, x-ışını yakalaması için megapiksel katı-hal cihazları kullanmaktadır. Bu cihazlar tüm ortogonal düzlemde milimetre altı voksel çözünürlüğü sağlarlar. Bazı KIBT üniteleri yüksek çözünürlük (nominal 0,076 ile 0,125 mm voksel çözünürlük) görüntüleme yeteneğine sahiptirler. Periodontal aralık, kök kanal morfolojisi, kök rezorbsiyonu ve kırıkları gibi ince ayrıntı gerektiren durumlarda yüksek çözünürlüğe ihtiyaç duyulabilmektedir (84, 90).

2.2.7.2.4.3. Nispeten Düşük Hasta Radyasyon Dozu

Geleneksel fan ışın BT sistemlerinde radyasyon için etkili dozun maksilla için ortalama aralığı 1031-1420 miliSievert (usv) ve mandibula için ortalama aralığı 1320-3324 usv olarak belirtmektedir (98-102). Yayımlanmış olan raporlar çeşitli KIBT cihazlar için etkili dozun (ICRP 2007) kullanılan görüntüleme protokolü, KIBT ekipmanı, tipi ve modeline bağlı olarak 25 ile 1025 μ Sv aralığında olduğunu göstermektedir. Bu değerler 1 ile 42 arası panoramik radyograf (ortalama 24 μ Sv) veya 3 ile 123 gün arası (Amerika Birleşik Devletleri'nde yaklaşık 3000 μ Sv) doğadan alınan radyasyona denktir. Hastanın aldığı radyasyon dozu ışın kolimasyonu, çene yükseltmesi, koruyucu gözlük, tiroid ve servikal vertebra koruyucuları kullanılarak azaltılabilir (84).

2.2.7.2.4.4. Hızlı Edinim

Solid-state dedektöründeki son ilerlemelerle kare hızı ve bilgisayar işlem hızında artış olmuştur. Ayrıca trajektör yayında azalmanında etkisi ile KIBT tarama zamanı 30 sn'nin altına düşmüştür (84, 103).

2.2.7.2.4.5. İnteraktif Analiz

KIBT verilerin yeniden yapılandırılması ve görüntüleme kişisel bir bilgisayar kullanımını ile gerçekleştirilir. Buna ek olarak, bazı üreticiler implant yerleştirme veya ortodontik analiz gibi özel uygulamalar için genişletilmiş fonksiyonları olan yazılım sağlamaktadır. Son olarak, imleç odaklı ölçüm algoritmaları kullanılabilirliği gerçek zamanlı boyutsal değerlendirme, açıklama ve ölçümleri uygulayıcısına sağlamaktadır (84, 90).

2.2.7.2.5. Dezavantajlar

Konvansiyonel BT'lere kıyasla KIBT'nin dezavantajları bulunmaktadır.

2.2.7.2.5.1. Görüntü Gürültüsü

Çok yüksek enerjili fotonların bir atom ile etkileşime girdiği zaman belirli açılarla saçılması olayına Compton saçılması (veya Compton Olayı) denir (104).

Konik-ışın projeksiyon edinim geometrisi büyük hacimde her temel görüntü projeksiyonunun radyasyona maruz kalmasıyla sonuçlanır. Fotonların büyük bir kısmı Compton saçılması etkileşimlerini geçirir ve saçılmış radyasyon üretir. Çoğu radyasyon saçılması tek yönlü üretilir ve KIBT alan detektöründe piksellerce kaydedilir. Her pikselin saptanan fotonlarının sayısı x-ışınlarının nesnece azaltılan gerçek sayısını yansıtmamaktadır. Bu ek kaydedilen x-ışınlarına gürültü denir ve görüntülerin bozulmasına katkıda bulunur. Saçılan radyasyonun miktarı birincil x-ışını dahilinde etkilenen dokunun toplam kütlesiyle orantılıdır. Bu olay, nesnenin kalınlığı ve İA'nın boyutu arttıkça artar. KIBT görüntünün üretilmesinde bu radyasyon saçılmasının katkısı primer ışıdan daha büyük olabilir (84). Klinik uygulamalarda primer radyasyonun saçılım radyasyonuna oranı; tek ışın BT'de

0,01, fan ışınli BT'de 0,05 ile 0,15 arasında ve KIBT'de 0,4 ile 2 arasında olabilmektedir. Bu nedenlerden ötürü, KIBT görseli yapılırken mümkün olan en küçük İA'nın kullanımı her zaman arzu edilen bir durumdur (91).

KIBT görüntü gürültüsünün ek kaynakları; x-ışınlarının homojenliğinde istatistiksel varyasyonlar (kuantum leke) ve dedektör sisteminin (elektronik) gürültüsünün eklenmesidir. X-ışını fotonlarının homojen olmaması absorbe olan primer ve saçılmış x-ışınlarının sayısına, detektördeki primer ve saçılmış x-ışınlarının spektrumlarına ve temel görüntülerin sayısına bağlıdır. Elektronik gürültü detektördeki enerjinin x-ışını absorpsiyon verimine bağlı detektör sisteminin doğal alçalmasından kaynaklanmaktadır. Ek olarak, alan detektörü üzerindeki x-ışını demetinin artan çeşitliliği kaynaklı belirgin bir topuk etkisi vardır. Bu etki x-ışınlarının uniform olmaması ve geniş bir varyasyon aralığına sahip olmasına neden olur (84).

2.2.7.2.5.2. Zayıf Yumuşak Doku Kontrastı

Kontrast çözünürlüğü görüntü dansitesindeki ince farklılıkları ortaya çıkaran bir görüntü yeteneğidir. Görüntü yoğunluğundaki çeşitlilik; dansite, atom numarası veya kalınlığa bağlı değişen x-ışınlarının doku tarafından farklı derecede azaltılmasının sonucudur. İki temel faktör KIBT'ın kontrast çözünürlüğünü limitlendirir. Saçılmış x-ışını fotonları arka plan sinyalleri ekleyerek nesnenin anatomisini temsil etmeyip, görüntü kalitesini düşürerek nesnenin kontrastını azaltır. KIBT ünitelerinin yumuşak doku kontrastı belirgin bir şekilde MDBT'lerinkinden daha düşüktür. İkincisi, doğrusallık veya radyasyona cevabı etkileyen çok sayıda doğal flat panel dedektör tabanlı artefakt bulunmaktadır. Doygunluk (doğrusal olmayan pikseller belli bir ekspajurun üzerinde etkiler), koyu akım (ekspajurlu veya ekspajursuz zamanla biriken şarj), ve kötü piksel (ekspajura reaksiyona girmeyen piksel) doğrusal olmamaya katkıda bulunur. Ek olarak radyasyona panelin farklı bölgelerinde duyarlılık (Piksel-piksel kazanç varyasyon) tüm bölge boyunca homojen olmayabilir (84, 91).

2.2.7.2.6. Görüntüleme Alanı (Region of Interest (ROI))

KIBT sisteminde görüntüleme alanı (GA) azaltılarak genel radyasyon dozu düşürülürken görüntü çözünürlüğü artırılabilir. Ancak gri değerlerinin çeşitliliği daha büyük GA'lara (10 ile 20 cm) kıyasla daha küçük GA'larda (5 cm) artar (105). Birçok başka çalışmada gri değerinin çeşitliliğinin GA ile ilişkili olduğunu belirtmektedir (106, 107).

2.2.7.2.7. Hounsfield Unit (HU)

Tarama koşulları aynı değilse farklı BT sistemleri tarafından taranan aynı malzemenin sönümlenme katsayıları değişebilir. Hounsfield unit (HU) suyun sönümlenme katsayısına göre hesaplanabildiği gibi farklı BT sistemleri arasındaki malzemenin yoğunluğu karşılaştırması için yaygın şekilde kullanılabilir. Aynı malzeme farklı BT sistemleri kullanılarak tarandığında tutarlı bir yoğunluk değeri elde etmek için HU'nun kalibre edilmesi gerektiği önerilmektedir (108, 109). Ancak, KIBT merkezli HU ölçümünün doğruluğu halen tartışmalıdır (92, 105, 110).

2.2.7.2.8. KIBT'da Çözünürlük

İki tip çözünürlük vardır. Uzaysal çözünürlük ayrı bir şekilde kaydedilebilen detayların yakınlığını saptamaya yarayan çözünürlüktür. (birim alanda birbirinden ayırt edilebilir yapı sayısı artıkça uç artar) Farklı radyo-dansiteye (radyopasite) sahip dokuların arasındaki ayrımı sağlayan çözünürlüğe kontrast çözünürlüğü denmektedir. Kontrast yetersizliği komşu yapıların doku dansitelerinin birbirinden ayırt edilemeyeceği seviyede olduğunda uzaysal çözünürlük tartışmalı hal alır (111).

2.2.7.2.8.1. Uzaysal Çözünürlük

Aksial ya da tarama doğrultusu boyunca çözünürlüğün transvers yönden daha düşük yani anizotropik olabildiği birçok geleneksel BT görüntülerinin uzaysal çözünürlüğünün aksine genel olarak KIBT birimleri izotropik (üç ortogonal boyuttada eşit) olan voksel çözünürlükleri sağlayabilirler (111). KIBT sistemlerinin

uzaysal çözünürlüğü temel olarak detektörün nominal piksel boyutunun bir fonksiyonundan oluşmaktadır. Işın projeksiyon geometrisi, hasta dağılımı, dedektör hareketi bulanıklığı, doldurma faktörü, fokal spot boyutu, temel görüntü ve rekonstrüksiyon algoritması sayısı gibi faktörlerin tümü elde edilebilir maksimum çözünürlüğe katkıda bulunurlar (112).

Bazı üreticiler KIBT verilerin farklı edinim çözünürlüğü için kullanıcı seçenekleri sunmaktadır. Detektörler, x-ışınları yakalayan alan matriksindeki piksel sayısını kendi başına değiştiremediğinden elektronik piksel gruplaması (binning) elde edilen çözünürlükten daha az çözünürlükte görüntü eldesini sağlamak için kullanılır. Piksel gruplaması okuma sırasında dedektörden komşu piksellerinden yükleme birleştirme işlemidir. Gruplamanın iki temel faydası vardır. Biri sinyal-gürültü oranını geliştirerek kontrastı artırması diğeryse kare hızını artırmasıdır. Ancak gruplama uzaysal çözünürlükte düşmeyede neden olmaktadır. Daha yüksek çözünürlük dış hekimliğinde birçok durum için arzu edilir olsa da, yaklaşık periodontal ligament boşluğu boyutlarındaki (Diğer bir deyişle yaklaşık 0,2 mm veya daha az) detayın doğruluğunu gerektiren işlemler için tedbirli kullanılmalıdır. Yüksek çözünürlükte çekilen görüntüler sıklıkla parlaklık ve kontrastı azaltıp, gürültüyü artırır ve rekonstrüksiyon süresinde artım gerektirir (111). Bazı KIBT ünitelerinde görüntü çözünürlüğü artırılırken ekspajur parametrelerinde değişikliklere neden olunmamaktadır. Bazı üreticiler, düşük çözünürlük ayarları için azaltılmış doz ekspojur protokolleri oluşturmuşlardır (113).

Dijital radyografinin diğer çeşitlerinde olduğu gibi teorideki piksel ve voksel değerleri temel alınarak elde edilen teorik uzaysal çözünürlüğün, total görüntüleme işlem zincirindeki çeşitli sınırlamalarla elde edilen gerçek çözünürlükten ayrılmasına dikkat edilmesi gerekmektedir.

2.2.7.2.8.2. Kontrast Çözünürlüğü

Çeşitli faktörler KIBT'de kontrast çözünürlüğünü sınırlamaktadır. Kon kaynaklı ürünlerden azaltılmış primer radyasyon kaydedilmesi için kullanılan, alan detektörü içeren görüntü eldesinin geometrik konfigürasyonunun doğası, kayda

değer saçılma radyasyonu üretir. Bu, herhangi bir KIBT sisteminin kontrastının azaltılmasında önemli bir faktör olmasının yanı sıra görüntü gürültüsünün artmasına da katkıda bulunur. Buna ek olarak, alan detektörü üzerinde x-ışını sapmaları nedeniyle hastadaki x-ışınlarının farklılık derecesinin geniş olması ya da uniform olmaması görülür. Görüntünün anot tarafına nisbetle katot tarafında daha büyük bir sinyal-gürültü oranında (topuk etkisi) olması alan detektöründe absorpsiyonunun uniform olmamasıyla sonuçlanır. Ayrıca, çok sayıda içsel flat panel dedektör bazlı artefaktlar x-ışınlarına cevapta doğrusallığı etkiler. Bu nedenlerle, çok kesitli BT ile karşılaştırıldığında KIBT azaltılmış tepe kilovoltaj (kVp) ve miliampere (mA) bağlı olarak görüntülerinde yumuşak doku, akıcı veya katı kıvamda tümörleri birbirinden ayırabilecek yeterli grey skala hassasiyetine sahip değildir (111).

2.2.7.2.9. Klinik Uygulama Alanları

2.2.7.2.9.1. Oral ve Maksillo Fasial Cerrahide Kullanımı:

KIBT'ın cerrahide en önemli uygulama alanları; enflamatuvar lezyonlar, malign veya benign tümörlerin üç boyutlu tam lokasyonunun belirlenmesi (103), gömülü dişlerin değerlendirilmesi, süpernumere dişler ve bu dişlerin vital yapılarla yakınlığının değerlendirilmesi (114), bifosfonat kaynaklı çenelerin nekrozu vakalarında kortikal ve medullar kemikte oluşan değişimlerin ayrımı ve kemik greftlerinin değerlendirilmesi olarak sayılabilir. KIBT ayrıca paranazal sinüslerle ilgili patolojilerin araştırılması ve obstrüktif uyku apnesinin değerlendirilmesi için kullanılabilir (115). Orta yüz kırıkları ve kırık sonrası yüz kemiklerinin değerlendirilmesi. Metal parçaların gömülü kaldığı otomobil kazaları, endüstriyel kazalar, silahlı yaralanmalar ve kırılmış dental iğnelerin lokasyonlarının tespitinde kullanılabilir. Ortognatik ve ortomorfik ameliyatların planlanmasında sıklıkla kullanılmaktadır. KIBT görüntülerin düşük yumuşak doku kontrastına rağmen karotid ateroskleroz, tonsilit ve sialolitlerin yumuşak doku kalsifikasyonlarını göstermede spiral BT'ye üstün olduğu kabul edilir. Küçük kalsifikasyonların panoramik veya intraoral radyografilere kıyasla KIBT taramalarında tespit edilmesi daha kolaydır ve bu kalsifikasyonlar tümör ve kistlerin bazı türleri (örneğin Pindborg tümör, Gorlin kist) için önemli bir tanı ipuçları olabilirler (116). KIBT diş yaşı,

dental ark konumlandırma, yarık boyutu, defektin morfolojisi, tamir için gerekli greft materyali hacmi, greftleme sonrası arkın stabilitesi, zamanla kemik greftin kalitesi, yarık dudak ve damak durumlarının genel yüz büyüme üzerindeki etkisi gibi değerlendirmeler için çok değerlidir (117). Kontrast destekli KIBT görüntüleri yaygın tümör görselleştirilmesi için tedavi adaptasyonunda kullanılmaktadır ve radyoterapi hastalarında tedavi sonucunda iyileşmeye yol açabilir (118).

2.2.7.2.9.2. Endodontik Uygulamalarda:

KIBT apikal lezyonların araştırılmasında kullanılabilir. Bazı çalışmalar kontrast-artırılmış KIBT görüntülerinin lezyon dansitesini ölçerek apikal granülomların ve apikal kistlerin ayırımında kullanılabileceğini belirtmişlerdir (119). Endodontik kökenli ve endodontik kökenli olmayan lezyonları ayırt etme durumlarında uygulamaları vardır. Dikey kök kırıklarının gözle fark edilemediği durumlarda en iyi KIBT ile teşhis yapılır (120). Kırık alet ve kök perforasyonlarının daha iyi görüntülenmesinde, dentinde derinlik ölçümünde, horizontal kök kırıklarının tespitinde, meziodistal veya bukkolingual yönde kırık tespitinde periapikal radyografilere göre daha çok tercih edilir. Geleneksel iki boyutlu grafilerin inflamatuvar kök rezorpsiyonunu erken aşamalarında tespit sınırlamaları vardır oysa KIBT bu lezyonların erken evrelerinin saptanmasında potansiyelini kanıtlamıştır. Kök sayısını hesaplamada, kök morfolojisi belirlemede, kök kanal ve aksesuar kanallar belirlemede ve bunların çalışma uzunlukları ve açılanmalarının tespiti için kullanılabilir. Talon cuspları içinde pulpa uzantılarının saptanmasında, kök kanal aletlerinin konumunun tespitinde ve kök kanal dolgusunun seviyesinin doğru bir değerlendirmesinde kullanılabilir (116).

2.2.7.2.9.3. İmplant Uygulamaları:

Daha düşük radyasyon dozlarında yapılan ölçümlerde KIBT'nin hassasiyetinin yüksek olması implant uygulamaları için tercih edilmesine sebep oldu (121). Cerrahi kılavuzları oluşturmak için yeni yazılım eklenmesi de yapısal hasar olasılığını azaltmıştır. KIBT verdiği güvenilir bilgilerle vaka seçiminde ilerlemelere yol açmıştır ve kemiğin kalitesi ile miktarının ölçülmesine yardımcı olmuştur. Bu

sayede implant başarısızlıklarında azalmaya yol açmıştır. KIBT verileri kullanımıyla implant planlamasının sanal olarak yapılabilmesi, klinisyene tedaviye başlamadan sonuçların neler olabileceğini tahmin etme ve görselleştirme seçeneklerini sunarak yardımcı olur (122).

2.2.7.2.9.4. Ortodontik Uygulamalar:

Ortodontik değerlendirmelerde yeni yazılımlarla birlikte sefalometrik analizlerin KIBT ile uygulanabilmesi KIBT'ı yüzdeki büyümeler, yaş, hava yolu fonksiyonları ve bozulmalarının değerlendirilmesinde tercih edilen bir cihaz haline getirmiştir. KIBT ortodontik tedavide sıkıntılara neden olabilecek dişin diğer dokulara yakınlığının değerlendirilmesinde etkili bir araçtır. KIBT, özellikle temporal ançorlar gibi küçük implant vidaları yerleştirileceğinde kemik adalarının tedavi öncesi, tedavi sırasında ve tedavi sonrasında değerlendirilmesinde ve bu ançorların güvenilir yerleştirilmesinde etkili görsel rehberdir. Bu görüntüleme yöntemi bir taramada nesnenin birçok farklı görüntülerini içerir (örneğin; frontal, sağ lateral, sol lateral, 45° ve sub-mental görüntüleri) ve bu da ilave bir avantajdır. KIBT ortogonal görüntü yaparken 1'e 1 oranı ile magnifikasyonu kendinden-düzeltilme avantajıyla klinisyen için doğruluğu yüksek bir inceleme aracıdır (123). Son çalışmalar ortodontistler için lokalizasyon ve kök rezorbsiyonu ayrımı belirgin öneme sahiptir ve tanı ile tedavi planlamasında KIBT görüntüleri panoramik, okluzal ve periapikal görüntüler gibi klasik radyografilerden oldukça yüksek güven sağlamaktadır (85, 124).

2.2.7.2.9.5. Tempora Mandibular Ekleme Uygulamaları:

KIBT kondilin fossadaki doğru pozisyonunu tanımlamada etkili bir araçtır. Dolayısıyla TME diskin dislokasyonu ve condilin fossadaki translasyonunun derecesini açığa çıkarır. KIBT travma, ağrı, disfonksiyon, fibroosseoz ankiloz, kondiler kortikal erozyon ve kistlerin tespitinde etkilidir (125).

2.2.7.2.9.6. Periodontolojide Uygulamaları:

Ölçümlerdeki yüksek doğruluğu ve minimal hata payı ile KIBT kemiğin detaylı morfolojik tanımını, periodontal soondla direk ölçümüne denk doğrulukta verir. Geleneksel iki boyulu görüntülerle değerlendirmenin sınırlı olduğu durumlarda bile furkasyon içeriminin doğru değerlendirmesi ile bukkal ve lingual defektlerin tespiti KIBT ile mümkündür. KIBT'ın kemik içi defektler, dehisens, fenestrasyon defektleri ve periodontal kistlerin doğru bir şekilde değerlendirilmesinde kayda değer katkısı vardır. Ayrıca rejeneratif periodontal tedavinin sonuçlarını değerlendirmede üstünlüğü kanıtlamıştır. Bukkal ve lingual yüzeylerin analizi ile defektlerin derinlik boyut ve morfolojisinin görselleştirilmesine olanak tanır (126).

2.2.7.2.9.7. Adli Tıpta Uygulamaları:

Dental yaş tespiti adli tıp uygulamalarında önemli yer tutar. Diş yaş tayini değerlendirmeleri için invaziv olmayan uygulama olarak KIBT görüntülerinde pulpanın diş oranı kullanılarak bireyin yaş tahmini yapılabilmektedir. Yüzün sıradan tarama protokollerinin KIBT görüntüleri oro fasial bölgede yumuşak doku kalınlığı ölçmede güvenilirdir. Bu görüntüler yüzün yumuşak dokularını temsil etmede yeterlidirler (127).

2.3. Kemik

2.3.1. Kemik Grupları

Kemik makroskopik olarak iki grupta incelenebilir (128).

2.3.1.1. Kompakt Kemik

Kompakt kemik, yoğun veya kortikal kemik olarak da isimlendirilebilir. Kompakt kemikler vertebralar ve trabeküler kemiğin etrafında kabuk gibi sarar şekilde ve uzun kemiklerin gövdesinde bulunurlar (128, 129).

2.3.1.2. Trabeküler Kemik

Süngerimsi, spongioz veya kansellöz kemik olarak da adlandırılabilir. Trabeküler kemikler kübümsü ve düz kemiklerle uzun kemiklerin uçlarında bulunurlar (129).

Mikroskopik olarak incelendiğindeyse yoğun ve boşluksuz kemik kortikal kemiği oluştururken daha az yoğun ve boşluklu kemikse trabeküler kemiği oluşturur (130).

Kemikler mikroskopik olarak iki sınıfta incelenebilir (130).

2.3.1.3. Primer Kemik

Primer kemik, olgunlaşmamış kemik olarak da isimlendirilebilir. İlk oluşan kemiktir ve iyi organize olmamıştır. Büyük çoğunluğu zamanla sekonder kemikle değişir (130).

2.3.1.4. Sekonder Kemik

Sekonder kemik olgun kemik olarak da adlandırılabilir. Organize yapıda kemik tabakasıdır (130).

2.4. Kemik Grefti

2.4.1. Kemik Grefti Grupları

Otojenik Kemik Greftleri

Allojenik Kemik Greftleri (Homojen Kemik Greftleri, Allogreft)

Ksenojenik Kemik Greftleri (Heterojen Kemik Greftleri)

Alloplastik Kemik Greftleri (İzojen greftler, İzogreftler)

2.4.1.1. Otojenik Kemik Greftleri

Aynı canlıdan alınan dokunun yine aynı canlıda kullanıldığı greft türüdür. Bu kemik greftleri osteojenik etki gösterebilecek canlı hücreler ihtiva etmektedir. Yüksek osteojenik etki göstermesi bu greftin önemli bir avantajıdır. Ayrıca aynı canlıdan alındığı için vücudun immün reaksiyon oluşturması ve benzeri komplikasyonların meydana gelmesinin önüne geçilmesini sağlamaktadır. Bu avantajlarına karşın ilave bir operasyon gerekliliği ve buna bağlı ağrı, hasta konforunun azalması ve yara oluşumu gibi dezavantajları da göz ardı edilmemelidir (131-133).

2.4.1.2. Allojenik Kemik Greftleri (Homojen Kemik Greftleri, Allogreft)

Allojenik kemik greftleri aynı türün farklı bireylerinden elde edilen greft türüdür. Bu greft türünde kullanım için gereken kemik, kadavralardan elde edilebilmektedir. Bu teknik; hastada ilave cerrahi operasyon gerektirmemesi, hastada kan kaybının azalması, hekime zaman kazandırması, greft materyalinin elde edilmesinin kolay olması ve daha fazla komplikasyon çıkma ihtimali olan işlemleri azaltması gibi avantajlara sahiptir (134). Ancak allojenik kemik greftlerinde immünolojik komplikasyon çıkması ve bulaşıcı hastalık taşınması ihtimali vardır. AIDS ve Hepatit greftten hastaya geçebilecek bulaşıcı hastalıklar arasında sayılabilir. Allogreftler hazırlanırken detaylı testlerle kontroller yapılmalıdır. Ayrıca bu risklere önlem olarak dondurma, dondurma kurutma gibi kriyobiyolojik metotlar ya da radyasyon uygulama gibi teknikler kullanılabilir (135).

2.4.1.3. Ksenojenik Kemik Greftleri (Heterojen Kemik Greftleri)

Hayvan kaynaklı kemiğin inorganik parçacıklarından üretilen kemik greftlerine ksenojenik kemik greftleri denir. Heterojen kemik greftleri olarak adlandırılmasının nedeni, farklı türden elde edilen bir greft çeşiti olmasındandır. Bu greft çeşidine genellikle sığır ve mercan türleri kaynaklık eder. Ksenojenik kemik greftleri osteokondüktif özelliğe sahiptir yani kemik oluşumu için çatı görevi

görebilmektedir. Ayrıca biouyumluluğu yüksektir. Sentetik kemik greftlerine göre yapısı normal kemiğe daha yakındır (136-138).

2.4.1.4. Alloplastik Kemik Greftleri (İzojen greftler, İzogreftler)

Alloplastik kemik greftleri sentetik kaynaklı biouyumlu greft materyalleridir. Bu greftler biouyumludurlar ve enflamatuvar etki göstermemektedirler. Biouyumluluğu avantajı olsa da mekanik olarak zayıf materyallerdir. Osteokondüktif özellik göstererek kemik oluşumu için çatı görevi görmektedirler. En yaygın hidroksiapatit kristalleri olmak üzere bioaktif camlar ve beta trikalsiyum fosfatlar gibi çeşitli materyallerden alloplastik kemik greftleri elde edilmektedir (139-141).

2.4.2. Greft İyileşmesi

Greft iyileşmesi dört aşamada incelenebilir.

2.4.2.1. Birleşme

Cansız greft materyalinin etrafındaki dokular canlı ve kanlanması iyi olmalıdır. Greftin yerleştirildiği bölgede hücrel proliferasyonlar, yeni kemik ve damar oluşumları gerçekleşir. Yeni oluşan kemikle greft materyali sement çizgileri aracılığıyla birleşirler ve kemik-greft kompleksini oluştururlar. Bu aşama dört aydan daha uzun süre devam edebilir (142).

2.4.2.2. Yerdeğiştirme

Kemiğin yeniden şekillenmesinde kemik yapım ve yıkım hücreleri en etkin faktörlerdir (143). Yeniden şekillenmenin etkisiyle kemik-greft kompleksi sekonder kemikle yer değiştirir. Greft zamanla rezorbe olarak tamamen olgun kemiğe dönüşür. Greftin tamamen olgun kemiğe dönüşmesi bir yılı aşan süreye ulaşabilir. Ayrıca bu süre yaşlı bireylerde ergenlik dönemindeki bireylerden daha uzun sürebilir (142).

2.4.2.3. Şekillenme

Şekillenme aşamasında kemik-greft kompleksi mekanik etkenlere göre şekillenme gösterir. Bu aşama da bir yılı aşan sürelerle ulaşabilir (142).

2.4.2.4. Bölgesel hızlanma olayı

Cerrahi operasyonun sebep olduğu uyarım ile bölgesel olarak tüm doku faaliyetlerinde artışın açığa çıkması olayıdır. Bu aşama iki yılı geçebilir. Bu etki bazı kronik hastalıklar ya da herhangi bir nedenle açığa çıkamadığında iyileşme süreci daha yavaş seyredebilmektedir (142).

2.4.3. Greft Materyallerinden Kemik Oluşumu Mekanizmaları

Vücudun kendini tamamen yenileyebilme özelliğine sahip tek dokusu kemik dokusudur (144). Ancak büyük defektli kemiklerin iyileşmesinde başarısızlık olabilmektedir. Dolayısıyla greft materyali ile kemiğin oluşumunun desteklenmesi gerekebilmektedir (145). Greft materyali kemik oluşumunu; osteoindüksiyon, osteokondüksiyon ve osteojenite aşamaları aracılığıyla sağlar.

2.4.3.1. Osteoindüksiyon:

Osteoindüksiyon, kemik grefti materyalinin uygulandığı ortamdaki osteoprogenitör hücrelerin mezenkim hücrelerine ve mezenkim hücrelerinde kemik oluşumundan sorumlu hücrelere dönüşmesini uyarabilme özelliğidir (131, 146).

2.4.3.2. Osteokondüksiyon

Kemik greftinin osteokondüksiyon özelliği kemik oluşumu için destek sağlama özelliğinin bulunması demektir. Damarlanma ve kemik oluşumu gibi diğer etkilere uygulandığı ortamdaki kaynaklı elde edilebilmektedir (131, 146).

2.4.3.3. Osteojenite

Osteojenite ortamda mezenkim hücreleri mevcut değilken bile kemiğin oluşabilmesi özelliğidir. Greft materyalinde osteojenite özelliği varsa greft materyalinde kemik üretimi için gerekli olan osteoblast hücrelerine dönüşebilecek canlı hücrelerin bulunması gerekir. Bu durumu sağlayan tek greft çeşidi otojen kemik greftidir (131, 147, 148).

2.5. Maksiller Sinüs Lift Operasyonu İçin Uygulanan Cerrahi Teknikler

Sinüs agumentasyonu prosedürü eksik krestal kemikli posterior maksillanın agumentasyonu için başarılı ve tahmin edilebilir bir tekniktir (149). Cerrahi işlem ilk olarak 1980 yılında Tatum ve daha sonra Boyne ve James tarafından tanımlanmıştır (43, 150, 151). Transalveoler (crestal) ve yan pencere olmak üzere iki ana teknik vardır. Ayrıca bazı yazarlar bu tekniklerin modifikasyonlarını yayımlamışlardır (152, 153).

2.5.1. Lateral Yaklaşımla Maksiller Sinüs Lift Operasyonu (Açık Teknik)

Açık teknik olarak da bilinen lateral pencereyle maksiller sinüs tabanı augmentasyonu literatürde sinüs lift (154), sinüs tabanının yukarıya kaldırılması (155) veya sinüs tabanı elevasyonu (156) olarak da adlandırılmaktadır.

Lateral pencere tekniği için cerrahi basamaklar:

1-Lateral pencere dizaynı: pencere anterior duvardan 3 mm ve sinüs tabanından 3 mm mesafede olacak şekilde lokalize olmalıdır.

2-Lateral pencerenin kaldırılması ve Schneiderian membranının kaldırılması

3-Greft materyalinin yerleştirilmesi

4-Pencere üzerine kollajen bariyerinin yerleştirilmesi

5-Flepin kapanışı (157)

Lokal anestezi major palatin ve posterior superior alveolar sinirlerin kombine olarak lokal infiltrasyonla blokajı ile elde edilir (40). İstenen etkiye göre bukkal vertikal insizyon mezial, distal veya her iki kısımda birden gerekli olabilir (40, 43).

Lateral duvardaki pencerenin inferior sınırı sinüs tabanından yaklaşık 3 mm mesafede olmalıdır. Anterior sınırı sinüsün anterior duvarından 3 mm mesafede olurken, pencerenin posterior sınırı tüber maksillanın üzerinde olabilir (158). Osteotomi yüksek hızlı el aleti veya piezoelektrik araçlar kullanılarak hazırlanabilir. Kemik pencerenin hazırlanması sırasında piezoelektrik uç kullanımı membran perforasyonu riskini önemli ölçüde azaltacaktır (159, 160).

"Tamamlanmamış kırık" ve "kapalı duvar" teknikleri lateral pencere osteotomisini hazırlamak için kullanılan iki yöntemdir. "Tamamlanmamış kırık" tekniği çatı olarak greft materyalleri üzerine kemik adalarının dağıtılmasını içerir. Bu tekniğin dar sinüslerde eldesi kolay değildir (161). 'Kapalı duvar' tekniği kemik adalarının tamamen uzaklaştırılmasını içerir. Bu da sinüslere daha rahat ulaşımı sağlar. Her iki teknik içinde çevreleyen kemikten sinüs membranının kaldırılması önemlidir. Ayrıca greft materyali için yeterli horizontal yer eldesi için medial duvara ulaşım sağlanmalıdır. Yeterli alan oluşturulduktan sonra, greft malzemeleri yerlerine ulaştırılmalı ve tüm bölgelerde dikkatlice doldurulmalıdır (40, 158). Bazı yazarlar kemik greftlemesi için greft materyali yerleştirilmesi sonrası pencerenin membranla kaplanmasının vital kemik formasyonunda artışa neden olacağını bildirmektedir (160-162).

Bununla birlikte, son zamanlardaki meta-analizi pencere üzerinde zar mevcudiyetinin önemli miktarda kemik oluşumuna neden olmadığını bildirmektedir (163). Prosedürde son basamak flep kapatma olup oral mikroorganizmalarca greftin kontaminasyonunun minimize edilmesi temel gerektir (158).

2.5.2. Krestal osteotom tekniği (Kapalı Teknik)

Krestal osteotom tekniği, kemiği apikalce sinüse doğru sıkıştırarak sinüs tabanı yükseltilmesi ve Schneiderian membran kaldırılması için daha az invaziv teknik olarak ilk olarak 1994'de Summer tarafından tanımlanmıştır (164). Osteotomi içine kemik greft partiküllerinin eklenmesi ile bu teknik modifiye edilmiştir. Bu 5 mm'den fazla kalıntı kemik yüksekliği olan hastalar için çok tercih edilen bir seçenektir (158). Yapılan çalışmalar, bu tekniği kullanarak sinüse yerleştirilen implantlar için (%93,5-%100 arasında değişen oranda) iyi başarı oranları bildirmişlerdir (165).

2.6. Fraktal Boyut

İstatistiksel ölçeklendirme yasaları ile doğa olaylarını tanımlama fikri yeni açığa çıkmamıştır. Bununla birlikte, bu yaklaşıma ilginin son zamanlarda arttığı gözlenmektedir. Fiziksel sistemlerin birçoğu farklı ölçeklerdeki incelemelerde benzer davranışları sunma eğilimindedir. Matematikçi Benoît Mandelbrot karmaşık geometrisi integral boyut olarak karakterize edilemeyen nesnelere belirtmek için fraktal sıfatını kullanmıştır. Fraktal geometrinin ana cazibesi, geleneksel Öklid geometrisinin analiz edemediği, karmaşık nesnelere de görülen doğal özelliklerin düzensiz ya da parçalanmış yapısını tanımlayabilmesinden kaynaklanmaktadır (22). Bu kavram, basit, geometrik yoruma olanak sağlamakta olup jeofizik, biyoloji ve akışkanlar mekaniği gibi çeşitli alanlarda da sıklıkla karşımıza çıkmaktadır (166).

Fraktal kelimesi Latince 'fractus' yani kırık manasından köken alır. Öklid ve kartezyen geometrisi gibi okullarda öğretilen tipik geometrilere farklı olarak kendine-benzer yapıları ele alan geometridir. Fraktal geometri, görüntünün karmaşıklığını veya yapı bileşimlerini tanımlama ve karakterize etme becerisi sunar. Kompleks yapılar için bu yaklaşım diş hekimliği de dahilinde birçok bilim dalında kullanım alanı bulmuştur. Fraktallerin sağlık alanında kullanıldığı bazı örnekleri; Cross (167) patoloji çerçevesinde, Goldberger ve West (168) fizyoloji ve tıpta, Goldberger ve ark. (169) insan fizyolojisi, Havlin ve ark. (170) biyoloji ve tıp,

Heymans ve ark. (171) biyomedikal araştırmalar için fraktalların kullanılabilirliği olarak sayılabilir.

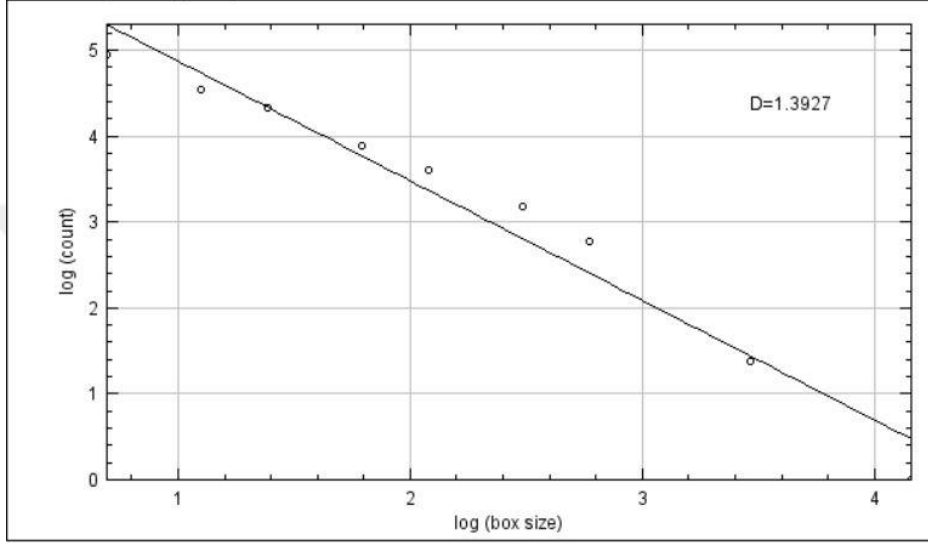
Fraktaller, bir desenin (çizgi, yüzey veya hacim) farklı boyutlarda tekrarlandığı matematiksel nesnelere, böylece nihayetinde tüm nesnenin her bir parçası farklı ölçeklerde benzer görünür; bu özellik kendine benzerlik olarak adlandırılır. Bununla birlikte, bu kavram, matematik dışı nesnelere genişletilebilir ve bu doğal fraktaller, belirli ölçekler aralığında kendi kendine benzerlik gösteren, tekrar eden desenler olarak tanımlanır. Bu doğal fraktal cisimlerden çevremizde bulunanların bazıları şunlardır: bulutlar, dağ sıraları, nehir ağları, ağaçlar, eğrelti otları, kar taneleri, deniz dalgaları ve hatta kıyı şeridinin şekli (172).

Kendine-benzer yapılar konusundaki uzaysal parametreler (uzunluk, çap, alan gibi) ölçeğe bağımlıdır. Örnek olarak karnabaharın çevresini ölçecek olursak sonuçlarımız kullandığımız ölçeğimizin boyutlarına bağılı olacaktır. Aynı sorunla trabekül çevresini ölçmek isteyen araştırmacılarda karşılaştı ve bu sorun magnifikasyona bağılıydı (173). Diğer bir örnekte bir adanın kuşbakışı görüntüsünde kıyı uzunluğu pergelle ölçülerek hesaplanabilir. Ancak bu hesaplamayla adanın kıvrımları haritada yeterince ayrıntılı olarak hesaplanamaz ve gerçek kıyı uzunluğundan daha düşük bir değer ortaya çıkar. Yani fraktal boyut (Fb) analiz yöntemiyle bir çizgi üzerindeki kıvrımlarda değerlendirilebilir (174).

Fraktal geometri kompleks kendine-benzer şekilleri sayılara bağılı karakterize etme olanağı sunar. Fb kavramı karmaşıklığı ölçen nicel bir parametre olarak ortaya çıkar. Genellikle öklidin tam sayı değerleri (nokta sıfır boyuta sahiptir, çizginin boyutu 1, kare 2 boyuta sahiptir ve küpün 3 boyutu vardır) kullanılırken, fraktal boyut değerleri genellikle kesirli sayılardır ancak tam sayı değerleri de alabilirler. Matematiksel olarak Fb iyi tanımlanmış olmasına rağmen, pratikte bu tanım çok kullanışlı değildir. Bu nedenle, araştırmacılar Fb'yi hesaplamak için çeşitli algoritmalar geliştirdiler (15).

Uygulanan algoritmalar farklı olmasına rağmen, üç basamakla özetlenen aynı temellere uyarlar:

- Çeşitli adım boyutlarını kullanarak nesnenin miktarları ölçülür.
- Alan log (nesnenin ölçülen miktarları) ile adım boyutlarının logu karşılaştırılır ve veri noktaları boyunca en küçük karelerin regresyon çizgisi sığdırılır.
- Fb regresyon çizgisinin eğimi olarak tahmin edilir (166).



Şekil 2-1 Fb analiz formülü: $\log N \setminus \log S = D$ 'dir.

Fb analiz değeri için D sembolü kullanılabilir. Fb analizi için kullanılan farklı yöntemlerde ölçeğin uzunluk, yüzey, hacim gibi bazı özellikleri ölçülür.

2.6.1. Fraktal Boyut Analizi İçin Kullanılan Yöntemler

- 1- Caliper yöntemi
- 2- Tile counting yöntemi
- 3- Piksel dilatasyon yöntemi
- 4- Intensite varyans metodu

5- Hurst metodu

6- Varyans metodu

7- Blanket metodu

8- Power spectrum metodu

9- Kutu sayma metodu (175).

Biyolojik verilerin Fb analizinde kutu sayma metodu kullanılmaktadır. Bu yöntemde muhtelif boyutlarda kutucuklardan oluşan gridler cismin kenarları üzerine yansıtılmaktadır. Cisim kenarı içeren kutuların logaritmalarına karşı kutu ebatlarının logaritmik grafiği oluşturulduğunda grafiğin negatif eğimine ait düz kısmı Fb analiz değerini verir. Bu yöntemi gri skalalı görüntülere uygularken görüntünün binary formatına çevrilmesi gerekir. Daha sonra görüntü iskeletleştirilerek Fb analiz uygulanır (176). Bu yöntemde uygulanan formül: $\log N(E) \setminus \log S = D'$ dir.

2.6.2. Fraktal Boyut Analizinin Diş Hekimliğinde Uygulama Alanları

2.6.2.1. İmplant Uygulamaları

Wilding ve ark. (177) dental implant yerleştirilmesi sonrası alveol kemiğinin iyileşmesini değerlendirmede Fb analiz kullanımını incelemişlerdir. Bu çalışmada alveol kemiği implanta bağlı değişim göstermiştir. Bu değişimde özellikle implantın boyun bölgesinde oluşmuştur. Fb deki değişme zamanla artış şeklinde gerçekleşmiştir.

Jung ve ark. (178) implant yerleştirilmesi sonrası alveol kemiği yapısını incelemişlerdir. 35 implantın 20 hastada implant uygulaması öncesi ve implant uygulamasından 6 ay sonrasıyla karşılaştırmalı değerlendirilmesi yapmışlardır. Fb de istatistiksel anlamlı değişme olmadığı sonucuna ulaşmışlardır.

Mu ve ark. (179) Fb analiz kullanarak dental implantların etrafındaki, stres yüklenmesinden kaynaklanan kemik trabekülasyonundaki değişiklikleri değerlendirmişlerdir. İmplantın fonksiyonel kullanılmaya başlanmadan öncesiyle implantın bir yıllık fonksiyonel kullanımı sonrasının karşılaştırmasını periapikal filmler üzerinde Fb analiz ile yapmışlar ve istatistiksel anlamlı artış olduğunu bildirmişlerdir.

2.6.2.2. Kök Kanal Tedavisi

Chen ve ark. (180) kök kanal tedavisi sonrası periapikal lezyonları Fb analiz ile incelemişlerdir. Kök kanal tedavisinden 3, 6 ve 12 ay sonra alınan periapikal radyograflarla elde edilen dijitalize görüntüleri değerlendirmişlerdir. Başarılı kök kanal tedavisinden 3 ay sonraki hastalarda istatistiksel anlamlı Fb artışı olduğunu bildirmişlerdir.

Huang ve ark. (181) kök apikalindeki ilk radyolusensliğin kök kanal tedavisinden bir yıl sonrasında iyileşmesinin Fb değerleri ile sayısal tespit edilebilirliğini değerlendirmişlerdir. Tedavinin bir yıl sonrasındaki Fb değerlerinin tedavi öncesi Fb değerlerinden istatistiksel anlamlı şekilde fazla olduğunu bildirmişlerdir.

2.6.2.3. Cerrahi Uygulamalar

Park ve ark. (182) sagittal splint osteotomisi sonrası kemik değişimlerinin Fb ile ilişkisini incelemişlerdir. Cerrahi öncesi ile cerrahi sonrası 1, 6 ve 12 ayları olmak üzere dört gruba değerlendirmişlerdir. Fb'nin cerrahi sonrası 1 ve 6. ay değerleri cerrahi öncesi değerine göre azalma göstermiştir. Cerrahi sonrası 12. ay değerinde ise artış bulunmuştur.

Koca ve ark. (183) kist operasyonu ile alveolar kemikteki değişimleri panoramik filmlerde Fb analizi kullanarak incelemişlerdir. Çeşitli tiplerde kistler bulunan 10 hasta değerlendirilmiştir. Cerrahi öncesine göre cerrahi operasyondan 18 ay sonra elde edilen Fb değerlerinde istatistiksel anlamlı artış bulmuşlardır.

2.6.2.4. Dental Dokular

Levstik ve ark. (184) elektron mikroskobu taraması görüntülerinde dentin tübüllerine Fb analizi uygulamışlardır. Dentin kanallarının dolmasını belirtecek şekilde birikme zamanıyla Fb de azalma olduğunu belirtmişlerdir.

2.6.2.5. Diş çürükleri

Umemori ve ark. (185) görüntüler üzerinde çürük tespiti için dişlerin oklüzal yüzeylerindeki pit ve fissür renklemelerini incelemişlerdir. Dijital görüntülerde çürüğün derinliği ile pit ve fissür renklemelerinin çapının Fb'si arttığını bulmuşlardır.

2.6.2.6. Osteoporoz

Doyle ve ark. (186) dental radyograflarda osteoporoz tespiti için Fb analiz kullanımını incelemiştir. Radyografilerde mandibulanın Fb değeri menapoz sonrası kadınlarda menapoz öncesi kadınlardan daha yüksek bulunmuştur.

Rutimen ve ark. (187) in vivo ve in vitro içeriği kombine ederek yaptığı çalışmada radyografiler üzerinde Fb kullanarak alveolar yapının değerlendirilmesini incelemiştir. Post menapozal kadınlarda Fb premenapozal kadınlardan daha yüksek çıktığı sonucunu bildirmişlerdir.

Southard ve ark. (188) in vitro yaptıkları çalışmada uyarılmış dekalsifikasyonlu insan maksillar alveolar çıkıntısını incelemişlerdir. Fb değerlerinin artan kalsifikasyonla azaldığını bildirmişlerdir.

2.6.2.7. Periodontitis

Updike ve ark. (189) Fb analizinin, periodontal hastalığın çevredeki kemik üzerindeki etkisini nicel olarak ölçmek için bir araç olarak kullanılabilirliğini değerlendirmişlerdir. Sağlıklı, orta ve ağır periodontitisli diye sınıflandırdıkları 108

hastanın periapikal filmlerinde Fb değerleri üzerinden inceleme yapmışlardır. Sağlıklı ile orta periodontitisli hastalar ve sağlıklı ile ağır periodontitisli hastalardan elde edilen Fb değerlerinde istatistiksel anlamlı fark bulunduğunu bildirmişlerdir.

2.6.2.8. Dental Malzemeler

Drummond ve ark. (190) altı dental seramik yüzeyinin kırılma dayanımının Fb analiz ile değerlendirilebilmesini incelemişlerdir. Dental seramik yüzeyinin kırılma dayanımının Fb analiz ile istatistiksel anlamlı şekilde ilişkili olduğu sonucunu bildirmişlerdir.

Oshida ve ark. (191) sandblasted malzemelerin yüzeyinin yapısal analizi için Fb analizini kullanmışlardır. Yüzey yapısının alimünyum oksit parçacıklarından nasıl etkilendiğini incelemişlerdir. Yüzeyin Fb değerleri değişimini kullanarak aliminyum oksit parçacıklarının optimal değişme zamanlarını belirlemişlerdir.

2.6.2.9. Damarlanma

Felice ve ark. (192) ehlers danlos sendromunun damarlanma geometrisine etkisini incelemişlerdir. 12 ehlers danlos sendromlu hasta ve 12 normal bireyin alt vestibüler mukozasının yüksek çözünürlüklü fotoğrafları alınıp karşılaştırmalı değerlendirmişlerdir. Ehlers danlos sendromlu hasta grubunun Fb değerlerini normal gruptan daha yüksek bulmuşlardır.

Traini ve ark. (193) implantlar arası mesafenin damarlanmaya etkisini incelemişlerdir. Köpek mandibulalarını kullandıkları bu çalışmada elektron mikroskobu görüntülerinde Fb analiz ile değerlendirme yapmışlardır. İmplantlar arası mesafe 2 mm olanların 3 mm olanlardan daha düşük damarlanma yoğunluğuna sahip olduğunu bildirmişlerdir.

2.6.2.10. Kanser

R. Abu-Eid ve G. Landini (194) çalışmalarında granüler hücreli tümörü olan hastalarla sqamoz hücreli karsinoması olan vakalarını Fb analiz ile incelemişlerdir. Bu çalışmada 9 sqamoz hücreli karsinom ve 12 pseudo-epitheliomatous hyperplasia (granüler hücreli tümör) vakalarının epitelyal bağ dokusu arayüzünde karmaşıklığı içeren 56 verisini değerlendirmişlerdir. Granüler hücreli tümör grubunun Fb değerlerini sqamoz hücreli karsinomlu grubun değerlerinden daha yüksek olduğunu bulmuşlardır.

Bu çalışmanın amacı sin lift operasyonu sonrası uygulanan greftin, hastalardan hemen ve 6 ay sonrası alınan KIBT görüntülerinde Fb analizi ile greftin kemikleşme ya da iyileşme durumunun değerlendirilebilirliğini incelemektir. Çalışmanın sıfır hipotezi;

1. H_0 : Greftin iyileşmesi ile Fb analizi arasında ilişki yoktur.

şeklinde oluşturulmuştur.

3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamız İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından incelenmiş ve etik açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir (**24.03.2016, Karar No:52)(Ek-1)**. Araştırmamızın materyalini, İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında sinüs lift operasyonu yapılmış hastaların değerlendirilmesi amacıyla alınmış konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntüleri oluşturmaktadır. Arşivimizde KIBT görüntüsü bulunan bütün hastalara işlem öncesinde görüntülerinin bilimsel araştırmalarda kullanılabileceği anlatılmış ve hastaların onayı aydınlatılmış onam formu imzası ile alındı. Çalışmaya dâhil edilme kriterlerini sağlayan 13 kadın (17 yarım çene) ve 23 (25 yarım çene) erkekten oluşan toplam 36 hastanın (42 yarım çene) KIBT görüntüleri çalışmada kullanıldı.

Hastaların tamamından elde edilen KIBT görüntüleri için İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında bulunan Newtom 5G (Verona, İtalya) marka flat panel KIBT (cone beam computed tomography: CBCT) cihazı kullanıldı.

Newtom 5G cihazı standart olarak 110 tepe kilovoltaj (kVp) ve 1-20 miliamper (mA) değerlerinde, konik ışın hüzme tekniği kullanarak görüntüleme yapmaktadır. Cihazda yere dik konumlandırılmış ve sabit açısı olan gantri bulunmaktadır. Cihazda görüntü elde ediminin, rehber görüntülerin oluştuğu başlangıç aşamasında başın anatomik yoğunluğuna göre dozu ayarlayan otomatik ekspajur kontrol sistemi (AEC, automatic exposure control system) mevcuttur. Hastalar sert damakları ve başları yere dik konumda sırt üstü yatacak şekilde pozisyonlandırılırlar. Görüntülenmek istenen alanın boyutlarına uygun FOV alanı seçimi yapılabilmektedir. Görüntüleme sırasında hastaların hareketsiz durmaları görüntü netliğı için istenmektedir. Görüntüleme sonunda elde edilmiş aksiyal kesitlerden indirekt rekonstrüksiyonla diğer düzlemlerdeki kesitler elde edilir. Bu cihaz kullanılarak 15×12 FOV alanı, 110 kVp ve cihazın otomatik olarak ayarladığı

mA ile standart modda elde edilmiş görüntüler kullanıldı. Görüntüler 200 um voksel boyutlarında yapılandırıldı. Görüntülerin incelenmesinde NNT (QR-NNT versiyon 9.1.0, Quantitative Radiology, Verona, İtalya) ve ImageJ (1.51) programından yararlanıldı.

İmplant yapılacak hastalarda posterior maksillada yeterli kemik hacmi bulunmayan hastalarda kemik hacmini artırma amacıyla sinüs lift uygulaması yapılabilmektedir. Sinüs lift uygulamalarında; preoperatif (1) operasyon bölgesinde anatomik yapının, postoperatif sinüste perforasyon oluşma durumunun (2) ve postoperatif 6. ayda (3) greftin şekillenmesinin değerlendirilmesi amacıyla toplamda üç sefer KIBT görüntülemesi yapılmaktadır (195-198). Fakültemizde KIBT görüntülemesi sin lift operasyonunu gerçekleştiren ya da gerçekleştirecek hekimin gerekli görmesi (cerrahi veya periodontoloji kliniğinden) ve hastanın kabul etmesi (radyoloji kliniğinde) dahilinde yapılmaktadır. Çalışmamız bu şartlarla elde edilmiş veri deposu üzerinden retrospektif olarak yapıldı. Çalışmamızda postoperatif hemen (1) ve postoperatif 6. ayda (2) alınan olmak üzere 2 adet KIBT görüntülemesinin verileri kullanılmıştır.

KIBT arşivindeki bütün görüntüler NNT (QR-NNT versiyon 9.1.0 Quantitative Radiology, Verona, İtalya) software programı kullanılarak incelendi.

İncelenen görüntüler arasından aşağıda belirtilen şekilde çalışmaya dâhil edilme kriterlerine uyan KIBT görüntüleri seçildi.

3.1. Çalışmaya Dâhil Edilme Kriterleri:

1. Maksillar molar bölgede sinüs lift operasyonu yapılmış olması.
2. Hastaların 18 ve üzeri yaşta olması.
3. Fraktal boyut (Fb) analizinin yapılmasını engelleyen hareket veya diğer görüntü artefaktlarının olmaması.
4. Hastada kemik metabolizmasını etkileyebilecek sistemik hastalıkların bulunmaması.
5. Kemik metabolizmasını etkileyebilecek ilaç kullanımının olmaması.

6. İnceleme alanlarında herhangi bir defekt, kemik adası, artefakt veya kalmış kök gibi analizde değişmelere sebep olabilecek etkenin bulunmaması.
7. İnceleme için kullanılacak maksillar molar bölgede yeterli kemik grefti alanının bulunması.
8. İnceleme için kullanılacak maksillar molar bölgede yeterli trabeküler kemik alanının bulunması.

Bu kriterler dikkate alınarak yapılan değerlendirmede mevcut KIBT kayıtları içinden seçim kriterlerine uygun olmayan kayıtlar çalışma dışı bırakıldı.

Çalışmaya dâhil edilen görüntüler Bitmap (BMP) formatına dönüştürülerek kaydedildi.

3.2. Çalışma Grupları

Çalışmada kemik I, kemik II, greft I ve greft II olmak üzere 4 ana grup bulunmaktadır. Çalışmada hastalar bu grupların dışında cinsiyet, yaş aralığı ve dişli sonlanma durumuna göre de değerlendirilmiştir.

Tablo 3-1 Çalışma grupları.

Çalışma Grupları	
Greft I	Sinüs lift operasyonundan hemen sonra (2 hafta içerisinde) alınmış KIBT görüntülerinde, kemik grefti bölgesinde hesaplanan Fb değeri
Kemik I	Sinüs lift operasyonundan hemen sonra (2 hafta içerisinde) alınmış KIBT görüntülerinde, aynı hastanın benzer kemik bölgesinin görüntülerden

	hesaplanan Fb değeri	
Greft II	Sinüs lift operasyonundan 6 ay sonra (2 hafta öncesi veya sonrası aralığında) alınmış KIBT görüntülerinde kemik grefti bölgesinde hesaplanan Fb değeri	
Kemik II	Sinüs lift operasyonundan 6 ay sonra (2 hafta öncesi veya sonrası aralığında) alınmış KIBT görüntülerinde, aynı hastanın benzer kemik bölgesinin görüntülerden hesaplanan Fb değeri	
Cinsiyet	Erkek	Kadın
Yaş aralığı	45 yaş üstü	45 yaş altı
Dişli sonlanma	Var	Yok

3.3. Çalışmanın Yapılışı

3.3.1. KIBT görüntülerinden study hazırlanması:

KIBT görüntülerinden study hazırlanırken ilk ve ikinci görüntülerin karşılaştırılması amacıyla anatomik land marklar kullanıldı.

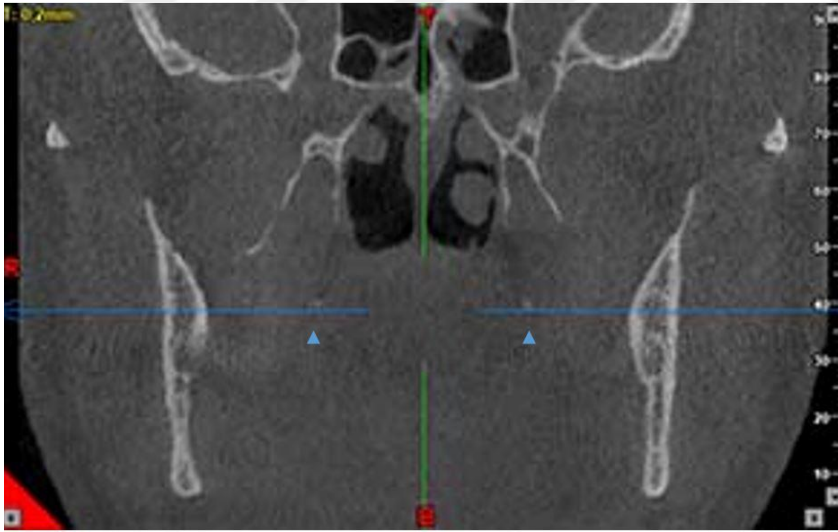
1. KIBT'in volumetrik verilerinde aksial, sagittal ve koronal düzlemlerin herhangi birinde değişiklik yapılırken diğer düzlemlerin arasında sabit 90 derece olması ayarı yapılır.

2. Aksial düzlemde: Spina nazalis anterior ve posterioru ortalayarak geçen sagittal hat düzenlendi (Resim 3-1). Sagittal hatla horizontal hat arasındaki 90 derece sabit haldedir.
3. Sagittal düzlemde: Spina nazalis anterior ve posteriorun en uç çıkıntılarında geçen hattı ortalayacak şekilde aksial hattın açısı ayarlandı (Resim 3-1). Aksial hatla horizontal hat arasındaki 90 derece sabit haldedir.
4. Aksial kesitlerde sfenoid kemiğin pterygoid hamulusun ilk görüldüğü noktadan koronal kesite geçilir.
5. Koronal kesitte pterygoid hamulusların en alt noktasından geçecek şekilde aksial hat ayarlanır (Resim 3-2). Aksial hatla sagittal hat arasındaki 90 derece sabit haldedir.
6. Eksen ayarları baştan itibaren kontrol edilir.
7. Aksialde spina nazalis anterior ve posteriordan geçen sagittal kesitin üzerinde insisiv kanalın posterior duvarının en uç çıkıntısı study'nin merkez noktası olarak alınır (Resim 3-3 ve 3-4).

KIBT'in volümetrik verilerinde eksen ayarları (Resim 3-1); aksial düzlemde (mavi renk) sagittal eksen (yeşil çizgi), sagittal düzlemde (yeşil renk) aksial eksen (mavi çizgi) ve koronal düzlemde (kırmızı renk) aksial eksen (mavi çizgi) üzerinde açı değişiklikleriyle yapılmıştır.



Resim 3-1 KIBT'in volümetrik verilerinde spina nazalis anterior ve posterior (mavi oklar) gösterilmiştir.



Resim 3-2 Koronal kesitte, pterygoid hamuluslar (mavi oklar) gösterilmiştir.



Resim 3-3 KIBT'ın volümetrik verilerinde aksial, sagital ve koronal düzlemlerde study sınırları gösterilmiştir. Sagital kesitte study'nin merkez noktası (mavi ok) gösterilmiştir.



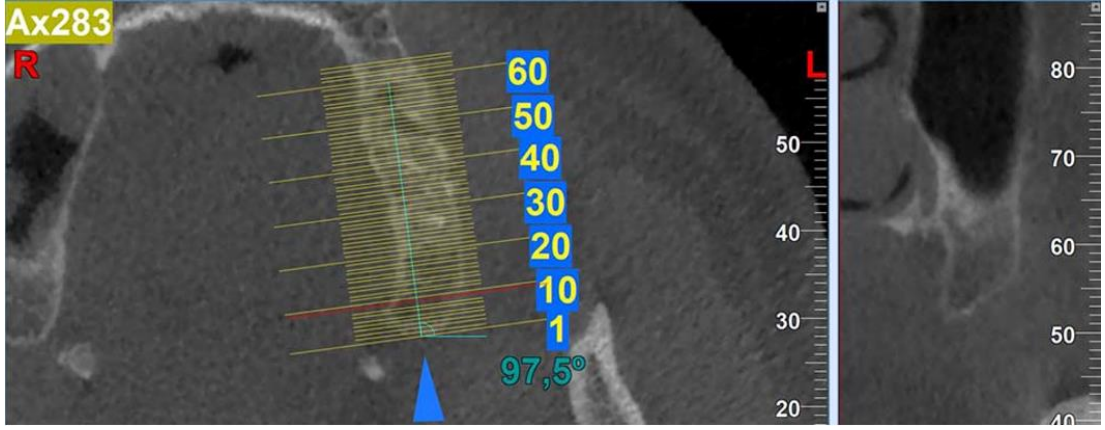
Resim 3-4 Sagital kesitte study'nin merkez noktası (mavi ok) gösterilmiştir.

3.3.2. Study'den enine kesit alınması:

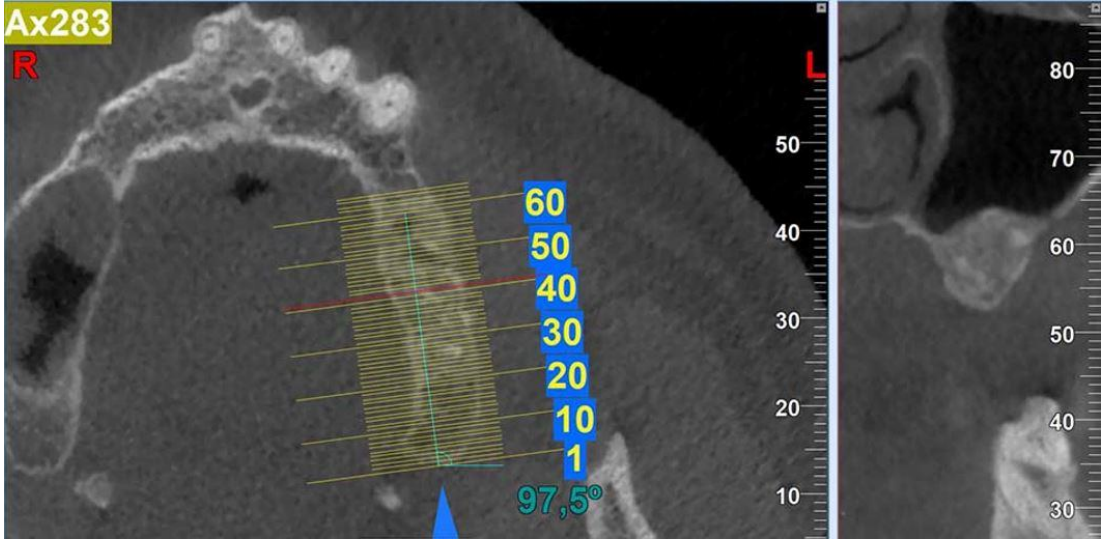
Study hazırlanırken her eksen ayarlamasından sonra cihazın ekran alıntısı özelliği kullanılarak kayıt yapılır. Bu kayıtlı görüntüler aynı hastanın diğer görüntüsünde study hazırlanırken kontrol amacıyla kullanılırlar.

1. Aksial kesitlerde maksiller sinüs boşluğunun maksiller molar bölgede izlendiği aksial kesit açılır.
2. Bu aksial kesitte maksillanın posterior sınırından maksillar molar bölge boyunca uzanan çizgi çekilir.
3. Çizginin açısı ölçülür.
4. Enine kesitler 1mm atlama aralığına ayarlanır.
5. Çizgi boyunca enine kesitler alınır.
6. Enine kesitlerden İA şartlarını sağlayan bir kesit seçilir.
7. Aksial kesit numarası, çizgi açısı ve seçilen enine kesitin bulunduğu görüntü cihazın ekran alıntısı özelliğiyle kayıt edilir.

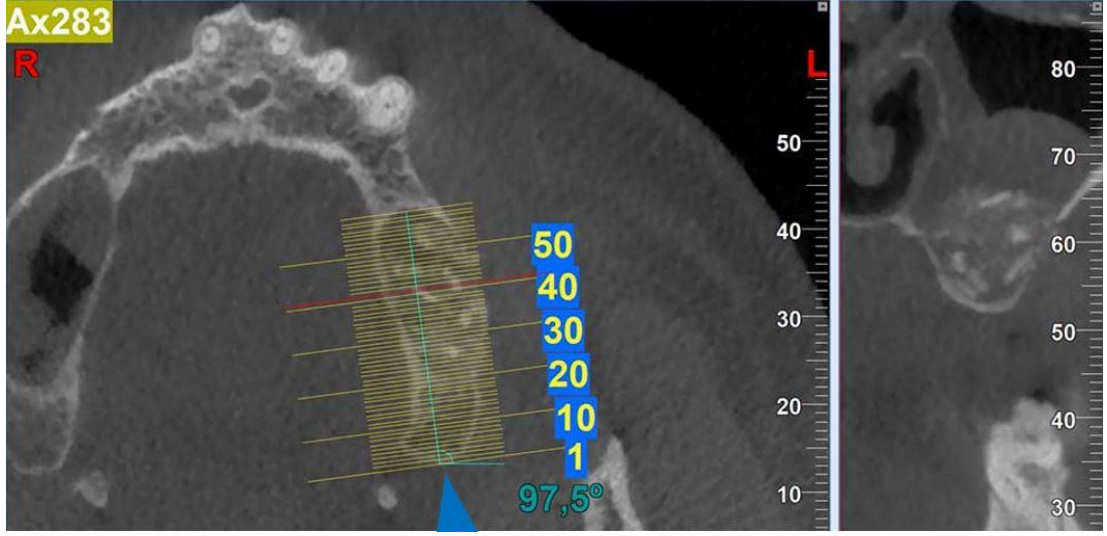
Aynı hastanın diğer görüntüsünde study'den enine kesit alınırken; ilk görüntüde kullanılan aksial kesitle aynı numaradaki aksial kesit açılır. Bu kesitte maksillanın posterior sınırından aynı açı ayarlanarak çizgi çekilir. Bu çizginin boyunca alınan enine kesitlerden aynı enine kesit seçilir (Resim 3-5, 3-6 ve 3-7).



Resim 3-5 Kemik 2 bölgesinden alınan aksial kesit (AX283), açı ölçümü (mavi ok) ve enine kesit (aksialde kırmızı kesit) gösterilmiştir.



Resim 3-6 Greft 2 bölgesinden alınan aksial kesit (AX283), açı ölçümü (mavi ok) ve enine kesit (aksialde kırmızı kesit) gösterilmiştir.

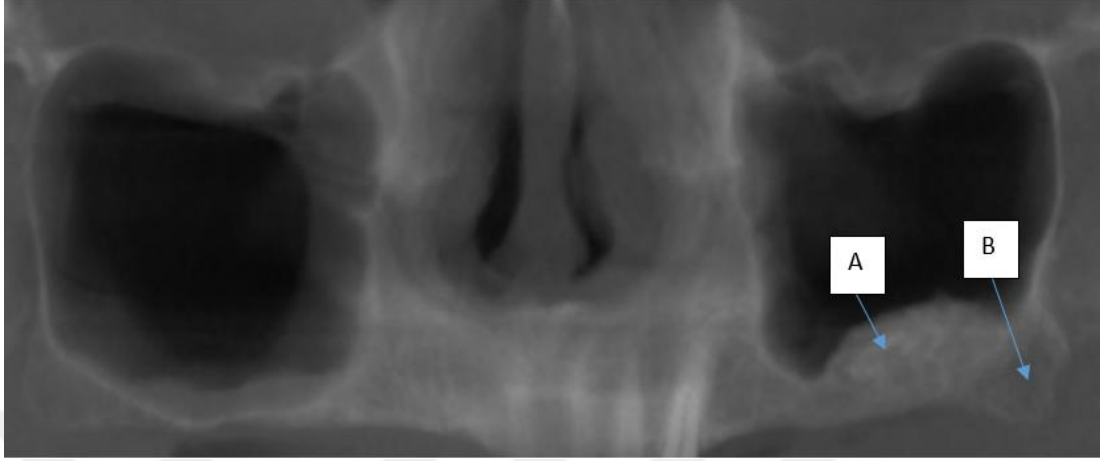


Resim 3-7 Greft 1 bölgesinden alınan aksial kesit (AX283), açı ölçümü (mavi ok) ve enine kesit (aksialde kırmızı kesit) gösterilmiştir.

3.3.3. İnceleme Alanının Özellikleri

1. İnceleme alanları (İA) kemik adaları, kemik defektları, kalmış kökler ve kortikal kemik sınırı gibi analizi etkileyebilecek unsurların bulunmadığı alanlardan seçildi.
2. İA'lar maksillar molar bölgeden seçildi (Resim 3-8).
3. Görüntülerde genel yapıyı daha çok yansıtarak güvenilirliği arttırmak için İA'lar mümkün olan en geniş boyutta kullanıldı.
4. Hastaların görüntülerinin değerlendirilmesi ile İA'ların 4 mm² boyutlarında (54x54 piksel) kullanılabilceği saptandı.
5. İA'lar kare şeklinde seçildi.
6. Kemik bölgesinde trabeküler kemikten oluşan İA kullanıldı.
7. Kemik için İA seçilirken, maksillar molar bölgede greft bölgesine en yakın uygun trabeküler kemik alanı seçildi.
8. Kemik için aynı bölgede uygun İA bulunamadığında simetriğinden uygun İA seçildi.
9. Kemik grefti için İA seçilirken rezorbsiyonlarla kemik grefti boyutlarında azalma olabileceği için ilk olarak 2. çekim görüntüsü değerlendirilip 1. çekim görüntüsü daha sonra değerlendirildi.

10. Kemik grefti için İA, greft materyalinin merkezinin alveol kretine daha yakın bölgesinden olacak şekilde seçildi.



Resim 3-8 KIBT görüntülerinden elde edilen kesilmiş panoramik görüntüsünde kemik grefti bölgesi (A) ve trabeküler kemik bölgesi (B)

3.3.4. Enine kesitten İnceleme Alanı hazırlanması:

Çalışmamızda National Institute of Health'ın ücretsiz olarak kullanımına izin verdiği, ImageJ (1.51) programı kullanıldı. Çalışma için kaydedilmiş görüntülerde işleme ve analizler ImageJ programı kullanılarak gerçekleştirildi.

1. ImageJ programında BMP formatlı enine kesit açıldı.
2. Enine kesitte programın dikdörtgen seçim alanı kullanıldı.
3. Dikdörtgenin x ve y eksenleri 54 piksele (4mm) ayarlanarak kareye çevrildi.
4. İA'nı şartlarını sağlayan bölgeye bu kare seçim alanı getirilerek İA'nı seçildi.
5. İA'nının x ve y eksenlerinin piksel olarak koordinatları kaydedildi

Aynı hastanın ikinci KIBT görüntüsündeki İA'sının hazırlanması; ilk görüntüdeki kayıtlı İA koordinatlarına, ikinci görüntüde seçim alanının konumlandırılması ile sağlandı.

3.3.5. Fraktal boyut analizinin uygulanışı:

Görüntülerde Fb analizi yapılması için kutu sayma metodu kullanıldı (Şekil 3-1, 3-2, 3-3).

1. ImageJ programına BMP formatlı İA görüntüsü açılıp kopyalandı.
2. Görüntüdeki ince ve orta skaladaki varyasyonları giderip sadece yüksek skaladaki varyasyonların kalması için görüntü bulanıklaştırıldı.
3. Bulanıklaştırılmış görüntünün orijinal görüntü üzerinden çıkartılması işlemi yapıldı.
4. Her piksel lokasyonuna 128 eklenmesi ve 128 parlaklık derecesi eşik değeri alınarak görüntünün binary hale getirilmesi işlemi yapıldı.
5. Görüntüdeki gürültüyü azaltmak amacıyla görüntü erode ve dilate edildi.
6. Görüntüdeki trabeküllerin görünür hale gelmesi için görüntünün ters çevrilmesi işlemi uygulandı.
7. Binary haldeki görüntü iskeletselleştirilerek trabeküllerin sadece merkezi kısımlarının kalması sağlandı.
8. İskeletselleştirilmiş görüntüye Fb analizi uygulandı.

3.3.5.1. Kemik Alanında Fraktal Boyut Analizi



Resim 3-9 Kemik bölgesinden alınmış enine kesitte inceleme alanı.



a: Orjinal görüntü



b: Görüntünün filtrelenmesi



c: a-b ve 128 sabit gri tonlaması değeri eklenmesi



d: Görüntünün binary hali



e: Görüntünün erode ve dilate edilmesi



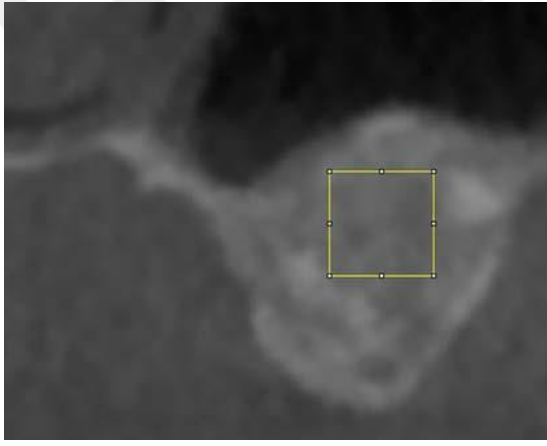
f: Görüntünün ters çevrilmesi



g: Görüntünün ikeletsel hale getirilmesi

Şekil 3-1 Kemik bölgesinde fraktal boyut analizinin yapım aşamaları.

3.3.5.2. Kemik Grefti Alanında Fraktal Boyut Analizi



Resim 3-10 Kemik grefti bölgesinden alınmış enine kesitte çalışma alanı.



a: Orjinal görüntü



b: Görüntünün filtrelenmesi



c: a-b ve 128 sabit gri tonlaması değeri eklenmesi



d: Görüntünün binary hali



e: Görüntünün erode ve dilate edilmesi

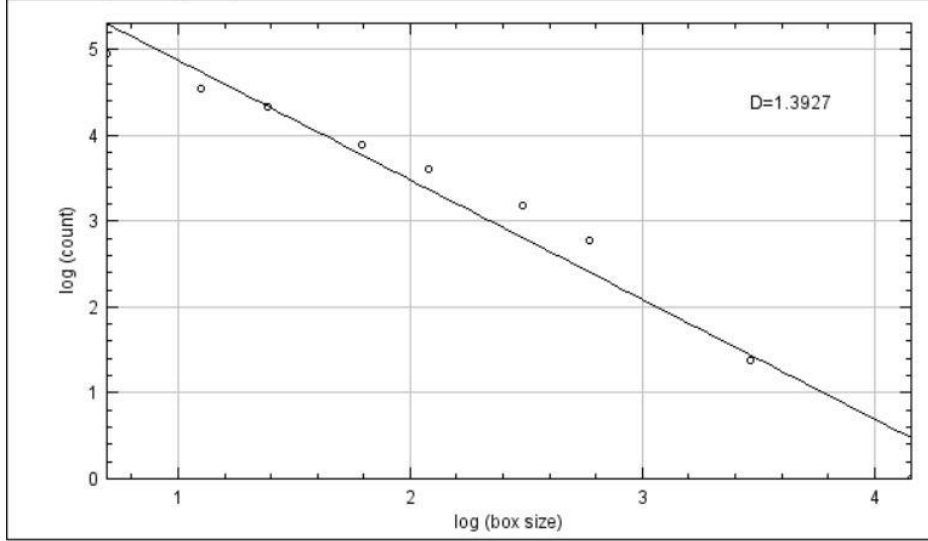


f: Görüntünün ters çevrilmesi



g: Görüntünün iskeletsel hale getirilmesi

Şekil 3-2 Kemik grefti bölgesinde fraktal boyut analizinin yapım aşamaları.



Şekil 3-3 İskeletselleştirilmiş görüntüye Fb analizinin uygulanması. Fb analiz formülü: $\log N \setminus \log S = D$ 'dir.

3.4. İstatistiksel Analiz

3.4.1. Kullanılan Metot ve Program

- İstatistiksel analiz için R versiyon 3.6.0 istatistiksel programlama dili kullanılmıştır.
- Öncelikle her bir değişken için özet ve betimleyici istatistiklere yer verilmiştir.
- Ardından greft 1, greft 2, kemik 1 ve kemik 2 değişkenlerinin normal dağılıp dağılmadığı Shapiro–Wilk testiyle kontrol edilmiştir. Bu değişkenlerin normal dağıldığı görülmüştür.
- Normallik varsayımı sağlandığından, greft 1 - greft 2 ve kemik 1 - kemik 2 değişken çiftleri arasında fark olup olmadığına Bağımlı Örneklem t-testiyle bakılmıştır.
- Greft 1 ve greft 2'nin kemik 1 ve kemik 2 ye göre farklılık gösterip göstermediği bağımsız örneklem t-testi ile kontrol edilmiştir.
- Greft 1, greft 2, kemik 1, kemik 2 değişkenlerinin cinsiyete, yaş grubuna ve dişli sonlanmaya göre farklılık gösterip göstermediğine Bağımsız Örneklem t-testiyle bakılmıştır.

4. BULGULAR

Bu çalışma 36 hastanın verileri kullanılarak oluşturuldu. 6 hastada bilateral olmak üzere greft yerleştirilmiş olan 42 yarım çene incelendi. Bu hastaların 13'ü kadın (17 yarım çene) ve 23'ü (25 yarım çene) erkekti. Ayrıca bu hastaların (14 yarım çene) 45 yaş altı ve (28 yarım çene) 45 yaş üstüydü. Greft uygulanan bölgenin dişli sonlanma durumu ise (15 yarım çene) varken, (27 yarım çene) yoktu. Sinüs lift operasyonunda hemen sonra ve 6 ay sonra alınmış KIBT (Konik ışıklı bilgisayarlı tomografi) görüntüleri kullanıldı. Çalışmadan elde edilen bulgular,

- Greft bölgesinin ilk (greft 1 grubu) fraktal boyut (Fb) analiz değeri bulguları
- Greft bölgesinin 6 ay sonrası (greft 2 grubu) Fb analiz değeri bulguları
- Kemik bölgesinin ilk (kemik 1 grubu) Fb analiz değeri bulguları
- Kemik bölgesinin 6 ay sonrası (kemik 2 grubu) Fb analiz değeri bulguları olmak üzere dört ana gruptadır. Bu gruplara yaş aralığı cinsiyet ve dişli sonlanma gruplarının bulguları da eklidir (Tablo 4-1).

Tablo 4-1 Tüm verilerin genel tablosu.

Tüm Verilerin Genel Tablosu							
	Greft 1	Kemik 1	Greft 2	Kemik 2	Yaş aralığı	Cinsiyet	Dişli sonlanma
1	1,3429	1,2826	1,3082	1,3241	2	E	YK
2	1,2858	1,2908	1,2478	1,2566	2	E	V
3	1,3241	1,2895	1,2951	1,2987	1	K	V
4	1,2679	1,292	1,2937	1,3666	2	K	YK
5	1,2852	1,3513	1,3008	1,3382	2	K	V
6	1,3026	1,3344	1,2809	1,3817	2	E	YK

7	1,21	1,327	1,1871	1,2893	1	E	V
8	1,326	1,2827	1,2727	1,2221	2	E	YK
9	1,2736	1,3271	1,2338	1,3114	2	K	YK
10	1,2741	1,2741	1,2184	1,2554	2	K	YK
11	1,292	1,2852	1,3025	1,3045	2	E	YK
12	1,305	1,3015	1,2967	1,3374	2	E	YK
13	1,3182	1,2461	1,3205	1,227	2	E	YK
14	1,3463	1,2441	1,3481	1,2865	1	K	YK
15	1,3263	1,2441	1,3062	1,2865	1	K	V
16	1,2695	1,3054	1,2838	1,3528	2	E	YK
17	1,3336	1,3054	1,3133	1,3528	2	E	YK
18	1,3111	1,2747	1,3024	1,3067	2	K	YK
19	1,316	1,2747	1,3292	1,3067	2	K	YK
20	1,333	1,3188	1,2315	1,3085	1	K	V
21	1,2191	1,3188	1,1891	1,3085	1	K	YK
22	1,3694	1,3019	1,2326	1,2172	2	E	YK
23	1,3123	1,2583	1,3057	1,2762	1	E	V
24	1,2769	1,2432	1,2341	1,2553	2	E	YK
25	1,2951	1,3909	1,3254	1,3917	2	E	YK
26	1,3047	1,2269	1,2792	1,2495	1	E	V
27	1,2724	1,3161	1,2213	1,2726	2	K	YK
28	1,4262	1,3367	1,2732	1,2876	1	K	V
29	1,3069	1,2632	1,3456	1,2998	2	E	YK

30	1,2645	1,2632	1,3169	1,2998	2	E	YK
31	1,3666	1,2826	1,3619	1,3513	2	E	YK
32	1,2948	1,2939	1,2404	1,2425	1	E	V
33	1,2882	1,3488	1,2689	1,3298	1	K	V
34	1,2167	1,2769	1,2823	1,304	2	K	YK
35	1,2429	1,3404	1,2461	1,3075	2	E	YK
36	1,2782	1,175	1,2699	1,2726	1	E	V
37	1,2751	1,3369	1,2448	1,3553	2	E	YK
38	1,3373	1,2944	1,2587	1,2355	2	K	YK
39	1,2548	1,3511	1,2493	1,3535	1	E	V
40	1,2773	1,3319	1,2662	1,3641	2	E	V
41	1,2613	1,2734	1,3398	1,41	2	E	YK
42	1,2735	1,2429	1,3048	1,3101	1	K	V

4.1. Betimsel ve Özet İstatistikler

Greft 1, greft 2, kemik 1 ve kemik 2 gruplarının minimum (min.), ortalama (mean), orta (median) maksimum (max.), standart sapma (sd), standart hata (se) değerleri belirlendi. Tüm verilerde elde edilen minimum Fb değeri 1,175 iken, maksimum Fb değeri 1,426 olarak bulundu. Aynı inceleme alanının (İA) ilk görüntülenmesinden elde edilen greft 1 grubunun Fb değerleri 1,297 olarak bulunmuşken, ikinci görüntülenmesinden elde edilen greft 2 grubunun Fb değerleri 1,279'a düşmüştür. Bu durumun aksine aynı IA'nın kemik 1 grubu Fb değerleri 1,293'den, kemik 2 grubunda 1,305'e yükselmiştir (Tablo 4-2 ve Şekil 4-1).

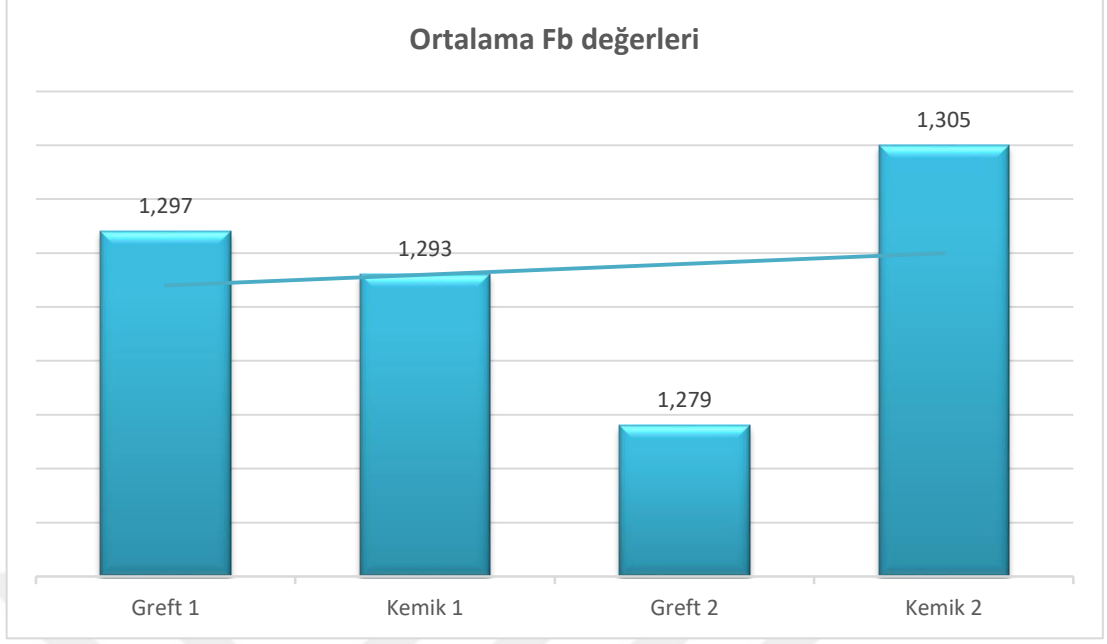
Greft1, greft 2, kemik 1 ve kemik 2 gruplarının ortalama Fb değerleri kadın, erkek, yaş 1, yaş 2, dişli sonlanma var ve dişli sonlanma yok alt gruplarına göre belirlendi. Greftin ilk yerleştirildiği zamanı sembolize eden greft 1 grubunun Fb değerleri tüm bu alt gruplarda birbirlerine oldukça yakın olup, 1,295 ile 1,299 aralığında bulundu. Bu durum 6 ay sonraki görüntülemeden elde edilen greft 2 grubunun alt gruplarında ise 1,268 ile 1,285 aralığında seyrettiği bulundu. Tüm grupların greft 2 değerleri greft 1 değerlerinden daha düşük olduğu görüldü (Tablo 4-3).

Tablo 4-2 Tüm verilerde minimum (min.), ortalama (mean), orta (median) maksimum (max.), standart sapma (sd), standart hata (se) değerleri.

Tüm Verilerde zet İstatistikler				
	Greft 1	Kemik 1	Greft 2	Kemik 2
Min.	1,210	1,175	1,187	1,217
Median	1,293	1,291	1,282	1,306
Mean	1,297	1,293	1,279	1,305
Max.	1,426	1,391	1,362	1,410
SD	0,04	0,04	0,04	0,05
SE	0,01	0,01	0,01	0,01

Tablo 4-3 Kadın, erkek, yaş 1, yaş 2, dişli sonlanma var ve dişli sonlanma yok alt gruplarında ortalama Fb değerleri.

Ortalama değerler	Greft 1	Kemik 1	Greft 2	Kemik 2
Erkek	1,295	1,292	1,283	1,308
Kadın	1,299	1,296	1,274	1,301
Yaş 1	1,299	1,284	1,268	1,293
Yaş 2	1,295	1,298	1,285	1,311
Dişli Son. Var	1,298	1,292	1,268	1,298
Dişli Son. Yok	1,296	1,294	1,285	1,309



Şekil 4-1 Greft 1, greft 2, kemik 1 ve kemik 2 gruplarının ortalama Fb değerleri

4.2. Normallik Testi

Kemik 1, kemik 2, greft 1 ve greft 2 gruplarının normal dağılıp dağılmadığını belirlemek için Shapiro – Wilk testi uygulandı ve bu test sonucunda p değerlerinin 0,05 ten büyük olması ile verinin normal dağıldığını anlaşıldı. Test sonuçlarına göre her 4 değişkenin de normal dağıldığını anlaşıldı. Bu yüzden veri seti için hem bağımlı örneklem (eşleştirilmiş) t-testi hem de bağımsız örneklem t-testi uygulandı (Tablo 4-4).

Tablo 4-4 Grupların dağılımını değerlendirmek için Shapiro-Wilk normallik testi.

	Greft 1	Kemik 1	Greft 2	Kemik 2
p	0,3081	0,7166	0,7629	0,6918
w	0,96911	0,98143	0,98264	0,98078

- *: $p < 0,05$
- w: Shapiro-Wilk testi

4.3. Bağımlı Örneklem (Eşleştirilmiş) T- Testi

4.3.1. Kemik ve Greft Grupları

Kemik 1 grubuyla kemik 2 grubunun ve greft 1 grubuyla greft 2 grubunun karşılaştırılması bağımlı örneklem (eşleştirilmiş) t-testi ile yapıldı. Bağımlı örneklem t-testi sonuçlarına bakıldığında kemik 1 ve kemik 2 grupları arasında anlamlı bir farklılık yokken ($p > 0,05$), greft 1 ve greft 2 arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$). Greft uygulamasının başlangıcı ile 6 ay sonrası elde edilen Fb değerleri arasında anlamlı bir farklılık vardır. Greft 1 ve greft 2 gruplarının ortalama değerlerine bakıldığında bu farklılığın azalma yönünde olduğu görülmektedir (Tablo 4-5).

Tablo 4-5 Kemik ve greft gruplarının bağımlı örneklem t-testiyle karşılaştırılması.

Bağımlı örneklem t-testi	p	t	df
Kemik 1-Kemik 2	0,1062	-1,6519	41
Greft 1-Greft 2	0,01941*	2,4334	41

- *: $p < 0,05$
- df: Degree of freedom
- t: Bağımlı örneklem t-testi

4.4. Bağımsız Örneklem T-Testi

4.4.1. Kemik ve Greft Grupları

Kemik 1-greft 1, kemik 1-greft 2, kemik 2-greft 1 ve kemik 2-greft 2 grup çiftleri bağımsız örneklem t-testi ile karşılaştırıldı. Bağımsız örneklem t-testi sonucunda sadece kemik 2 ve greft 2 grupları arasında fark bulundu ($p < 0,05$). Diğer gruplar arasında farklılık yoktu (tablo 4-6).

Tablo 4-6 Kemik ve greft gruplarının bağımsız örneklem t-testiyle karşılaştırılması.

Welch Two Sample t-test	p	t	df
Kemik 1-Greft 1	0,7167	-0,36417	81,943
Kemik 1-Greft 2	0,1248	1,5506	81,939
Kemik 2-Greft 1	0,3936	0,85772	81,001
Kemik 2-Greft 2	0,009959*	2,6394	81,017

- *: $p < 0,05$
- df: Degree of freedom
- t: Welch Two Sample t-test

4.4.2. Cinsiyet

Erkek veya kadın olmalarına göre kemik 1, kemik 2, greft 1 ve greft 2 gruplarının değerlerinde değişme olup olmadığı bağımsız örneklem t-testiyle değerlendirildi. Cinsiyete göre farklılık olmadığı görüldü ($p > 0,05$).

Tablo 4-7 Erkek ve kadın gruplarının bağımsız örneklem t-testiyle karşılaştırılması.

Welch Two Sample t-test	p	t	df
Greft 1	0,7365	-0,33996	27,441
Greft 2	0,5115	0,66347	33,841
Kemik 1	0,7594	-0,30843	39,093
Kemik 2	0,6043	0,52246	38,413

- *: $p < 0,05$
- df: Degree of freedom
- t: Welch Two Sample t-test

4.4.3. Yaş Grupları

45 yaş altında (yaş 1) ve 45 yaş üstünde (yaş 2) olmalarına göre kemik 1, kemik 2, greft 1 ve greft 2 gruplarının değerlerinde değişme olup olmadığı bağımsız örneklem t-testiyle değerlendirildi. Yaş gruplarına göre anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$).

Tablo 4-8 Yaş 1 ve yaş 2 gruplarının bağımsız örneklem t-testiyle karşılaştırılması.

Welch Two Sample t-test	p	t	df
Greft 1	0,797	0,26098	18,631
Greft 2	0,2388	-1,2089	23,336
Kemik 1	0,3798	-0,89996	18,366
Kemik 2	0,1614	-1,427	39,529

- *: $p < 0,05$
- df: Degree of freedom
- t: Welch Two Sample t-test

4.4.4. Dişli Sonlanma

İlgili yarım çenede dişli sonlanma olup olmamasına göre kemik 1, kemik 2, greft 1 ve greft 2 gruplarının değerlerinde değişme olup olmadığı bağımsız örneklem t-testiyle değerlendirildi. Dişli sonlanma için anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$).

Tablo 4-9 Dişli sonlanma var ve dişli sonlanma yok gruplarının bağımsız örneklem t-testiyle karşılaştırılması.

Welch Two Sample t-test	p	t	df
Greft 1	0,8563	0,18299	25,342
Greft 2	0,1786	-1,3714	36,82
Kemik 1	0,9321	-0,086231	20,33
Kemik 2	0,4112	-0,83103	37,496

• *: $p < 0,05$
• df: Degree of freedom
• t: Welch Two Sample t-test

4.5. İstatistiksel Analiz Sonuç Özeti

- Yapılan analizler sonucunda tüm veri için greft 1 ve greft 2 arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$). Greft 2 değerleri, greft 1'e göre anlamlı şekilde daha düşüktür.
- Yine tüm veride kemik 2 ve greft 2 arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$). Kemik 2'nin ortalaması greft 2'nin ortalamasından yüksektir.
- Cinsiyete göre farklılık olup olmadığına bakıldığında fark olmadığı görülmüştür ($p > 0,05$)

- Yaş gruplarına göre farklılık olup olmadığına bakıldığında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).
- Dişli sonlanma için anlamlı farklılık olup olmadığına bakıldığında herhangi bir farklılığa rastlanmamıştır ($p>0,05$).



5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde diş eksikliklerinin tedavisinde implantların kullanımı gün geçtikçe daha yaygın hale gelmektedir. Dental implantlar, hareketli veya sabit bir proteze destek olmak amacıyla oral dokularda kemik içine yerleştirilen alloplastik maddelerdir. Dental implant uygulamalarının başarısı birçok etkenin uygunluk ve yeterliliğine bağlıdır. Bu faktörlerden en önemlileri olarak yeterli kemik hacmi bulunması, kemiğin şekil ve kalitesinin uygun olması, uygun implant boyut ve tipinin seçilmesi, hasta seçimi ve cerrahi yaklaşımın uygunluğu sayılabilir (199, 200). Genel görüş olarak implantın primer stabilitesine olanak tanıyacak yeterli kalite ve miktarda alveolar kemik bulunduğu direkt implant uygulaması önerilir. Sinüs tabanı ile alveol kret tepesi arasında 4-5 mm'den az kemik yüksekliği bulunuyorsa veya kemik kalitesi yetersizse direkt implant uygulamaları kontrendike kabul edilir (5).

Uygun kalite, şekil ve hacimde kemik bulunmasına, özellikle posterior maksillada daha az rastlanmaktadır. Bu durumun nedenleri olarak bu bölgedeki kemiğin zayıf yapısı, kortikal tabakanın ince olması, maksiller sinüsün sarkması ve diş kaybı sonrası çenelerin diğer bölgelerine kıyasla daha hızlı seyreden kemik rezorbsiyonları sayılabilmektedir (131, 201, 202). Posterior maksillada implant yerleştirilmesi için yeterli miktarda uygun kemik bulunmadığında ileri cerrahi tedavi teknikleri kullanımı ihtiyacı açığa çıkmaktadır. Bu ihtiyacı gidermek için kullanılabilen sinüs lift operasyonu Boyne ve James tarafından 1980'de tarif edildikten sonra, posterior maksillada implant yerleştirmeden önce mevcut kemik miktarını artırma amacıyla yaygın bir şekilde kullanılan ve rutin hale gelen bir teknik olmuştur. Sinüs lift, kemik grefti yerleştirilmesine izin verecek şekilde maksiller sinüs membranının yükseltildiği cerrahi bir uygulamadır. Kemik grefti yükseltilmiş olan maksiller sinüs membranı ile açılan pencere arasına yerleştirilmektedir (19, 150, 203).

Greft kullanılarak yapılan implant yerleştirilmesi uygulamalarında, implantın greftle beraber hemen yerleştirilmesi ya da aşamalı olarak yerleştirilmesi konusunda tartışmalar hala bulunmaktadır. Kemik grefti yerleştirilmesi ile birlikte konulan implantların başarısı %81,8 ve kemik grefti sonrası aşamalı yapılan implantların başarısı %89,9 oranında bulunmuştur. Direk implant uygulamalarının savunucuları greft rezorpsiyonunun doğrusal bir süreç olmadığını ve transplantasyondan hemen sonra en belirgin olduğunu belirtmektedirler. Ayrıca iyileşme öncesi bekleme süresinin azaltılması kemik rezorpsiyonu riskini potansiyel olarak düşürdüğünü eklemektedirler. Aşamalı yaklaşımı savunanlarsa, implantların derhal yerleştirilmesi durumunda yara açılması, kemik greftinin enfeksiyonu veya nekrozu, kısmi veya total greft rezorpsiyonu risklerinin artabileceğini belirtmektedirler. Ayrıca derhal yerleştirmede, implantlar avasküler grefte yerleştirilmesi ve dolayısıyla implantın kemikle birleşmeme riskinin artabileceğini savunmaktadırlar. Bunun yanında aşamalı yaklaşım sürecinde, implantların stabilitesinin daha iyi olacağını ve daha iyi osseointegrasyona izin veren vaskülarize grefte yerleştirilebileceğini belirtmektedirler. Aşamalı yaklaşımda implant yerleştirilmeden önce greftin vaskülarizasyonunun sağlanması ve osteointegrasyona daha uygun hale gelmesi için gereken bekleme süresinin 3-12 ay aralığında (ortalama 6 ay) olduğu bildirilmektedir (5).

Paranasal sinüslerin değerlendirilmesinde direk grafiler, kısa sürede elde edilebilmesi radyasyon dozunun düşük ve maliyetinin az olması gibi pozitif özellikleriyle kullanılabilirler. Bunlara karşın yumuşak dokuda görülebilen patolojilerin tespitindeki yetersizlikleri, kemik dokusundaki yıkım bölgelerinin belirsizliği, inceleme bölgesinde görülebilen süperpozisyonlar ve görüntüleme için gereken uygun pozisyonlandırmanın güç olması gibi negatif özellikleri de bulundurmaktadır (56, 60).

Yaygın kullanılan panoramik görüntülemelerde, maksillar sinüsün oblik septa bazen görülebilse de bazı görüntülerde ayırt edilememektedir. Sinüs septasının bulunma durumu hakkında yanlış pozitif ve negatifler açığa çıkabilmektedir. Ayrıca kronik sinüzit ya da sinüs mukozası kalınlaşması gibi vakalarda sinüs tabanı incelemeleri için yeterlilik sağlamamaktadır. Bunlara ilave olarak subantral kemiğin

uzunluğunu göstermede hassasiyeti yüksek olmadığından sadece bu radyografik tekniğe dayanılarak verilen kararlar sinüs lift operasyonu ihtiyacının abartılmasına neden olabilmektedir (204, 205).

Sinüs tabanının ya da sinüsteki mukozal kalınlaşmanın değerlendirilmesi gibi birçok vakada iki boyutlu görüntüleme yöntemleri yetersiz kalabilmektedir. Bu vakalarda bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) esansiyeldir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ve MRG üç boyutlu görüntü verebilme özellikleriyle cerrahi öncesi değerlendirme için en etkili tekniklerdendirler (205). MRG hastanın iyonize radyasyon almaması yönüyle üstünlük sağlamaktadır (206). Ancak MRG rutin sinüs lift uygulamalarında değil, greft materyali için sinüs hacmini ölçmede kullanılmaktadır (207). KIBT kemik yapıların ayırımında gayet etkiliyken MRG yumuşak dokuların ayırımında etkili bir yöntemdir (208). BT taramaları kapsamlı implant tedavisi planlamalarında, operasyon sonrası trabeküler ve kortikal kemiğin değerlendirilmesinde 'altın standart' haline gelmektedir (209, 210).

KIBT görüntülemeleri; sinüs lift operasyonu planlanmasına, operasyon öncesi bölgenin değerlendirilmesine, uygun implant seçimine ve implant yerleştirmek için en uygun alanın belirlenmesine yardımcı olmaktadır. Bu görüntüleme yöntemi sinüs lift operasyonu öncesinde bölgenin üç boyutlu incelenmesi ve implant planlanması için tavsiye edilmektedir (10, 211, 212).

KIBT görüntülemelerinde gönderilen x-ışınının nesnece azaltılan değeriyle kaydedilen değeri aynı değildir. Bu durumun sebebi saçılan ışınların neden olduğu değişimler olup, saçılan ışınlar dolayısıyla kayıt edilen ilave ışınlar gürültü olarak isimlendirilmektedir. KIBT görüntülemelerinde ilk gönderilen ışınlarla saçılan ışınların arasındaki oranın 0,4 den 2 ye kadar değişebileceği bildirilmektedir. Gürültünün oranı gönderilen x-ışını ve görüntülenen objenin kütlesi ile bağıntılıdır. Dolayısıyla gürültünün daha düşük tutulması amacıyla en küçük GA (görüntüleme alanı) tercihi önerilmektedir (84, 91).

Diyabet, hiperparatiroidizm, tirotoksikoz, osteomalazi, osteoporoz ve paget hastalığı gibi sistemik hastalıkların iyileşme yanıtını etkileyebileceği bildirilmiştir. (4, 20). Sistemik hastalıkların greftin iyileşme yanıtını değiştirebileceği ve sonuçları etkileyebileceği düşünülmüştür. Dolayısıyla verilerde standartizasyonu artırmak için metabolizmayı etkileyen hastalığı bulunan bireylerin verileri çalışmamıza alınmamıştır.

İlk olarak Polonya'lı matematik bilimci Beneoit Mandelbrot tarafından ortaya konulan fraktal kavramı, sadece matematiksel alanda değil fizyoloji, akışkanlar mekaniği ve fiziksel kimya gibi birçok alanda ciddi etkilere neden olan yeni bir geometrik sistemin ortaya çıkmasına yol açmıştır (22). Fraktal geometrinin önemli bir özelliği, “kendine-benzerlik” özelliğidir. Fraktal görüntüler, istatistiksel anlamda, tüm büyütme veya ölçek seviyelerinde benzerdir. Fraktal bir görüntü ne kadar büyütülürse büyütülsün görüntülerde izlenen ayrıntı miktarı sabittir. Prensipite, teorik ya da matematiksel olarak oluşturulmuş bir fraktal sonsuz bir ölçek aralığı üzerinde kendine-benzerlik özelliği göstermektedir. Bununla birlikte, doğal fraktal görüntülerde sınırlı bir kendine-benzerlik özelliği vardır (213). Kemikğin mikromimarisi incelendiğinde trabeküller ve arasındaki boşluklu yapı izlenmektedir (21). Trabeküler kemik, kendine-benzerlik (self-similarity) ve iyi tanımlanmış ölçeğinin olmaması gibi fraktal özellikler sergileyen dallanma düzenine sahiptir. Bu nedenle fraktal geometri uygulamaları ve fraktal boyut (Fb) ölçümleri, trabeküler karmaşıklığın ve kemik yapısının belirlenmesinde kullanılabilir (189).

Yasar ve ark. (214) sıkıştırılmış görüntü aktarımı kullanımının dijital panoramik görüntülerde Fb ölçümlerini nasıl etkilediğini araştırdılar. Tagged Image File Format'lı (TIFF) 61 dijital panoramik görüntüyü, sıkıştırılmış hali olan Joint Photographic Experts Group (JPEG) görüntülerine dönüştürdüler. TIFF ile JPEG formatındaki görüntülerden elde edilen Fb değerlerinde istatistiksel anlamlı fark bulunduğunu bildirdiler. Çalışmamızda sıkıştırılmış formatlı görüntülerin Fb analiz sonuçlarını değiştirebileceği için sadece Bitmap (BMP) formatı kullanılarak veri aktarımı yapılmıştır.

Shrout ve ark. (215) alveol kemiğinin fraktal indeksine farklı boyut ve şekillerde inceleme alanları (İA) kullanmanın etkisini karşılaştırarak incelemişlerdir. Bitewing film görüntülerinde, Fb analizi ile yaptıkları değerlendirmelerinde büyük IA kullandıklarının küçük IA kullandıklarından istatistiksel anlamlı farklı bulmuşlardır. Kullanılan IA'nın boyut ve şeklinin, alveolar kemiğin Fb analiz sonuçlarını etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Daha geniş alan incelenmesinin daha kapsayıcı sonuç vereceği düşüncesiyle, çalışmamızda verilerin hepsinden elde edilebilecek şekilde eşit büyüklükte ve mümkün olan en büyük boyutta IA seçilmiştir. Bu amaçla 4 mm² alanında ve kare şeklinde IA kullanılmıştır.

Oliveira ve ark. (216) Brezilyalı kadınlarda mandibular trabeküler kemiğin osteoporoza bağlı kemik değişikliklerini saptamadaki etkinliğini değerlendirme amacıyla yaptıkları çalışmalarında Fb analizini kullanmışlardır. 73 kadına ait panoramik filmlerde mandibula gövdesi ve angulus mandibula bölgelerini analiz için seçmişlerdir. Sağ ve sol angulus mandibula ile sol mandibula gövdesinde osteoporoz hastalarının Fb değerlerinin sağlıklı bireylerin Fb değerlerinden istatistiksel anlamlı daha düşük elde edildiğini bildirmişlerdir.

Koh ve ark. (217) 31 menapoz sonrası osteoporoz hastası kadınla 25 menapoz sonrası sağlıklı kadını karşılaştırdıkları çalışmalarında panoramik filmle kemik mineral dansitesinin DXA ile elde edilen verilerini kullanmışlardır. Çenelerin altı bölgesini incelediklerinde; osteoporoz grubunun osteoporoz olmayan grubuna göre Fb değerlerinin bazı bölgelerde (maksillar anterior ve maksillar premolar bölgelerde) daha yüksek, bazı bölgelerdeyse (maksillar molar, mandibular molar, mandibular premolar ve mandibular anterior bölgelerde) daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. İstatistiksel anlamlı farklılığın çenelerin üç bölgesinde olduğunu belirtmişlerdir.

Gaalaas ve ark. (218) çalışmalarında 49'u kadın 30'u erkek 79 bireye ait KIBT görüntüsünden faydalandılar. Mandibula, maksilla ve kondilden sağlı sollu olarak iki kesit, ikinci servikal vertebradan ise bir kesit olmak üzere yedi bölgeden elde ettikleri fraktal değerlerini incelediler. Çalışmada sağ ile sol bölgelerden alınan kesitlerdeki Fb değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. Bununla birlikte, mandibula, maksilla, kondil ve vertebradan elde edilen Fb değerleri birbirinden

istatistiksel anlamlı ölçüde farklıydı. En düşük ve en yüksek Fb değerleri sırasıyla mandibula ve ikinci servikal vertebradaydı. Bu elde edilen Fb değerleri farklılığının çenelerin farklı bölgelerindeki trabeküler kemik yapısını temsil etmiş olabileceğini bildirmişlerdir. Yukarıdaki çalışmalarda (216-218) belirtildiği gibi İA için seçilecek bölgenin Fb değerlerini anlamlı şekilde etkileyebildiği için çalışmamızda inceleme ve kontrol bölgeleri sadece maksillar molar bölgeden seçilmiştir.

Chen ve ark. (219) periapikal görüntüleme cihazı kullanarak yaptıkları çalışmalarında görüntüleme açısıyla fraktal boyutta oluşabilecek değişimleri incelemişlerdir. Alveol kemiğini taklit eden ölçeğe bağlı ve ölçekten bağımsız olmak üzere iki model kullanmışlardır. Görüntüleme açısıyla Fb değerlerinde istatistiksel anlamlı bir değişim olduğunu bildirmişlerdir. Görüntüleme açısı ile değişim derecesini, ölçeğe bağlı kendine-benzer model için nispeten daha yüksek bulmuşlardır. Ölçeğe bağlı kendine-benzer modelin doğal yapıyı daha çok andırdığını belirtmişlerdir. Ayrıca görüntüleme açısının 180 derecelik dönüşü sırasında elde ettikleri Fb değerleri değişiminin simetrik olmadığını da belirtmişlerdir.

Jolley ve ark. (16) standardize olmayan periapikal radyografi tekniklerinin Fb'yi etkileyip etkilemediğini incelemişlerdir. Bunun için 8 kafatasının maksiller kesici dişler bölgesinden açılanma, tüp potansiyeli ve atım ayarlarında farklılıklarla görüntülemelerini almışlardır. Sonuçlarında açılanma, tüp potansiyeli ve atımdaki varyasyonların Fb değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip olmadığını bulmuşlardır. Çalışmalarında standardize olmayan periapikal radyografi kullanılarak yapılan Fb değerlendirmelerinin güvenilir sonuçlar verebileceğini bildirmişlerdir.

Ruttimann ve ark. (187) alveolar kemikteki değişimlerin Fb değerleriyle incelenmesini araştırmışlardır. 10 mandibulada -5, 0 ve +5 olmak üzere üç görüntüleme açısı kullanarak asit uygulama öncesi ve sonrasında elde ettikleri Fb değerlerini kıyaslamışlardır. Demineralize edici asit uygulandığında normale göre Fb değerlerinde istatistiksel anlamlı artış bulunduğunu bildirmişlerdir. Görüntüleme açısının ise elde edilen değerlerde anlamlı değişimlere neden olmadığını belirtmişlerdir.

Shrout ve ark. (220) periapikal filmleri kullanarak 6 yarım çenede (mandibular molar bölge) açılanmanın Fb değerlerini etkileyip etkilemediğini değerlendirmişlerdir. Orijinal görüntüler ile 4 ve 6 dereceye kadar farklı açılanmış görüntülerin Fb değerlerini kıyasladıklarında istatistiksel anlamlı fark oluşmadığını bildirmişlerdir.

Model üzerinde yapılan çalışmada (219) açılanmanın Fb değerlerinde değişime neden olduğu belirtilmişken, çenelerde (16, 187, 220) yapılan çalışmalarda belirli dereceye kadar açılanmadaki farklılıkların Fb değerlerinde anlamlı değişimlere neden olmadığı bildirilmiştir. Çenelerde yapılan çalışmalarda açılanmaların yol açtığı değişimlerin istatistiksel anlam seviyesine ulaşmadığı bildirirse bile çalışmamızda değişimleri minimalde tutmak ve standardizasyonu sağlamak amacıyla anatomik referans noktaları kullanılmıştır. KIBT görüntülerinden studyler hazırlanırken anatomik referans noktaları kullanılmış ve İA'ların da ölçülerek konumlandırılmasıyla karşılaştırılmaya çalışılmıştır. Çalışmamızın kontrol grupları olan kemik 1 ve kemik 2 grupları yani görüntü karşılaştırılmasıyla elde edilen aynı İA'nın Fb analiz değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık izlenmemiştir.

Fb çalışmalarında periapikal cihazlarının kullanımı yukarıda bahsedildiği gibi oldukça yaygındır. Ancak periapikal cihazları kullanılarak yapılan çalışmalarda resöptör tipi, tüp potansiyeli, atım, kon açılması gibi birçok faktörün bulunduğu unutulmamalıdır (221, 222). Çalışmamızda KIBT kullanımıyla kon açılması, reseptör tipi ve tüp potansiyeli gibi faktörlerin neden olabileceği etkilerin önüne geçilmiş olmaktadır.

Gaalaas ve ark. (218) KIBT verilerinden yararlandıkları çalışmalarında erkeklerde ve kadınlarda elde edilen Fb değerlerinin yaş arttıkça azaldığını bildirdiler. Bu durum, incelenen alanların çoğunda tutarlıydı. Ancak yedi bölgeye ait Fb değerlerinden hiçbirisi yaş ve cinsiyete bağlı istatistiksel anlam seviyesine ulaşan değişim göstermemekteydi. Çalışmamızda da yaş ve cinsiyete bağlı anlamlı değişim izlenmedi.

Mochizuki ve ark. (223) Japon yetişkinlerde mandibulanın kortikal şeklini ve trabeküler kemik yapısını incelemişlerdir. KIBT görüntülerinde Fb değerlerinin kortikal kemikte yaşla istatistiksel anlamlı azalma gösterdiğini ancak trabeküler kemikte ise yaşla artış gösterme eğiliminde olduğunu bildirmişlerdir.

Ruttimann ve ark. (187) çalışmalarında 6 premenapozal (yaş ortalamaları 32,8 +/- 3,96 olan) kadınla 6 postmenapozal (yaş ortalamaları 62,5 +/- 4,1) kadının dijital radyografi görüntülerinden elde ettiği Fb değerlerini kıyaslamışlardır. Daha yaşlı gruptaki Fb değerlerinin istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olduğunu bulmuşlardır.

Ling ve ark. (224) 96 hastaya ait KIBT görüntülerinde değişik İA'larında yaş ve cinsiyete bağlı fraktal özelliklerde dahilinde yapı değişimlerini incelemişlerdir. 40 yaş üstünde osteoporoz izlenme riskinin artmasına dayandırdıkları sınıflamalarında, 40 yaş altı ve 40 yaş üstü ile erkek ve kadın olmalarına göre gruplama yapmışlardır. Kadınlar 40 yaş altı ile üstü grupları ve 40 yaş altı kadınlar ile 40 yaş üstü erkekler grupları arasında diğer grup çiftlerine kıyasla istatistiksel anlamlı daha fazla etkili yapı özelliklerini bulduklarını bildirmişlerdir. Çalışmamızda da bu çalışmadaki (224) gibi yaş sınıflaması oluşturuldu. Ancak yaş sınıflaması 45 yaş sınırına göre yapıldı. Çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak istatistiksel anlam düzeyinde bir değişme izlenmedi. Çalışmamızda yalnızca maksillar molar bölgeden İA'nın kullanılması ve incelenen hasta sayısının daha düşük olmasının bu durumun nedenleri olabileceğini düşündürmüştür.

Creton ve ark. (225) mandibular kemiğin trabeküler yapısını değerlendirdikleri çalışmalarında 67 bireyin dijital panoramik radyograflarında konjenital diş eksikliği bulunan ve bulunmayanları karşılaştırmışlardır. Fb'nin konjenital diş eksikliği sayısı ile pozitif ilişkili olduğu sonucunu bildirmişlerdir.

Yaşar ve Akgünlü (226) çalışmalarında Fb değerleri üzerinden dişli ve dişsiz bölgelerde trabeküler kemik yapısındaki farklılığı incelemişlerdir. 51 hastanın direk radyografilerinde dişsiz bölgelerden elde edilen Fb değerinin dişli bölgelerden elde edilen Fb değerlerinden istatistiksel anlamlı daha yüksek olduğunu bulmuşlardır.

Ayrıca buldukları sonuçlara bağlı olarak dişsiz bölgelerin dişli bölgelere göre daha karmaşık ve homojen trabeküler yapıya sahip olduğunun söylenebileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda ise dişli sonlanmanın bulunması durumunun trabeküler yapıda değişmeye yol açıp açmayacağı incelendi ancak bu durumun anlamlı bir farklılığa neden olmadığı sonucu görüldü. Çalışmamızda bu çalışmadaki (226) değişimin izlenmemesinin sebebinin dişli sonlanma olan grupta seçilen İA'larının dişle arasındaki mesafeden kaynaklanıyor olabileceğini düşündürmektedir. Ancak bu mesafenin etkisinin olup olmadığını net bir şekilde söyleyebilmek için ileri çalışmalar gerekmektedir.

Lee ve ark. (227) alveol kemik kalitesini Fb ve rezonans frekans analizi ile değerlendirmek için 22 hastanın panoramik radyograflarında 52 bölgede analiz yapmışlardır. Rezonans frekans analizi ile elde edilen değerlerin Fb analizi ile elde edilen değerlerle ilişkili bulmuşlardır. Panoramik radyografiden elde edilen Fb değerlerinin dental implantların başlangıç stabilitesini değerlendirmede yararlı bir belirteç olabileceğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda da benzer şekilde Fb analizinin kemik kalitesi ya da durumuyla bağıntılı olduğunu işaret eden sonuçlar elde edilmiştir.

Sansare ve ark. (228) implant yerleştirilmesi öncesi ve yerleştirilmenin 3 ay sonrası alınan panoramik radyograflar üzerinde Fb değerlerini kıyaslamışlardır. Operasyon sonrası Fb değerlerinde belirgin artış bildirmişlerdir. Bu artışın implant çevresindeki kemik deseninde artışı gösterebileceği dolayısıyla implantın başarısının daha iyi olacağı tahminini güçlendirici bir değer olabileceğini belirtmişlerdir.

Koca ve ark. (183) çalışmalarında 10 hastanın cerrahi operasyon öncesi ve cerrahi operasyonun 18 ay sonrası radyografilerinde Fb değerlerini kıyaslamışlardır. Operasyon sonrası Fb değerlerinin operasyon öncesi Fb değerlerinden istatistiksel anlamlı fazla bulunduğunu bildirmişlerdir.

Mu ve ark. (179) implant çevresinde oluşan stresi değerlendirme amacıyla 48 implantın ilk yerleştirildiğinde alınan ile implant yerleşiminden 12 ay sonra alınan periapikal radyograflarından elde edilen Fb değerlerini karşılaştırmışlardır. Fb

değerlerinde 12 ay sonrasında belirgin şekilde artış olduğunu belirtmişlerdir. Fb'nin implant çevresindeki alveolar kemiğin trabeküler yapısında meydana gelen değişikliklerin değerlendirilmesinde kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Zeytinoğlu ve ark. (229) çalışmalarında 76 implant hastasının implant yüklemesinden sonra hemen, 6. ayda ve 12. ayda alınan panoramik radyografilerinde Fb değerlerini kıyaslamışlardır. İmplant yüklemesinden 6 ay sonra alınan panoramikten elde edilen Fb değerleri implant yüklemesinden hemen sonra alınan panoramikten elde edilen Fb değerlerine göre istatistiksel anlamlı düşük bulunmuştur. 12. ayın Fb değerleri 6. ayın değerleriyle kıyaslandığında belirgin değişim göstermemiştir.

Heo ve ark. (230) çalışmalarında 35 ortognatik cerrahi hastasının preoperatif, postoperatif 1-2.gün, 1.ay, 6.ay ve 12. aylarda panoramik radyografları üzerinde Fb değerlerini kıyaslayarak iyileşme Fb ilişkisini değerlendirmişlerdir. Postoperatif Fb değerleri preoperatif değerlerine göre düşmüştür ve zamanla Fb değerleri yükselerek 12. ayda preoperatif seviyesine yaklaşmıştır.

Yukarıdaki çalışmalarda (179, 183, 228-230) belirtildiği gibi cerrahi uygulamalar ve implant uygulamalarından sonra alveol kemiği değerlendirildiğinde zamanla Fb değerlerinde değişme izlenmektedir. Bu değişmelerin alveol kemiğin zamanla iyileşmesine bağlı olduğunu düşündürmektedir. Ancak 6. Aydaki değişimin artış (179) yönünde bulunduğu bildirildiği gibi azalış (229) yönünde bulunduğu da bildirilmiştir. Çalışmamızda da Fb değerlerinde değişme izlenmiştir. Bizim bulduğumuz 6.aydaki değişme de azalma yönündedir.

Ancak yukarıdaki çalışmalardan farklı olarak çalışmamızın ana değerlendirmesi alveol kemiğinde değil greftte yapılmıştır. Greftler iyileşirken; kemik-greft kompleksi oluşturma (birleşme), greftin yıkılması ve yerine yeni oluşan kemiğin geçmesi (yer değiştirme) ve mekanik uyaranlara göre kemik-greft kompleksinin şekillenmesi (şekillenme) gibi aşamalar gerçekleşmektedir (142). Dolayısıyla greft iyileşmesi kemiğin iyileşmesinden daha farklı seyir izleyebildiğinden sonuçlarında daha farklı çıkmasının nedeni olabilir. Çalışmamızda

operasyon geçirmemiş alveol kemiği kontrol amacıyla değerlendirilmiş olup, kontrol grubunun Fb analizi sonuçlarında anlamlı değişme olmaması ve greft grubunda ise anlamlı değişme olmasıyla değişmenin greftin kemikleşmesine bağlı olduğunu düşündürmektedir.

Fb analizi; İA'nın seçildiği bölge (217), İA şekli ve boyutu (215), veri sıkıştırma formatı (214), açılanma (219) ve gürültü (231) gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir. Dolayısıyla çalışmalar arasında bu etmenlerin standartlaştırılmamasının sonuçlardaki çeşitliliğin nedenleri olabileceğini düşündürmektedir.

Molon ve ark. (232) insanlarda Fb analizi ile maksiller sinüs lift operasyonu sonrası kemik yeniden şekillenme paternini belirlemeye çalışmışlardır. Posterior maksillası dişsiz olan 16 hastadan operasyon öncesi operasyondan hemen sonra ve operasyondan 6 ay sonra olmak üzere 3 defa dijital panoramik radyograf almışlardır. Operasyon öncesi ve operasyondan 6 ay sonrası gruplarının Fb değerlerinde istatistiksel anlamlı değişme olduğunu bildirmişlerdir. Bildiğimiz kadarıyla KIBT görüntüleri üzerinde sinüs lift uygulaması sonrası greftte oluşan değişimin incelendiği insan çalışması bulunmamaktadır. Molon ve ark. (232) çalışması çalışmamıza benzer olup, çalışmamız KIBT görüntülerin kullanılması ve hasta sayısının daha fazla olması gibi faktörlerle ayrılmaktadır. Ayrıca çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak üç görüntüleme yerine iki görüntüleme elde edilen veriler kullanılmıştır. Operasyon öncesinde alınan görüntü sinüs boşluğuna denk gelmesi ve greft içermemesi nedeniyle çalışmamız içerisine alınmamıştır. KIBT görüntülemesi kullanımıyla hava gölgeleri, yumuşak dokular, maksilla duvarları gibi baş bölgesindeki birçok yumuşak ve sert dokunun incelenilen bölge görüntülerini etkilemeleri ve dolayısıyla Fb analiz sonuçlarını değiştirmelerinin önlenmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda kesit kalınlığı bir milimetre alınan, kenar uzunluğu dört milimetre olan, kare alan kullanılmıştır. Panoramik görüntüleme çapı yarım santimi bulabilen greftteki inceleme alanı için baş bölgesinin dokularının süperpozisyonlarına maruz kalınırken, KIBT'da ise sadece görüntüsü istenen tabakanın incelenebilmesi özelliğiyle bu dezavantajların önüne geçilmiş olmaktadır. Bu çalışmanın çalışmamızla benzerlik gösteren 2. ve 3. görüntülemelerden elde

ettikleri Fb değerlerinde istatistiksel anlamlı fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise aynı zamanları işaret eden 1. ve 2. görüntülemelerden elde edilen Fb değerlerinde istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur. Bu durumun kullanılan cihaz farklılığına bağlı baş bölgesindeki hava boşlukları, yumuşak ve sert dokuların inceleme alanına etkileri ve de cerrahi operasyon için açılan lateral pencerenin iyileşmesini etkileri gibi birçok faktörün elde edilen Fb değerlerini değiştirmesinden kaynaklandığını düşündürmektedir.

Bu tez çalışmasında kemik greftinin iyileşmesinin Fb analiz değerleri ile ilişkisi araştırılmış olup, çalışmanın bulgularının yorumlanması ile greftin iyileşmesinin ya da kemikleşmesinin değerlendirilmesinde Fb analiz değerlerinin bir belirteç olarak kullanılabilceğini göstermektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmanın sınırları dâhilinden elde edilen bulgulara göre:

- Greftin yerleştirilmesinden 6 ay sonrasında elde edilen Fb değerlerinde düşüş olduğu bulundu.
- Cinsiyet ve yaş gruplarının Fb analizini belirgin etkisinin olmadığı görüldü.
- Çenelerde dişli sonlanma olup olmamasının Fb analizinde anlamlı değişmelere yol açmadığı izlendi.
- Fb analizi, trabeküler kemiğin ve kemik greftinin yapısının değerlendirilmesinde kullanım potansiyeli taşımaktadır.
- Greftin iyileşmesi ile oluşan değişimlerin Fb analizi ile bağlantılı olarak karakterize edilebileceği, dolayısıyla greft iyileşmesinin Fb analizi ile değerlendirilebileceğini düşündürmektedir.

KAYNAKLAR

1. Li T, Hu K, Cheng L, Ding Y, Ding Y, Shao J, et al. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality—A 3D finite element analysis. *Applied Mathematical Modelling*. 2011;35(1):446-56.
2. D. Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 7*. 2000;11:108-25.
3. Testori T, Weinstein R, Wallace S. Maxillary sinus surgery and alternatives in treatment: Quintessence Publ.; 2009.
4. Chen S, Buser D, Wismeijer D. Sinus floor elevation procedures: Quintessenz Verlags-GmbH; 2011.
5. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M. Bone augmentation procedures in implant dentistry. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24.
6. Sorni M, Guarinos J, García O, Peñarrocha M. Implant rehabilitation of the atrophic upper jaw: a review of the literature since 1999. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*. 2005;10:E45-56.
7. Ludlow JB, Platin E, Mol A. Characteristics of Kodak Insight, an F-speed intraoral film. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2001;91(1):120-9.
8. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European radiology*. 1998;8(9):1558-64.
9. Tyndall DA, Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2000;89(5):630-7.
10. Gray C, Redpath T, Smith F, Staff R, Bainton R. Assessment of the sinus lift operation by magnetic resonance imaging. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1999;37(4):285-9.
11. Imhof H, Czerny C, Dirisamer A. Head and neck imaging with MDCT. *European journal of radiology*. 2003;45:S23-S31.
12. Yajima A, Otonari-Yamamoto M, Sano T, Hayakawa Y, Otonari T, Tanabe K, et al. Cone-beam CT (CB Throne®) Applied to Dentomaxillofacial Region. *The Bulletin of Tokyo Dental College*. 2006;47(3):133-41.
13. Hua Y, Nackaerts O, Duyck J, Maes F, Jacobs R. Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. *Clinical oral implants research*. 2009;20(8):767-71.

14. Liang X, Lambrichts I, Sun Y, Denis K, Hassan B, Li L, et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *European journal of radiology*. 2010;75(2):270-4.
15. Sánchez I, Uzcátegui G. Fractals in dentistry. *Journal of dentistry*. 2011;39(4):273-92.
16. Jolley L, Majumdar S, Kapila S. Technical factors in fractal analysis of periapical radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2006;35(6):393-7.
17. Amer ME, Heo M-S, Brooks SL, Benavides E. Anatomical variations of trabecular bone structure in intraoral radiographs using fractal and particles count analyses. *Imaging science in dentistry*. 2012;42(1):5-12.
18. Demirbaş AK, Ergün S, Güneri P, Aktener BO, Boyacıoğlu H. Mandibular bone changes in sickle cell anemia: fractal analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2008;106(1):e41-e8.
19. Kirmeier R, Payer M, Wehrschoetz M, Jakse N, Platzer S, Lorenzoni M. Evaluation of three-dimensional changes after sinus floor augmentation with different grafting materials. *Clinical oral implants research*. 2008;19(4):366-72.
20. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. Implant Dentistry. 1999;8(1):90.
21. Yılmaz HH, Yaşar F. Osteoporoz ve dişhekimliği. *SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi*. 2003;10(4).
22. Mandelbrot BB. *The fractal geometry of nature*: Macmillan; 1983.
23. Norton NS. *Netter's Head and Neck Anatomy for Dentistry E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2016.
24. Atkinson M. The Anatomical Basis of Dentistry. *Journal of anatomy*. 1987;152:217.
25. Guedes I. Incidental sinonasal findings in cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joints: prevalence and clinical significance. 2010.
26. Gwaltney Jr JM. Acute community-acquired sinusitis. *Clinical Infectious Diseases*. 1996;1209-23.
27. Blaney S. Why paranasal sinuses? *The Journal of Laryngology & Otology*. 1990;104(9):690-3.
28. Chen MY, Metson R. Effects of sinus surgery on speech. *Archives of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*. 1997;123(8):845-54.
29. Dang J, Honda K, Suzuki H. Morphological and acoustical analysis of the nasal and the paranasal cavities. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1994;96(4):2088-100.

30. Ungor C, Saridoğan Ç, Yılmaz M, Tosun E, Senel FC, Icten O. An acoustical analysis of the effects of maxillary sinus augmentation on voice quality. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2013;115(2):175-84.
31. Tomenzoli D. Physiology of the nose and paranasal sinuses. In: Maroldi R, Nicolai P, editors. *Imaging in treatment planning for sinonasal diseases*. 428. Berlin: Springer Heidelberg: Springer; 2005. p. 29-34.
32. Blanton PL, Biggs NL. Eighteen hundred years of controversy: the paranasal sinuses. *Developmental Dynamics*. 1969;124(2):135-47.
33. Keir J. Why do we have paranasal sinuses? *The Journal of Laryngology & Otology*. 2009;123(1):4-8.
34. Biggs NL, Blanton PL. The role of paranasal sinuses as weight reducers of the head determined by electromyography of postural neck muscles. *Journal of biomechanics*. 1970;3(3):255-62.
35. Som PM, Lawson W., Fatterparker, G.M. ve Zinreich, S.J. Embryology, Anatomy, Physiology and Imaging of the Sinosal Cavities. *Head and Neck Imaging* 2011. p. 99-141.
36. Van Cauwenberge P, Sys L, De Belder T, Watelet J-B. Anatomy and physiology of the nose and the paranasal sinuses. *Immunology and allergy clinics of North America*. 2004;24(1):1-17.
37. Kennedy DW, Bolger WE, Zinreich SJ. *Diseases of the sinuses: diagnosis and management: PMPH-USA*; 2001.
38. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology--eleven years of surgical experience (1979-1990). *The Journal of Oral Implantology*. 1989;16(3):199-209.
39. Testori T. Maxillary sinus surgery: Anatomy and advanced diagnostic imaging. *J Imp Reconst Dent*. 2011;3:18-25.
40. Garg AK, Quiñones CR. Augmentation of the maxillary sinus: a surgical technique. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*. 1997;9(2):211-9; quiz 20.
41. Gosau M, Rink D, Driemel O, Draenert F. Maxillary sinus anatomy: a cadaveric study with clinical implications. *The anatomical record*. 2009;292(3):352-4.
42. Bergh J, Bruggenkate CM, Disch FJ, Tuinzing DB. Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clinical oral implants research*. 2000;11(3):256-65.
43. Woo I, Le B. Maxillary sinus floor elevation: review of anatomy and two techniques. *Implant Dentistry*. 2004;13(1):28-32.
44. Kim M-J, Jung U-W, Kim C-S, Kim K-D, Choi S-H, Kim C-K, et al. Maxillary sinus septa: prevalence, height, location, and morphology. A reformatted computed tomography scan analysis. *Journal of periodontology*. 2006;77(5):903-8.

45. Krennmair G, Ulm C, Lugmayr H. Maxillary sinus septa: incidence, morphology and clinical implications. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 1997;25(5):261-5.
46. Krennmair G, Ulm CW, Lugmayr H, Solar P. The incidence, location, and height of maxillary sinus septa in the edentulous and dentate maxilla. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1999;57(6):667-71.
47. Maestre-Ferrín L, Galán-Gil S, Rubio-Serrano M, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D. Maxillary sinus septa: a systematic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010;15(2):383-6.
48. Hur M-S, Kim J-K, Hu K-S, Bae HEK, Park H-S, Kim H-J. Clinical implications of the topography and distribution of the posterior superior alveolar artery. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(2):551-4.
49. Rosano G, Taschieri S, Gaudy JF, Weinstein T, Del Fabbro M. Maxillary sinus vascular anatomy and its relation to sinus lift surgery. *Clinical oral implants research*. 2011;22(7):711-5.
50. Kqiku L, Weiglein R, Weiglein AH, Kqiku X, Städtler P. Arterial blood architecture of the maxillary sinus in dentate specimens. *Croatian medical journal*. 2013;54(2):180-4.
51. Elian N, Wallace S, Cho S-C, Jalbout ZN, Froum S. Distribution of the Maxillary artery as it relates to sinus floor augmentation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2005;20(5).
52. Solar P, Geyerhofer U, Traxler H, Windisch A, Ulm C, Watzek G. Blood supply to the maxillary sinus relevant to sinus floor elevation procedures. *Clinical oral implants research*. 1999;10(1):34-44.
53. Hauman C, Chandler N, Tong D. Endodontic implications of the maxillary sinus: a review. *International endodontic journal*. 2002;35(2):127-41.
54. Katranji A, Fotek P, Wang H-L. Sinus augmentation complications: etiology and treatment. *Implant Dentistry*. 2008;17(3):339-49.
55. Danesh-Sani SA, Bavandi R, Esmaili M. Frontal sinus agenesis using computed tomography. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2011;22(6):e48-e51.
56. Yousem DM. Imaging of sinonasal inflammatory disease. *Radiology*. 1993;188(2):303-14.
57. Batra PS. Radiologic imaging in rhinosinusitis. *Cleveland Clinic journal of medicine*. 2004;71(11):886-8.
58. Harorlı A, Akgul M, Dagistan S. *Diş Hekimliği Radyolojisi Kitabı*. Atatürk Üniversitesi Yayınları. 2006:268-9.
59. Önal N. Paranasal sinüs inflamatuvar hastalıklarında bilgisayarlı tomografi ve Waters grafisinin karşılaştırılması. Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği, Uzmanlık tezi, stanbul. 2006.

60. Messerklinger W. On the drainage of the normal frontal sinus of man. *Acta otolaryngologica*. 1967;63(2-3):176-81.
61. Triulzi F, Zirpoli S. Imaging techniques in the diagnosis and management of rhinosinusitis in children. *Pediatric Allergy and Immunology*. 2007;18(s18):46-9.
62. Harnsberger HR, Babbel RW, Davis WL, editors. The major obstructive inflammatory patterns of the sinonasal region seen on screening sinus computed tomography. *Seminars in ultrasound, CT, and MR*; 1991.
63. Hofmann E. Radiology of the Nose and Paranasal Sinuses for the Endoscopic Sinus Surgeon. *Rhinology and Facial Plastic Surgery*: Springer; 2009. p. 507-12.
64. Horii SC, Andriole KP. *PACS and Imaging Informatics*. 2007.
65. Wilson IR, Crocker EF, McKellar G, Rengaswamy V. An evaluation of the clinical applications of diagnostic ultrasonography in oral surgery. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*. 1989;67(3):242-8.
66. Wilson IR, Crocker EF. An introduction to ultrasonography in oral surgery. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*. 1985;59(3):236-41.
67. Huang H. *PACS and Image Informatics: Basic Principles and Applications*. . John Wiley & Sons, Hoboken, NJ; 2004. p. 98-104.
68. Van Duijn N, Brouwer H, Lamberts H. Use of symptoms and signs to diagnose maxillary sinusitis in general practice: comparison with ultrasonography. *Bmj*. 1992;305(6855):684-7.
69. Frederiksen N. *Advanced imaging*. White SC, Pharoah MJ *Oral radiology: principles and interpretation 6th ed* St Louis: Mosby Elsevier. 2009:207-12.
70. White SC, Pharoah MJ. *Oral radiology: principles and interpretation*. Elsevier Health Sciences; 2014.
71. Mafee M. Modern imaging of paranasal sinuses and the role of limited sinus computerized tomography; considerations of time, cost and radiation. *Ear, nose, & throat journal*. 1994;73(8):532-4, 6-8, 40-2 passim.
72. Wippold FJ. Head and neck imaging: the role of CT and MRI. *Journal of magnetic resonance imaging*. 2007;25(3):453-65.
73. Okuyemi KS, Tsue TT. Radiologic imaging in the management of sinusitis. *American family physician*. 2002;66(10):1882-6.
74. Aygun N, Zinreich S. Radiology of the nasal cavity and paranasal sinuses. *Otolaryngology: Head & Neck Surgery 5th ed* Philadelphia, Pa: Mosby Elsevier. 2010:662-4.
75. Aksoy S, Orhan K. Manyetik Rezonans Görüntülemenin Dentomaksillofasiyal Bölgedeki Kullanım Alanları. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*. 2010;1(2):44-57.

76. Langland O, Langlais R, McDavid W, DelBalso A. History of panoramic radiography. *Panoramic radiology* Lea&Febiger, Philadelphia. 2 ed 1989. p. 3-37.
77. Lurie AG. Panoramic Imaging. In: White SC, Pharoah MJ, editors. *Principles and interpretation*. 5 ed. China: Mosby; 2004. p. 191-209.
78. Whaites E. Panoramic radiography (dental panoramic tomography). *Essentials of dental radiography and radiology*, 4th edn Churchill Livingstone, Elsevier, Spain. 2007:187-206.
79. Ulf W, Gunilla T, McDavid WD. Theory of rotational panoramic radiography. In: Langland OE, Langlais RP, McDavid WD, DelBalso AM, editors. *Panoramic radiology*. 2 ed. USA: Lea & Febiger; 1989. p. 38-75.
80. Langland OE, Langlais RP, McDavid WD, DelBalso AM. Troubleshooting errors in panoramic techniques. In: Langland OE, Langlais RP, McDavid WD, DelBalso AM, editors. *Panoramic radiology*. 2 ed. USA: Lea & Febiger; 1989. p. 224-71.
81. Langland OE, Langlais RP, McDavid WD, DelBalso AM. Troubleshooting errors in panoramic techniques. In: Langland OE, Langlais RP, McDavid WD, DelBalso AM, editors. *Panoramic radiology*. 2 ed. USA: Lea & Febiger; 1989. p. 183-223.
82. Harorlı A, Akgül HM, Dağistan S. *Diş Hekimliği Radyolojisi*. 1 ed. Erzurum: Eser Ofset Matbaacılık; 2006.
83. Hounsfield GN. Nobel lecture, 8 December 1979. Computed medical imaging. *Journal de radiologie*. 1980;61(6-7):459.
84. William C. Scarfe AGF. Cone-Beam Computed Tomography: Volume Acquisition. In: White C. Scarfe MJP, editor. *Oral radiology: principles and interpretation 7ed*: Elsevier Health Sciences; 2014. p. 185-99.
85. Haney E, Gansky SA, Lee JS, Johnson E, Maki K, Miller AJ, et al. Comparative analysis of traditional radiographs and cone-beam computed tomography volumetric images in the diagnosis and treatment planning of maxillary impacted canines. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(5):590-7.
86. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four Multidetector-Row Helical CT: Image Quality and Volume Coverage Speed 1. *Radiology*. 2000;215(1):55-62.
87. Robb RA. The dynamic spatial reconstructor: an x-ray video-fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. *IEEE transactions on medical imaging*. 1982;1(1):22-33.
88. Cho PS, Johnson RH, Griffin TW. Cone-beam CT for radiotherapy applications. *Physics in medicine and biology*. 1995;40(11):1863.
89. Chen B, Ning R, editors. *Cone-beam volume CT mammographic imaging: feasibility study*. Medical Imaging 2001; 2001: International Society for Optics and Photonics.

90. John GP, Joy TE, Mathew J, Kumar VR. Fundamentals of cone beam computed tomography for a prosthodontist. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*. 2015;15(1):8.
91. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dental Clinics of North America*. 2008;52(4):707-30.
92. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann D, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
93. Ketcham RA, Carlson WD. Acquisition, optimization and interpretation of X-ray computed tomographic imagery: applications to the geosciences. *Computers & Geosciences*. 2001;27(4):381-400.
94. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance 1. *Radiographics*. 2004;24(6):1679-91.
95. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dental Clinics*. 2008;52(4):707-30.
96. Kim D-G. Can dental cone beam computed tomography assess bone mineral density? *Journal of bone metabolism*. 2014;21(2):117-26.
97. Feldkamp L, Davis L, Kress J. Practical cone-beam algorithm. *JOSA A*. 1984;1(6):612-9.
98. Cohnen M, Kemper J, Möbes O, Pawelzik J, Mödder U. Radiation dose in dental radiology. *European radiology*. 2002;12(3):634-7.
99. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4-and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
100. Heiland M, Schulze D, Rother U, Schmelzle R. Postoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using digital volume tomography. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2004;62(11):1387-91.
101. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2003;96(4):508-13.
102. Ludlow J, Davies-Ludlow L, Brooks S. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
103. Macleod I, Heath N. Cone-beam computed tomography (CBCT) in dental practice. *Dent Update*. 2008;35(9):590-2.
104. Compton AH. Absorption Measurements of the Change of Wavelength Accompanying the Scattering of X-rays'. *Phil Mag*. 1923;46:897-911.

105. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijii E, et al. Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2009;107(3):420-5.
106. Siltanen S, Kolehmainen V, Järvenpää S, Kaipio J, Koistinen P, Lassas M, et al. Statistical inversion for medical x-ray tomography with few radiographs: I. General theory. *Physics in medicine and biology*. 2003;48(10):1437.
107. Bryant J, Drage N, Richmond S. Study of the scan uniformity from an i-CAT cone beam computed tomography dental imaging system. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
108. Mah P, Reeves T, McDavid W. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
109. Reeves T, Mah P, McDavid W. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
110. Molteni R. Prospects and challenges of rendering tissue density in Hounsfield units for cone beam computed tomography. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2013;116(1):105-19.
111. Scarfe W, Li Z, Aboelmaaty W, Scott S, Farman A. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Australian dental journal*. 2012;57(s1):46-60.
112. Chen L, Shaw CC, Altunbas MC, Lai C-J, Liu X. Spatial resolution properties in cone beam CT: a simulation study. *Medical physics*. 2008;35(2):724-34.
113. Qu X-m, Li G, Ludlow JB, Zhang Z-y, Ma X-c. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2010;110(6):770-6.
114. Tetradis S, Anstey P, Graff-Radford S. Cone beam computed tomography in the diagnosis of dental disease. *Journal of the California Dental Association*. 2010;38(1):27-32.
115. Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Arijii E. Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. *Clinical oral implants research*. 2009;20(5):503-6.
116. Kumar M, Shanavas M, Sidappa A, Kiran M. Cone beam computed tomography-know its secrets. *Journal of international oral health: JIOH*. 2015;7(2):64.
117. Quereshey FA, Savell TA, Palomo JM. Applications of cone beam computed tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2008;66(4):791-6.
118. Sjøvik Å, Rødal J, Skogmo HK, Lervåg C, Eilertsen K, Malinen E. Adaptive radiotherapy based on contrast enhanced cone beam CT imaging. *Acta Oncologica*. 2010;49(7):972-7.

119. Christiansen R, Kirkevang L-L, Gotfredsen E, Wenzel A. Periapical radiography and cone beam computed tomography for assessment of the periapical bone defect 1 week and 12 months after root-end resection. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
120. Kajan ZD, Taromsari M. Value of cone beam CT in detection of dental root fractures. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
121. Dreiseidler T, Mischkowski RA, Neugebauer J, Ritter L, Zoller JE. Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2009;24(2):216.
122. Worthington P, Rubenstein J, Hatcher DC. The role of cone-beam computed tomography in the planning and placement of implants. *The Journal of the American Dental Association*. 2010;141:19S-24S.
123. Vandenberghe B, Jacobs R, Bosmans H. Modern dental imaging: a review of the current technology and clinical applications in dental practice. *European radiology*. 2010;20(11):2637-55.
124. Kapila S, Conley R, Harrell Jr W. The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
125. Howerton WB, Mora MA. Advancements in digital imaging: what is new and on the horizon? *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139:S20-S4.
126. de Faria Vasconcelos K, Evangelista K, Rodrigues C, Estrela C, De Sousa T, Silva M. Detection of periodontal bone loss using cone beam CT and intraoral radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
127. Fourie Z, Damstra J, Gerrits PO, Ren Y. Accuracy and reliability of facial soft tissue depth measurements using cone beam computer tomography. *Forensic science international*. 2010;199(1):9-14.
128. Bloom W, Fawcett DW. *A textbook of histology*. W B Saunders Company. Japan 1975:244-82.
129. Garg A. *Bone Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants: Rationale and Clinical Applications*. Quintessence Publishing Co. Florida, 2004:3-56.
130. Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO. *Temel histoloji*. Aytekin Y. Barış Kitabevi. İstanbul 1998;132-146.
131. Tadjoein E, De Lange G, Bronckers A, Lyaruu D, Burger E. Deproteinized cancellous bovine bone (Bio-Oss®) as bone substitute for sinus floor elevation. *Journal of clinical periodontology*. 2003;30(3):261-70.
132. Pejrone G, Lorenzetti M, Mozzati M, Valente G, Schierano G. Sinus floor augmentation with autogenous iliac bone block grafts: a histological and histomorphometrical report on the two-step surgical technique. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2002;31(4):383-8.

133. Nkenke E, Stelzle F. Clinical outcomes of sinus floor augmentation for implant placement using autogenous bone or bone substitutes: a systematic review. *Clinical oral implants research*. 2009;20(s4):124-33.
134. GARG AK. *Bone Biology, Harvesting, & Grafting For Dental Implants: Rationale and Clinical Applications Books: Quintessence Pub Co Bone*; 2004.
135. Kökden A, Türker M. ORAL ve MAKSİLLOFASİYAL CERRAHİDE KULLANILAN KEMİK GREFTLERİ ve BİYOMATERYALLER. *CÜ DisHek Fak Derg* 1999, 2 (2): 134.140.
136. Galindo-Moreno P, Ávila G, Fernández-Barbero JE, Aguilar M, Sánchez-Fernández E, Cutando A, et al. Evaluation of sinus floor elevation using a composite bone graft mixture. *Clinical Oral Implants Research*. 2007;18(3):376-82.
137. Davies J. In vitro modeling of the bone/implant interface. *The Anatomical Record*. 1996;245(2):426-45.
138. Nasr HF, Aichelmann-Reidy ME, Yukna RA. Bone and bone substitutes. *Periodontology* 2000. 1999;19(1):74-86.
139. Moy PK, Lundgren S, Holmes RE. Maxillary sinus augmentation: histomorphometric analysis of graft materials for maxillary sinus floor augmentation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1993;51(8):857-62.
140. Miloro M, Ghali G, Larsen P, Waite P. *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery: PMPH-USA*; 2004.
141. Cortez PP, Silva MA, Santos M, Armada-da-Silva P, Afonso A, Lopes MA, et al. A glass-reinforced hydroxyapatite and surgical-grade calcium sulfate for bone regeneration: In vivo biological behavior in a sheep model. *Journal of biomaterials applications*. 2012;27(2):201-17.
142. Ackermann KL. *The sinus bone graft: Jensen OT*. Chicago. Quintessence. 1999:1-45.
143. Tuskan C, Yaltırık M. Oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan biyomateryaller. *Ü Basım ve Yayınevi Müdürlüğü, İstanbul*. 2002:19-26.
144. Caranza FA NM, Takei HH. *Carranza's Clinical Periodontology* 9. Edition ed: USA WB. Saunders Co.; 2002. p. 812-9.
145. RJ F. Maxillary Sinus Grafts and Implants. In: G N, editor. *Oral and Maxillofacial Surgery*. Volume 7 First Edition ed. Pennsylvania, WB.: Saunders Company; 2000. p. 261-73.
146. Groeneveld EH, Van Den Bergh J, Holzmann P, Ten Bruggenkate CM, Bram Tuinzing D, Burge EI. Histomorphometrical analysis of bone formed in human maxillary sinus floor elevations grafted with OP-1 device, demineralized bone matrix or autogenous bone. Comparison with non-grafted sites in a series of case reports. *Clinical oral implants research*. 1999;10(6):499-509.

147. Cordioli G, Mazzocco C, Schepers E, Brugnolo E, Majzoub Z. Maxillary sinus floor augmentation using bioactive glass granules and autogenous bone with simultaneous implant placement. *Clinical Oral Implants Research*. 2001;12(3):270-8.
148. Consolo U, Zaffe D, Bertoldi C, Ceccherelli G. Platelet-rich plasma activity on maxillary sinus floor augmentation by autologous bone. *Clinical oral implants research*. 2007;18(2):252-62.
149. Del Fabbro M, Rosano G, Taschieri S. Implant survival rates after maxillary sinus augmentation. *European journal of oral sciences*. 2008;116(6):497-506.
150. BOYNE PJ. Grafting of maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J Oral Surg*. 1980;38:613-6.
151. Kfir E, Goldstein M, Yerushalmi I, Rafaelov R, Mazor Z, Kfir V, et al. Minimally invasive antral membrane balloon elevation—results of a multicenter registry. *Clinical implant dentistry and related research*. 2009;11(s1):e83-e91.
152. Sotirakis EG, Gonshor A. Elevation of the maxillary sinus floor with hydraulic pressure. *Journal of Oral Implantology*. 2005;31(4):197-204.
153. Wallace SS, Froum SJ. Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Annals of periodontology*. 2003;8(1):328-43.
154. WEAR T. Effects of sinus lifting on voice quality. A prospective study and risk assessment. *British Dental Journal*. 2004;196(2):86.
155. Ewers R, Goriwoda W, Schopper C, Moser D, Spassova E. Histologic findings at augmented bone areas supplied with two different bone substitute materials combined with sinus floor lifting. *Clinical oral implants research*. 2004;15(1):96-100.
156. Emmerich D, Att W, Stappert C. Sinus floor elevation using osteotomes: a systematic review and meta-analysis. *Journal of periodontology*. 2005;76(8):1237-51.
157. Danesh-Sani SA, Loomer PM, Wallace SS. A comprehensive clinical review of maxillary sinus floor elevation: anatomy, techniques, biomaterials and complications. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2016.
158. Tarnow DP, Wallace SS, Froum SJ, Rohrer MD, Cho S-C. Histologic and clinical comparison of bilateral sinus floor elevations with and without barrier membrane placement in 12 patients: Part 3 of an ongoing prospective study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2000;20(2).
159. Wallace SS, Tarnow DP, Froum SJ, Cho S-C, Zadeh HH, Stoupel J, et al. Maxillary sinus elevation by lateral window approach: evolution of technology and technique. *Journal of Evidence Based Dental Practice*. 2012;12(3):161-71.
160. Cases C. Schneiderian membrane perforation rate during sinus elevation using piezosurgery: clinical results of 100 consecutive cases. *Dent*. 2007;27:413-9.

161. Tatum Jr H. Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dental Clinics of North America*. 1986;30(2):207-29.
162. Wallace S, Forum SJ, Cho SC, Elian N, Monteiro D, Kim BS, Tarnow DP. Sinus augmentation utilizing anorganic bovine bone (Bio-Oss) with absorbable and nonabsorbable membranes placed over lateral window: histomorphometric and clinical analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2005;25:551-9.
163. Suárez-López del Amo F, Ortega-Oller I, Catena A, Monje A, Khoshkam V, Torrecillas-Martínez L, et al. Effect of barrier membranes on the outcomes of maxillary sinus floor augmentation: a meta-analysis of histomorphometric outcomes. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2015;30(3).
164. SUMMERS RB. Sinus floor elevation with osteotomes. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1998;10(3):164-71.
165. Del Fabbro M, Corbella S, Weinstein T, Ceresoli V, Taschieri S. Implant Survival Rates after Osteotome-Mediated Maxillary Sinus Augmentation: A Systematic Review. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(s1):e159-e68.
166. Lopes R, Betrouni N. Fractal and multifractal analysis: a review. *Medical image analysis*. 2009;13(4):634-49.
167. Cross SS. Fractals in pathology. *The Journal of pathology*. 1997;182(1):1-8.
168. Goldberger AL, West BJ. Fractals in physiology and medicine. *The Yale journal of biology and medicine*. 1987;60(5):421.
169. Goldberger AL, Rigney DR, West BJ. Chaos and fractals in human physiology. *Sci Am*. 1990;262(2):42-9.
170. Havlin S, Buldyrev S, Goldberger A, Mantegna R, Ossadnik S, Peng C-K, et al. Fractals in biology and medicine. *Chaos, Solitons & Fractals*. 1995;6:171-201.
171. Heymans O, Fissette J, Vico P, Blacher S, Masset D, Brouers F. Is fractal geometry useful in medicine and biomedical sciences? *Medical hypotheses*. 2000;54(3):360-6.
172. Mandelbrot BB. Stochastic models for the Earth's relief, the shape and the fractal dimension of the coastlines, and the number-area rule for islands. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 1975;72(10):3825-8.
173. Hahn M, Vogel M, Pompesius-Kempa M, Delling G. Trabecular bone pattern factor—a new parameter for simple quantification of bone microarchitecture. *Bone*. 1992;13(4):327-30.
174. Mandelbrot BB. How long is the coast of Britain. *Science*. 1967;156(3775):636-8.
175. Yaşar F. Osteoporotik kemik trabekül bulgularının radyografik dijital analiz ve kemik mineral densite yöntemleriyle karşılaştırılması [Doktora tezi]. Konya: Selçuk Üniversitesi; 2002.

176. Haidekker M, Andresen R, Evertsz C, Banzer D, Peitgen H. Assessing the degree of osteoporosis in the axial skeleton using the dependence of the fractal dimension on the grey level threshold. *The British journal of radiology*. 1997;70(834):586-93.
177. Wilding R, Slabbert J, Kathree H, Owen C, Crombie K, Delport P. The use of fractal analysis to reveal remodelling in human alveolar bone following the placement of dental implants. *Archives of Oral Biology*. 1995;40(1):61-72.
178. Jung YH. Evaluation of peri-implant bone using fractal analysis. *Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology*. 2005;35(3):121-5.
179. Mu T-J, Lee D-W, Park K-H, Moon I-S. Changes in the fractal dimension of peri-implant trabecular bone after loading: a retrospective study. *Journal of periodontal & implant science*. 2013;43(5):209-14.
180. Chen S-K, Oviir T, Lin C-H, Leu L-J, Cho B-H, Hollender L. Digital imaging analysis with mathematical morphology and fractal dimension for evaluation of periapical lesions following endodontic treatment. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2005;100(4):467-72.
181. Huang C, Chen J, Chang Y, Jeng J, Chen C. A fractal dimensional approach to successful evaluation of apical healing. *International endodontic journal*. 2013;46(6):523-9.
182. Park K-S, Heo M-S, Lee S-S, Choi S-C, Park T-W, Jeon I-S, et al. Radiologic assessment of bone healing after orthognathic surgery using fractal analysis. 2002.
183. Koca H, Ergün S, Güneri P, Boyacıoglu H. Evaluation of trabecular bone healing by fractal analysis and digital subtraction radiography on digitized panoramic radiographs: a preliminary study. *Oral Radiology*. 2010;26(1):1-8.
184. Levstik A, Leskovec J, Filipic C, Kutnjak Z, Zeks B, Kordas M. The deposition of AgCl into tubules of the human tooth dentine. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2001;34(6):852.
185. Umemori S, Tonami K-i, Nitta H, Matakı S, Araki K. The possibility of digital imaging in the diagnosis of occlusal caries. *International journal of dentistry*. 2010;2010.
186. Doyle MD, Rabin H, Suri JS, editors. Fractal analysis as a means for the quantification of intramandibular trabecular bone loss from dental radiographs. *Biostereometric Technology and Applications*; 1991: International Society for Optics and Photonics.
187. Ruttimann UE, Webber RL, Hazelrig JB. Fractal dimension from radiographs of peridental alveolar bone: a possible diagnostic indicator of osteoporosis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. 1992;74(1):98-110.
188. Southard TE, Southard KA, Jakobsen JR, Hillis SL, Najim CA. Fractal dimension in radiographic analysis of alveolar process bone. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 1996;82(5):569-76.

189. Updike SX, Nowzari H. Fractal analysis of dental radiographs to detect periodontitis-induced trabecular changes. *Journal of periodontal research*. 2008;43(6):658-64.
190. Drummond JL, Thompson M, Super BJ. Fracture surface examination of dental ceramics using fractal analysis. *Dental Materials*. 2005;21(6):586-9.
191. Oshida Y, Munoz CA, Winkler MM, Hashem A, Itoh M. Fractal dimension analysis of aluminum oxide particle for sandblasting dental use. *Bio-medical materials and engineering*. 1993;3(3):117-26.
192. De Felice C, Bianciardi G, DiLeo L, Latini G, Parrini S. Abnormal oral vascular network geometric complexity in Ehlers-Danlos syndrome. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2004;98(4):429-34.
193. Traini T, Novaes AB, Piattelli A, Papalexiou V, Muglia VA. The relationship between interimplant distances and vascularization of the interimplant bone. *Clinical oral implants research*. 2010;21(8):822-9.
194. Abu-Eid R, Landini G. Morphometrical differences between pseudo-epitheliomatous hyperplasia in granular cell tumours and squamous cell carcinomas. *Histopathology*. 2006;48(4):407-16.
195. Lo Giudice G, Iannello G, Terranova A, Lo Giudice R, Pantaleo G, Cicciù M. Transcrestal sinus lift procedure approaching atrophic maxillary ridge: a 60-month clinical and radiological follow-up evaluation. *International journal of dentistry*. 2015;2015.
196. Zheng X, Teng M, Zhou F, Ye J, Li G, Mo A. Influence of maxillary sinus width on transcrestal sinus augmentation outcomes: radiographic evaluation based on Cone Beam CT. *Clinical implant dentistry and related research*. 2016;18(2):292-300.
197. Fornell J, Johansson LÅ, Bolin A, Isaksson S, Sennerby L. Flapless, CBCT-guided osteotome sinus floor elevation with simultaneous implant installation. I: radiographic examination and surgical technique. A prospective 1-year follow-up. *Clinical oral implants research*. 2012;23(1):28-34.
198. He L, Chang X, Liu Y. Sinus floor elevation using osteotome technique without grafting materials: a 2-year retrospective study. *Clinical oral implants research*. 2013;24(A100):63-7.
199. Ersu B. İmplant Dış Hekimliğinde Kullanılan Ağız İçi Otojen Kemik Greftleri. *Cumhuriyet Üni Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007;10:135-6.
200. Eratalay K, Tözüm TF, Güncü GN, Tulunoğlu İ. Posterior mandibular bölgede'split kret'tekniği kullanılarak implant yerleştirilmesi: olgu bildirimi. *Acta Odontologica Turcica*. 2006;23(3):183.
201. Misch C. *Dental Implant Prosthetics. Principles for Screw Retained Prosthesis*. Elsevier, St Louis, Mo, USA; 2005.

202. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontology* 2000. 2003;33(1):67-81.
203. Van Den Bergh JP, Ten Bruggenkate CM, Disch FJ, Tuinzing DB. Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clinical Oral Implants Research: Treatment rationale*. 2000;11(3):256-65.
204. Fortin T, Camby E, Alik M, Isidori M, Bouchet H. Panoramic Images versus Three-Dimensional Planning Software for Oral Implant Planning in Atrophied Posterior Maxillary: A Clinical Radiological Study. *Clinical implant dentistry and related research*. 2013;15(2):198-204.
205. Tepper G, Hofschneider UB, Gahleitner A, Ulm C. Computed tomographic diagnosis and localization of bone canals in the mandibular interforaminal region for prevention of bleeding complications during implant surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2001;16(1):68-72.
206. Smiler D, editor *Onlay bone grafting to the anterior maxilla: preparation for placement of implants*. International journal of dental symposia; 1993.
207. Gray C, Staff R, Redpath T, Needham G, Renny N. Assessment of maxillary sinus volume for the sinus lift operation by three-dimensional magnetic resonance imaging. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2000;29(3):154-8.
208. Czerny C, Franz P, Imhof H. [Computed tomography and magnetic resonance tomography of the normal temporal bone]. *Der Radiologe*. 2003;43(3):200-6.
209. Peleg M, Chaushu G, Mazor Z, Ardekian L, Bakoon M. Radiological findings of the post-sinus lift maxillary sinus: a computerized tomography follow-up. *Journal of periodontology*. 1999;70(12):1564-73.
210. Ozyuvaci H, Bilgic B, Firatli E. Radiologic and histomorphometric evaluation of maxillary sinus grafting with alloplastic graft materials. *Journal of periodontology*. 2003;74(6):909-15.
211. Dobele I, Kise L, Apse P, Kragis G, Bigestans A. Radiographic assessment of findings in the maxillary sinus using cone-beam computed tomography. *Stomatologija*. 2013;15(4):119-22.
212. de Souza Nunes LS, Bornstein MM, Sendi P, Buser D. Anatomical characteristics and dimensions of edentulous sites in the posterior maxillae of patients referred for implant therapy. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2013;33(3).
213. Smith Jr T, Marks W, Lange G, Sheriff Jr W, Neale E. A fractal analysis of cell images. *Journal of neuroscience methods*. 1989;27(2):173-80.
214. Yasar F, Apaydin B, Yilmaz H-H. The effects of image compression on quantitative measurements of digital panoramic radiographs. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*. 2012;17(6):e1074.



215. Shrouf M, Hildebolt C, Potter B. The effect of varying the region of interest on calculations of fractal index. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1997;26(5):295-8.
216. Oliveira ML, Pedrosa EFNC, Cruz AD, Haiter-Neto F, Paula FJA, Watanabe PCA. Relationship between bone mineral density and trabecular bone pattern in postmenopausal osteoporotic Brazilian women. *Clinical oral investigations*. 2013;17(8):1847-53.
217. Koh K-J, Park H-N, Kim K-A. Prediction of age-related osteoporosis using fractal analysis on panoramic radiographs. *Imaging science in dentistry*. 2012;42(4):231-5.
218. Gaalaas L, Henn L, Gaillard PR, Ahmad M, Islam MS. Analysis of trabecular bone using site-specific fractal values calculated from cone beam CT images. *Oral Radiology*. 2014;30(2):179-85.
219. Chen S-K, Chen C. The effects of projection geometry and trabecular texture on estimated fractal dimensions in two alveolar bone models. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1998;27(5):270-4.
220. Shrouf MK, Potter BJ, Hildebolt CF. The effect of image variations on fractal dimension calculations. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 1997;84(1):96-100.
221. Bollen A-M, Taguchi A, Hujoel PP, Hollender L. Fractal dimension on dental radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2001;30(5):270-5.
222. Pornprasertsuk S, Ludlow J, Webber R, Tyndall D, Yamauchi M. Analysis of fractal dimensions of rat bones from film and digital images. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2001;30(3):179-83.
223. Mochizuki N, Sugino N, Ninomiya T, Yoshinari N, Udagawa N, Taguchi A. Association of cortical shape of the mandible on panoramic radiographs with mandibular trabecular bone structure in Japanese adults: a cone-beam CT-image analysis. *Oral Radiology*. 2014;30(2):160-7.
224. Ling H, Yang X, Li P, Megalooikonomou V, Xu Y, Yang J. Cross gender-age trabecular texture analysis in cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014;43(4):20130324.
225. Créton M, Geraets W, Verhoeven JW, van der Stelt PF, Verhey H, Cune M. Radiographic features of mandibular trabecular bone structure in hypodontia. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(2):241-9.
226. Yasar F, Akgunlu F. Fractal dimension and lacunarity analysis of dental radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2005;34(5):261-7.
227. Lee D-H, Ku Y, Rhyu I-C, Hong J-U, Lee C-W, Heo M-S, et al. A clinical study of alveolar bone quality using the fractal dimension and the implant stability quotient. *Journal of periodontal & implant science*. 2010;40(1):19-24.
228. Sansare K, Singh D, Karjodkar F. Changes in the fractal dimension on pre-and post-implant panoramic radiographs. *Oral Radiology*. 2012;28(1):15-23.

229. Zeytinoğlu M, İlhan B, Dünder N, Boyacıoğlu H. Fractal analysis for the assessment of trabecular peri-implant alveolar bone using panoramic radiographs. *Clinical oral investigations*. 2015;19(2):519-24.
230. Heo M-S, Park K-S, Lee S-S, Choi S-C, Koak J-Y, Heo S-J, et al. Fractal analysis of mandibular bony healing after orthognathic surgery. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2002;94(6):763-7.
231. Veenland J, Grashuis J, Gelsema E. Texture analysis in radiographs: the influence of modulation transfer function and noise on the discriminative ability of texture features. *Medical physics*. 1998;25(6):922-36.
232. Molon RSd, Paula WNd, Spin-Neto R, Verzola MHA, Tosoni GM, Lia RCC, et al. Correlation of fractal dimension with histomorphometry in maxillary sinus lifting using autogenous bone graft. *Brazilian dental journal*. 2015;26(1):11-8.



EKLER


EK-1

 İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ	T.C. İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ ENSTİTÜ YÖNETİM KURULU KARARLARI		
Toplantı Tarihi	Toplantı Saati	Toplantı Sayısı	Karar Sayısı
09/08/2017	10.00	124	04

Diş Hekimliği Fakültesi'nin Klinik Bilimler Bölümünün 01/08/2017 tarih ve 1700051895 sayılı yazısı görüşüldü.

Görüşmeler sonucunda, Enstitümüz Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı doktora programı öğrencisi Emre SÖZEN'in danışman öğretim üyesi Yrd.Doç.Dr. Emre AYTUĞAR olarak değiştirilmesinin uygunluğuna;

Mevcutun oy birliği ile karar verildi


ASLI GİBİDİR
Mustafa YAVUZ
Enstitü Sekreteri

T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

0106

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Emre AYTUĞAR

Karar No: 671
Tarih : 12.05.2020

KARAR

09.03.2020 tarihli ve 0106 sayılı müracaatınızla 24.03.2016 tarihli ve 52 sayılı kararımızla etik kurul onayı verilen "MAKSİLLER SİNÜS LİFT OPERASYONU SONRASINDA TRABEKÜLER YAPININ KONİK İŞİNLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE FRAKTAL BOYUT ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRMESİ" adlı başvuru dosyanızdaki Sorumlu araştırmacı değişikliği talebiniz kurumumuzda incelenmiş sorumlu öğretim üyesinin Dr. Öğr. Üyesi Emre AYTUĞAR olarak değiştirilmesi toplantıya katılan etik kurul üyelerinin oybirliği ile uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Orhan GÖKALP
Kurul Başkanı

Prof. Dr. Yasemin TOĞDEMİR
Üye

Prof. Dr. Özgür TOSUN
Üye

Doç. Dr. Serdar BAYATA
Başkan Yardımcısı

Dr. Öğr. Üyesi Gülşay OYURCELİK
Üye

Prof. Dr. Fatih Esat TOPAL
Üye

Doç. Dr. Aşlı BAYSAL
Üye

Dr. Mehmet ERTAN
Üye

Uzm. Dr. D. Barış KILIÇCIOĞLU
Raporör Üye

KARŞI OY _____ :

ÖZGEÇMİŞ

Adı – Soyadı: Emre SÖZEN

Doğum Tarihi: 10.11.1986

Doğum Yeri: ANTALYA/Gündoğmuş

Eğitim: 2001-2005 Metin Nuran Çakallıklı Anadolu Lisesi

2005-2012 Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2012-2013 İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Endodonti Ana Bilim Dalı Doktora Programı

2013-2019 İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı Doktora Programı

Yazışma Adresi: İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı

Aydınlıkevler Mah. Cemil Meriç Cad. No:40 Çiğli/İzmir

Tel: 0 232 325 40 40

E-posta: dtemresozen@gmail.com