

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

DOKTORA TEZİ

**İNTRAORAL OTOJEN GREFT DONÖR SAHALARININ
KEMİK HACİMLERİ VE KALİTELERİ AÇISINDAN
KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
KULLANILARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

DT. ANIL CESUR

**DANIŞMAN
PROF. DR. BUKET AYBAR**

**AĞIZ, DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ, DIŞ, ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ
PROGRAMI**

İSTANBUL-2021

İTHAF



Aileme ithaf ediyorum...

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her konuda bana yardımcı olan ve desteğini esirgemeyen, tezimin hazırlanmasında beni yönlendiren kıymetli hocam Sayın Prof. Dr. Buket AYBAR'a;

Doktora eğitimim boyunca verdiği desteklerinden ötürü Sayın Prof. Dr. Yusuf EMES'e;

Hastaların radyografilerinin alınması ve bunların incelenmesinde bana yardımcı olan İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. İlknur ÖZCAN 'a ve Dt. Sevde Göksel'e teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
BEYAN.....	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
İTHAF.....	2
TEŞEKKÜR.....	3
İÇİNDEKİLER	4
TABLolar LİSTESİ.....	6
ŞEKİLLER LİSTESİ	7
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	8
ÖZET	10
ABSTRACT.....	11
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	12
2. GENEL BİLGİLER	14
2.1. Dişsizliğe Bağlı Oluşan Anatomik Değişiklikler.....	14
2.1.1. Kemik Yapılarda Oluşan Anatomik Değişiklikler.....	14
2.1.2. Yumuşak Dokularda Oluşan Anatomik Değişiklikler	16
2.1.3. Estetik Değişiklikler.....	16
2.2. Kemik Kaybına Neden Olan Patolojik Sebepler	17
2.3. Kemik Biyolojisi ve İyileşmesi.....	18
2.3.1. Kemik İyileşmesine Etki Eden Faktörler	20
2.3.1.1. Sistemik Faktörler	20
2.3.1.2. Lokal Faktörler.....	22
2.4. Kemik Kaybının Tedavisinde Kullanılan Greft Türleri.....	23
2.4.1. Otojen Greftler	23
2.4.2. Allogreftler.....	25
2.4.3. Ksenogreftler.....	26
2.4.4. Alloplast Greftler	27
2.5. Kemik Kaybının Tedavisinde Uygulanan Yöntemler.....	28
2.6. Diagnostik Görüntüleme Teknikleri	28
2.6.1. Periapikal Radyografi	37
2.6.2. Oklüzal Radyografi.....	37

2.6.3. Sefalometrik Radyografi	38
2.6.4. Panoromik Radyografi	39
2.6.5. Bilgisayarlı Tomografi	41
2.6.5.1. Medikal Bilgisayarlı Tomografi	43
2.6.5.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi	44
2.6.6. Manyetik Rezonans Görüntüleme	45
2.7. Kemik Yoğunluğu	46
2.7.1. Kemik Yoğunluğunun Sınıflandırılması	47
3. GEREÇ VE YÖNTEM	49
4. BULGULAR	49
5. TARTIŞMA	85
KAYNAKLAR	93
FORMLAR	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
ETİK KURUL KARARI	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI... ..	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
ÖZGEÇMİŞ	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 4-1: Ramus ve Tuber bölgelerinin yaş ve cinsiyet ayrımı olmadan simetrikliğinin karşılaştırılması.	52
Tablo 4-2: Ramus, Tuber ve Simfiz bölgelerinin yaştan bağımsız olarak hacim ve densite değerlerinin karşılaştırılması.	53
Tablo 4-3: Cinsiyetten bağımsız olarak Ramus, Tuber ve Simfiz bölgelerinin yaşa göre hacim ve densite değerlerinin karşılaştırılması.	55
Tablo 4-4: Cinsiyetten Bağımsız olarak Ramus ve Tuber bölgelerinin hacim ve densite değerlerinin simetrikliğinin yaş gruplarına göre karşılaştırılması.	58
Tablo 4-5: Yaş gruplarına göre cinsiyetler arasındaki hacim ve densite değişikliklerinin karşılaştırılması.	63
Tablo 4-6: Erkek hastaların Ramus ve Tuber bölgelerinin yaşa göre simetrikliğinin karşılaştırılması.	73
Tablo 4-7: Kadın hastaların Ramus ve Tuber bölgelerinin yaşa göre simetrikliğinin karşılaştırılması.	76
Tablo 4-8: Erkek hastaların Ramus, Tuber ve Simfiz hacim ve densite değerlerinin yaşa göre karşılaştırılması.	79
Tablo 4-9: Kadın hastaların Ramus, Tuber ve Simfiz hacim ve densite değerlerinin yaşa göre karşılaştırılması.	82

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4-1: Sağ Ramus hacminin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.	63
Şekil 4-2: Sol Ramus hacminin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.	64
Şekil 4-3: Sağ Tuber hacminin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.	65
Şekil 4-4: Sol Tuber hacminin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.	66
Şekil 4-5: Simfiz hacminin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.	67
Şekil 4-6: Sağ Ramus densitesinin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik. ...	68
Şekil 4-7: Sol Ramus densitesinin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.	69
Şekil 4-8: Sağ Tuber densitesinin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.	70
Şekil 4-9: Sol Tuber densitesinin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.	71
Şekil 4-10: Simfiz densitesinin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.	72

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

mm: Milimetre

cm: Santimetre

FFBA: Fresh Frozen Bone Allograft, Taze Dondurulmuş Kemik Allogrefti

FDBA: Freeze-Dried Bone Allograft, Dondurulmuş Kurutulmuş Kemik Allogrefti

DFDBA: Demineralized Freeze-Dried Bone Allograft, , Demineralize Dondurulmuş Kurutulmuş Kemik Allogrefti

HIV: Human Immunodeficiency Virus, İnsan İmmün Yetmezlik Virüsü

ABB: Anorganic Bovine Bone, Anorganik Sığır Kemığı

BHA: Bovine Hydroxyapatite, Sığır Hidroksiapatit

HA: Hidroksiapatit

β -TCP: β -trikalsiyum Fosfat

BCP: Biphasic Calcium Phosphate, Bifazik Kalsiyum Fosfat

ml: Mililitre

YDR: Yönlendirilmiş Doku Rejenerasyonu

YKR: Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu

PTFE: Politetrafloroetilen

DO: Distraksiyon osteogenezi

cc: Santimetre Küp

TMJ: Temporomandibular Joint, Temporomandibular Eklem

RCU: Ramus Condyle Unit, Ramus-kondil Ünitesi

CCD: Charge-coupled Device, Şarj Bağlı Cihaz

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CBCT: Cone Beam Computed Tomography, Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

DVT: Dental Volümetrik Tomografi

FDA: U.S. Food and Drug Administration

ALARA: As Low As Reasonably Achievable, Görüntüleme İçin Gereken En Düşük Doz

mSv: Microsievert

MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme

mm³: Milimetre Küp

FOV: Field of View

kV: Kilovoltage

mA: Miliamper

kVp: Kilovoltage Peak

sn: Saniye

HU: Hounsfield Unit

ÖZET

CESUR, A. İntraoral otojen greft donör sahalarının kemik hacimleri ve kaliteleri açısından konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılarak değerdendirilmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız, Diş, Çene Cerrahisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2021.

Bu çalışmanın amacı intraoral otojen greft donör sahalarının elde edilebilecek greft hacminin ve bu greftlerin hounsfield cinsinden kemik yoğunluklarının yaşa ve cinsiyete göre değışiminin incelenmesidir.

İstanbul Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi görüntüleri elde edilen hastaların verileri retrospektif olarak incelenmiştir. Değerdendirmesi yapılan bütün hastaların CBCT görüntülemeleri İstanbul Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda kullanımda olan Scanora 3Dx marka CBCT cihazı (Scanora® 3Dx, Soredex, Tuusula, Finlandiya) ile yapılmıştır. 20-60 yaş aralığında Ramus, Tuber, Simfiz bölgelerinde herhangi bir patoloji bulunmayan, ikinci büyük azı ve alt keser dişleri ağızda olup üçüncü molar dişleri bulunmayan, ilgili bölgelerde patolojisi olmayan ve generalize vertikal veya horizontal kemik kaybı bulunmayan 79 hastanın verileri incelenmiştir.

Ramus otojen grefti için donör bölge sınırları anteriorda ikinci büyük azı dişinin 2 mm distali, posteriorda yükselen ramusun tamamen görüntülenebildiği ilk kesit, inferiorda inferior alveoler sinirin 2 mm süperioru, medialde inferior alveolar sinirin 2 mm laterali olarak belirlenmiştir. Tuber otojen grefti için donör bölge sınırları anteriorda ikinci büyük azı dişinin 2 mm distali, posteriorda maksilanın pterygoid kemikle birleşim sınırı, süperiorda sinüs tabanı olarak belirlenmiştir. Simfiz otojen grefti için donör bölge sınırları superiorda kanin dişlerinin apeksinin 5 mm inferioru, inferiorda pogonion noktası, lateralde mental foramenlerin 5 mm anterioru medialde ise lingual korteks olarak belirlenmiştir.

Yapılan incelemeler sonucunda kadınların Ramus hacimlerinin erkeklerden yüksek olmasına rağmen simfiz bölgesinin verileri bunun tam tersini göstermektedir. Kemik densitesi olarak ise Tuber bölgesinde kadınlar erkeklerden daha yoğun bir kemiğe sahiptir. Yaş gruplarında genel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Anahtar Kelimeler: Otojen, Graft, Hacim, Densite, CBCT

ABSTRACT

CESUR, A. Evaluation of intraoral autogenous graft donor sites in terms of bone volume and quality using cone beam computed tomography, İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Oral Surgery. Phd. Thesis. İstanbul. 2021.

The aim of this study is to examine the variation of the graft volume that can be obtained in the intraoral autogenous graft donor sites in Turkish society and the bone density of these grafts in hounsfield units by age and gender.

The data of the patients whose Cone Beam Computed Tomography images were obtained in the Department of Oral and Maxillofacial Radiology of Istanbul University were analyzed retrospectively. CBCT imaging of all patients who were retrospectively evaluated was made with the Scanora 3Dx brand CBCT device (Scanora® 3Dx, Soredex, Tuusula, Finland), which is used in the Department of Oral and Maxillofacial Radiology of Istanbul University. The data of 79 patients between the ages of 20-60 who did not have any pathology in the Ramus, Tuber, and symphysis regions, had second molars and lower incisors in the mouth, no third molar teeth, no pathology in the relevant areas, and no generalized vertical or horizontal bone loss were analyzed.

For the ramus autogenous graft, the donor site boundaries were determined as 2 mm distal to the second molar tooth anteriorly and the ascending ramus posteriorly, 2 mm superior to the inferior alveolar nerve and medially 2 mm lateral to the inferior alveolar nerve. For the Tuber autogenous graft, the donor site boundaries were determined as 2 mm distal to the second molar tooth anteriorly, the junction border of the maxilla with the pterygoid bone posteriorly, and the sinus floor superiorly. For the symphysis autogenous graft, the donor site boundaries were determined as 5 mm inferior to the apex of the canine teeth in the superior, the pogonion point in the inferior, 5 mm anterior to the mental foramen in the lateral and the lingual cortex in the medial.

As a result of the study, although the Ramus volumes of women are higher than men, the data of the symphysis region show the opposite. In terms of bone density, women have a denser bone than men in the Tuber region. There is no overall significant difference in age groups.

Key Words: Autogenous, Graft, Volume, Density, CBCT

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Oral ve maksillofasiyal bölgedeki kemik eksikliklerinin giderilmesi maksillofasiyel cerrahideki en zorlayıcı işlemlerden biridir. Kronomaksillofasial kompleksin kemik rekonstrüksiyonu birçok materyal ve teknikle gerçekleştirilebilir olmasına rağmen otojen greftler altın standarttır. Otojen greftler osteoindüktif ve osteokondüktif özellik taşımalarının yanında immünolojik olarak da güvenlidirler(1).

İnsan kemikleri endokondral ve intramembranöz kemikleşme ile gelişirler. Diğer tüm ekstraoral donör sahalar endokondral kökenliyen fasiyal ve kalvaryal kemikler intramembranöz kökenlidir. İntramembranöz kemikleşme sırasında mezenkimal hücreler osteoit üreten osteoblastlara farklılaşır. Endokondral kemikler ise yavaşça kalsifiye olan kıkırdak matrinden köken alır(2). İntramembranöz kemiklerde erken rezorpsiyonun endokondral kemiklere göre daha az görüldüğünü belirten hem deneysel hem de klinik çalışmalar mevcuttur. İntramembranöz kemiklerin daha hızlı vaskülarize olması erken iyileşmenin yanında daha öngörülebilir bir kemik hacmi de sağlar(3).

Otojen kemik grefti elde edilmesindeki son teknikler morbiditede azalma ve tedavi sonuçlarında iyileşme sağlamıştır(4). Otojen greftler çoğunlukla maksilomandibular bölgede osteointegre dental implantlarla protetik rehabilitasyon sağlamakta kullanılmakla birlikte; kranomaksillofasiyal cerrahi, travmatik defektlerin rekonstrüksiyonu, tümör cerrahisi ve temporomandibular eklemin rekonstrüksiyonunda da güvenle kullanılabilmektedir(5).

Otojen greftler için bir çok donör alan bulunmaktadır. En sık kullanılan intraoral donör alanlar; maksiller tüber, mandibular simfiz, ramus ve retromolar bölgedir(6).

Kemik defektlerini rekonstrüksiyonu defektin incelenmesiyle başlar. Defektin yeri, boyutu ve komşu yapılarla olan ilişkisi estetik ve fonksiyonel planlamada dikkate alınacak ana faktörlerdir. Böylece cerrah defektin rekonstrüksiyonu için gerekli olan en uygun donör alanı seçmek için ihtiyaç duyulan kemiğin hacim ve kalitesini belirleyebilir. Klinik muayene, oklüzal, periapikal ve panoramik radyografiler kemik miktarı ve bölgede patolojik bir oluşum bulunup bulunmadığının değerlendirilmesi için ön bilgiyi sağlar. Ön değerlendirmeden sonra bilgisayarlı tomografi veya konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılarak ilgili bölgenin anatomisinin detaylı incelenmesi

sağlanabilir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, 3 boyutlu görüntü işleme yazılımlarıyla birlikte bize kusursuza yakın hacimsel ölçüm olanağı vermektedir(7). Buna ek olarak bu yazılımlar sayesinde kemiğin kortikal ve kanselloz içeriğini değerlendirerek operasyon öncesinde kemik kalitesi hakkında bilgi sahibi olabilmekteyiz.

Bu çalışmanın amacı intraoral(maksiller tüber, ramus, mandibular simfiz) donör sahalarından elde edilebilecek greft hacimlerini ve bu greftlerin kortikokanselloz kemik yapıları bakımından kalitesini radyolojik olarak inceleme ve karşılaştırma imkanı vermekle birlikte bu operasyonların planlamasında öngörülü olabilmektir.



2. GENEL BİLGİLER

Modern diş hekimliğinin amacı, diş çürüklerinin veya bunlara bağlı diş kayıplarının engellenmesidir. Alınan tüm önlemler ve koruyucu tedavilere rağmen diş ve doku eksiklikleri oluştuğunda, hastaların normal yüz şekillerinin ve estetiğinin, çiğneme fonksiyonlarının ve konuşma özelliklerinin geri kazandırılması önem kazanmaktadır. Günümüzde gelişimsel veya kazanımsal diş eksiklikleri dental implantlar ile başarılı bir şekilde tedavi edilebilmektedir(8).

Son yıllarda diş hekimliğinde kemik içi implantların yerleştirilmesinin ve planlanmasının protez odaklı olması gerektiği anlaşılmıştır(9).

Mandibular ve maksiller kemik defektleri diş çekimleri sonucunda, patolojilerin cerrahi tedavisini takiben, rezidüel defektler veya konjenital alveolar kemik defektleri olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu defektlerin tedavisinde genellikle kemik grefti şeklinde rejeneratif işlemler uygulanır. Her defekt benzersizdir ve tedavisi için özel bir tedavi planı gerektirir. İmplant başarısı hakkında gün geçtikçe artan bilgilerimiz bize, kemik grefti uygulanmış implantların; doğal kemikteki implantlara kıyasla başarılarında ve sağ kalım oranlarında anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir(10).

Rejeneratif greftleme işlemlerinin amacı, implant yerleştirmesi ve çevre yumuşak dokuların desteklenmesi için en uygun bölgeyi oluşturmaktır. Diş hekimliğinde ki protetik odaklı implant tedavileri form, işlev ve estetiğe odaklanmalıdır. Bu rekonstrüktif prosedürlerin amacı, diş eti konturlarını öngörülebilir bir şekilde destekleyecek ve koruyacak üç boyutlu bir muhafaza sağlamaktır(11).

2.1. Dişsizliğe Bağlı Oluşan Anatomik Değişiklikler

2.1.1. Kemik Yapılarda Oluşan Anatomik Değişiklikler

Dental iskeletsel yapıyı oluşturan bazal kemiğin gelişimi dişler henüz oluşmadan fetüs döneminde başlar. Alveoler kemik ise ilk defa diş germinin Hertwig kök kılıfının gelişmesi ile görülür(12). Diş gelişimi primer veya sekonder olarak gerçekleşmez ise alveoler kemik de oluşmaz. Diş ile alveoler kemik varlığı ve miktarı arasındaki ilişki ömür boyu devam eder. Wolff kanunu(1982), kemiğin yeniden şekillenmesinin üzerine uygulanan kuvvetler ile yakın ilişkili olduğunu ortaya koymaktadır(13).

Kemik, yoğunluğunu ve şeklini koruyabilmek için uyarılmaya ihtiyaç duymaktadır. Roberts ve ark.(14) kemiğe ait rezorpsiyon ve formasyon süreçlerinin dengesini korunabilmesi için iskeletsel sisteme en az %4'lük gerinim uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir.

Dişler çiğneme kuvvetlerini, kendilerini çevreleyen kemiğe iletirler. Bir diş kaybı olduğunda, geride kalan kemiğin yeterli kuvvetle uyarılmaması bu bölgedeki kemik trabeküllerinin miktarında ve yoğunluğunda azalmayı takiben; kemiğin genişlik ve yükseklik olarak hacimsel kaybına neden olmaktadır(15).

Diş kaybından sonraki ilk 1 yıllık sürede, kemik genişliğinde %25 kayıp ve diş çekimleri sonrası bir immediate protez uygulandığında ise kemik yüksekliğinde yaklaşık 4 mm kayıp olmaktadır(16). Tam dişsiz hastaların uzun dönem takip edildiği bir çalışmada kemik kaybının mandibulada maksillanın 4 katı olduğu ve bu kaybın ömür boyu devam ettiği gözlenmiştir(17).

Dişler alveol kemiğinin gelişimi ve korunması için birincil öneme sahip yapılardır. Hareketli protezler kemiği yeterince uyaramamakta ve korunmasını sağlayamamaktadırlar. Çiğneme kuvvetlerini sadece kemik yüzeyine ilettikleri için kan dolaşımı ve buna bağlı olarak alveoler kemik hacmi azalmaktadır(18).

Kemik kaybı ilk genişlikte azalma olarak karşımıza çıkmaktadır. Doku destekli protezlerin kullanımıyla birlikte posterior mandibulada ilerleyen rezorpsiyon üzeri hareketli ve ince bir alveoler mukoza ile kaplı belirgin mylohyoid ve internal oblik sırtların ortaya çıkmasına sebep olmaktadır. Anterior bölgede devam eden rezorpsiyon ise superior genial tüberküllerin alveoler sırtın en üst noktası haline gelmesine neden olmaktadır(19).

Maksiller ve mandibular bölgede ki rezorpsiyon uzun dönemde sadece alveoler kemikle sınırlı kalmamakta; bazal kemikte de rezorpsiyon görülebilmektedir(20).

Rezorpsiyon sebebiyle mandibular kanal veya mental foramen gibi yapılar rezidüel kemiğe göre daha superiorda kalmakta inferior alveoler sinirin innerve ettiği alanlarda geçici veya kalıcı parestezi durumları ortaya çıkabilmektedir(21).

Maksillada, anterior kemik sırtı hatta anterior nazal spine fonksiyon sırasında ağrı ve protezin mobilitesine sebep olacak şekilde rezorpsiyona uğrayabilmektedir(22).

Çiğneme kuvvetleri, kısa yüz (brakiosefalik) tipine sahip bireylerde uzun yüz (dolikosefalik) tipine sahip bireylere göre 3-4 kat fazla olabilmektedir. Bu da kısa yüz tipine sahip bireyleri ileri atrofi yönünden daha riskli kılmaktadır(23).

2.1.2. Yumuşak Dokularda Oluşan Anatomik Değişiklikler

Kemik genişliğinde ve yüksekliğinde oluşan rezorpsiyonları takiben keratinize yapışık diş eti kayıpları da görülmektedir. İleri derecede rezorpsiyon görülen vakalarda ya ince bir yapışık diş eti bandı izlenmekte ya da hiç yapışık diş eti izlenmemektedir(24).

İlerleyen rezorpsiyonla birlikte yüksek kas ataşmanları göreceli olarak daha da kret tepesine konumlanmakta çevre yumuşak dokular daha da hareketli bir hal almaktadır(24).

Dişsiz hastalarda diş kaybı sonucu artan ağız içi hacim genişleyen dil tarafından doldurulmakta cerrahi işlemleri ve protetik rehabilitasyonu zorlaştırmaktadır(24).

2.1.3. Estetik Değişiklikler

Yaşın ilerlemesi ile oluşan estetik değişimler diş kayıpları ile hızlanabilmektedir. Diş kayıpları veya dişlerdeki aşınmalara bağlı dikey boyut kayıpları yüz estetiğini değiştirmekte; labiomenta açıda azalmaya ve sınıf III maloklüzyona sebep olmakla birlikte prognatik bir görünüme yol açmaktadır. Dudakların dişler tarafından desteğinin ve kas tonusunun azalması sonucu dudak vermillion hattında incelme, nazolabial olukta derinleşme görülmektedir. Bu durum yaşlanma ile oluşmakla birlikte diş kayıpları ve buna bağlı kemik rezorpsiyonları sonucu daha belirgin hale gelebilmektedir(24).

Hareketli protez kullanan hastaların çiğneme fonksiyonu doğal dişlerine sahip oldukları durumlarına göre yaklaşık olarak altıda birine düşmektedir. İmplantüstü protezler bu fonksiyonu normale yakın düzeye kadar geri kazandırmaktadırlar(24).

İmplantüstü protezlerin yumuşak doku desteği gerektirmemesi sebebiyle implantlar implant estetik ve konuşmaya en uygun protezin yapılmasına olanak verecek şekilde konumlandırılmalıdır(24).

2.2. Kemik Kaybına Neden Olan Patolojik Sebepler

Kemik kayıpları sadece dişlerin kaybına bağlı olarak değil benign veya malign lezyonların varlığı sonucunda da karşımıza çıkmaktadır.

Çenelerin kistik lezyonları yaygın görülen patolojik lezyonlardır. Bu lezyon grubu, odontojenik veya odontojenik olmayan kökenlere sahiptir.

Odontojenik kistler ve bunların içinden radiküler kist en sık görülenleridir. Odontojenik kistler, diş gelişiminin epitelyal kalıntılarından kaynaklanır ve epitel ile çevrili olarak çenelerin diş bulunan alanlarında oluşur. Bu lezyonlar genellikle iyi huyludur, ancak çok nadir de olsa malignite veya malign değişiklik vakaları literatürde bulunmaktadır.

Odontojenik olmayan kistlerin embriyodaki maksiller, frontonazal ve mandibular füzyon süreçlerinde ki epitelyal kalıntılardan kaynaklandığı düşünülmüştür. Anevrizmal ve soliter kemik kistleri, epitelyal ve odontojenik olmayan kistlerdir.

Kistik lezyonların birçoğu yavaş büyür ve asemptomatiktir, genellikle diş muayenelerinde veya diş değerlendirmesi için alınan panoramik radyografilerde rastlantısal olarak karşılaşırlar. Bu lezyonlar genellikle büyümeye devam edeceği ve bitişik dişleri ve diğer yapıları etkileyebileceği ve hatta patolojik kırıklara neden olabileceği için doğru tanı ve uygun tedavi gereklidir(25).

Odontojenik tümörler oral ve maksillofasiyal cerrahlar için büyük önem taşıyan karmaşık bir lezyon grubunu oluşturur. Bu lezyonların çoğu gerçek tümördür, bazıları ise hamartomdur. Normal odontogenez gibi odontojenik tümörler de odontojenik epitel ve odontojenik ektomesenkim arasında değişen kaynaklardan köken alır. Odontojenik epitel tümörleri, odontojenik ektomesenkim katılımı olmadan sadece odontojenik epitelden oluşur. Karışık odontojenik tümörler olarak adlandırılan diğer odontojenik neoplazmalar, odontojenik epitel ve ektomesenkimal elementlerden oluşur(26).

Oral kistlerin cerrahi tedavisi Partsch tarafından 1892 kadar erken bir tarihte tanımlanmış ve Partsch I prosedürü olarak adlandırılan kist çeperinin intraoral olarak açılımını (marsupializasyon) tarif etmiştir(27). Partsch I prosedürü tedaviyi sağlamayacak düzeyde kist çıkarılmasına ve antibiyotik öncesi dönemde komplikasyonlara sıklıkla yol açtığından, Partsch 1910'da Partsch II prosedürünü (enükleasyon) tarif etti(28). Wassmund(29), bu tekniği daha da geliştirerek geniş bir

intraoral osteotomi yoluyla kistin tamamen enükleasyonu için erişimi fikrini ortaya attı. Cerrahi teknikler on yıllar boyunca gelişmeye devam etti; nüks oranı ve enfeksiyon riski azaldı. Oral ve maksillofasiyal bölgenin belirgin iyi huylu patolojilerinin tedavi süreçleri daha açık bir şekilde tanımlandıkça, enükleasyon ve küretaj yönteminin bu lezyonların çoğunun başlangıçtaki kesin tedavisi için birincil seçenek olduğu ortaya çıktı(30).

Enükleasyon ve küretaj yaklaşımı solid lokal agresif benign ve malign lezyonlarda kontrendikedir. Ameloblastom gibi solid benign agresif lezyonlar, enükleasyon ve küretaj(30) ile son derece yüksek bir nüks oranına sahip olacaktır ve mandibulada en az 1 cm'lik sağlam kemik sınırı ile rezeksiyon ve parsiyel maksillektomi gerektirirler(31).

Kist ve tümörlerin tedavisinde lezyonun türü, nüks oranı ve bening veya malign oluşu cerrahi prosedürü tamamen değiştirmektedir. Uygulanan cerrahi yöntem(marsüperizasyon, enükleasyon, marjinal/segmental mandibulektomi, tam/segmental maksillektomi) oluşan defektin şeklini ve kemik kaybının hacmini belirleyeceğinden ihtiyaç duyulacak rekonstrüktif cerrahi operasyonu ve bu operasyon için ihtiyaç duyulacak kemik grefti çeşidi ile miktarını belirlemektedir.

2.3. Kemik Biyolojisi ve İyileşmesi

Kemik greftleme prosedürlerinin başarıyla uygulanabilmesi için fizyolojinin, kemik iyileşmesinin ve kullanılacak materyalin özelliklerinin çok iyi bilinmesi gerekmektedir. Vaskulerize olmayan kemik greftlemelerini anlamak için basit kemik iyileşmesi ve rejenerasyon iyi bilinmelidir(32).

1. Osteogenezis: Bir donör grefti içinde hücrel elementlerin hayatta kalması, alıcı bölgede yeni kemiğin sentezini sağlar.

2. Osteoindüksiyon: Büyüme faktörleri ve kemik morfogenetik proteinleri dahil konakçı mezenkimal kök hücrelerinin çevreleyen dokudan alımı, yeni kemik oluşumuna olanak sağlar.

3. Osteokondüksiyon: Graft materyali, kan damarlarının invazyonuna ve kemik hücrelerinin iskelet çevresine bağlanmasını olanak sağlar(33).

İdeal bir kemik grefti veya kemik grefti ikamesi bu osteojenik, osteoindüktif ve osteokondüktif özelliklere sahip olmalı ve erken rezorpsiyona uğramadan kemik oluşumu için uygun ortamı sağlayabilmelidir(34).

Normal kemik onarımında olduğu gibi, kemik greftleri üç ana aşamada iyileşir: enflamasyon, proliferasyon ve remodelasyon(32). Enflamasyon evresi yaralanma anında başlar ve 5 güne kadar devam eder. Tüm yara iyileşmesinde olduğu gibi, enflamasyon kan damarı hasarından kaynaklanır ve hemostazı tetikler. Trombositler hemostaza yardımcı olur ve vazokonstriksiyon kan pıhtısı oluşmasını sağlayarak iyileşme sürecine başlatır. Nötrofiller ve makrofajlar gibi enflamatuvar ve fagositik hücreler, yara bölgesini debride eder ve bakteri birikimini azaltmaya yardımcı olur. Graft iyileşmesinin proliferasyon fazı, düzensiz bir osteoid veya kemik greft hücreleri tarafından üretilmiş yeni bir kemik ile sonuçlanır. Takip eden remodelasyon aşamasında olgunlaşmamış kemik rezorbe olarak yerini organize lamel kemiğe bırakır. Graft hücreleri başlangıçta (ilk 3 ila 5 gün) besin maddelerinin alıcı yataktan difüzyonu ile hayatta kalır. Bu işlem plazmatik inhibisyon olarak bilinir. Bu nedenle yeterli graft beslenmesi alıcı yatağın kalitesi tarafından belirlenir. Örneğin, yoğun şekilde yaralanmış bir alıcı yatak, imbibisyon ve vaskülarizasyon muhtemel olarak riske gireceği için ideal bir bölge olmayacaktır(34).

Yeni osteoid oluşturmak için canlı graft hücrelerine ihtiyaç vardır. Anjiyogenez graft iyileşmesi ve entegrasyonunun gerçekleşmesi için önemli bir ilkedir ve hipoksik graft yatağı ortamına yanıt olarak makrofajlar ve trombositler tarafından salgılanan büyüme faktörleri tarafından yönlendirilir. Graftlemeden yaklaşık 3 ila 5 gün sonra, oluşan damarlar çevredeki yumuşak dokulardan ve kemik kenarlarından graft içine infiltre olur. Kansellöz kemik, kortikokansellöz veya kortikal kemik greftlerinden daha hızlı revaskülarize olur, çünkü yeni oluşan damarlar, mevcut kortikal kemik havers sistemini takip etmek zorunda kalmadan, kansellöz kemikteki trabeküllerin arasındaki geniş boşluklar boyunca birleşebilir. Erken dönem revaskülarizasyon osteoid oluşumu için önemlidir, çünkü kan damarları osteoblastlara ihtiyaç duyulan oksijeni ve besinleri getirir ve metabolik atıkların uzaklaştırılmasına yardımcı olur. Kortikal bileşenler osteokondüktif bir iskelet görevi görür. İskelet, osteoklastlar tarafından rezorbe edilir. Osteoid ve endosteum birleşir ve yeni oluşan kemiği sağlamlaştırır(35).

Remodelasyon aşaması yaklaşık olarak 2. haftada başlar ve kullanılan kemik grefti malzemesinin tipine bağlı olarak aylarca hatta yıllarca sürer. Kemik grefti hareketsiz olduğu, yeterli kan dolaşımının sağlandığı ve greft bölgesi enfeksiyondan uzak kaldığı sürece, remodelasyon aşaması iyileşme sürecini tamamlayacaktır. Osteoklastlar yavaş yavaş olgunlaşmamış kemiği rezorbe eder ve daha organize olan lameller kemiği oluşturur. Lameller kemik mekanik olarak olgunlaşmamış kemikten daha güçlüdür. Olgunlaşmamış kemiğin osteoblastik kemik oluşumu ile kademeli osteoklastik rezorpsiyonu ve lamellar kemiğe olgunlaşması sürünen ikame olarak bilinir(36).

Her kemik grefti türü, bileşim, yapı, partikül büyüklüğü, kemik büyüme şekli ve rezorpsiyon süresi olmak üzere kendi materyal özelliklerine sahiptir. Cerrah, bireysel malzeme özelliklerine, avantajlarına ve dezavantajlarına bağlı olarak tek bir kemik greft materyali veya bir materyal kombinasyonu seçebilir. Kemik greftleri, her malzemenin kendine özgü özelliklerini maksimize etmek için birleştirilebilir veya katmanlanabilir(37).

Kemik greftleri morfolojiye göre sınıflandırılabilir. Partikül, ilik veya blok greftlerin her biri, belirli bir alıcı siteyi tedavi etmek için daha uygun olabilecek özelliklere sahiptir ve bu nedenle malzeme seçimi önemlidir(38).

Kortikal blok greftler yapısal stabiliteye sahiptir ve horizontal ve vertikal defektlerin tedavisi için değerlidir, ancak revaskülarizasyonları; kemik iliği ve kansellöz greftlere kıyasla çok az osteojenik potansiyele sahip olmaları nedeniyle nispeten daha uzun sürmektedir(39). Partikül greft yapısı, yoğunluğu blok greftten daha düşüktür ve greftin daha hızlı revaskülarizasyonuna izin verir, aynı zamanda da yapıyı oluşturmak için bir iskelet görevi görür. Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, kan pıhtılaşmasını stabilize etmek ve kemik hücrelerinin daha hızlı çoğalan yumuşak doku hücrelerinin müdahalesi olmadan büyümesi için bir boşluk yaratabilmek için rezorbe olabilen veya rezorbe olmayan bir bariyer membran kullanma konseptine dayanır(40).

2.3.1. Kemik İyileşmesine Etki Eden Faktörler

2.3.1.1. Sistemik Faktörler

Yaş

Fizyoloji yaşla birlikte değişir ve yara iyileşmesi yaşla birlikte güçleşebilir. Yaşlı hastalar genellikle daha fazla sistemik sağlık sorunlarına sahiptirler ve iyileşmeyi engelleyebilecek veya olumsuz yönde etkileyebilecek çok sayıda ilaç kullanırlar. Ayrıca vaskülerite sıklıkla zayıf perfüzyon sebebiyle azalmıştır. Bu faktörlerin, hastanın genel tedavi planında göz önünde bulundurulması önemlidir. Cerrahın, hastanın vitamin, bitkisel takviyeler ve alternatif ilaçlar dahil olmak üzere ilaç listesini gözden geçirmesi çok önemlidir. Bazı reçeteli ilaçlar, vitaminler ve takviyeler, kanamayı artırma ve diğer ilaçların metabolizmasını değiştirme gibi istenmeyen perioperatif olaylara neden olabileceğinden, preoperatif ilaç konsültasyonunun yapılması önemlidir(41).

Diyabet

Diyabetli hastalar, özellikle de kan glikoz düzeyleri kontrol altında olmayanlar, iyileşmenin bozulması ve mikrovasküler hastalıktan kaynaklanan yara vaskülaritesini azalması riski taşır. Kontrol altında olmayan glikoz düzeyi ayrıca nötrofil ve lenfosit fonksiyonunu, kemotaksiyi ve fagositozu etkileyerek, yara enfeksiyonu görülme riskini artırır(42).

Glikozile edilmiş hemoglobinin oksijen için birleşme eğiliminin glikozile edilmemiş hemoglobinden daha yüksek olması nedeniyle dokulara oksijen geçişi de azalır. Ayrıca, kontrolsüz kan glikoz düzeyi kırmızı kan hücresi geçirgenliğini ve yaraya mikrovasküler kan akışını azaltır(42).

Sigara Kullanımı

Sigara kullanımının yaranın iyileşmesini baskıladığı ve bu nedenle kemik greftlerindeki başarısızlık için bir risk faktörü olduğu bilinmektedir. Sigara içmek, normal kemik metabolizmasını etkilediği bilinen nikotin salınımına neden olur. Nikotin, damar büyümesini önleyerek, osteoblastların oluşumunu yavaşlatarak ve aynı zamanda proliferatif aşamada osteoblast fonksiyonunu ve osteoklastların sayısını azaltarak kemik metabolizmasını etkiler(43).

Tütün, karbon monoksit ve nitrozamin içeren kimyasalları salgılar ve çevresel dokulara oksijen iletimini azaltır, bu da doku hipoperfüzyonuna ve hipoksiye neden olur. Ayrıca trombosit kümelenmesine ve nötrofil fonksiyon bozukluğuna neden olarak

yara iyileşmesini olumsuz yönde etkileyen kollajen birikimini ve kan viskozitesini artırır. Hastalara operasyon öncesi en az 2 hafta boyunca tütün kullanımını bırakmaları önerilmeli ve yara iyileşmesi tamamlanana kadar sigara içilmemelidir (34, 41).

2.3.1.2. Lokal Faktörler

Enfeksiyon

Enfeksiyon, bozulmuş yara iyileşmesinin ve greft kaybının en önemli nedenidir. Geleneksel olarak, yaralar steril, kontamine, kolonize veya enfekte olarak sınıflandırılır. Bu sınıflandırma, yaralanma şekline (cerrahi veya travmatik yara) ve normal bakteri florasına göre yaranın konumuna bağlıdır. Ağız boşluğunda, cerrahi yaralar, endojen oral ve solunum mikrobiyal florası ile temas halinde oldukları için temiz-kontamine olarak sınıflandırılır. Bakteriyel risk, odontojenik enfeksiyonla ilişkili bölgelerde artmaktadır. Greft kaybı riskini azaltmak için, kemik grefti uygulanmadan önce tüm enfeksiyon kaynakları dikkatle incelenmelidir(34).

Cerrahi prensiplere ve aseptik tekniklere bağlılık, ameliyat sonrası enfeksiyonların ve greft kontaminasyonunun önlenmesinde önemlidir. mümkün olan tüm kesiler sağlam keratinize mukoza üzerinde olmalıdır. Dokularda ezilmeyi önlemek ve damar perfüzyonunu tehlikeye atmamak için dokulara nazik davranılmalıdır(34).

Doğru şekilde uygulanmazsa, kemik greftleri enfekte olabilir. Cerrahi bir yara içindeki zengin mikrobiyal flora, konağın bölgeye enflamatuvar tepkisini artırır. Bakteriler, iyileşen dokuların hücre dışı matrisini yok eden ve hücre çözülmesine neden olan endotoksinleri ve metaloproteazları salgırlar. Bakteriyel enfeksiyon ve artmış inflamasyon daha fazla doku hasarı ve greft kaybına neden olabilir. Bakteriler ayrıca, besinler ve oksijen için iyileştirici dokularla rekabet ederek yara iyileşmesini de tehlikeye atarlar(34).

Greft Mobilitesi

Kemik grefti hareketliyse başarısızlık olasılığı çok yüksektir. Birleşmeme, greftin konakçı yatağa kemik-kemik teması oluşturmadığı, bunun yerine fibröz doku ile bağlandığı durumda ortaya çıkar. Onlay greftler için rijit fiksasyon konsolidasyon

sırasında, kırıkların onarımı ve anatomik redüksiyonun ilkelerine benzer şekilde hareketliliği en aza indirebilir. Bir kemik greftine tekrarlanan mikro travma da greft kaybına neden olabilir, bu nedenle konsolidasyon sırasında greftlenen alanda herhangi bir fonksiyonun sınırlı olması gerekliliğinin hastaya açıklanması hayati öneme sahiptir. Sürekli veya aşırı gerginlik greft bölgesinde mikro hareketliliğe sebep olacak ve kemik yerine kıkırdak veya fibröz doku oluşumunu yol açacaktır. Kemik grefti üzerindeki aşırı basınç kemik rezorpsiyonuna neden olabilir. Bu genellikle geçici bir protez yeterince rahatlatılmadığı zaman görülür. Rezorpsiyonu önlemek için geçici protezin dikkatli bir şekilde kontrol edilmesi ve ayarlanması esastır(34)

Vasküler Birleşme

Kemik greftlemesi sırasında periostun korunmasının, kraniyofasiyal bölgede greft sağ kalımını arttırdığı gösterilmiştir. Bu, kemik grefti sağ kalımında erken revaskülarizasyonun önemine işaret eder; çünkü periostun bu süreci kolaylaştırdığına inanılır. Greft oryantasyonu da sağ kalım için önemlidir. Greft kansellöz yüzeyi, konak kemiğin hazırlanmış kansellöz kenarlarına temas ettiğinde, periostal yüzeyi ise yumuşak dokularla temas halinde olduğunda en iyi sonuç elde edilir(44).

2.4. Kemik Kaybının Tedavisinde Kullanılan Greft Türleri

Kemik greftleri de türetildiği kaynağa göre sınıflandırılabilir. Otograflar aynı kişiden dokudan oluşur, allogreftler aynı türden başka bir bireyden alınır, ksenograflar alıcıdan farklı bir türdendir ve alloplastik greftler sentetik malzemeden oluşur. Son zamanlarda ki araştırmalar ideal çok yönlü grefti oluşturmaya odaklanmaktadır. Kemik grefti ikameleri, hücreleri çeşitli doğal veya sentetik malzemelerden yapılmış bir yapı iskeletine çevirmek için kemik progenitör hücrelerini ve büyüme faktörlerini dahil ederek osteojenik, osteokondüktif ve osteoindüktif potansiyellerini geliştirmeye odaklanan ve doğal kemik yapısını taklit eden kemik dokusu mühendisliği kavramına dayanmaktadır(45).

2.4.1. Otojen Greftler

Otojen kemik, ideal bir greft materyalinin sahip olması gereken tüm özellikleri gösterdiğinden “altın standart” olarak kabul edilir(46). Otojen kemik, büyüme

faktörlerinin salgılanması ile farklılaşmamış kök hücre olgunlaşmasını indüklemeye yeteneğine sahiptir ve kan damarlarının ve kemik hücrelerinin invazyonuna olanak sağlayan biyomekanik olarak stabil bir yapıdır. Otojen greftlemede, kansellöz kemik veya kortikal kemik kullanılabilir. Kansellöz kemik ilk olarak osteogenezis ile iyileşir ve daha yavaş kemik döngüsü ve yeniden şekillenme hızına sahip olan kortikal kemikten daha yüksek miktarda osteokompetan hücre konsantrasyonuna sahiptir. Otojen kemik, kemik rejenerasyonunu indükleyen ve yumuşak doku iyileşmesini ile anjiyogenezi teşvik eden büyüme faktörlerini ve kemik morfojenetik proteinlerini (BMP'ler) içeren; osteogenezi gerçekleştirebilen osteokompetan hücrelere sahip tek kemik grefti türüdür(34).

Donör bölgeden alındıktan sonra, alıcı bölgeye aktarılan canlı hücre sayısını en üst düzeyde tutmak için, otojen greft alıcı yatağa derhal nakledilmelidir. Greft geçici olarak steril normal salin (veya diğer steril normotonik solüsyon) içinde kullanım zamanına kadar saklanabilir ancak greftin canlılığını sağlanması için transplantasyon zamanının en aza indirilmesi önerilir. Otojen kemiğin intraoperatif saklanması etkisi hakkında ya da greft canlılığının azalması için tam bir süre belirli olmamakla birlikte, kansellöz kemiğin kuru koşullarda intraoperatif saklanmasından kaçınılması tavsiye edilir ve daha uzun saklama süreleri(2 saatten fazla) gerektiğinde salin çözeltisi kullanılmalıdır. Çünkü oluşan yeni kemik miktarı doğrudan nakilde hayatta kalan osteoblastların sayısına bağlıdır(34).

Otojen greftler kansellöz, kortikokansellöz veya kortikal olabilir. Kansellöz, kortikokansellöz ve kortikal kemikler, barındırdıkları osteoblastların konsantrasyonunda farklılık gösterse de, her üçünde de osteokondüktif bir iskelet içinde büyüme faktörleri ve BMP'ler bulunur. Kansellöz kemik, kortikokansellöz veya kortikal kemik greftleri ile karşılaştırıldığında daha yüksek yeni kemik oluşturacak olan osteoblast konsantrasyonu olduğunu gösterir. Kansellöz kemik greftleri (partikül) daha fazla progenitör hücre ve osteoblast içerir ve bu nedenle kortikal kemikten daha fazla osteojenik ve osteoindüktif özelliğe sahiptir(34).

Otojen kemiğin elde edilmesi için gerekli olan ve “altın standart” a gölge düşürebilecek ikinci bir cerrahi bölge ile ilişkili doğal bir morbidite riski vardır. Otojen greftler için çok sayıda potansiyel bölge vardır. İntraoral bölgeler, mandibular ramus,

simfiz ve maksiller tüberi içerir. Ekstraoral bölgeler arasında anterior ve posterior iliak kret, proksimal tibia ve kalvaryum bulunur(34).

2.4.2. Allogreftler

Allogreftler, yaşayan veya ölmüş aynı türden bir donörden elde edilen kemik greftleridir. İlk insan kemik allogreftini 1878 yılında William MacEwen raşitizmlili bir çocuğun tibiasından elde edilen bir greft ile 4 yaşındaki bir çocuğun enfekte olmuş humerusunu rekonstrükte ederek uygulamıştır(47). Allojenik kemik azalmış hasta morbiditesi ile otojen materyale alternatif olarak, otojen kemik greftlerine benzer etkinlik göstermektedir(48). İntraoral veya ekstraoral bir bölgeden kemik eldesi, ikinci bir cerrahi alan gerektirir bu da işlem süresini, işlemin invazivliğini ve işlem sonrasında hastanın morbiditesi artırır. Günümüzde kullanılan allogreft çeşitleri arasında taze dondurulmuş kemik allogrefti (FFBA), dondurularak kurutulmuş kemik allogrefti (FDBA) ve demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik allogrefti (DFDBA) bulunur(48). FFBA, hücrel ve vasküler bileşenlerin büyümesine izin veren bir iskeletin oluşmasını sağladığı için osteokondüktif kabul edilir(49). FFBA mikropartikül allogreftleri, osteoindüktif özellikleri bakımından dondurularak kurutulmuş muadillerinin oldukça geridedir(50).

Dondurularak kurutma işleminde, su buzdan buhar olarak çıkartılır. Böylece buz erimeden ortadan kaldırılır ve su buharı soğuk ile katılaşır. Bu işlem ile, protein konfigürasyonundaki değişiklikler ortadan kaldırılmakta veya proteinlerin hidrofilik alanlarının bloke edilmektedir(9, 49, 51). Normalde dondurularak kurutulmuş kemik allogreftleri, mekanik güçlerini ve esnekliklerini korumak için uygulanmadan önce rehidrate edilmelidirler. Ancak, oral cerrahide, kemik preparatları hızlı bir şekilde vücut sıvıları ile rehidrate olur bu sebeple kemik preparatlarının önceden rehidrasyonu çok önemli değildir(49, 51).

DFDBA, 0.5 ila 0.6 M hidroklorik asit içerisinde asit demineralizasyonu ile işlem görür; Bu işlem ile organik içerik bozulmadan bırakılarak mineral içeriğin % 40'ı uzaklaştırılır(49). İşlem sonunda hidroklorik asit ile demineralize edilmiş liyofilize parçacıklar elde edilir. Parçacıklar daha sonra santrifüjleme ile geri kazanılır, dondurulur ve tekrar dondurularak kurutulur. DFDBA, kemiğin tek organik bileşeni

olan tip I kollajen sağlar. Bu işlem teoride, kemikte bulunan BMP'leri korusa da, DFDBA çok az osteoindüktif özelliğe sahiptir(52).

Allogreftler elde edildikten sonra, yumuşak dokuyu uzaklaştırmak ve hücresel yükü azaltmak için fiziksel debridman, kalan hücreleri ve kanı ortadan kaldırmak için ultrasonik yıkama, proteinleri denatüre etmek ve virüsleri etkisiz hale getirmek için etanolle işleme, virüsleri etkisiz hale getirmek, bakterileri öldürmek için antibiyotik yıkaması, sporları yok etmek için gama radyasyonu ve etilen oksit ile sterilizasyon da dahil olmak üzere çeşitli aşamalardan geçer. Allojenik malzemelerin antijenisitesi ve enfektivitesi, donör seçimine ve saflaştırma işlemlerine bağlıdır(53). Canlı hücreleri ve buna bağlı olarak hastalıkların bulaşma riskini ortadan kaldıran ve kemik greftine karşı oluşabilecek immünolojik reaksiyonu azaltan titiz protokol FFBA'ya klinik ve bilimsel ilgiyi arttırmıştır(54). Ancak tüm bu protokollere rağmen Hepatit C ve insan immün yetmezlik virüsünün (HIV) bulaşması allogreft uygulanması sonrası karşılaşılmıştır(55).

Rekonstrüktif oral cerrahi işlemlerde yaygın olarak kullanılan kemik allogreftleri, genel olarak partikül veya blok olarak üretilir. Hem FDBA hem de DFDBA, nispeten yüksek kemik indükleyici protein seviyeleri ve süngerimsi kemiğe göre düşük antijenitesi nedeniyle genellikle uzun kemiklerin kortikal kısmından elde edilir(49).

2.4.3. Ksenogreftler

Demineralize kemiğin ilk kullanımı 1889 yılında köpek kafatası defektlerinin onarımı için kullanılan ksenojenik, dekalsifiye kemik greftidir(54). Kemik ksenogreftleri, bir türden elde edilen ve farklı bir türe uygulanan kemik dokusudur. Ağız ve çene-yüz cerrahisinde kullanılan ksenogreftler genellikle anorganik sığır kemiğidir (ABB), ancak domuz veya at kökenli greftlerde kullanılabilir. Kristalimsi bir yapıya ve insan kemiğine benzer bir kalsiyum-fosfat oranına sahiptirler. İmmünolojik yanıtı ve implantasyondan sonra ortaya çıkabilecek doku reddini engellemek için proteinlerin elimine edilmesi gerekir. Bu nedenle malzemenin osteoindüktif kapasitesi kaybolur ve bu greft materyali sadece osteokondüktif iskelet görevi görür(25). Kalan inorganik bileşenler, mükemmel bir kalsiyum kaynağı olan doğal bir matris sağlar. Bu yapı 0.25 ila 1 mm'lik bir partikül büyüklüğüne sahip kan

damarları tarafından kolayca doldurulabilen ve osteoblastik göçe olanak sağlayan gözenek sisteminden oluşur(56).

Ksenogreftlerin, yalnızca osteokondüktif özelliklere sahip olmasından başka bir diğer dezavantajı da, sığır kortikal kemiğinin rezorpsiyon hızının yavaş olmasıdır. Ayrıca, son derece ender olmasına rağmen, deli dana hastalığı veya sığır spongiform ensefaliti riski de mevcuttur(57).

Son on yılda, bir sığır hidroksiapatit (BHA) geliştirilmiş ve implant tedavisi ile birlikte yaygın olarak kullanılmıştır. Şu anda piyasada mevcut olan greft materyalleri arasında en iyi belgelenmiş biomateryaldir. Birleşimi insan kemiğine oldukça benzer ve osteokondüktif olarak kabul edilir. Bununla birlikte, BHA'nın rezorbe olup olamadığı; yavaşça bozunduğu, fagosite edildiği ya da emilemez olduğu hakkında tartışma vardır. Bazı yayınlarda, birkaç yıl sonra bile neredeyse hiç rezorpsiyon oluşmadığını belirtilmektedir. BHA partiküllerinin yeni rejenere olmuş kemiğe dahil olması, malzemenin yeni oluşturulan kemik dokusunun "desteği" olarak işlev göreceği ve böylece rejenere olan kemiğin erken rezorpsiyonu önleyeceği için estetik bölgelerde yapılan işlemlerin uzun dönem prognozunu açısından bir avantaj olabilir(25).

2.4.4. Alloplast Greftler

Alloplastik biyomalzemeler otojen kemik eldesinde ki morbisite riskinin olmaması ve hastalık riskinin olmaması gibi yönlerden allojenik ksenojenik greftlere üstünlük sağlar. Osteojenik potansiyele sahip bir alloplast greft, tek başına veya diğer kemik ikameleri ile karıştırılarak başarılı bir şekilde sonuç verebilmektedir (58).

Alloplastlar osteokondüktif özelliğe sahiptir ve donör bölge morbiditeleri yoktur. Bununla birlikte, alloplastlar, aylarca hatta yıllar süren eksik greft materyali rezorpsiyonu riskine maruz kalmaktadır. Alloplastik kemik greft materyalleri özünde bir iskeledir(34).

Alloplastlar, kalsiyum fosfat (hidroksiapatit türevi), kalsiyum karbonat (mercan türevi) veya biyoaktif cam seramikleri gibi sentetik biyo-uyumlu kemik greft malzemeleridir(59).

Hidroksiapatit, osteokondüksiyon özelliği ve doku kabul edilebilirliği nedeniyle şu anda en çok kullanılan sentetik kemik greftidir. Kalsiyum karbonat kısa sürede

tamamen emilebildiği ve kemiğin kırılmasını kolaylaştırdığı için daha az kullanılmaktadır. Son zamanlarda, hidroksiapatit ile kombinasyon halinde trikalsiyum fosfat kullanılmaktadır. Bu sayede hem osteokondüksiyon hem de rezorpsiyon özellikleri elde edilir. Hidroksiapatit (HA) ve β -trikalsiyum fosfattan (β -TCP) oluşan bifazik kalsiyum fosfat (BCP), insan kemik dokusunun inorganik fazına benzeyen bir kemik grefti ikamesidir. Çözünmeyen HA, hacim sağlamak için şeklini ve yapısını korurken, β -TCP kalsiyum ve fosfat iyonlarına çözünerek yeni kemik oluşumunu uyarmaktadır(34).

2.5. Kemik Kaybının Tedavisinde Uygulanan Yöntemler

2.5.1. Soket Ogmentasyonu(Soket Koruma)

Diş çekimi sonrası meydana gelen değişiklikler, 1900'lerin başından beri bilinmektedir. Hem hayvan hem de insan çalışmaları, bir diş çekildikten sonra iyileşme mekanizmalarını ve alveoler kemiğin rezorpsiyon paternini incelemiştir. 1923 yılında Euler(60) köpeklerde çekim yaralarının iyileşme sürecini incelemiş ve yedi farklı evre olduğunu belirlemiştir. Köpekler ve insanlar hakkında ilk araştırmayı yapan Clafin(61), iyileşmenin insanlarda köpeklerden daha yavaş olduğunu gözlemlemiştir. 1967'de Petrokovoski ve Massler(62), diş çekildikten sonra meydana gelen morfolojik değişiklikler üzerine bir çalışma yayınladı. Bu çalışmaya göre bukkal kemik hem maksilla hem de mandibuladaki lingual kemiğe göre daha fazla rezorpsiyon göstermekteydi. Bu bulgular daha sonra Araujo ve Lindhe(63) tarafından yapılan bir histolojik çalışmada doğrulanmıştır. Cohen'e atfedilen soket koruması terimi, diş çekildikten sonra kemik remodelasyonunu en aza indirmek amacıyla çekim soketine bir dolgu maddesinin yerleştirilmesini içerir(64).

Soket koruma için asıl amaç, diş çekimi sonrasında oluşan sert ve yumuşak dokunun remodelasyonunu en aza indirmektir. Bir greft materyalinin sokete yerleştirilmesi kan pıhtısının stabilitesini artırır ve yeni kemik oluşumu için bir iskelet sağlar(65). Ne yazık ki, soketin remodelasyonu greft uygulanmasına rağmen devam eder.kretin dış yüzeyindeki kemik ve dişi saran ince kortikal tabaka rezorbe olarak yerini örgü kemiğe bırakır(63).

Tanım olarak, soket bir boşluktur. Bu nedenle, soketi korumak, soketi bir boşluk olarak sağlam tutmak anlamına gelmektedir. Soket ogmentasyonu terimi, yeni kemik oluşturarak bir boşluğu doldurmak olan prosedürün amacını en iyi şekilde tanımlar(66).

2.5.2. Sinüs Kaldırma

Sinüs kaldırma prosedürü, maksiller sinüs tabanı boyunca kemiğin rekonstrükte edildiği bir tekniktir. Dental implantların yerleştirilmesi için posterior maksiller alveolar kemiğin boyutunun dikey olarak arttırıldığı bir cerrahi yöntemdir. 1976'da Dr. O. Hilt Tatum(67), Alabama, Birmingham'da bir implant toplantısında sinüs kaldırma prosedürünü ilk olarak önerdi. Ancak 1980'de Boyne ve James(68), bu cerrahi tekniği ilk yayınlayan kişilerdi. Sinüs kaldırma tekniği, tanıtıldığından beri birçok değişiklik geçirmiştir. Bu prosedürler hastanede yatışı olmadan; gününbirlik cerrahi olarak rutin bazda gerçekleştirilir.

Günümüzde sinüs kaldırma tekniği dental implantların posterior maksillaya yerleştirilmesine izin veren birincil cerrahi seçeneklerden biri haline gelmiştir. Sinüs kaldırma prosedürünün prensipleri basittir; ancak güvenilir sonuçlar elde etmek için bir dizi anatomik varyasyon ve teknik düşünülmelidir(66).

Sinüsün tepe noktası, maksilla zigomatik prosesine uzanır. Maksiller sinüsün tabanı, dişli erişkinlerde burun tabanının yaklaşık 1 cm altındadır(69). Piramidin tabanı, burun boşluğunun yan duvarına destekte bulunur. Piramidin üç eğimli duvarları, orbital kavite tabanı ve maksiller sinüsün anterior ve lateral duvarları tarafından oluşturulur. Sinüsler kafatasının ağırlığını azaltmak, rezonans fonksiyonunu sağlamak, solunan hava nemini ayarlamak ve yaşla birlikte pnömatizasyonu sağlamak gibi görevlere sahiptir(70). Yetişkin erkeklerde maksiller sinüsler dişilerden daha büyüktür. Maksiller sinüsün yaklaşık boyutları yetişkin erkeklerde 21 ila 29 mm genişliğinde, 39 ila 49 mm yüksekliğinde ve 36 ila 43 mm uzunluğundadır. Yetişkin kadınlarda ise bu boyutlar 19 ila 27 mm genişliğinde, 35 ila 45 mm yüksekliğinde ve 33 ila 41 mm uzunluğundadır. Maksiller sinüs hacmi referans alınan literatüre bağlı olarak yaklaşık 5 ila 35 mL arasında değişmektedir(71).

Maksiller sinüsü örten, ince zar schneiderian zar olarak da adlandırılır. Sinüsün medial duvarında sinüsü burun ile birleştiren bir açıklık (ostia) vardır. Açıklık, burun

boşluğunun orta meatusuna açılmaktadır. Gosau ve ark.(71) bu açıklığın yüksekliğinin burun tabanından yaklaşık 18 ila 35 mm arasında değiştiğini bildirmiştir (ortalama,25.6 mm). Maksiller sinüs, damarsal beslenmesini, infraorbital, sfenopalatin, greater palatin ve alveolar arterler dahil olmak üzere iç maksiller arterin dallarından alır(72).

Sinüs kaldırma operasyonu lateral sinüs duvarından veya alveol kreti tepesinden yapılabilir. Lateral sinüs duvarının osteotomisi, maksiller sinüsün tabanını ve ön duvarını takip eden kavisli bir pencere olarak oluşturulur. Sinüs membranına zarar vermeden açılan boşluktan, el aletleri ile kaldırılan sinüs membranı ile sinüs tabanı arasına greft materyali yerleştirilerek kret hacminde vertikal artış sağlanır(66).

2.5.3. Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu

Yönlendirilmiş doku rejenerasyonu (YDR) için temel prensipler, istenen dokuların rejenerasyonuna izin vermek için istenmeyen hücreleri iyileşme bölgelerinden uzak tutmak gerektiğini öne süren Melcher(73) tarafından tanımlanmıştır. 1980'lerin başında ilk bariyer membranların kullanılmasından(74) bu yana, kret ogmentasyonu için yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu (YKR) alanında araştırmalar artmıştır. Bariyer membranlar başarılı bir YKR için kilit rol oynar. Biyouyumlulukları, alanı koruma yetenekleri, oklüzivite ve yönetilebilirlikleri kemik rejenerasyonunu başarısını belirler. GBR prosedürlerinde hem rezorbe olabilen hem de rezorbe olmayan membranlar kullanılmaktadır. rezorbe olan bariyerler, kolajen, poliglikolit ve polilaktik asit gibi doğal veya sentetik malzemelerden yapılabilir. rezorbe olmayan membranlar genellikle politetrafloroetilen (PTFE) ve titanyum ağdan yapılır(75). 1990'larda yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunun kret ogmentasyonu için başarılı ve uygulanabilir bir teknik olduğu kanıtlanmıştır(76).

YKR'da kullanım için bir dizi greft materyali araştırılmıştır. Otojen kemik, allogreftler, ksenograftlar, alloplastlar ve büyüme faktörleri, kemik rejenerasyonunu desteklemek için tek başına veya kombinasyon halinde kullanılmıştır ve karşılaştırılabilir sonuçlar göstermiştir. Bugüne kadar, veriler bir malzemenin diğerine üstünlüğünü kanıtlamak için yetersizdir. İdeal bir greft materyali kemik oluşumu için bir iskele sağlamak ve zamanla meydana gelen hacim azalmasını önlemek için yerinde stabil olarak kalmalıdır(66).

Dental implant prosedürleri ile ilişkili olarak, yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, yetersiz alveoler kemik hacmini arttırmak, implant fenestrasyonlarını ve dehissenslerini örtmek, rezidüel kemik defektleri ve çekim bölgelerinde anında implant yerleştirilmesine izin vermek ve peri-implant hastalıklarını tedavi etmek için kullanılabilir(76). Defektler tek bir diş alanında lokalize olabilir veya birden fazla diş uzanabilir. Defekt horizontal ise, implant boyun bölgesinde açıklık, fenestrasyon veya dehissens oluşabilir. 4 mm çaplı bir implant için ideal olan alveol kret genişliği genişliği 6 mm'den az olmamalıdır(77). Defekt vertikal ise, istenilenden daha kısa implantların, klinik olarak uzun kronların ve yerleştirilmesi estetik olmayan sonuçlara yol açabilir. YKR prosedürlerinden sonra net kemik kazanımı raporları azdır. Vertikal YKR için, kemik kazanımı 2 ila 7 mm arasında horizontal YKR için ise 2 ila 4,5 mm arasında değişebilir(78).

YKR başarısı için önemli bir prognostik faktör de defekt yapısıdır. Dişsiz alanın genişliği, sağlam kemik duvarlarının sayısı ve defektin horizontal ve vertikal yapısı, YKR prosedürlerinin başarısını etkileyen kritik faktörlerdendir. Tek bir diş bölgesi defekti YKR ile öngörülebilir şekilde rekonstrükte edilebilirken, birden fazla eksik diş içeren daha geniş defektler geniş bir alandaki zayıf greft stabilitesi nedeniyle daha zor vakalardır(79). Partikül greftler büyük defektlerde daha büyük flep açılması nedeniyle yer değiştirme eğilimindedir.

Bir defektin değerlendirilmesinde bir başka önemli değişken kemikli duvarların sayısıdır. Üç veya dört sağlam duvarlı kusurlar, iki veya üç duvarlı kusurlardan daha iyi greft tutulumu ve osteojenik potansiyele sahiptir. Horizontal defektlerde içbükey bir defekt, düz bir defektten daha öngörülebilir sonuçlara sahiptir, çünkü şekli greftin desteklenmesine ve tutulmasına yardımcı olur.

Dikey bileşenlere sahip alveoler kret defektlerinin tedavisi, zayıf osteojenik potansiyel, alan bakımı ve greft stabilitesi nedeniyle daha zordur(80).

2.5.4. Distraksiyon Osteogenezi

Travma sonrası kemik iyileşmesi prensipleriyle yakından ilişkili olan, distraksiyon osteogenezinin (DO) gelişimine Ilizarov'un çalışmaları(81) olağanüstü bir katkıda bulunmuştur. Rus cerrah, periosteum ile kemik iliğine minimum travma veren

osteotomi teknikleri ve iskelet fiksasyonu için yenilikçi cihazlar geliştirdi . Dönüm noktası olan klinik deneyler, osteodistraksiyonun biyolojik temeli olan Ilizarov etkilerinin keşfedilmesine sağladı, bu etkiler canlı dokular üzerine uygulanan kademeli kuvvetin kemik rejenerasyonu ile aktif büyümeyi uyarabileceğini ve kemiklerin kütlelerinin ve şeklinin damarsal beslenmeyle fonksiyonel yüklerle bağlı olduğudur. Çalışmaları DO için teknik protokolleri belirledi ve bu alandaki çalışmalar için hala temel bir referans olarak kullanılmaktadır(66).

Kraniyofasiyal cerrahideki ilk uygulama 1973'te Snyder ve ark.(82) köpek üzerinde uyguladığı mandibula uzatma yaklaşımıdır. 1992'de McCarthy ve ark.(83) konjenital mandibular eksikliği olan çocuklarda ilk mandibular uzatma vakasını yayınladı. Daha sonra DO'nun kullanım alanı hızla orta yüze ve neredeyse tüm klasik kraniyofasiyal rekonstrüksiyon yaklaşımlarına genişledi. İnsanlarda DO, cerrahi palatal genişleme(84), mandibular simfiz uzatılması(85), konjenital yüz anormalliklerinin düzeltilmesi(86), yarık durumlarının tedavisi(87), mandibulada devamlılık defektlerinin onarımı, alveoler kret ogmentasyonu(88), ve tümör rezeksiyonu sonrası mandibula rekonstrüksiyonunda kullanılmaktadır(88).

Chin ve Toth(89) tarafından literatürde sunulan alveoler DO ile ilgili ilk vaka raporundan bu yana, iki prospektif klinik çalışmaya(90, 91) ek olarak çok sayıda vaka serisi(92-94) ve klinik araştırma(95, 96) yayınlanmıştır.

Vertikal, horizontal veya çift açılı distraksiyon işlemlerinde hangisi planlanıyorsa ona uygun şekilde kemik segmentinin beslenmesini bozmayacak bir flep dizaynı planlandıktan sonra ince bir frez yada piezocerrahi uçları ile yapılan osteotominin ardından distraktör yerleştirilerek yara uçları suture edilir. 1 haftalık latent periyod sonrası distraktör aktive edilerek her gün günde 1-4 kere vakanın durumu ve distraksiyon miktarına göre cihaz açılır. Yeterli distraksiyon elde edildikten sonra horizontal distraktörlerde 2 haftalık vertikal distraktörlerde ise 2 aylık konsolidasyon periyodunun ardından distraktör çıkarılır(66).

2.5.5. Alveolar Ridge Split

Ridge split, protetik rehabilitasyon için maksilla veya mandibulada alveol kreti genişliğini arttırmak için kullanılır. gerekli olduğunda kullanılması amacıyla özel

distraktörler de dizayn edilmiştir. Bu teknik için kesi, lateral ve medial kemik plakalarının minimal lateral diseksiyonu ile krestaldir. Bu teknikte daha fazla kemik kaybı olmaması için plakaların kırılmadan ayrılmasına ve vasküler beslenmeye izin verecek yeterli miktarda kemik olması gereklidir(66).

Kret tepesi düzleştirildikten sonra kret boyunca bir kesi yapılır ve küçük bir osteotom kamalanarak plakaların ayrılması sağlanır. Plakalar yavaş yavaş genişletildikten sonra, bu genişliğin korunması gerekir; bu, çabuk rezorbe olmayan bir greft materyali yerleştirilerek yapılabilir veya plakalar yeterince kalınsa dental implantlar hemen yerleştirilebilir(66).

Fazla miktarda genişliğe ihtiyaç duyulursa, kemik plakalarını yavaşça genişletmek için özel distraktörler mevcuttur. Aynı cerrahi teknik uygulanır ancak, distraktörler yerleştirildikten sonra alveoler distraksiyon cerrahisi prensiplerini takip etmek için aktivasyondan önce bir bekleme süresi vardır(66).

2.5.6. Blok Greftler

Alveolar defektlerin rekonstrüksiyonunda kullanılan bir diğer teknikte blok greftlerdir. Blok greftler intraoral veya ekstraoral donör sahalardan elde edilebilir. En çok kullanılan donör bölgeler ekstraoral olarak anterior iliak, posterior iliak, tibial, kostokondral, kalvaryal; intraoral olarak ramus, simfiz ve tüber kemik bölgeleridir.(66)

Anterior iliak kret kemik grefti yüz yıla yakın bir süredir ağız ve çene-yüz cerrahisinde rekonstrüksiyon operasyonlarının bir parçasıdır. İlk olarak Alman cerrahlar, Dusseldorf Lindemann ve Berlin Klapp tarafından kullanılmıştır(97). 1917'ye kadar iliak kret kemik greftlerinin mandibular rekonstrüksiyon için kullanımı yaygın bir uygulama haline gelmiştir. Anterior ilium, serbest bir vaskülarize olmayan otojengreft ile tedavi edilebilecek çoğu yüz rekonstrüksiyon vakasında kemik greftleme için bir kaynak olabilir. Bir zamanlar altın standart bir donör bölgesi olarak kabul edilen ilium, yüksek konsantrasyonda osteokomponent hücre nakline olanak sağlar(66). Anterior ilium, kalvaria veya tibia gibi diğer bölgelerin aksine, hem kortikokansellöz blok hem de sadece süngersi kemik iliği sağlayabilir. 50 cc veya daha az kemik gerektiren çoğu rekonstrüktif vaka tek bir anterior ilium ile tedavi edilebilir(98). Bu kemik miktarı, her santimetrede 10 cc kemik gerektirdiğini varsayarak 5 cm'lik bir defekti yeniden

oluşturabilir. Başka bir olanak ise anterior ilium iki ekipli bir cerrahi yaklaşım ile operasyon ve anestezi süresini kıslatabilir(99). Anterior ilium kullanımı, ameliyathanede genel anestezi altında steril teknik gerektirir. Ortalama olarak, ön iliumdaki donör bölgesi, 15 ila 20 cc, bazı bireylerde maksimum 50 cc, sıkıştırılmamış kemik eldesine izin verir. Sonuç olarak, 4 ila 5 cm'den büyük defektler tek bir donör bölgeden rekonstrükte edilemez(100).

Posterior iliumun kemik greft elde edilmesi için ilk belgelenmiş kullanımı 1946'da ortopedik cerrahi literatüründedir(101). 1950'de Dingman(102), kraniomaksillofasiyal defektler için posterior iliumun kullanılmasını savunmuştur. 1980'lerden beri oral ve maksillofasiyal cerrahlar kortikokanselöz kemik kaynağı olarak posterior iliumu kullanmaktadır(103). Posterior iliak kemik grefti , önemli miktarda kortikal, süngerimsi veya kortikokanselöz kemik gerektiren iskelet defektlerinin maksillofasiyal rekonstrüksiyonu için endikedir. Tipik olarak, 40 mL'den fazla süngerimsi kemik iliği gerektiren defektler veya büyük kortikokanselöz bloklar gerektiren defektler için uygundur. Posterior iliak kemik, 100 mL'den fazla süngersi kemik iliği veya maksimum 5×5 cm kortikal blok sağlayabilir(104). Posterior iliak kret kemik grefti eldesinin en önemli sınırlaması, hastanın yüzüstü pozisyonlanmasıdır. Hastayı yüzüstü ve daha sonra greft eldesini takiben sırtüstü pozisyona geçmek 1 ila 2 saat ameliyat süresini uzatabilir. Ek olarak, anterior iliak kret kemik eldesinin aksine, posterior iliak kret kemik eldesi sırasında sadece bir cerrahi ekip çalışabilir, bu durum da daha fazla operasyon süresi daha fazla anestezi süresi ve hastane maliyeti demektir(98).

Tibial kemik greftinin maksillofasiyal bölgede kullanım için ilk yayın 1992'de Catone tarafından yapılmıştır(105). O zamandan beri, hem ortopedik hem de maksillofasiyal literatürde birçok araştırma tibia kemik greftinin etkinliğini göstermiştir(106, 107). Tibia kemiği yeterli miktarda ve kalitede kemik sağlar, teknik olarak yapılması kolaydır ve düşük bir komplikasyon oranına sahiptir. Tibia maksillofasiyal bölgede birden çok kullanıma sahip süngersi kemik sağlar. Esasen, maksillofasiyal bölgedeki süngersi kemik greftleme için herhangi bir endikasyon otojen tibia grefti kullanılarak gerçekleştirilebilir(66). Bu prosedür genellikle iskeletsel iskeletsel gelişimini tamamlamış hastalarda yapılır. Tibial plato bölgesinde greft alımı sırasında hasar görebilen bir büyüme plakası vardır. Bu nedenle, gelişimi devam eden

hastalara bu prosedürü uygulanmaz. Bununla birlikte, bazı yazarlar çocuklarda alveoler yarık greftleme prosedürleri için otojen tibia kemik greftlerinin güvenli kullanımını başarıyla bildirmişlerdir(108, 109). Proksimal tibiadan 25 cc kemik elde edilebilir.10 Raporlar, bu bölgeden 40 cc'ye kadar kemik elde edebileceğini ortaya koymuştur, bu da genellikle bir anterior iliak kemik greftine eşdeğerdir(110).

Otojen bir kosta grefti kullanılarak mandibular ramus / kondil / temporomandibular eklem (TMJ) rekonstrüksiyonu için mevcut teknik Poswillo tarafından popüler hale getirilmiştir(111). Ancak, 1920'lerde tekniği ilk bulan Sir Harold Gilles'tir(112). Zaman içinde diğer teknikler denenmiş ve test edilmiş olmasına rağmen, kosta grefti büyümesi devam eden çocuklarda ramus-kondil ünitesinin (RCU) rekonstrüksiyonunda hala altın standarttır(113). Kosta grefti, şekil ve fonksiyon sağlamasına rağmen, genellikle gerekli hacmi sağlamaz ve osteojenik rejenerasyon için ideal bir kaynak değildir. Çürük kaburga, ramusun veya mandibula gövdesinin yatay ve dikey yüksekliğini rekonstrükte edemez. Latissimus dorsi kasının bağlantı noktaları, erişimi kısıtlar ve elde edilebilen kaburga uzunluğunu sınırlar(66).

Farklı tekniklerle uygulanan kalvarial kemik grefti, kraniomaksillofasiyal iskeletteki çoğu kemik greftleme gereksinimini karşılayabilir. 1890'da, hem Mueller hem de Koenig, kraniyal defekt rekonstrüksiyonu için pediküllü bir osteokütan flep olarak kalvaryanın kullanımını yayınladı(114). Daha sonra serbest bir greft olarak kranial kemiğin kullanımı Keen, Sohr ve Axhausen tarafından tarif edilmiştir. Kranium, birincil cerrahi alana kolayca dahil edilir ve kafa derisi yoluyla hızlı ve kolay bir şekilde erişim sağlanır. Uygun konumlandırma ve teknikle, görünür yara izi riski göz ardı edilebilir. Daha sonra, değişken konturlu büyük bir hacim ve kemik alanı mevcuttur. Kortikal kemiğin yüksek oranı, dış korteksi, onlay amaçları için ideal bir kemik grefti yapar ve ameliyat sonrası donör bölge morbiditesi azdır(66).

İntraoral kemik greftleme teknikleri, maksillofasiyal kemik defektlerini onarmak için yaygın olarak kullanılmaktadır. Tarihsel olarak, orbital taban defektlerini onarmak, alveoler kret hacmini artırmak, damak yarıkları onarmak ve hatta paranazal bölgede kozmetik ogmentasyonlar için kullanılmıştır. Ramus, simfiz ve tuber kemikleri intramembranöz kemikten oluşur, kolayca erişilebilir ve bu nedenle kutanöz skar bırakmaz. Morbidite riski minimaldir ve muayenehane şartlarında kolayca gerçekleştirilebilir(115-117). Donör bölge seçimi, amaçlanan rekonstrüksiyon için

gerekli kemik kalitesi ve miktarının tam olarak anlaşılmasına bağlıdır. Bir simfiz grefti kortikal kemiğe ek olarak yüksek miktarda süngerimsi kemik sunar. Bir ramus grefti ise büyük miktarda kemik sağlar ve mükemmel bir yoğun kortikal kemik kaynağıdır; bununla birlikte, sadece minimal süngersikemik mevcuttur Tuber bölgesinde ise kortikal kemik yok denecek kadar azdır ve yoğun kemik iliği içerir.(118) İntraoral bölgelerden toplanabilen bildirilen kemik miktarları literatürde, özellikle de toplam hacim bakımından farklılık gösterir(66).

Otojen kemikler altın standart olmakla birlikte bazı kontraendikasyonlar vardır. Cerrahi öncesi metabolik kemik hastalıkları gibi sistemik faktörler dikkate alınmalıdır. Göreceli kontrendikasyonlar arasında bisfosfonat kullanımı, kemoterapi, donör alanın ışın tedavisi almış olması ve / veya uzun süreli steroid kullanımı bulunmaktadır.(98).

2.6. Diagnostik Görüntüleme Teknikleri

Diş hekimliğinde teşhis ve tedavi planının belirlenmesi; iyileşmenin ve/veya hastalığın ilerlemesinin takibi amacıyla periapikal radyografi, oklüzal radyografi gibi intraoral tekniklerin yanında; sefalometrik radyografi, panoramik radyografi, bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme gibi çeşitli ekstraoral görüntüleme yöntemlerinden de faydalanılmaktadır.

Kullanılacak görüntüleme yöntemine karar verilmesinde hastanın en az zarar görerek en fazla bilgi elde edilebilecek yöntem seçilmelidir. İleri görüntüleme teknikleri diğer tetkiklerden istenilen sonuç alınamadığında kullanılmalıdır(119).

Görüntüleme teknikleri analog veya dijital; iki veya üç boyutlu olabilmektedir. Analog yöntemlerde radyograf veya röntgen filmi olarak kullanılmaktadır. Bu sistemlerden elde edilen klinik başarı operatöre bağlıdır(120).

Dijital görüntüleme yöntemlerinde film yerine sensör kullanılmaktadır. Günümüzde kullanılan bir çok dijital sistemde geleneksel yöntemlere göre oldukça düşük radyasyon dozları verilerek daha kaliteli görüntüler elde edilebilmektedir. Dijital görüntünün bir diğer avantajı ise gerekli olduğunda operasyon sırasında bile hızlı bir şekilde görüntü elde edilebilmesidir(121).

Dijital görüntüler iki veya üç boyutlu olabilmektedir. İki boyutlu görüntülerde görüntü matriksinin en küçük hücresine piksel denir. Görüntünün eni ve yüksekliği

piksel sayısıyla belirtilir. Her bir piksel 8 bit ila 12 bit değer arasından bir değerle belirlenir(122).

Dijital 3 boyutlu görüntülerde matrisin en küçük elemanı voksel olarak isimlendirilir. Voksel sadece en ve yükseklik değil derinliğe de sahiptir. Hastanın hacim görüntüsü birbiri ardına elde edilen görüntülerle voksellerin birleşmesiyle oluşur(123).

2.6.1. Periapikal Radyografi

Periapikal radyografilerde görüntü alanı maksiller ve ya mandibular alveolar kret bölgesi ile sınırlıdır. Bu radyografilerde film ağız içine yerleştirilecek ağız dışındaki X ışını kaynağından filme dik bir ışın yollanarak alveol kret kemiğinin lateral görüntüsü elde edilir. Periapikal radyografiler yüksek çözünürlüklü ancak sadece iki boyutlu görüntü verirler. Bu görüntüleme tekniğinde distorsiyon ve magnifikasyon fazladır(123).

Görüntü de ki magnifikasyonların belirlenmesinde önceden boyutu ölçülmüş metal bir bilye görüntüleme alanına yerleştirilerek bilyenin gerçek boyutu ve görüntüdeki boyutu arasında ki değişimden magnifikasyon oranı belirlenebilmektedir(124).

Periapikal radyografi kemik vey dental gölgede ki lokal hastalıkların ortaya çıkarılmasında kullanışlı bir yöntem olmakla beraber; magnifikasyon, distorsiyon ve sadece iki boyutlu görüntü vermesi sebebiyle kullanım alanı sınırlıdır(123).

2.6.2. Oklüzal Radyografi

Oklüzal radyografilerde film veya sensör ağız içine oklüzal düzleme dik olarak yerleştirilmekte; ışın mandibulada filme dik maksillada ise oblik olarak gönderilmektedir. Bu sayede geniş düzlemli bir görüntü elde edilmektedir(125).

Maksiller oklüzal grafiler anatomik kısıtlamalar sebebiyle oblik olarak elde edildiğinden distorsiyonları fazladır. Ancak maksiller sinüz nazopalatin kanal ve burun kavitesi gibi anatomik oluşumların incelenmesine olanak verirler. Mandibular oklüzal radyografiler de ışın dik olarak geldiği için distorsiyon maksilladan daha azdır. Bu teknikte mandibular kanal gibi anatomik oluşumlar izlenemez ancak kemik genişliği

hakkında bilgi verir. Ayrıca tükürük bezi taşlarının teşhisinde de bu yöntem kullanılabilir(123).

2.6.3. Sefalometrik Radyografi

Sefalometrik radyografiler düzlemsel grafilerdir. Sefalometrik radyografilerde obje film arası mesafe 6 inç; fokal spot obje arası mesafe 60 inçtir ve görüntülerde %10 magnifikasyon oluşur(125).

Lateral sefalometrik radyografilerde hastanın midsagital düzlemi reseptöre paraleldir bu şekilde maksiller ve mandibular kemiklerin midsagital düzlemde kesitsel görüntüsü elde edilir(124). Bu teknik ile elde edilen kesitsel alveol görüntüsü kemiklerin uzayda birbiriyle ilişkisini uzunluk ve açı olarak diğer grafilere göre daha doğru şekilde göstermektedir.

Lateral sefalometrik grafiler midanterior bölgede hastanın iskeletsel anatomisini, simfiz bölgesinde kemik genişliğini ve anterior bölgedeki dişlerin köklerinin kotikal kemik ile ilişkisini değerlendirmede oldukça kullanışlıdır. Periapikal grafiler ile birlikte kullanıldığında kemik hacmi ve nazal taban, maksiller sinüs, nazopalatin kanal gibi çevre anatomik yapıların değerlendirilmesinde kullanılabilirler. Ayrıca lateral sefalometrik radyografiler vertikal kemik kayıpları, yumuşak doku profili, anteriordaki protezlerin kuron kök oranları ve overjet-overbite oranları ile karşılaşılabilecek moment kuvvetleri gibi protetik ve cerrahi faktörleri de değerlendirmeye yaramaktadır.

Lateral sefalometrik grafiler cerrahi ve protetik açıdan; implant veya ortodontik-ortognatik tedavilerin planlamasında yararlı olmakla birlikte sadece kesitsel görüntü elde edilmesi sebebiyle kemik kalitesinin belirlenmesine yardımcı olmamaktadır(123).

Sefalometrik grafilerin orta hattın dışında kalan alanlarda karşı tarafın süperpozisyonu sebebiyle yeterli bilgi sağlayamaması, cihazların pahalı ve ulaşımının zor olması, görüntü kalitesinin operatörün hassasiyetine bağlı olması, doğru konumlandırma yapılamazsa distorsiyon miktarının fazla olması gibi dezavantajları vardır(123).

2.6.4. Panoromik Radyografi

Panoromik radyografiler alt ve üst çeneler ile maksiller sinüsün alt kısmının tek bir görüntü üzerinde incelenmesine izin veren bir görüntüleme çeşididir. Bu görüntüleme yöntemi diş hekimliğinde teşhis ve tedavi planlaması için en çok kullanılan yöntemdir. Ancak çeneleri farklı kalınlıklarda ve magnifikasyonlarda gösterdiği ve görüntü bölgesel olarak distorsiyona uğradığı için ileri cerrahi ve implant cerrahisi planlamalarında yeterli değildir. Görüntü reseptörü rayograf olabilmekle birlikte dijital görüntü elde edilen fosfor plaklar veya şarj bağlı cihaz(CCD) (charge-coupled device) da kullanılabilir(126).

Panoromik radyografilerle karşılaşılan sınırlamalar ikiye ayrılır:

1. Panoromik radyografinin sistemsel yapısından ortaya çıkan distorsiyonlar.
2. Hasta pozisyonlandırılmasından gerçekleşen hatalar.

Panoromik radyografide çeneler tek bir görüntü üzerinde ortaya çıkarken horizontal ve vertikal magnifikasyonlar bir arada görülür. X-ışını ekspozisyonu negatif(oklüzal düzlemin altından) bir açı ile olur ve bu durum yaklaşık %10 vertikal magnifikasyona yol açar. Horizontal magnifikasyon ise anatomik lokalizasyonlara, obje-fokal spot mesafesine, hastanın genel pozisyonuna, bağlı olarak değişmekle birlikte yaklaşık %20'dir(127, 128). Obje-film arası mesafenin artması veya obje-x ışını arası mesafenin azalması magnifikasyonu artırmaktadır.

İmplant veya greftleme gibi boyutun önemli olduğu tedavi planlamaları yaparken çapraz bulunan yapılardan görüntü reseptörüne uzak olanlar olduğundan büyük yakın olanlar ise olduğundan küçük görünebilmektedir. Yapıların magnifikasyonları ve buna bağlı oluşan distorsiyonlar planlamayı zorlaştırarak tedavi başarısını tehlikeye atmaktadır(129). Posterior bölgeler panoromik radyografilerde genellikle en az distorsiyona uğrayan bölgelerdir (129).

Panoromik radyografiler dental sorunların sert dokudaki değişikliklerin görüntülenmesinde en kolay yöntem olmakla birlikte magnifikasyona uğramaları ve iki boyutlu görüntü sağlamaları sebebiyle kemik kalitesi, kemik mineralizasyonu ve kemik hacmi hakkında bilgi vermemektedirler. Kritik anatomik yapıların değerlendirilmesi için kullanılabilirle birlikte ileri cerrahi işlemler ve implant planlaması için yetersizdirler. Diş hekimliğinde panoromik radyografinin çok kullanılan bir teknik

olması sebebiyle bazı firmalar magnifikasyon oranını standardize edecek ve implant boyutunu karşılaştırmayı sağlayacak yazılımlar sunmaktadırlar(123).

Teorik olarak mümkün gözüktüğü de standardize edilmiş magnifikasyon pratik olarak imkansız olduğu için panoramik radyograflardan yapılan direk ölçümlerin yanlışlara yol açtığı bir çok klinik çalışma ile ortaya çıkmıştır(130, 131).

Panoramik graflerde görülmesi beklenen magnifikasyon hasta konumlandırılmasına bağlı belirgin distorsiyonlara yol açmaktadır. Ortalama değerler ışığında bir çok hastanın konumlandırılmasına bağlı oluşan hatalar düzeltilebilmekle beraber horizonlar distorsiyonu kesin olarak belirlemek imkansızdır ve sonuçlara güvenilememektedir. Horizontal mesafeler obje-film arası mesafenin değişimine bağlı olarak ışının rotasyon merkezini etkilemektedir(121).

Vertikal olarak distorsiyon miktarı fokal spot(x-ışını kaynağı) ile çene arkı ve film arasındaki mesafeye bağlı olarak belirlenmektedir. Vertikal magnifikasyonu belirlemek için alveol krete yakın olarak yerleştirilen radyo-opak boyutu belirli bir cisim(çoğunlukla metal bilye) kullanılmaktadır. Objenin gerçek ve radyografik boyutu ile belirlenen magnifikasyon oranı gerçek boyutun hesaplanmasında kullanılmaktadır(132). Panoramik radyograflerde posterior bölgeyi, inferior alveolar kanalın posterior uzantısını ve mental forameni değerlendirmek için teknikler bulunmakla birlikte araştırmalar mandibular foramenin radyografi üzerinde %30 oranında ayırt edilemediğini bildirmektedir(133, 134).

Maksiller anterior bölge özellikle dişsizliğin olduğu durumlarda filme oblik pozisyonlanması ve alveolar kemiğin kurvatürlü yapısından dolayı genellikle değerlendirilmesi genellikle en zor bölgelerden biri olmaktadır..

Panoramik radyograflerde ışın kaynağının pozisyonu sebebiyle ışının mandibulanın alt kısmından gelmesinden dolayı mandibular kanalın krete göre bukkolingual pozisyonu alveolar kret ile olan ilişkisinin farklı görünmesine yol açmaktadır. Kanal mandibula içinde bukkal veya lingual yöne doğru uzanıyorsa gerçekte kanalın krete olan vertikal mesafesi aynı olmakla birlikte kretin linguale uzandığı durumda bukkale uzanmasına göre filmde kanal krete daha yakın gözüktür. Linguale uzanan kanal implant planlaması için yetersiz kemik verisi verirken bukkale uzanan kanal ise daha fazla kemik bilgisivereceğinden operasyon sırasında komplikasyona sebep olabilmektedir(123).

2.6.5. Bilgisayarlı Tomografi

Tomografi kelimesi Yunancadaki tomo(kesit) ve grafi(resim) kelimelerinin birleşimiyle elde edilmiştir. Vücudun radyografik kesitlerinin alındığı bütün görüntülemeler için kullanılmak üzere 1962 yılında Uluslararası Radyolojik Birimler ve Ölçümler Komisyonu tarafından kabul edilmiştir. Tomografiler zel bir x-ışını tekniği ile anatomik oluşumların kesitsel olarak gözlenmesine olanak vermektedirler(135).

Birçok tomografi cihazı ve metodu geliştirilmiş olmakla birlikte hepsinin temel prensibi fulkrum adı verilen bir bar ile birbirine bağlanan x-ışını tüpü ve filmin bir eksen(fulkrum ekseni) etrafında dönmesi esasına dayanmaktadır. Sisteme enerji verildiği zaman film düzlemi ve ışın kaynağı bu eksen etrafında ters yönlerde hareket etmektedir. Fulkrumun veya hastanın pozisyonunun değiştirilmesi ile farklı kesitler elde edilebilmektedir(135).

Tomografinin kalitesi tüpün hareketi ve hareketin büyüklüğü ile değişir. İnce tomografik kesitler elde etmek için tüpün büyük hareketler yapması gerekmektedir. En basit yöntem olan lineer tomografide ışın tüpü ve film linear(düz) olarak hareket etmektedir. İlgili bölge kesitlerinde çizgisel artefaktlar oluşması ve komşu dokulardaki bulanıklık linear tomografinin dezavantajı olarak ortaya çıkmaktadır. Kompleks tomografilerde ise x-ışını tüpü ve film dairesel, spiral veya hypocycloidal olarak hareket etmektedir(123).

Tomografik görüntülerin diagnostik kalitesi tomografik hareketler, kesitlerin kalınlığı ve magnifikasyon miktarı ile belirlenmektedir. Bu faktörlerin en önemlisi hareketin tipidir. Hypocycloidal hareket bulanıklığa en çok sebep olan harekettir. Büyük tüp hareketleri ve 1mm gibi dar kesit aralıkları kısa mesafede yapılarında büyük değişiklik görülen alveol kreti gibi yapıların görüntülenmesinde tercih edilmektedir. Magnifikasyon oranı genelde %10 ile %30 arasında değişmektedir. Magnifikasyon oranı arttıkça görüntü kalitesinde genellikle artmaktadır. Dişler, kalın kemik yapıları dental materyaller gibi yoğun densiteli yapılar bulanıklığa sebep olabilmekte ve bulundukları kesitten birkaç kesit uzaklığa kadar görüntüyü bozabilmektedirler(123).

Dental implant tedavisi planlanan hastalarda kompleks hareketli tomografi ile yüksek kalitede diagnostik veri elde edilebilmekte alveolar yapı hacmi şekli ve densitesi gözlenebilmektedir(136). Genellikle 1-2 mm aralığındaki kesitler cerrahi işlem yapılacak bölgenin değerlendirilmesine yeterli olmakta; hekimin üç boyutlu olarak

gözünde canlandırmasına olanak sağlamaktadır. Ancak görüntüler değerlendirilirken magnifikasyon oranı dikkate alınmalıdır. Konvansiyonel tomografilerde magnifikasyon oranları değişim gösterebilmektedir. Bu oran bazı cihazlarda %40'lara kadar çıkabilmektedir(137)

Konvansiyonel tomografilerde fokus alanı dışındaki yapıların görüntülerinin görüntülenmek istenen alanın görüntüsünün üzerine düşmesi bulanıklığa sebep olmakta; vasküler boşluklarla mandibular kanalın görüntüsü karışabilmektedir. Yapılan bir çalışmaya göre bu yöntemle elde edilen tomografik görüntülerin %20'si diagnostik amaçla kullanılamayacak düzeyde olmaktadır(138).

Konvansiyonel tomografilerden sonra bilgisayarlı tomografinin(BT) bulunması ile tıbbi görüntüleme yeni bir boyut kazanmıştır. BT dijital bir teknik olup çevredeki anatomik oluşumların görüntüyü bulanıklaştırmasının önüne geçmiştir. Bunun yanında BT kontrast madde gereksinimini azaltarak invaziv işlemlere gerek kalmadan sert ve yumuşak dokuların birlikte görüntülenebilmesine olanak sağlamıştır(123).

1972 yılında Hounsfield tarafından keşfedilen BT tıbbi görüntülemeye oldukça başarılı sonuçlar ortaya koyarak kendi yerini edinmiştir(123).

BT ile ışınlar vücudun uzun aksına dik olarak yelpaze şeklinde gönderilir ve hastanın etrafında dönen dedektör tarafından toplanır. Bu şekilde BT aksiyel görüntüler elde eder. Bilgisayara iletilen ışın sinyalleri Hounsfield'ın bulduğu Fourier algoritması tekniği ile görüntü haline çevrilir(123).

BTde görüntü birimi piksel yerine üç boyutlu olan vokseldir. Vokselin değeri o noktada Hounsfield değerine göre densiteyi ifade eder. Her voksel -1000(hava)-+3000(mine/dentin) aralığında Hounsfield skalasında 12 bitlik veri içerir(123).

BT verilerinin standart olması için suyun Hounsfield değeri 0 olarak belirlenmiştir. Bu şekilde skala kantitatif olarak doku farklılıklarını değerlendirmeye olanak sağlar(123).

1980'lerin başlarından beri yüksek çözünürlüklü BT temporamandibular eklem problemlerinde, oral bölge lezyonlarında maksilofasiyal deformitelerin değerlendirilmesi ile bunların preoperatif ve postoperatif takibinde kullanılmaktadır(123).

Günümüzde BT tarayıcıları 1 piksel(0.25mm) kalınlığında kesitler elde edilebilmesine olanak sağlamaktadır. Yapıların yüksek çözünürlüklü olarak görüntülenebilmesi ve densite farklılıkları sayesinde dokular birbirinden ayırt edilebilmektedir(122, 139).

BT opreasyonu düşünülen bölgenin diğer tetkiklerin tek balına veya birlikte kullanımı ile elde edilemeyen görüntülerini sağlayarak diagnoz ve planlamanın daha doğru yapılmasına olanak vermektedir(123).

2.6.5.1. Medikal Bilgisayarlı Tomografi

Tıbbi radyoloji alanında yumuşak ve sert dokuların diagnostik amaçlı görüntülemelerinde en çok kullanılan teknik BT'dir. Hızla gelişen medikal BT teknolojisinin buna bağlı kullanım oranında hızla artmaktadır(140). 1990 yılında spiral/heliksel tarayıcılar ile başlayan gelişmeler; 1998 yılından itibaren multislice tarayıcılar ile yeni bir boyut kazanmıştır. Dilim sayıları x-ışını kaynağı hasta etrafında dönerken elde edilen tomografi sayısını ifade eder. bu sayılar ve hounsfield birimleri yeniden yapılandırılarak bilgisayar ortamında görüntü haline gelmektedir. Ancak bu görüntüler çok sayıda verinin birleştirilmesi sonucunda oluşması nedeniyle spiral dilimlerde "ortalama" bir görüntü elde edilmekte, dilimler arasında boşluklar hatalar olabilmektedir(141).

BT görüntülerinin rekonstrüksiyonu ile 1980'li yıllarda oral implantoloji için yeni bir dönem başlamıştır. Yeniden formatlanan bu görüntüler kritik anatomik yapıların üç boyutlu incelenebilmesine olanak vermiştir.(141). Ancak medikal amaçlı üretilen BT tarayıcıları bu amaçla yapılmadığı için distorsiyon, magnifikasyon ve pozisyonlandırma problemleri hatalara yol açmaktadır(142).

Klinik açıdan problemler ne kadar çözüme ulaşsa da maksilla ve mandibulanın taranması esnasında panoromik grafinin yaklaşık 20 katı kadar radyasyon verilme gerekliliği ve bu dozun kabul edilebilirliği gibi sorunlar ve diğer dezavantajları kullanımlarını kısıtlı kılmaktadır(143).

2.6.5.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

Cone beam computed tomography(CBCT) veya dental volumetric tomography(DVT) olarak adlandırılan yeni bir görüntüleme tekniği konvansiyonel BT görüntülemenin dezavantajları sebebiyle geliştirilmiştir(144, 145).

Konik ışın teknolojisinde ki gelişmeler konvansiyonel BT'lerin yüksek dozları sebebiyle implant tedavisi amacıyla kullanımına yapılan eleştirilerin üstesinden gelmiştir(146). U.S Food and DRUG Administration (FDA) onayı ile birlikte cone beam teknolojisi ALARA prensipleri dahilinde diagnostik görüntü sağlamaya başlamıştır(147).

Medikal BT taramalarına benzer bir hasta konumlandırılması ile çalışan CBCT keşif atımı ile hasta için en uygun dozun belirlenmesini ve kalibrasyonunu sağlamaktadır. Çip üzerine kaydedilen görüntülerden aksiyel, sagittal ve koronal kesitler elde edilmekte; bu kesitlerde yumuşak doku ve kemik dokusu incelenebilmekle birlikte üç boyutlu modellemelerde yapılabilmektedir(119).

DVT tarayıcılardan ortalama 12,0 mSv(microsievert) radyasyon absorbe edilmektedir. Bu doz geleneksel panoramik radyografi cihazlarından maruz kalınan dozun yaklaşık %25'idir. Medikal tarayıcılarda ise görüntü elde edebilmek için bu dozun 40-60 katı gerekmektedir(119).

Medikal BT'lerde tarama trans aksiyel düzlemde katı-faz dedektörleri ile yapılmaktadır. Konvansiyonel dental teknikte birçok düzlem süperpoze olmakta ve iki boyut elde edilebilmektedir. BT'de ise kontrast daha fazla çözünürlük ise azdır(148). BT görüntüleri matematiksel olarak ortalamalara göre yeniden elde edilmiş görüntülerdir. Her paralel kesit arasında bulunan küçük boşluklar ortalamalara göre bilgisayar tarafından doldurulur. Bu boşluklar 1,0 ile 1,5 mm arasındadır(149).

DVT kullanımı ile medikal tarayıcılarda oluşan hataların önüne geçilebilmektedir. Bu tarayıcılar yapısı gereği kesitler arasında boşluk oluşmasını engelleyerek distorsiyonu ve magnifikasyonu önlemektedir. CBCT'lerde hata sınırları 0,1 mm'den azdır. Birçok çalışma cone beam teknolojinin konvansiyonel BT'lerden daha hassas olduğunu ortaya koymuştur(149).

CBCT'nin süperpozisyon görülmemesi, görüntülerin üst üste binmemesi, minimal düzeyde distorsiyona uğraması, magnifikasyon görülmemesi gibi avantajları

vardır. Kemik yoğunluğunun tayini bütün görüntülümelerde yapılabilmekle birlikte CBCT Kritik yapıların belirlenmesinde ve mesafe ölçümlerinde en iyi sonucu vermektedir(149).

2.6.6. Manyetik Rezonans Görüntüleme

Manyetik rezonans görüntüleme(MRG) bir tür bilgisayarlı tomografik görüntüleme tekniği olup iyonize edici radyasyon olmaksızın manyetik alanlar kullanılarak dokuların dilimler halinde görüntüleri elde edilmektedir. Bu yöntem 1972 yılında Lauterbur tarafından ortaya çıkarılmıştır(150). MRG hastanın konumlandırılması ve açılardırılmasında esnekliğe olanak sağlamakla birlikte aynı anda çok sayıda dilim elde edilmesine olanak vermektedir. Görüntüler voksel olarak adlandırılmakta düzlem çözünürlük miktarı piksel ile ölçülmekte ve kesit kalınlıkları milimetre olarak değişmektedir. MRG elde edilen görüntülerde istenen dokuya bağlı yağ, su gibi farklı dokusal yapılar ayrılabilir. MRG görüntüler yağda ve/veya suda ki hidrojen protonlarından alınan sinyaller sonucunda elde edilmektedir. Örnek olarak hiç sinyal vermeyen kortikal kemik siyah(hipointens), spongiöz kemik ise yağ içeren kemik iliği sebebiyle sinyal vermekte ve beyaz(hiperintens) olarak izlenmektedir. Metal yapılar siyah olarak görüldüğü için MRG’de BT taramalarına oranla dental restorasyonlar, implantlar ve protezler kaynaklı artefaktlar minimum olmaktadır(151).

MRG de BT gibi distorsiyona uğramaz ve doğru boyutta kesitler elde edilmesine olanak sağlar(152).

MRG implant planlamasında ilk olarak kullanılması gereken DVT’nin başarısız olduğu durumlarda kullanılacak bir yöntemdir. İmplant vakalarında inferior alveolar kanalın ayırt edilmesinde tomografi %60 BT ise %2 oranında başarısızdır. Trabeküler kemiğin osteoporotik olduğu ve inferior alveolar kanalın zayıf bir kortikal kemikle çevrili olduğu durumlarda MRG trabeküler kemikte ki yağın inferior alveolar kanaldaki nörovasküler yapıdan ayrımını sağlamaktadır. Odaklanmış ve art arda alınmış kesitsel görüntüler ile mesafenin doğru ölçümü sağlanabilmektedir.

Ancak dental alanda MRG kullanımının Kortikal kemiğin gözlenmesi maliyetli ve hassasiyet gerektiren bir yöntem olması ve elde edilen görüntülerin yazılımlarla yeniden biçimlendirilememesi gibi dezavantajları vardır(152).

2.7. Kemik Yoğunluğu

Hastanın mevcut olan kemik miktarı ogmentasyon, protetik veya implant tedavisi planlamasında önemlidir. Kemiğin şekli veya hacmi dışında kemiğin yoğunluğuda mevcut kemik kalitesinin değerlendirilmesinde göz önüne alınması gereken bir faktördür. Kemiğin kalitesini yoğunluğu etkiler ve dayanıklılığı ile elastisite modülü gibi biyomekanik özelliklerini belirler. Diş hekimliğinde kemiğin yoğunluğu tedavi planlamasını, cerrahi yaklaşım türünü, kullanılacak implant tasarımını, iyileşme süresini ve protetik dizaynı etkiler(153).

Kemiğin kalitesi çoğunlukla arktaki lokalizasyonuna bağlıdır(154). Genellikle en yoğun kemik anterior mandibulada gözlenmekle birlikte bu bölgeyi sırasıyla maksilla anterior ve mandibula posterior bölgeler izlemektedir. En az yoğun kemik ise çoğunlukla maksilla posterior bölgede bulunmaktadır(155).

Kemiğin şekli ve yoğunluğu hormonlar, vitaminler gibi fizyolojik olaylara bağlı değişebileceği gibi mekanik etkenlerde değişikliğe neden olur. Ancak en belirgin etken dişsizlik süresi gibi biyomekanik etkenlerdir(156)

Çene kemiklerinin alveolar bölgelerinde trabekül yapısında yapısal karakteristiklikler ve farklılıklar vardır. Çenelerin biyomekanik fonksiyonları farklıdır. Alt çene tek başına kuvvetleri absorbe edebilen bağımsız bir yapıya sahipken üst çene kuvvetleri dağıtan bir birimdir. Alt çene de dişler varken trabeküler kemik ve kortikal tabaka daha yoğun ve kalındır. Üst çene ise gelen kuvvetleri zigomatik ark ve damak ile beyin ve göz çevresinden uzağa yönlendirir. Bu sebeple maksilla kortikal kemik ve trabeküler yapı bakımından daha incedir.(157).

Çenelerin kemik yoğunluğu; dişsizliğin süresi, önceki kemik yoğunluğu, parafonksiyon alışkanlıkları gibi faktörlere göre azalmaktadır. Bu değişim en az mandibula anterior bölgede en çok ise maksilla posterior bölgede gözlenmektedir. Vücuttaki tüm kemikler gibi çene kemiklerinde de modeling ve remodelinge bağlı sürekli bir değişim olmaktadır(158). Modelingte rezorpsiyon ve formasyon bölgeleri birbirinden bağımsız olmakta bu durum kemiğin şekil ve boyutunun değişmesine neden olmaktadır. Remodelingte ise fomasyon ve rezorpsiyon bölgeleri aynıdır. Buda kemiğin yenilenmesini sağlamaktadır(159). Kemik kendine iletilen stres olmadığında kullanmama atrofisine uğramakta ve mineral yoğunluğunu kaybetmektedir. Bu durum modeling sürecinin baskılanıp remodeling sürecinin aktive olması sonucu oluşmaktadır.

Sonuç olarak net bir kemik kaybı oluşmaktadır. Kemiğin kullanılmadığı durumlarda kortikal kemik için %40 trabeküler kemik içinse %12 yoğunlukta azalma gözlenmektedir(160).

2.7.1. Kemik Yoğunluğunun Sınıflandırılması

Kemik yoğunluğunun oral cerrahi tedavilerdeki önemi ve etkisi 25 yıldır bilinmektedir. İlk olarak 1925 yılında Linkow(161) kemik yoğunluğunu 3 gruba ayırmıştır.

Sınıf 1: Sık ve eşit trabeküler yapıdan oluşmuş ideal bir kemik yapısıdır.

Sınıf 2: Bu yapıda trabeküller arası boşluklar fazla ve daha az uniform bir yapıya sahiptir.

Sınıf 3: Bu yapıda Trabeküller arası çok geniş boşluklar vardır.

Linkow sınıf 3 kemiklerde implant ve kemik arasındaki bağlantının zayıf olduğunu; sınıf 2 kemiğin daha tatmin edici sonuçlar verdiğini ve sınıf 1 kemiğin ise implant uygulaması için en uygun kemik olduğunu bildirmiştir.

Lekholm ve Zarb(162) 1985 yılında anterior alveolar kemik için 4 gruptan oluşan bir sınıflama yapmıştır .

Birinci kalite kemik kompakt bir kemiktir ve homojen bir yapıdan oluşmaktadır.

İkinci kalite kemik kalın kompakt bir kemik tarafından sarılan yoğun trabeküler kemiktir.

Üçüncü kalite kemik ince kompakt bir kemik tarafından sarılan yoğun trabeküler bir kemiktir.

Dördüncü kalite kemik ince kompakt bir kemik tarafından sarılan düşük yoğunluklu trabeküler bir kemiktir.

Misch tüm çene bölgeleri için makroskopik düzeyde kortikal ve trabeküler kemik yoğunlukları için dört grup tanımlamıştır(153). Bu çene bölgeleri;

Anterior maksilla (İkinci premolarlar arası)

Posterior maksilla (İkinci premolarların posterioru)

Anterior mandibula (Birinci premolarlar arası)

Posterior mandibula (Birinci premolarların posterioru)

Genellikle rezorbe olmuş anterior mandibula D1, normal anterior mandibula D2, posterior mandibula ve anterior maksilla D3, posterior maksilla D4 kemiğe sahiptir. Posterior maksilla da sinüs lifting ve greftleme operasyonu geçiren hastaların çoğununda 6 ay sonunda D3 kemik gözlenmektedir.

Lateral kortikal tabakaların trabeküler kemik yoğunluğunu maskeleyesi sebebiyle periapikal ve panoramik radyografiler kemik yoğunluğunun tespitinde fayda sağlamamaktadır. Ayrıca bu radyografik teknikler D2 ve D3 arasında ince farklılıklar olması nedeniyle gerekli ayrımı yapmaya yetecek netlikte görüntü verememektedir(139, 163).

BT görüntüleri 260.000 pikselden oluşur ve her pikselin siyah ile beyaz arasında kemik yoğunluğuna göre değişen bir numarası(Hounsfield birimi) vardır. Doku yoğunluğu arttıkça bu numarada artmaktadır. Kirkos ve Misch yaptıkları retrospektif bir çalışmada BT görüntülerinin Hounsfield birimi ile Kemik yoğunluğu arasında bir bağlantı bulmuşlardır. Bt görüntülerinin Hounsfield birimi ile Misch kemik yoğunluğu sınıflandırması arasındaki ilişki(163);

D1: >1.250 hounsfield ünite

D2: 850-1.250 hounsfield ünite

D3: 350-850 hounsfield ünite

D4: 150-350 hounsfield ünite

D5: <150 hounsfield ünite olarak belirlenmiştir.

İmplant cerrahisinde BT'den elde edilen kemik yoğunluğu ile cerrahi sırasında karşılaşılan kemik direnci ve elde edilen tork değeri ile başarısızlığa neden olan bölgesel farklılıkları belirten çalışmalar mevcuttur(164, 165). Mandibulada normalden daha yüksek hounsfield değeri ölçülen bölgelerde başarısızlık oranının daha yüksek olduğu ve bunun sebebinin ise yoğun kemikte damarlanmanın az olması ve cerrahi sırasında ısı artışının çok olması sonucu beslenmenin bozulması olduğu iddia edilmiştir. Maksilla da ise yoğunluğun çok az olduğu bölgelerde stabilitenin az olması sebebiyle başarısızlık görüldüğü bildirilmiştir(166).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında Mart 2016-Nisan 2018 tarihleri arasında İstanbul Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'na çeşitli şikayetlerle (gömülü diş, çene yüz patolojileri, ortognatik cerrahi planlaması, implant tedavisi planlaması gibi) başvuran ve Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi görüntülemesi yapılmış hastaların verileri retrospektif olarak incelenmiştir.

3.1. Etik Kurul Onayı

Bu tez çalışması İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 12/04/2018 tarih 68 nolu toplantısında, 2018/31 dosya numarası ile incelenerek 270 numaralı karar ile uygun bulunmuştur.

3.2. Kullanılan Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi Cihazının Özellikleri

Retrospektif değerlendirmesi yapılan bütün hastaların CBCT görüntülemeleri İstanbul Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda kullanımda olan Scanora 3Dx marka CBCT cihazı (Scanora® 3Dx, Soredex, Tuusula, Finlandiya) ile yapılmıştır.

Cihazın minimum ve maksimum Fov boyutları 50x50 mm ve 240x165 mm'dir. Ayarlanan FOV'a göre vokselle boyutu 0,1-0,5 mm³ kesit kalınlığı ise 0,1-0,3 mm aralığında değişmektedir. Cihazın kullanım parametreleri 60-90 kV, 4-10 mA, target açıcı 15°, fokal spot 0,5 mm, görüntüleme süresi 18-34 sn, elektif ekspozur süresi 2,4-6 sn'dir. İmaj reseptörü flat panel sistemdir.

Hastaların görüntülemesi yapılırken cihaz 90 kVp değerinde 10mA olarak ayarlıdır. İncelenen görüntüler 0,3 mm³ vokselle boyutlarında 0,3 mm kesit kalınlığındadır.

3.3. Hasta Seçimi

İstanbul Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda Mart 2016-Nisan 2018 arasında CBCT görüntülemeleri yapılan hastaların verileri incelenmiş;

20-60 yaş arası kriterlere uyan 33 Erkek, 46 Kadın olmak üzere 79 birey çalışmaya dahil edilmiştir.

3.3.1. Dahil Olma Kriterleri

1. Görüntülerin 20-60 yaş aralığındaki Türk toplumundan elde edilmiş olması.
2. Ramus, Tuber ve Simfiz bölgelerinde bir patoloji bulunmaması.
3. İncelencek bölgelerin tamamının görüntüleme alanı içinde kalması.
4. Üçüncü büyük azı dişlerinin bulunmaması.
5. İkinci büyük azı dişleri ile alt ön kesici dişlerin ağızda bulunuyor olması.
6. Görüntü kalitesinin kabul edilebilir olması.
7. Görüntülemelerin aynı cihaz ve ayarlarda yapılmış olması.
8. Generalize vertikal yada horizontal kemik kaybı (alveol kretle mine sement sınırı arası 4mm'den büyük) olmaması.

3.3.2. Hariç Tutma Kriterleri

1. Görüntülemesi yapılan hastaların 20 yaşından küçük veya 60 yaşından büyük olması.
2. Türk toplumu dışında bir topluma üye olması.
3. İncelencek bölgede patoloji varlığı veya daha önceden ilgili bölgeden diş çekimi dışında operasyon geçirmiş olması.
4. İncelencek bölgenin tamamının görüntüleme alanına girmemesi
5. Üçüncü büyük azı dişlerinden bir veya birkaçının varlığı.
6. İkinci büyük azı ve alt keser dişlerinden bir veya bir kaçının noksanlığı.
7. Generalize vertikal yada horizontal kemik kaybı (alveol kretle mine sement sınırı arası 4mm'den büyük) bulunması.
8. İnceleme sonucunu etkileyecek artefakt varlığı.

3.4. Greft Alanlarının Belirlenmesi

3.4.1. Ramus

Ramus otojen grefti için donör bölge sınırları anteriorda ikinci büyük azı dişinin 2 mm distali, posteriorde yükselen ramusun tamamen görüntülenebildiği ilk kesit, inferiorda inferior alveoler sinirin 2 mm süperioru, medialde inferior alveolar sinirin 2 mm laterali olarak belirlenmiştir.

3.4.2. Tuber

Tuber otojen grefti için donör bölge sınırları anteriorda ikinci büyük azı dişinin 2 mm distali, posteriorde maksilanın pterygoid kemikle birleşim sınırı, süperiorda sinüs tabanı olarak belirlenmiştir.

3.4.3. Simfiz

Simfiz otojen grefti için donör bölge sınırları superiorda kanin dişlerinin apeksinin 5 mm inferioru, inferiorda pogonion noktası, lateralde mental foramenlerin 5 mm anterioru medialde ise lingual korteks olarak belirlenmiştir.

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, USA) paket programı ile yapılmıştır.

Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma, median, interquartil range) yanı sıra Shapiro – Wilk normallik testi ile değişkenlerin dağılımına bakılmış, normal dağılım göstermeyen değişkenlerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi, ikili grupların karşılaştırmasında Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

	Sağ	Sol	p†
	242,79±219,62	190,29±161,84	
Ramus Hacim	189,24 (92,27-299,05)	145,67 (94,03-246,32)	0,011
	1072,17±229,53	1152,24±199,34	
Ramus Densite	1076,98 (938,45-1205,72)	1140,12 (1023,21-1306,04)	0,0001
	382,72±238,1	354,34±216,89	
Tuber Hacim	358,8 (218,36-483,28)	327,45 (205,17-447,08)	0,076
	43,36±128,92	37,01±116,01	
Tuber Densite	19,22 (-54,22-119,7)	37,01 (-42,74-96,37)	0,289

Tablo 4-1: Ramus ve Tuber bölgelerinin yaş ve cinsiyet ayrımı olmadan simetrikliğinin karşılaştırılması.

Sağ ve sol olarak simetriği bulunan ramus ve tuber donör sahalarının istatistiksel değerlendirmesi Wilcoxon Testi kullanılarak yapılmıştır.

Cinsiyet ve yaş ayrımı olmadan yapılan istatistiksel değerlendirmelerde Sağ Ramus Hacim değerleri Sol Ramus Hacim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,011$).

Cinsiyet ve yaş ayrımı olmadan yapılan istatistiksel değerlendirmelerde Sağ Ramus Densite değerleri Sol Ramus Densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,0001$).

Cinsiyet ve yaş ayrımı olmadan yapılan istatistiksel değerlendirmelerde Sağ ve Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,076$).

Cinsiyet ve yaş ayrımı olmadan yapılan istatistiksel değerlendirmelerde Sağ ve Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,289$).

Cinsiyet		Erkek	Kadın	p*
Sağ Ramus	Ort±SS	168,08±141,78	296,39±249,55	
Hacim	Median (IQR)	133,77 (70,1-226,77)	224,23 (127,07-379,21)	0,005
Sol Ramus	Ort±SS	142,33±88,68	224,69±192,12	
Hacim	Median (IQR)	130,21 (76,12-205,43)	163,93 (97,64-281,27)	0,046
	Ort±SS	1032,43±228,49	1100,68±228,48	
Sağ Ramus			1104,84 (987,57-	
Densite	Median (IQR)	999,88 (920,96-1163,21)	1225,02)	0,107
	Ort±SS	1122,54±191,81	1173,56±203,96	
Sol Ramus		1100,13 (998,91-	1172,08 (1027,55-	
Densite	Median (IQR)	1228,62)	1337,13)	0,249
Sağ Tuber	Ort±SS	414,1±300,27	360,21±181,41	
Hacim	Median (IQR)	371,32 (250,24-512,66)	354,23 (211,46-465,77)	0,585
Sol Tuber	Ort±SS	393,57±256,14	326,19±181,51	
Hacim	Median (IQR)	335,12 (207,01-465,16)	321,54 (203,6-432,08)	0,462
Sağ Tuber	Ort±SS	20,42±133,94	59,82±124,05	
Densite	Median (IQR)	19,13 (-70,11-86,48)	54,56 (-54,19-126,96)	0,047
Sol Tuber	Ort±SS	1,44±119,3	62,53±107,77	
Densite	Median (IQR)	6,44 (-98,76-81,43)	50,73 (-7,83-122,53)	0,039
	Ort±SS	1711,56±768,7	1158,81±674,29	
Simfiz		1470,66 (1182,79-	1039,39 (713,92-	
Hacim	Median (IQR)	2330,73)	1452,93)	0,001
Simfiz	Ort±SS	876,75±172,86	908,61±197,53	
Densite	Median (IQR)	884,12 (710,27-1011,63)	875,85 (797,73-985,32)	0,690

Tablo 4-2: Ramus, Tuber ve Simfiz bölgelerinin yaştan bağımsız olarak hacim ve densite değerlerinin karşılaştırılması.

Ramus Tuber ve Simfiz bölgelerinin hacim ve densite değerlerinin yaştan bağımsız olarak cinsiyete göre istatistiksel olarak karşılaştırılması Mann Whitney U Testi kullanılarak yapılmıştır..

Yaştan bağımsız olarak Kadın hastaların Sağ Ramus Hacim değerleri Erkek Hastaların Sağ Ramus Hacim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,005).

Yaştan bağımsız olarak Kadın hastaların Sol Ramus Hacim değerleri Erkek Hastaların Sol Ramus Hacim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,046).

Yaştan bağımsız olarak Kadın ve Erkek hastaların Sağ Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,107$).

Yaştan bağımsız olarak Kadın ve Erkek hastaların Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,249$).

Yaştan bağımsız olarak Kadın ve Erkek hastaların Sağ Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,585$).

Yaştan bağımsız olarak Kadın ve Erkek hastaların Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,462$).

Yaştan bağımsız olarak Kadın hastaların Sağ Tuber Densite değerleri Erkek Hastaların Sağ Tuber Densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,047$).

Yaştan bağımsız olarak Kadın hastaların Sol Tuber Densite değerleri Erkek Hastaların Sol Tuber Densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,039$).

Yaştan bağımsız olarak Kadın hastaların Simfiz Hacim değerleri Erkek Hastaların Simfiz Hacim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,001$).

Yaştan bağımsız olarak Kadın ve Erkek hastaların Simfiz Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,690$).

Yaş gr		20-29 Yaş	31-39 Yaş	41-49 Yaş	50-59 Yaş	p
Sağ Ramus Hacim	Ort±SS	308,25±292,08	226,16±165,16	188,38±92,67	169,65±121,8	0,460
	Median (IQR)	212,45 (97,9- 435,03)	207,12 (102,08- 314,82)	163,29 (122,5- 249,92)	131,06 (71,58- 241,93)	
Sol Ramus Hacim	Ort±SS	205,43±192,6	200,78±169,89	181,91±104,82	154,71±124,26	0,666
	Median (IQR)	142,73 (101,87- 260,05)	139,06 (80,29- 244,6)	160,31 (109,74- 214,92)	120,11 (60,61- 227,25)	
Sağ Ramus Densite	Ort±SS	1051,19±223,8 1013,64	1134,51±244,24	1010,39±262,47	1099,42±197,2 1115,48	0,512
	Median (IQR)	(932,19- 1148,48)	1140,05 (904,31-1334,6)	1080,04 (926,51-1153,1)	(1000,27- 1248,18)	
Sol Ramus Densite	Ort±SS	1118,52±202,69	1191,33±209,63	1143,16±192,26	1187,66±192,05	0,587
	Median (IQR)	1077,6 (997,39- 1288,13)	1184,99 (986,64- 1368,19)	1148,14 (1110,23- 1223,09)	1176,92 (1006,99- 1379,27)	
Sağ Tuber Hacim	Ort±SS	335,86±165,21	473,06±403,9	393,62±153,97	374,55±171,26	0,459
	Median (IQR)	305,25 (200,7- 446,79)	420,39 (228,44- 522,04)	379,11 (305,86- 478,79)	373,55 (225,55- 500,28)	
Sol Tuber Hacim	Ort±SS	325,84±198,45	440,15±300,04	337,09±137,6	335,95±196,67	0,654
	Median (IQR)	345,49 (184,65- 420,9)	368,92 (232,97- 583,35)	327,45 (227,96- 369,55)	314,39 (162,33- 490,51)	
Sağ Tuber Densite	Ort±SS	32,8±147,17	74,86±132,05	45,35±79,15	30,06±122,64	0,576
	Median (IQR)	18,01 (-81,46- 117,43)	56,61 (-28,91- 133,48)	19,16 (0,44- 86,44)	-15,86 (-78,72- 157,43)	
Sol Tuber Densite	Ort±SS	25±134,56	63,72±134,35	48,34±56,88	24,2±90,02	0,758
	Median (IQR)	37,01 (-87,49- 112,75)	45,39 (1,67- 91,2)	49,48 (2,2-74,8)	-12,4 (-45,76- 119,81)	
Simfiz Hacim	Ort±SS	1359,85±835,58 1122,81	1581,42±832,89	1161,87±543,72 1206,42	1445,25±686,19 1260,5 (883,23- 2057,85)	0,531
	Median (IQR)	(712,31- 2063,77)	(1019,43- 2221,26)	(784,67- 1510,15)		
Simfiz Densite	Ort±SS	883,42±209,78	846,31±219,15	937,79±124,66	935,76±136,19	0,142
	Median (IQR)	862,99 (710,28- 973,44)	836,65 (706,92- 915,7)	899,4 (851,94- 1007,43)	986,33 (810,83- 1053,1)	

Tablo 4-3: Cinsiyetten bağımsız olarak Ramus, Tuber ve Simfiz bölgelerinin yaşa göre hacim ve densite değerlerinin karşılaştırılması.

Cinsiyetten bağımsız olarak Ramus, Tuber ve Simfiz bölgelerinin yaş gruplarına göre hacim ve densite değerleri bakımından istatistiksel olarak karşılaştırılması Kruskal Wallis Testi kullanılarak yapılmıştır.

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sağ Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,460$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,666$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sağ Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,512$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,587$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sağ Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,459$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,654$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sağ Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,576$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,758$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Simfiz Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,531$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Simfiz Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,142$).

		Sağ	Sol	p		
Ramus Hacim	20-29 Yaş	Ort±SS	308,25±292,08	205,43±192,6		
		Median (IQR)	212,45 (97,9-435,03)	142,73 (101,87-260,05)	0,02	
	31-39 Yaş	Ort±SS	226,16±165,16	200,78±169,89	0,309	
		Median (IQR)	207,12 (102,08-314,82)	139,06 (80,29-244,6)		
	41-49 Yaş	Ort±SS	188,38±92,67	181,91±104,82	0,701	
		Median (IQR)	163,29 (122,5-249,92)	160,31 (109,74-214,92)		
	50-59 Yaş	Ort±SS	169,65±121,8	154,71±124,26	0,501	
		Median (IQR)	131,06 (71,58-241,93)	120,11 (60,61-227,25)		
	Ramus Densite	20-29 Yaş	Ort±SS	1051,19±223,8	1118,52±202,69	0,07
			Median (IQR)	1013,64 (932,19-1148,48)	1077,6 (997,39-1288,13)	
		31-39 Yaş	Ort±SS	1134,51±244,24	1191,33±209,63	0,039
			Median (IQR)	1140,05 (904,31-1334,6)	1184,99 (986,64-1368,19)	
41-49 Yaş		Ort±SS	1010,39±262,47	1143,16±192,26	0,023	
		Median (IQR)	1080,04 (926,51-1153,1)	1148,14 (1110,23-1223,09)		
50-59 Yaş		Ort±SS	1099,42±197,2	1187,66±192,05	0,023	
		Median (IQR)	1115,48 (1000,27-1248,18)	1176,92 (1006,99-1379,27)		
Tuber Hacim		20-29 Yaş	Ort±SS	335,86±165,21	325,84±198,45	0,574
			Median (IQR)	305,25 (200,7-446,79)	345,49 (184,65-420,9)	
		31-39 Yaş	Ort±SS	473,06±403,9	440,15±300,04	0,723
			Median (IQR)	420,39 (228,44-522,04)	368,92 (232,97-583,35)	
	41-49 Yaş	Ort±SS	393,62±153,97	337,09±137,6	0,055	
		Median (IQR)	379,11 (305,86-478,79)	327,45 (227,96-369,55)		
	50-59 Yaş	Ort±SS	374,55±171,26	335,95±196,67	0,178	
		Median (IQR)	373,55 (225,55-500,28)	314,39 (162,33-490,51)		
	Tuber Densite	20-29 Yaş	Ort±SS	32,8±147,17	25±134,56	0,458
			Median (IQR)	18,01 (-81,46-117,43)	37,01 (-87,49-112,75)	
		31-39 Yaş	Ort±SS	74,86±132,05	63,72±134,35	0,177
			Median (IQR)	56,61 (-28,91-133,48)	45,39 (1,67-91,2)	
41-49 Yaş		Ort±SS	45,35±79,15	48,34±56,88	0,552	
		Median (IQR)	19,16 (0,44-86,44)	49,48 (2,2-74,8)		
50-59 Yaş		Ort±SS	30,06±122,64	24,2±90,02	0,836	
		Median (IQR)	-15,86 (-78,72-157,43)	-12,4 (-45,76-119,81)		

Tablo 4-4: Cinsiyetten Bağımsız olarak Ramus ve Tuber bölgelerinin hacim ve densite değerlerinin simetrikliğinin yaş gruplarına göre karşılaştırılması.

Cinsiyetten bağımsız olarak Ramus ve Tuber bölgelerinin hacim ve densite değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması Wilcoxon Testi kullanılarak yapılmıştır.

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş grubunun Sağ Ramus Hacim değerleri Sol Ramus Hacim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,02$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 31-39 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,309$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 41-49 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,701$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 50-59 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,501$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,07$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 31-39 Yaş grubunun Sağ Ramus Densite değerleri Sol Ramus Densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,039$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 41-49 Yaş grubunun Sağ Ramus Densite değerleri Sol Ramus Densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,023$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 50-59 Yaş grubunun Sağ Ramus Densite değerleri Sol Ramus Densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,023$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,574$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 31-39 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,723$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 41-49 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,055$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 50-59 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,178$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 20-29 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,458$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 31-39 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,177$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 41-49 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,552$).

Cinsiyetten bağımsız olarak 50-59 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,836$).

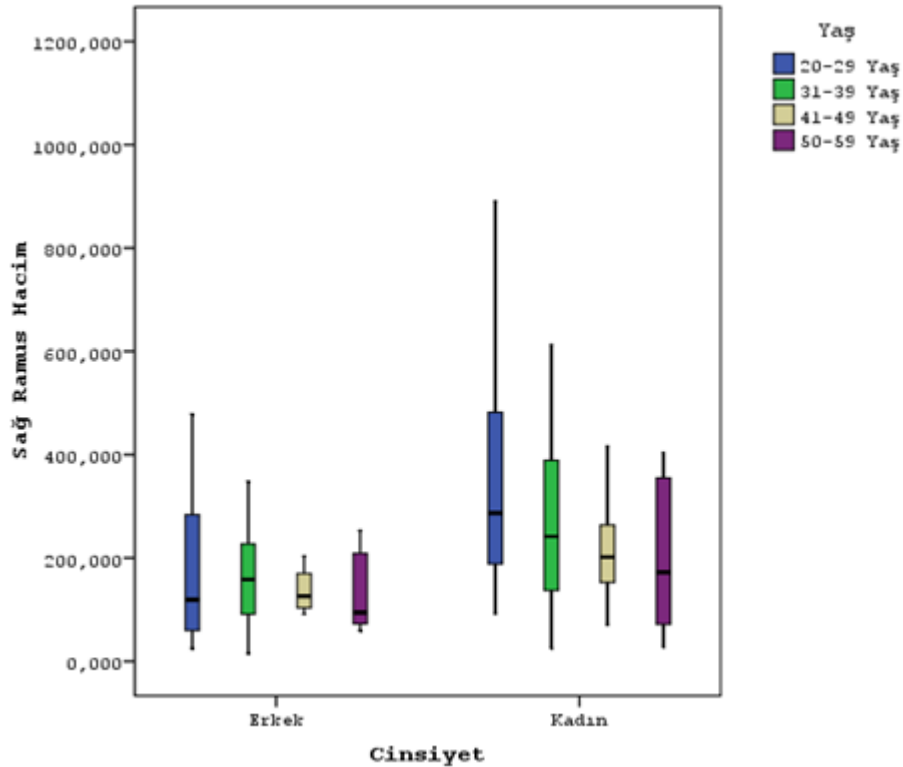
Cinsiyet		Erkek	Kadın	p
Sağ Ramus Hacim	20-29 Yaş	Ort±SS 191,3±182,98	418,33±335,67	0,013
		Median (IQR) 119,19 (55,52-291,46)	286,89 (153,96-685,84)	
	31-39 Yaş	Ort±SS 165,29±115,79	268,76±186,16	0,283
		Median (IQR) 158,21 (37,4-236,78)	241,53 (119,58-416,03)	
	41-49 Yaş	Ort±SS 136,59±48,03	211,39±100,4	0,165
		Median (IQR) 125,95 (97,37-186,47)	201,78 (141,1-266,26)	
	50-59 Yaş	Ort±SS 130,37±80,59	193,22±139,54	0,664
		Median (IQR) 94,21 (69,26-219,84)	172,27 (67,44-360,16)	
	20-29 Yaş	Ort±SS 142,58±102,84	264,58±237,93	0,062
		Median (IQR) 117,48 (62,37-245,27)	208,53 (124,31-340,27)	
	31-39 Yaş	Ort±SS 150,13±76,86	236,23±209,71	0,626
		Median (IQR) 163,27 (79,65-242,39)	123,75 (89,65-451,38)	
	41-49 Yaş	Ort±SS 153,24±35,26	194,65±124,19	0,877
		Median (IQR) 153,33 (119,41-186,98)	160,31 (107,41-249,53)	
	50-59 Yaş	Ort±SS 125,29±101,19	172,36±138,29	0,588
		Median (IQR) 120,11 (31,06-200,79)	128,87 (71,44-267,36)	
Sol Ramus Hacim	20-29 Yaş	Ort±SS 1082,8±179,04	1021,44±261,11	0,773
		Median (IQR) 1018,46 (951,25-1128,68)	1013,64 (836,89-1177,29)	
	31-39 Yaş	Ort±SS 978,47±198,8	1243,74±217,97	0,032
		Median (IQR) 938,45 (823,97-1140,52)	1227,12 (1076,61-1467,05)	
	41-49 Yaş	Ort±SS 813,1±430,44	1098,07±75,83	0,165
		Median (IQR) 878,06 (390,92-1170,32)	1090,19 (1038,94-1153,1)	
	50-59 Yaş	Ort±SS 1107,28±148,22	1094,71±229,22	0,828
		Median (IQR) 1110,93 (976,28-1248,45)	1115,48 (977,75-1251,88)	
	20-29 Yaş	Ort±SS 1140,32±170,52	1097,99±232,35	0,494
		Median (IQR) 1085,03 (1025,41-1280,08)	1077,6 (909,77-1290,68)	
	31-39 Yaş	Ort±SS 1103,38±188,85	1252,9±210,05	0,172
		Median (IQR) 1025,11 (955,09-1239,33)	1284,44 (1074,26-1381,81)	
	41-49 Yaş	Ort±SS 1078,76±354,86	1171,79±72,29	0,280
		Median (IQR) 1110,23 (736,35-1389,71)	1215,45 (1123,96-1223,09)	
	50-59 Yaş	Ort±SS 1126,64±163,72	1224,26±206,43	0,386
		Median (IQR) 1139,62 (975,38-1253,38)	1261,11 (1022,16-1410,99)	
Sağ Tuber	20-29	Ort±SS 357,32±172,2	315,66±160,92	0,589

Hacim	Yaş	Median	305,25 (179,41-	
		(IQR)	415,35)	
		Ort±SS	301,9 (224,06-557,59)	
			555,92±580,91	
	31-39	Median	415,05±236,57	
	Yaş	(IQR)	436,9 (160,25-512,71)	0,998
		Ort±SS	346,52±48,13	
			414,55±181,91	
	41-49	Median	403,63 (262,75-	
	Yaş	(IQR)	528,79)	0,355
		Ort±SS	347,57 (300,78-391,2)	
			445,1±196,11	
			332,22±149,02	
	50-59	Median	325,03 (199,68-	
	Yaş	(IQR)	456,96)	0,233
		Ort±SS	399,69 (324,73-602,43)	
			361,51±229,76	
			292,27±163,74	
	20-29	Median	295,98 (151,56-	
	Yaş	(IQR)	418,92)	0,517
		Ort±SS	351,22 (201,81-435,58)	
			580,88±358,02	
			341,65±220,02	
	31-39	Median	316,86 (173,68-	
	Yaş	(IQR)	474,93)	0,172
		Ort±SS	483,23 (311,89-851,47)	
			275,2±80,3	
			364,6±152,36	
	41-49	Median	347,88 (227,96-	
	Yaş	(IQR)	477,35)	0,440
		Ort±SS	276,28 (197,96-351,36)	
			339,48±191,64	
			333,82±209,88	
Sol Tuber Hacim	50-59	Median	315,53 (136,59-	
		(IQR)	528,82)	0,914
		Ort±SS	308,55 (178-499,57)	
			5,55±167,73	
			58,45±124,5	
	20-29	Median	52,58 (-54,2-168,38)	0,195
	Yaş	(IQR)	-31,76 (-132,49-85,18)	
		Ort±SS	-31,76 (-132,49-85,18)	
			21,54±97,33	
			112,18±144,66	
	31-39	Median	109,25 (-4,05-171,88)	0,205
	Yaş	(IQR)	19,22 (-50,66-119,7)	
		Ort±SS	19,22 (-50,66-119,7)	
			23,87±37,55	
			54,89±92,38	
	41-49	Median	19,16 (0,44-97,5)	0,643
	Yaş	(IQR)	35,15 (-15,81-52,28)	
		Ort±SS	35,15 (-15,81-52,28)	
			56,43±126,15	
			14,24±124,44	
Sağ Tuber Densite	50-59	Median	-31,93 (-88,91-	
		(IQR)	123,46)	0,448
		Ort±SS	25,02 (-47,3-188,91)	
			-22,66±147,39	
			69,86±106,95	
	20-29	Median	56,27 (-18,52-157,58)	0,028
	Yaş	(IQR)	-36,65 (-155,95-70,24)	
		Ort±SS	-36,65 (-155,95-70,24)	
			-7,74±88,32	
			113,74±141,91	
	31-39	Median	77,47 (24,8-232,16)	0,039
	Yaş	(IQR)	6,44 (-105,8-76,58)	
		Ort±SS	6,44 (-105,8-76,58)	
			44,99±44,74	
			49,83±63,99	
	41-49	Median	21,36 (2,2-86,57)	0,877
	Yaş	(IQR)	58,67 (-1,98-78,27)	
		Ort±SS	58,67 (-1,98-78,27)	
			47,37±96,56	
			10,3±88,06	
Sol Tuber Densite	50-59	Median	-19,77 (-56,27-83)	0,515
		(IQR)	44,72 (-46,81-134,52)	
		Ort±SS	44,72 (-46,81-134,52)	
			1631,6±869,37	
			1088,11±727,74	
	20-29	Median	865,89 (650,52-	
	Yaş	(IQR)	1500,36)	0,045
		Ort±SS	1292,45 (950,94-2368,22)	
Simfiz Hacim	31-39	Ort±SS	1259,06±844,41	0,032
			2041,92±599,81	

	Yaş	Median (IQR)	2122,12 (1470,66- 2537,31)	1091,84 (601,94- 1651,42)	
		Ort±SS	1253,48±215,38	1121,15±648,07	
	41-49 Yaş	Median (IQR)	1182,79 (1100,7- 1476,95)	1284,09 (577,22- 1659,12)	0,877
		Ort±SS	1844,75±832,08	1205,56±479,47	
	50-59 Yaş	Median (IQR)	1825,87 (1187,71- 2489,21)	1144,71 (847,41- 1323,79)	0,129
		Ort±SS	844,29±187,59	922,56±229,11	
	20-29 Yaş	Median (IQR)	822,56 (689,32- 971,86)	899 (784,55-973,44)	0,274
		Ort±SS	777,47±127,7	894,49±261,23	
	31-39 Yaş	Median (IQR)	721,05 (701,74- 896,06)	839,66 (747,37- 969,44)	0,283
		Ort±SS	954,17±128,9	930,51±129,94	
	41-49 Yaş	Median (IQR)	929,89 (849,5- 1083,12)	889,03 (851,94- 1007,43)	0,643
		Ort±SS	1027,53±83,01	880,69±134,54	
Simfiz Densite	50-59 Yaş	Median (IQR)	1026,9 (961,36- 1112,07)	832,52 (786,22- 1011,86)	0,055

Tablo 4-5: Yaş gruplarına göre cinsiyetler arasındaki hacim ve densite değişikliklerinin karşılaştırılması.

Yaş gruplarına göre cinsiyetler arasındaki hacim ve densite değişikliklerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması Mann Whitney U Testi kullanılarak yapılmıştır.



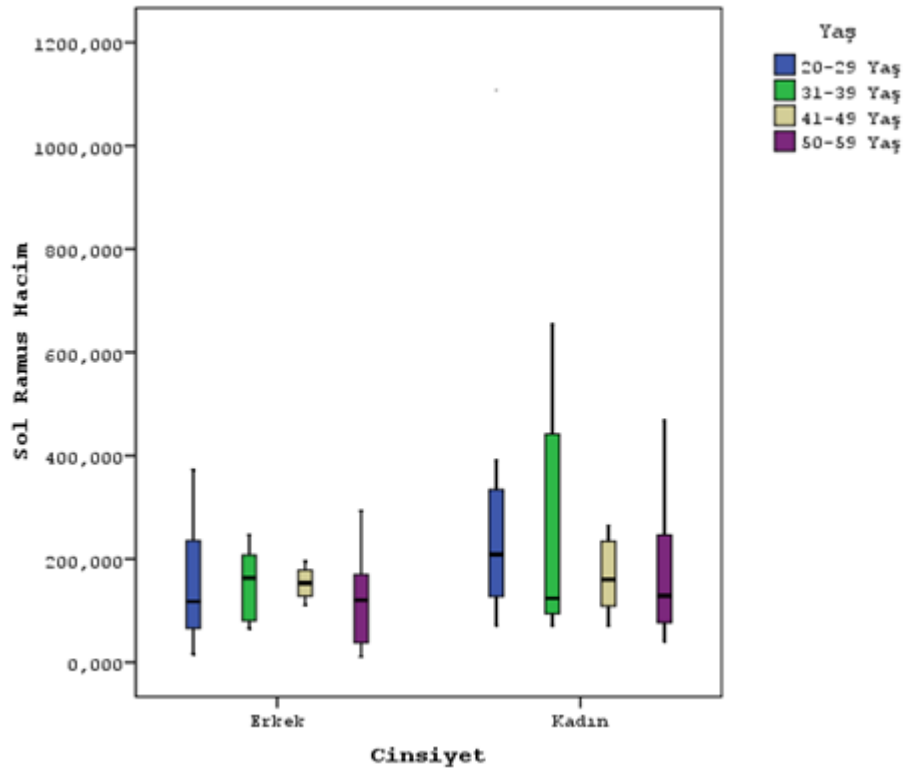
Şekil 4-1: Sağ Ramus hacminin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.

20-29 Yaş grubunun Kadın hastaların Sağ Ramus Hacim değerleri Erkek Hasta Sağ Ramus Hacim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,013$).

31-39 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,283$).

41-49 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,165$).

50-59 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,664$).



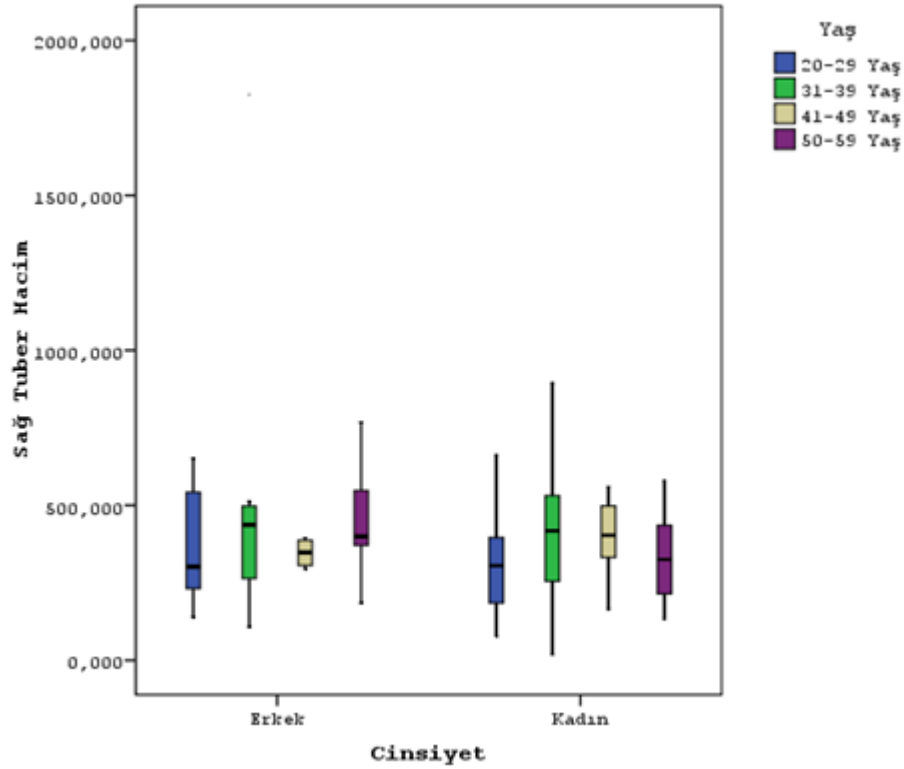
Şekil 4-2: Sol Ramus hacminin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.

20-29 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,062$).

31-39 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,626$).

41-49 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,877$).

50-59 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,588$).



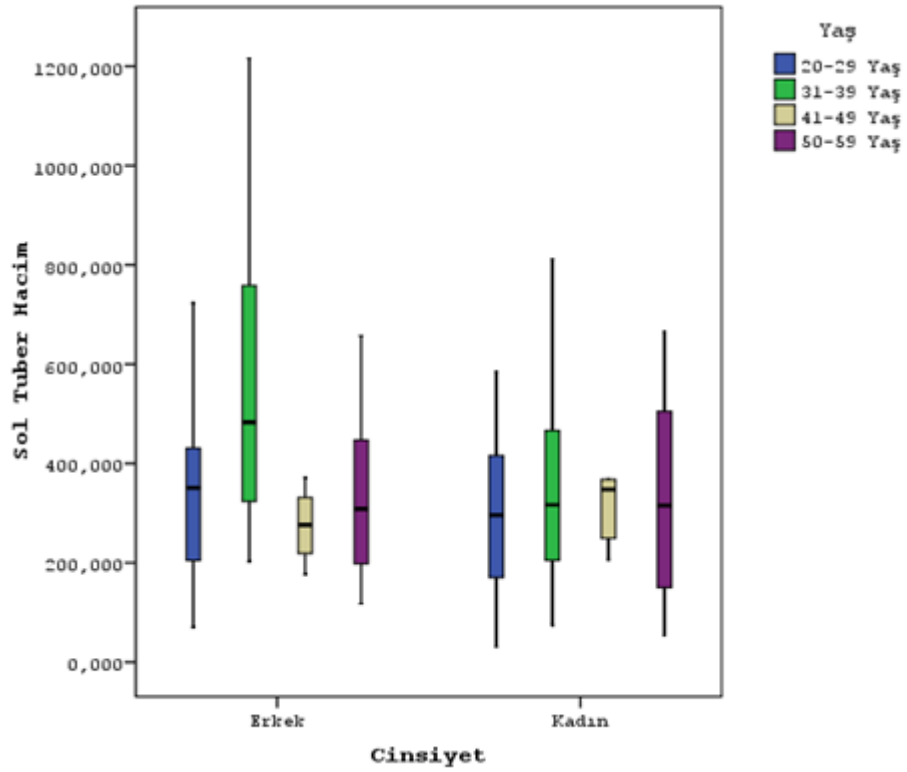
Şekil 4-3: Sağ Tuber hacminin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.

20-29 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,589$).

31-39 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,998$).

41-49 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,355$).

50-59 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,233$).



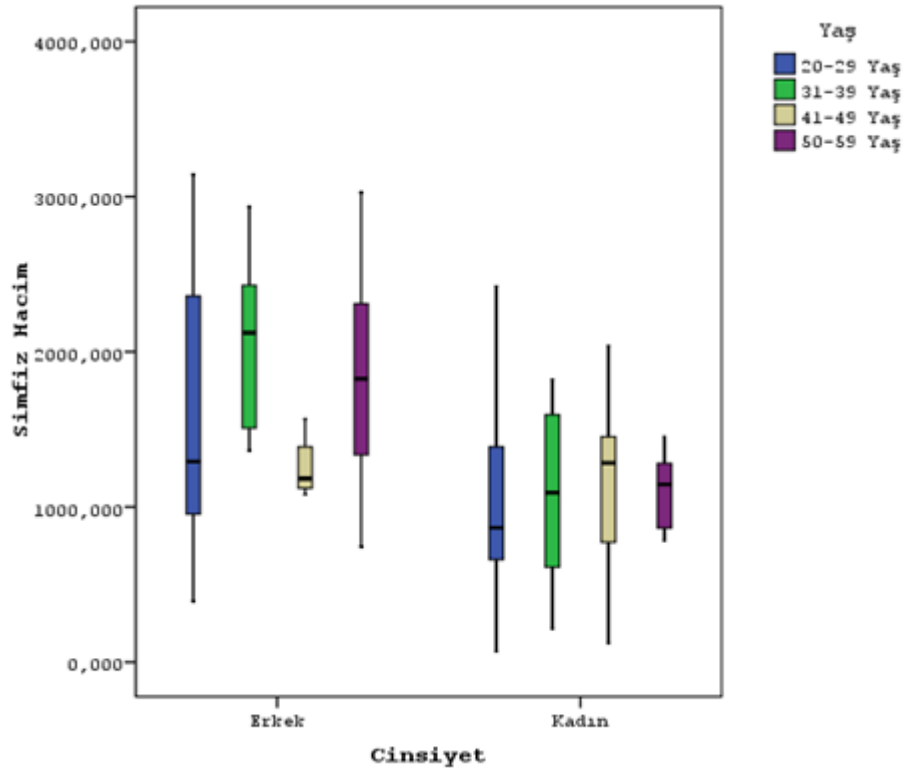
Şekil 4-4: Sol Tuber hacminin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.

20-29 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,517$).

31-39 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,172$).

41-49 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,440$).

50-59 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,914$).



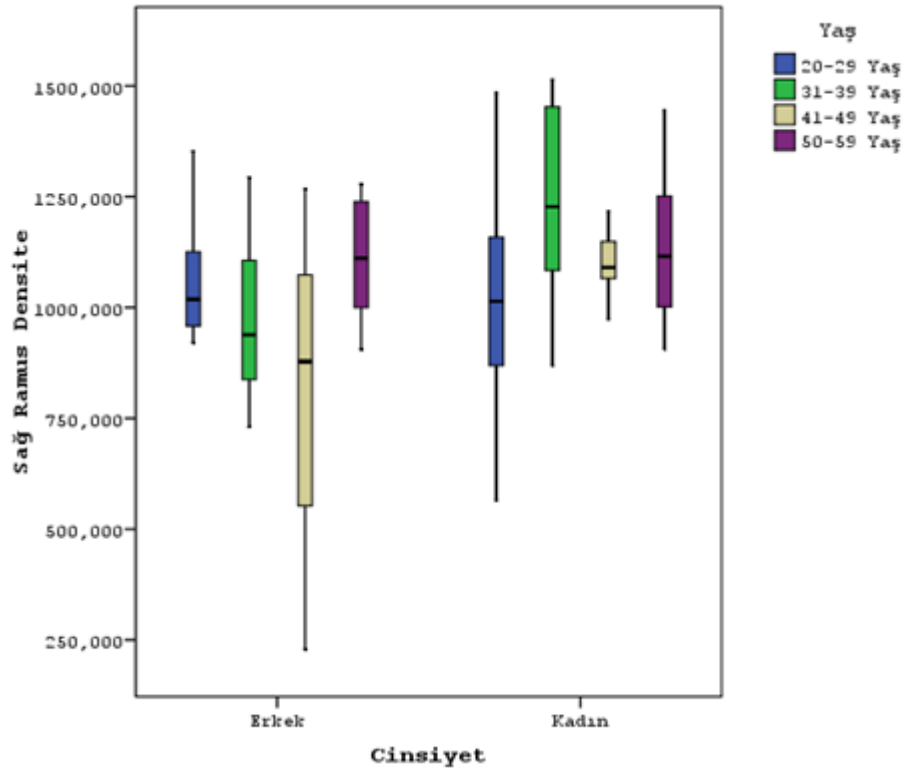
Şekil 4-5: Simfiz hacminin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.

20-29 Yaş grubunun Kadın hastaların Simfiz Hacim değerleri Erkek Hasta Simfiz Hacim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,045$).

31-39 Yaş grubunun Kadın hastaların Simfiz Hacim değerleri Erkek Hasta Simfiz Hacim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,032$).

41-49 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Simfiz Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,877$).

50-59 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Simfiz Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,129$).



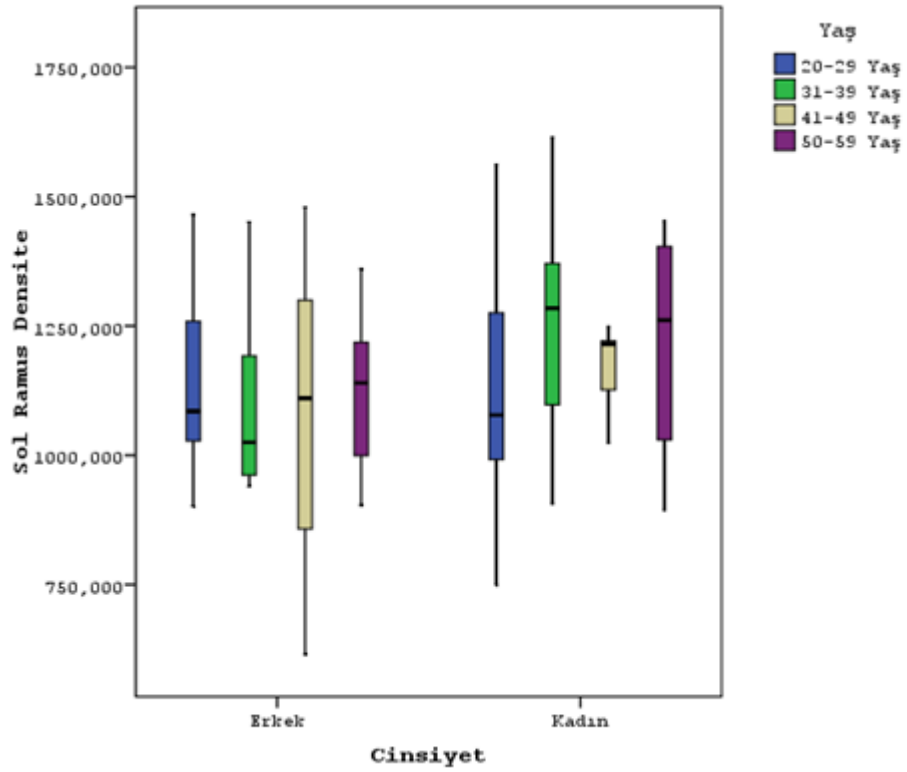
Şekil 4-6: Sağ Ramus densitesinin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.

20-29 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,773$).

31-39 Yaş grubunda Kadın hastaların Sağ Ramus Densite değerleri Erkek Hasta Sağ Ramus Densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,032$).

41-49 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,165$).

50-59 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,825$).



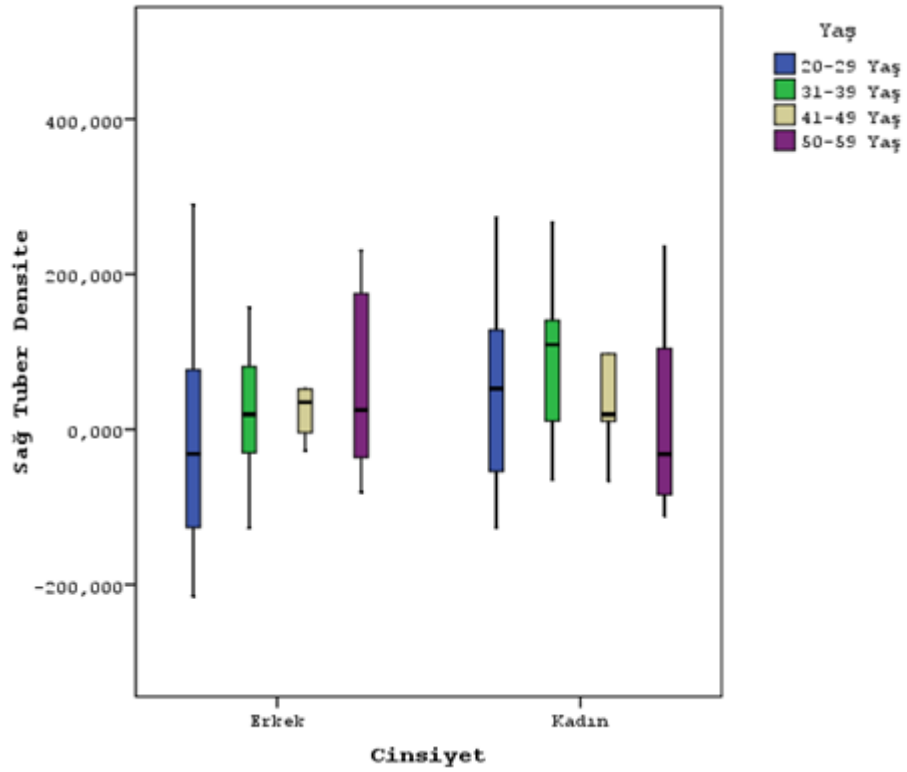
Şekil 4-7: Sol Ramus densitesinin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.

20-29 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,494$).

31-39 Yaş Kadın ve Erkek hastaların Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,172$).

41-49 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,280$).

50-59 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,386$).



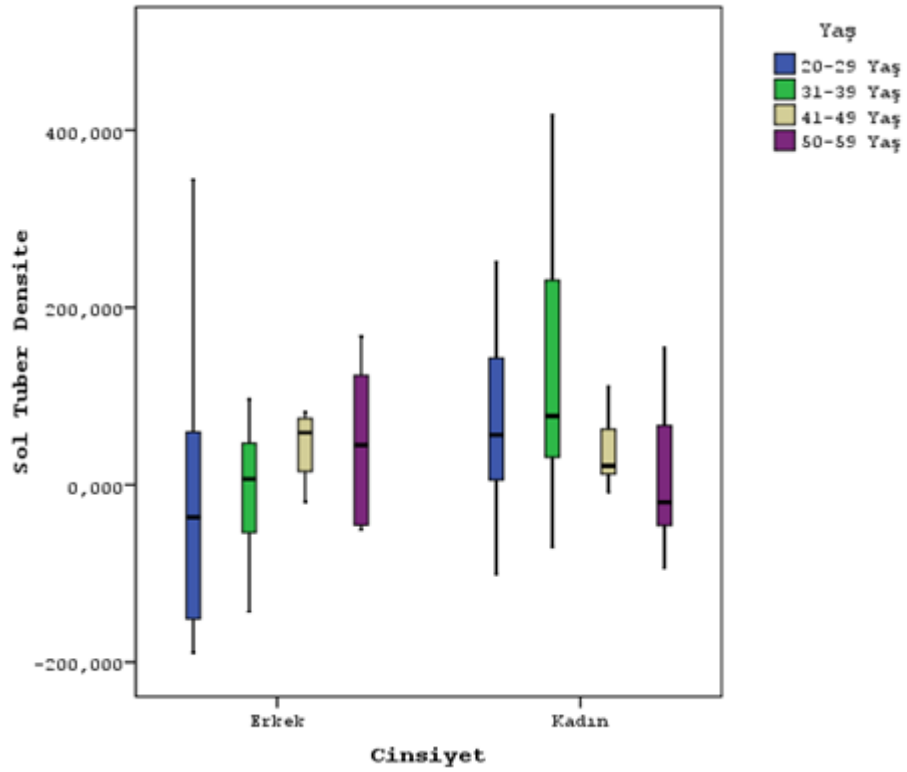
Şekil 4-8: Sağ Tuber densitesinin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.

20-29 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,195$).

31-39 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,205$).

41-49 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,643$).

50-59 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sağ Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,448$).



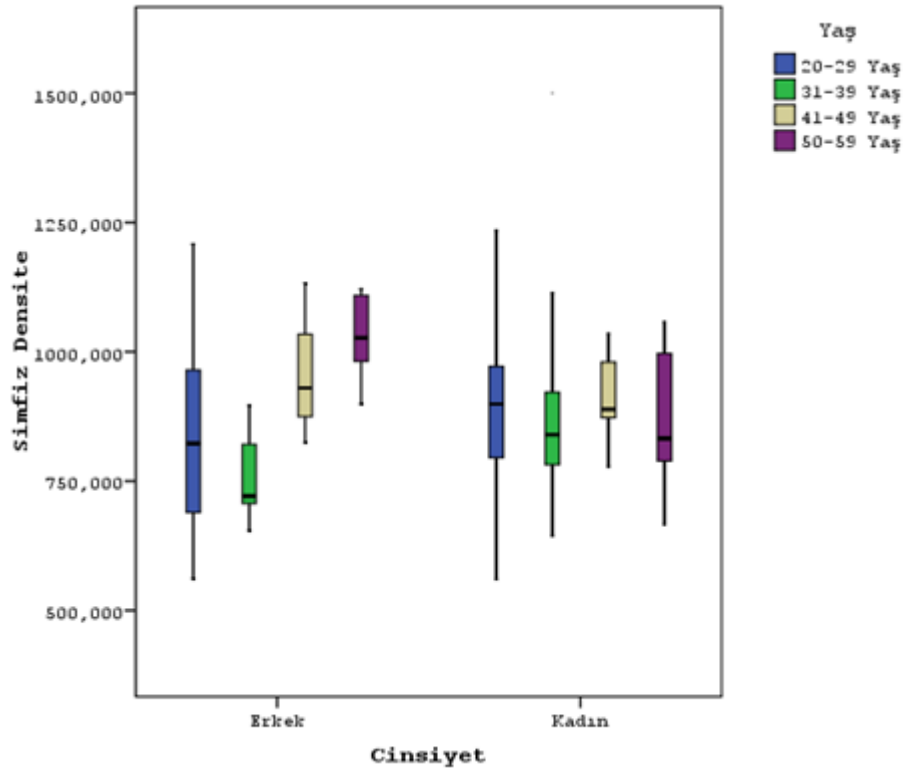
Şekil 4-9: Sol Tuber densitesinin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.

20-29 Yaş grubunun Kadın hastaların Sol Tuber Densite değerleri Erkek Hasta Sol Tuber Densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,028$).

31-39 Yaş grubunun Kadın hastaların Sol Tuber Densite değerleri Erkek Hasta Sol Tuber Densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,039$).

41-49 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,877$).

50-59 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,515$).



Şekil 4-10: Simfiz densitesinin yaş ve cinsiyete göre değişimini gösteren grafik.

20-29 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Simfiz Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,274$).

31-39 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Simfiz Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,283$).

41-49 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Simfiz Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,643$).

50-59 Yaş grubunun Kadın ve Erkek hastaların Simfiz Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,055$).

Erkek	Yaş gr		Sağ	Sol	p
Ramus Hacim	20-29 Yaş	Ort±SS	191,3±182,98	142,58±102,84	0,569
		Median (IQR)	119,19 (55,52-291,46)	117,48 (62,37-245,27)	
	31-39 Yaş	Ort±SS	165,29±115,79	150,13±76,86	0,866
		Median (IQR)	158,21 (37,4-236,78)	163,27 (79,65-242,39)	
	41-49 Yaş	Ort±SS	136,59±48,03	153,24±35,26	0,144
		Median (IQR)	125,95 (97,37-186,47)	153,33 (119,41-186,98)	
	50-59 Yaş	Ort±SS	130,37±80,59	125,29±101,19	0,917
		Median (IQR)	94,21 (69,26-219,84)	120,11 (31,06-200,79)	
	20-29 Yaş	Ort±SS	1082,8±179,04	1140,32±170,52	0,179
		Median (IQR)	1018,46 (951,25-1128,68)	1085,03 (1025,41-1280,08)	
	31-39 Yaş	Ort±SS	978,47±198,8	1103,38±188,85	0,018
		Median (IQR)	938,45 (823,97-1140,52)	1025,11 (955,09-1239,33)	
Ramus Densite	41-49 Yaş	Ort±SS	813,1±430,44	1078,76±354,86	0,465
		Median (IQR)	878,06 (390,92-1170,32)	1110,23 (736,35-1389,71)	
	50-59 Yaş	Ort±SS	1107,28±148,22	1126,64±163,72	0,917
		Median (IQR)	1110,93 (976,28-1248,45)	1139,62 (975,38-1253,38)	
	20-29 Yaş	Ort±SS	357,32±172,2	361,51±229,76	0,918
		Median (IQR)	301,9 (224,06-557,59)	351,22 (201,81-435,58)	
	31-39 Yaş	Ort±SS	555,92±580,91	580,88±358,02	0,310
		Median (IQR)	436,9 (160,25-512,71)	483,23 (311,89-851,47)	
	41-49 Yaş	Ort±SS	346,52±48,13	275,2±80,3	0,068
		Median (IQR)	347,57 (300,78-391,2)	276,28 (197,96-351,36)	
	50-59 Yaş	Ort±SS	445,1±196,11	339,48±191,64	0,046
		Median (IQR)	399,69 (324,73-602,43)	308,55 (178-499,57)	
Tuber Hacim	20-29 Yaş	Ort±SS	5,55±167,73	-22,66±147,39	0,098
		Median (IQR)	-31,76 (-132,49-85,18)	-36,65 (-155,95-70,24)	
	31-39 Yaş	Ort±SS	21,54±97,33	-7,74±88,32	0,028
		Median (IQR)	19,22 (-50,66-119,7)	6,44 (-105,8-76,58)	
	41-49 Yaş	Ort±SS	23,87±37,55	44,99±44,74	0,144
		Median (IQR)	35,15 (-15,81-52,28)	58,67 (-1,98-78,27)	
	50-59 Yaş	Ort±SS	56,43±126,15	47,37±96,56	0,753
		Median (IQR)	25,02 (-47,3-188,91)	44,72 (-46,81-134,52)	
	20-29 Yaş	Ort±SS	5,55±167,73	-22,66±147,39	0,098
		Median (IQR)	-31,76 (-132,49-85,18)	-36,65 (-155,95-70,24)	
	31-39 Yaş	Ort±SS	21,54±97,33	-7,74±88,32	0,028
		Median (IQR)	19,22 (-50,66-119,7)	6,44 (-105,8-76,58)	
	41-49 Yaş	Ort±SS	23,87±37,55	44,99±44,74	0,144
		Median (IQR)	35,15 (-15,81-52,28)	58,67 (-1,98-78,27)	
	50-59 Yaş	Ort±SS	56,43±126,15	47,37±96,56	0,753
		Median (IQR)	25,02 (-47,3-188,91)	44,72 (-46,81-134,52)	

Tablo 4-6: Erkek hastaların Ramus ve Tuber bölgelerinin yaşa göre simetrikliğinin karşılaştırılması.

Erkek hastaların Ramus ve Tuber bölgelerinin yaşa göre simetrikliğinin istatistiksel olarak karşılaştırılması Wilcoxon Testi kullanılarak yapılmıştır.

Erkek Hastaların 20-29 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,569$).

Erkek Hastaların 31-39 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,866$).

Erkek Hastaların 41-49 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,144$).

Erkek Hastaların 50-59 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,917$).

Erkek Hastaların 20-29 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,179$).

Erkek Hastaların 31-39 Yaş grubunun Sağ Ramus Densite değerleri Sol Ramus Densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,018$).

Erkek Hastaların 41-49 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,465$).

Erkek Hastaların 50-59 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,917$).

Erkek Hastaların 20-29 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,918$).

Erkek Hastaların 31-39 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,310$).

Erkek Hastaların 41-49 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,068$).

Erkek Hastaların 50-59 Yaş grubunun Sağ Tuber Hacim değerleri Sol Tuber Hacim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,046$).

Erkek Hastaların 20-29 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,098$).

Erkek Hastaların 31-39 Yaş grubunun Sağ Tuber Densite değerleri Sol Tuber Densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,028$).

Erkek Hastaların 41-49 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,144$).

Erkek Hastaların 50-59 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,753$).

Kadın	Yaş Gr		Sağ	Sol	p
Ramus Hacim	20-29 Yaş	Ort±SS	418,33±335,67	264,58±237,93	0,011
		Median (IQR)	286,89 (153,96-685,84)	208,53 (124,31-340,27)	
	31-39 Yaş	Ort±SS	268,76±186,16	236,23±209,71	0,285
		Median (IQR)	241,53 (119,58-416,03)	123,75 (89,65-451,38)	
	41-49 Yaş	Ort±SS	211,39±100,4	194,65±124,19	0,441
		Median (IQR)	201,78 (141,1-266,26)	160,31 (107,41-249,53)	
	50-59 Yaş	Ort±SS	193,22±139,54	172,36±138,29	0,445
		Median (IQR)	172,27 (67,44-360,16)	128,87 (71,44-267,36)	
	20-29 Yaş	Ort±SS	1021,44±261,11	1097,99±232,35	0,193
		Median (IQR)	1013,64 (836,89-1177,29)	1077,6 (909,77-1290,68)	
	31-39 Yaş	Ort±SS	1243,74±217,97	1252,9±210,05	0,721
		Median (IQR)	1227,12 (1076,61-1467,05)	1284,44 (1074,26-1381,81)	
Ramus Densite	41-49 Yaş	Ort±SS	1098,07±75,83	1171,79±72,29	0,011
		Median (IQR)	1090,19 (1038,94-1153,1)	1215,45 (1123,96-1223,09)	
	50-59 Yaş	Ort±SS	1094,71±229,22	1224,26±206,43	0,013
		Median (IQR)	1115,48 (977,75-1251,88)	1261,11 (1022,16-1410,99)	
	20-29 Yaş	Ort±SS	315,66±160,92	292,27±163,74	0,407
		Median (IQR)	305,25 (179,41-415,35)	295,98 (151,56-418,92)	
	31-39 Yaş	Ort±SS	415,05±236,57	341,65±220,02	0,169
		Median (IQR)	417,5 (241,72-541,95)	316,86 (173,68-474,93)	
	41-49 Yaş	Ort±SS	414,55±181,91	364,6±152,36	0,173
		Median (IQR)	403,63 (262,75-528,79)	347,88 (227,96-477,35)	
Tuber Hacim	50-59 Yaş	Ort±SS	332,22±149,02	333,82±209,88	0,799
		Median (IQR)	325,03 (199,68-456,96)	315,53 (136,59-528,82)	
	20-29 Yaş	Ort±SS	58,45±124,5	69,86±106,95	0,586
		Median (IQR)	52,58 (-54,2-168,38)	56,27 (-18,52-157,58)	
	31-39 Yaş	Ort±SS	112,18±144,66	113,74±141,91	0,959
		Median (IQR)	109,25 (-4,05-171,88)	77,47 (24,8-232,16)	
	41-49 Yaş	Ort±SS	54,89±92,38	49,83±63,99	0,767
		Median (IQR)	19,16 (0,44-97,5)	21,36 (2,2-86,57)	
Tuber Densite	50-59 Yaş	Ort±SS	14,24±124,44	10,3±88,06	0,959
		Median (IQR)	-31,93 (-88,91-123,46)	-19,77 (-56,27-83)	

Tablo 4-7: Kadın hastaların Ramus ve Tuber bölgelerinin yaşa göre simetrikliğinin karşılaştırılması

Kadın hastaların Ramus ve Tuber bölgelerinin yaşa göre simetrikliğinin istatistiksel olarak karşılaştırılması Wilcoxon Testi kullanılarak yapılmıştır.

Kadın Hastaların 20-29 Yaş grubunun Sağ Ramus Hacim değerleri Sol Ramus Hacim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,011$).

Kadın Hastaların 31-39 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,285$).

Kadın Hastaların 41-49 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,441$).

Kadın Hastaların 50-59 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,445$).

Kadın Hastaların 20-29 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,193$).

Kadın Hastaların 31-39 Yaş grubunun Sağ ve Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,721$).

Kadın Hastaların 41-49 Yaş grubunun Sağ Ramus Densite değerleri Sol Ramus Densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,011$).

Kadın Hastaların 50-59 Yaş grubunun Sağ Ramus Densite değerleri Sol Ramus Densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,013$).

Kadın Hastaların 20-29 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,407$).

Kadın Hastaların 31-39 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,169$).

Kadın Hastaların 41-49 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,173$).

Kadın Hastaların 50-59 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,799$).

Kadın Hastaların 20-29 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,586$).

Kadın Hastaların 31-39 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,959$).

Kadın Hastaların 41-49 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,767$).

Kadın Hastaların 50-59 Yaş grubunun Sağ ve Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,959$).

Erkek		20-29 Yaş	31-39 Yaş	41-49 Yaş	50-59 Yaş	p†
Sağ	Ort±SS	191,3±182,98	165,29±115,79	136,59±48,03	130,37±80,59	
Ramus	Median	119,19 (55,52-	158,21 (37,4-	125,95 (97,37-	94,21 (69,26-	
Hacim	(IQR)	291,46)	236,78)	186,47)	219,84)	0,957
Sol	Ort±SS	142,58±102,84	150,13±76,86	153,24±35,26	125,29±101,19	
Ramus	Median	117,48 (62,37-	163,27 (79,65-	153,33 (119,41-	120,11 (31,06-	
Hacim	(IQR)	245,27)	242,39)	186,98)	200,79)	0,847
	Ort±SS	1082,8±179,04	978,47±198,8	813,1±430,44	1107,28±148,22	
Sağ		1018,46			1110,93	
Ramus	Median	(951,25-	938,45 (823,97-	878,06 (390,92-	(976,28-	
Densite	(IQR)	1128,68)	1140,52)	1170,32)	1248,45)	0,228
	Ort±SS	1140,32±170,52	1103,38±188,85	1078,76±354,86	1126,64±163,72	
Sol		1085,03	1025,11	1110,23	1139,62	
Ramus	Median	(1025,41-	(955,09-	(736,35-	(975,38-	
Densite	(IQR)	1280,08)	1239,33)	1389,71)	1253,38)	0,943
Sağ	Ort±SS	357,32±172,2	555,92±580,91	346,52±48,13	445,1±196,11	
Tuber	Median	301,9 (224,06-	436,9 (160,25-	347,57 (300,78-	399,69 (324,73-	
Hacim	(IQR)	557,59)	512,71)	391,2)	602,43)	0,719
Sol	Ort±SS	361,51±229,76	580,88±358,02	275,2±80,3	339,48±191,64	
Tuber	Median	351,22 (201,81-	483,23 (311,89-	276,28 (197,96-	308,55 (178-	
Hacim	(IQR)	435,58)	851,47)	351,36)	499,57)	0,310
Sağ	Ort±SS	5,55±167,73	21,54±97,33	23,87±37,55	56,43±126,15	
Tuber	Median	-31,76 (-	19,22 (-50,66-	35,15 (-15,81-	25,02 (-47,3-	
Densite	(IQR)	132,49-85,18)	119,7)	52,28)	188,91)	0,769
Sol	Ort±SS	44,99±44,74	-22,66±147,39	-7,74±88,32	47,37±96,56	
Tuber	Median	58,67 (-1,98-	-36,65 (-	6,44 (-105,8-	44,72 (-46,81-	
Densite	(IQR)	78,27)	155,95-70,24)	76,58)	134,52)	0,404
	Ort±SS	1631,6±869,37	2041,92±599,81	1253,48±215,38	1844,75±832,08	
		1292,45	2122,12	1182,79	1825,87	
Simfiz	Median	(950,94-	(1470,66-	(1100,7-	(1187,71-	
Hacim	(IQR)	2368,22)	2537,31)	1476,95)	2489,21)	0,244
	Ort±SS	844,29±187,59	777,47±127,7	954,17±128,9	1027,53±83,01	
Simfiz	Median	822,56 (689,32-	721,05 (701,74-	929,89 (849,5-	1026,9 (961,36-	
Densite	(IQR)	971,86)	896,06)	1083,12)	1112,07)	0,062

Tablo 4-8: Erkek hastaların Ramus, Tuber ve Simfiz hacim ve densite değerlerinin yaşa göre karşılaştırılması.

Erkek hastaların Ramus, Tuber ve Simfiz hacim ve densite değerlerinin yaşa göre istatistiksel olarak karşılaştırılması Kruskal Wallis Testi kullanılarak yapılmıştır.

.Erkek Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sağ Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,957$).

Erkek Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,847$).

Erkek Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sağ Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,228$).

Erkek Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,943$).

Erkek Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sağ Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,719$).

Erkek Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,310$).

Erkek Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sağ Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,769$).

Erkek Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,404$).

Erkek Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Simfiz Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,244$).

Erkek Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Simfiz Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,062$).

Kadın		20-29 Yaş	31-39 Yaş	41-49 Yaş	50-59 Yaş	p
Sağ Ramus Hacim	Ort±SS	418,33±335,67	268,76±186,16	211,39±100,4	193,22±139,54	0,196
	Median (IQR)	286,89 (153,96- 685,84)	241,53 (119,58- 416,03)	201,78 (141,1- 266,26)	172,27 (67,44- 360,16)	
Sol Ramus Hacim	Ort±SS	264,58±237,93	236,23±209,71	194,65±124,19	172,36±138,29	0,420
	Median (IQR)	208,53 (124,31- 340,27)	123,75 (89,65- 451,38)	160,31 (107,41- 249,53)	128,87 (71,44- 267,36)	
Sağ Ramus Densite	Ort±SS	1021,44±261,11	1243,74±217,97	1098,07±75,83	1094,71±229,22	0,144
	Median (IQR)	1013,64 (836,89- 1177,29)	1227,12 (1076,61- 1467,05)	1090,19 (1038,94- 1153,1)	1115,48 (977,75- 1251,88)	
Sol Ramus Densite	Ort±SS	1097,99±232,35	1252,9±210,05	1171,79±72,29	1224,26±206,43	0,236
	Median (IQR)	1077,6 (909,77- 1290,68)	1284,44 (1074,26- 1381,81)	1215,45 (1123,96- 1223,09)	1261,11 (1022,16- 1410,99)	
Sağ Tuber Hacim	Ort±SS	315,66±160,92	415,05±236,57	414,55±181,91	332,22±149,02	0,378
	Median (IQR)	305,25 (179,41- 415,35)	417,5 (241,72- 541,95)	403,63 (262,75- 528,79)	325,03 (199,68- 456,96)	
Sol Tuber Hacim	Ort±SS	292,27±163,74	341,65±220,02	364,6±152,36	333,82±209,88	0,877
	Median (IQR)	295,98 (151,56- 418,92)	316,86 (173,68- 474,93)	347,88 (227,96- 477,35)	315,53 (136,59- 528,82)	
Sağ Tuber Densite	Ort±SS	58,45±124,5	112,18±144,66	54,89±92,38	14,24±124,44	0,315
	Median (IQR)	52,58 (-54,2- 168,38)	109,25 (-4,05- 171,88)	19,16 (0,44- 97,5)	-31,93 (-88,91- 123,46)	
Sol Tuber Densite	Ort±SS	49,83±63,99	69,86±106,95	113,74±141,91	10,3±88,06	0,267
	Median (IQR)	21,36 (2,2- 86,57)	56,27 (-18,52- 157,58)	77,47 (24,8- 232,16)	-19,77 (-56,27- 83)	
Simfiz Hacim	Ort±SS	1088,11±727,74	1259,06±844,41	1121,15±648,07	1205,56±479,47	0,784
	Median (IQR)	865,89 (650,52- 1500,36)	1091,84 (601,94- 1651,42)	1284,09 (577,22- 1659,12)	1144,71 (847,41- 1323,79)	
Simfiz Densite	Ort±SS	922,56±229,11	894,49±261,23	930,51±129,94	880,69±134,54	0,861
	Median (IQR)	899 (784,55- 973,44)	839,66 (747,37- 969,44)	889,03 (851,94- 1007,43)	832,52 (786,22- 1011,86)	

Tablo 4-9: Kadın hastaların Ramus, Tuber ve Simfiz hacim ve densite değerlerinin yaşa göre karşılaştırılması.

Kadın hastaların Ramus, Tuber ve Simfiz hacim ve densite değerlerinin yaşa göre istatistiksel olarak karşılaştırılması Kruskal Wallis Testi kullanılarak yapılmıştır.

Kadın Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sağ Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,196$).

Kadın Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sol Ramus Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,420$).

Kadın Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sağ Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,144$).

Kadın Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sol Ramus Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,236$).

Kadın Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sağ Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,378$).

20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sol Tuber Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,877$).

Kadın Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sağ Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,315$).

Kadın Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Sol Tuber Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,267$).

Kadın Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Simfiz Hacim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,784$).

Kadın Hastaların 20-29 Yaş, 31-39 Yaş, 41-49 Yaş ve 50-59 Yaş gruplarının Simfiz Densite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,861$).

5. TARTIŞMA

Günümüzde otojen kemik uygulamaları oral cerrahide oldukça popüler uygulamalar haline gelmiştir. Hastanın kendi kemik dokusunun kullanılması, greft reddinin minimum olması, greftleme uygulamaları arasında otojen olanların hala altın standart olarak görülmesine sebebiyet vermekte ve tercih sebebi olmaktadır. Donör saha morbiditesi ise bu greftlerin en önemli dezavantajlarından. Özellikle donör sahada yaşanan hemoraji parestezi ve diğer sinir iletim bozuklukları, ödem, hematoma, enfeksiyon bu greftlerin dezavantajlarının başında gelmektedir. Bu gibi komplikasyonların önüne geçmek için otojen greft donör sahalarının anatomisinin çok iyi bilinmesi gerekmektedir; operasyonu yapan hekimin alanında tecrübeli olması önem kazanmaktadır. yaptığımız çalışmada toplanabilecek maksimum greft hacminin en uygun densitede hangi sahadan elde edilebileceğini araştırdık. Donör sahaları densite ve hacimlerine göre sağ-sol taraf, cinsiyet ve yaş olarak gruplandırdık, değerleri karşılaştırdık. Bu çalışmadaki amacımız; hangi grubun otojen greftlemeye daha uygun olduğunun operasyon öncesi ilk değerlendirmede belirleyebilmek ve operasyonu yapacak olan cerraha planlama aşamasında ışık tutabilmektir.

Güngörmüş ve ark.(117) 16 türk kadavra ile yaptığı alternatif otojen kemik kaynakları çalışmasında ölüm tarihi itibarıyla 20 yaş ve üzeri olan kuru insan kafataslarında yükselen ramus, simfiz ve mandibula corpus alanlarını karşılaştırmışlardır. Bu 16 kadavradan otojen greft elde edip bu greftleri horizontal, vertikal genişlik ve kalınlık olarak ölçmüşlerdir. Yaptıkları incelemeler sonucunda alınan greftler arasında horizontal olarak en geniş elde edilebilen simfiz bölgesi ve vertikal olarak en geniş elde edilebilen greft corpus bölgesi olarak belirlenmiştir. Ayrıca ramus ve simfiz arasında kalınlık karşılaştırması yapıldığında ramustan elde edilebilen otojen greftin daha kalın olduğunu göstermişlerdir(117). Bizim yaptığımız çalışmada da benzer şekilde alınabilen otojen greftler arasında en yüksek hacmi 31-39 yaş aralığındaki erkek hastaların simfiz bölgesinde olarak belirledik. Bizden farklı olarak Güngörmüş ve ark. çalışmasında ölçüm olarak hacim yerine horizontal vertikal genişlik ve kalınlığı incelemişlerdir. Biz ise çalışmamızda bu alanların hacimlerini karşılaştırdık.

Hacmin belirlenmesinde en etkili uzunluk horizontal ölçüm olduğu için onlar da bizimle benzer şekilde simfiz donör sahasının en fazla greft sağlayabilecek alan olarak belirtmişlerdir. Dolayısıyla sonuçlar arasında benzerlik bulunmaktadır.

Yates ve ark.(118) 59 kadavra üzerinde yaptığı çalışmada simfiz, yükselen ramus, corpus, coronoid ve zigomatik butressten alınan otojen greftleri kalınlık hacim ve alan olarak karşılaştırmışlardır. Grupları yaş, cinsiyet ve sağ-sol olmak üzere ayırmışlardır. Elde ettikleri sonuçlarda maksimum hacim ve alanı bizim çalışmamızda bulduğumuz simfiz bölgesinin aksine ramus bölgesinde bulmuşlardır(118). Bu farkın ramus olarak belirlenen osteotomi alanlarının farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamızda ramus osteotomi sınırlarını anteriorda ikinci büyük azı dişinin 2 mm distali, posteriorda yükselen ramusun tamamen görüntülenebildiği ilk kesit, inferiorda inferior alveoler sinirin 2 mm süperioru, medialde inferior alveolar sinirin 2 mm laterali şeklinde belirledik. Yates ve arkadaşları bu osteotomiye süperiorda ramusun 1/3 kalınlığında coronoidin başlangıcı ve distal yarısı arasında; inferiorda mandibular basisin 4mm üzerinde, anteriorda birinci moların distal yarısında ve posteriorda lingulaya kadar olarak belirlemişlerdir. Sonuçların farklı çıkmasını belirlenen bu kesi sınırları arasında ki major farklılıklara bağlamaktayız.

1997'de Misch ve ark.(167) 50 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada ramus ve simfiz otojen greftlerini karşılaştırmışlardır. Simfizden alınan greftlerin hacminin ramusa oranla daha fazla olduğunu belirtmişlerdir(167). Biz de çalışmamızda benzer şekilde elde edilebilen maksimum greft hacminin simfiz grubunda daha yüksek bulmuştuk. Misch ve ark. simfizden elde edilen greftlerin kortikokanselöz içeriği bulunurken ramusun daha kortikal olduğunu ortaya koymuşlardır. Yağtığımız çalışmada elde edilen hounsfield değerleri benzer şekilde en yüksek olarak ramus bölgesinde görülmüştür. Sonuç olarak biz de ramus bölgesindeki densitenin daha yoğun olduğunu belirlemiş bulunmaktayız.

Montazem ve ark.(115) 16 kadavra üzerinde yaptığı çalışmada Simfiz otojen greftlerini incelemişlerdir. 16 kadvradan alınan bloklar ölçüldüğünde ortalama blok

büyükliğini 20.9 mm x 9.9 mm x 6.9 mm şeklinde belirlemişlerdir. Hesaplamalar yapıldığında simfizden alınan greftlerin ortalama hacmi 1427,68 mm³ olarak bulunmaktadır(115). Çalışmamızda simfizden elde edilen otojen greft hacmi kadınlarda 1158,81 erkeklerde ise 1711,56 mm³ olarak ölçülmüştür. Kadın hastaların Simfiz Hacim değerleri Erkek Hastaların Simfiz Hacim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=0,001). Cinsiyet gözetmeksizin ortalama Simfiz otojen greft hacmi ise Montazem ve ark. çalışmasına yakın olarak 1400.40 mm³ olarak hesaplanmıştır.

Güngörmüş ve ark.(116) 16 kadavra üzerinde yaptığı çalışmada yükselen ramustan alınan otojen greftler değerlendirilmiştir. Alınan blokların ortalama hacmi 2,36 mL olarak belirtilmiştir. Bu da ortalama 2360 mm³'e denk gelmektedir(116). Yaptığımız çalışmada ramustan alınan otojen greftlerin hacim ölçümleri kadınlarda sağ tarafta 296,39 mm³ iken erkeklerde sağ tarafta 168,08 mm³ olarak bulunmuştur. Sol tarafta ise kadınlarda ki ramus hacmi 224,69 mm³ erkeklerdeki ramus hacmi 142,33 mm³ olarak bulunmuştur. Diğer çalışma ile bizim çalışmamız arasındaki ramus hacim farklarının belirlenen osteotomi sınırlarının farklı olmasına bağlıyoruz. Güngörmüş ve ark. yaptığı çalışmada ramus greftleri yükselen ramus bölgesinden alınmış ve süperior sınırı sigmoid çentik olarak belirlenmiştir. Bizim çalışmamızda ise ramusun corpus kısmı ölçülmüş sınırlar anteriorda ikinci büyük azı dişinin 2 mm distali, posteriorda yükselen ramusun tamamen görüntülenebildiği ilk kesit, inferiorda inferior alveoler sinirin 2 mm süperioru, medialde inferior alveolar sinirin 2 mm laterali olarak belirlenmiştir.

Yavuz ve ark.(168) 10 erkek 5 kadın hastanın bilgisayarlı tomografi incelemeleri üzerinden yaptıkları çalışmada alınabilecek en büyük simfiz greftlerinin hacim ve densiteleri mm³ ve hounsfield ünitesi olarak hesaplanmıştır. Çalışmada verileri kullanılan hastaların ortalama yaşı 39'dur. Hounsfield ünitesi olarak hesaplanan densite ve üç boyutlu simfiz hacmi Mimics yazılımı Materialize (Leuven, Belgium) kullanılarak hesaplanmıştır. Çalışmamızda da hesaplamaları aynı program ile yapmış bulunmaktayız. Yavuz ve ark. çalışmasında Simfiz greftinin herhangi bir cinsiyet ayrımı olmadan ortalama hacmi 3491,08 mm³ olarak belirtilmiştir. Bizim yaptığımız

çalışmadaki ölçümler sonucu simfiz greftinin hacmi ortalama 1400,40 mm³ olarak belirlenmiştir(168). İki çalışmanın ölçüm yazılımının ve incelenen ırkın aynı olmasına rağmen simfiz hacimlerinin bu kadar farklı olmasını çalışmamızda 5 kat fazla vaka incelememize bağlamaktayız.

Yavuz ve ark. çalışmasındaki ortalama 39 olan yaş aralığına denk gelen 31-39 yaş aralığı ölçümümüz 1581,42 mm³ olarak çıkmıştır. Yavuz ve ark. hesaplamalarına göre ortalama hounsfield değeri 958,95 HU (168); bizim çalışmamızda ise 895,38 HU olarak çıkmıştır. Irk ve yaş aralığı benzer alındığında hounsfield değerleri yakın çıkmıştır.

Guimaraes ve ark.(169) yaptığı güncel çalışmada 200 hastanın CBCTsi incelenmiştir. Alınabilecek simfiz grefti hacmini 628,61 mm³ oblik çizgi olarak belirledikleri ramus grefti hacmini ise 559,61 mm³ olarak belirtmişlerdir(169). Çalışmamızdaki alınabilecek ortalama maksimum simfiz greft hacmi 1400,40 mm³ ramus hacmi ise 218,93 mm³ olarak hesaplanmıştır. Guimaraes ve ark. sınır olarak birinci molar dişin distali ile mandibulanın inferior kortikal sınırını belirlemişken biz çalışmamızda ikinci molar dişin distali ile mandibular kanalın 2mm süperiorunu belirledik. Hem anteriorda hem de inferiorda bizim çalışmamızda belirlediğimiz sınırlar daha küçük bir alanı belirlemektedir. Aradaki farka ramus grefti hesaplanırken belirlenen sınır farklılıklarının yol açtığını düşünmekteyiz. Simfiz bölgesindeki farkın ise bizim 5mm olarak belirlediğimiz güvenli mesafenin Guimaraes ve ark. tarafından 8mm olarak belirlenmesi sonucunda oluştuğunu düşünmekteyiz.

Möhlhenrich ve ark.(170) 13 kadın 29 erkek hastanın bilgisayarlı tomograflerinin üzerinden yaptığı çalışmada koronoid, simfiz ve ramus graft hacimleri belirlenmiştir. Bu çalışmada hastalar dişli ve dişsiz olarak da alt gruplara bölünmüştür. Dişli hastalardan alınabilecek ortalama ramus greft hacmi 3616,76 mm³ olarak belirlenmiştir, dişsiz hastalarda ise bu değer 2360, 93 mm³'e düşmüştür(170). Bizim çalışmamızda yaptığımız ölçümlere göre alınabilecek ramus graft hacmi 218,93 mm³ olarak bulunmuştur. Aynı çalışmada dişli hastalardan alınabilecek ortalama simfiz greft hacmi 4026,25 mm³ dişsiz hastalarda ise bu değer 3661,31 mm³ olarak belirtilmiştir(170). Bizim çalışmamızda yaptığımız ölçümlere göre alınabilecek simfiz

graft hacmi 1400,40 mm³ olarak bulunmuştur.İki çalışma arasındaki hacim farklarını yapılan osteotomi hatlarına ve ırk farklılığına bağlamaktayız.

Möhlhenrich ve ark. dişli hastalarda ramus bölgesindeki densite değerini 1263,37 HU, simfiz bölgesinde ki densite değerini ise 1007,93 HU olarak bulduklarını belirtmişlerdir(170). Bizmim çalışmamızdaki değerler ramus için 1112,47 HU iken simfiz 895,38 HU için şeklindedir.

Verdugo ve ark.(171) yaptıkları araştırmada simfiz ve ramus bölgelerini incelemiş konik ışınli bilgisayarlı tomografi ölçüm sonuçları ile ameliyat sonrası elde edilen greft hacimlerinin sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Yaptıkları ölçümler sonucunda simfiz için 1440 mm³, ramus için ise ortalama 820 mm³ hacim değeri elde etmişlerdir(171). Biz araştırmamızda simfiz için 1400,40 mm³ ramus için 218,93 mm³ hacim değeri hesaplamış bulunmaktayız. Ramus değerleri arasındaki farkın Verdugo ve ark. osteotomi sınırı olarak anteriorda birinci molar diş hizasını sınır olarak belirlemişken; bizim anterior sınırimızı ikinci molar dişin 2 mm distali olarak belirlemiş olmamızdan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Ataman ve ark.(172) 19 erkek 31 kadın toplam 50 hasta üzerinde konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanarak yaptıkları çalışmada ramus, simfiz, palatal ve tuber bölgelerinden elde edilebilecek otojen greftlerin ortalama hacim ve densitelerine bakmışlardır. Simfiz için ortalama greft hacmini 3140 mm³, ramus için 900 mm³, tuber için ise 530 mm³ olarak bulmuşlardır(172). Biz ise araştırmamızda ilgili bölgeler için değerleri simfiz için 1400,40 mm³, ramus için 218,93 mm³, tuber için ise 343,13mm³ olarak bulmuş bulunmaktayız. Hesaplanan bölgeler benzer olmasına rağmen ortaya çıkan farklılıkların ramus ölçümünde Ataman ve ark. ramus bölgesinde ki kemiğin lingual korteksine kadar olan alanı greft alanına dahil ederken biz mandibular kanalın 2 mm lateraline kadar olan alanı greft alanı belirlemiş bulunmaktayız. Araştırmamızda simfiz donör sahası için biz pogonion noktasını inferior sınır olarak belirlerken; Ataman ve ark. mandibulanın inferior sınırını osteotomi sınırı olarak baz almışlardır.

Ataman ve ark. çalışmalarında cinsiyete göre anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise kadınların ramus hacimleri erkeklerden

istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek simfiz hacimleri ise istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük çıkmıştır. Ayrıca kadınların tuber densitelerini erkeklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek hesaplamış bulunmaktayız. Ataman ve ark. sağ ve sol taraflar arasında ise hacim bakımından farklılık olduğunu belirtmiş ancak ayrıntı vermemişlerdir. Biz de çalışmamızda sağ ramus hacimlerini sol ramus hacimlerinden yüksek; sol ramus densitelerini de sağ ramus densitelerinden yüksek bulmuş bulunmaktayız.

Carey ve ark.(173) yaptıkları araştırmada mandibulada ki otojen greft donör sahalarında yaş ve cinsiyetin etkisini incelemişlerdir. Çalışmalarında Birleşik Krallıkta ki 20 ile 84 yaş arasında ki 100 erkek 100 kadın olmak üzere 200 hastayı dahil etmişlerdir. Hastaların tomografik dataları üzerinde mandibula orta hat kanin bölgesi ve ikinci büyük azı dişinin distalinden mandibula kalınlığını ölçerek yaşa ve cinsiyete göre karşılaştırmışlardır. Ramus bölgesinde hem kadınlarda hemde erkeklerde yaşla birlikte mandibular kemik kalınlığının azaldığını gözlemlemişlerdir. Bu azalmayı erkeklerde kadınlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olarak belirtmişlerdir. Ayrıca ramus bölgesinde mandibula kalınlığını erkeklerde tüm yaş aralıklarında kadınlardan daha yüksek bulmuşlardır. Araştırmacılar simfiz bölgesinde yaş ve cinsiyet açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemediklerini ancak kadınların tüm yaşlarda simfiz bölgesinde erkeklere göre daha ince bir mandibular kemiğe sahip olduklarını belirtmişlerdir(173). Biz araştırmamızda ramus bölgesi için yaşla birlikte hacimlerde bir düşüş görmekle birlikte bu değişim istatistiki olarak anlamlı değildir. Ancak kadınlardan elde edilebilecek otojen greft hacimlerini erkeklerden yüksek hesaplamış bulunmaktayız. Bu farklılığın kalınlık dışında hacim hesaplamasında kullanılan diğer boyutların ölçülerinde ki değişime bağlamaktayız. Araştırmamızda simfiz bölgesi için kadın hastalardan alınabilecek otojen greft hacminin erkeklerden daha düşük olduğunu bulmuş bulunmaktayız. Bu sonuç Carey ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın sonuçlarıyla uyumludur.

Roberts ve ark.(174) yaşları 15 ile 94 arasında değişen 2386 erkek, 2563 kadın hastanın radyolojik görüntüleri üzerinde yaptıkları çalışmada mandibula simfiz bölgesinde ki kortikal kemik kalınlıklarını yaş ve cinsiyete göre değerlendirmişlerdir.

Yaptıkları incelemelerin sonucunda erkeklerin kadınlardan daha kalın kortikal tabakaya sahip olduklarını belirtmişlerdir(174). Biz yaptığımız çalışmada simfiz bölgesinde kadın ve erkek hastalar arasında hounsfield değeri olarak anlamlı bir farklılık gözlemlemedik. Bu sonucu daha kalın bir kortikal tabakaya sahip olmanın ilgili kemiğin daha densitesi yüksek bir kemik olduğu anlamına gelmediği olarak yorumlamaktayız.

Zhang ve ark.(175) 19-74 yaş aralığında ki 28 kadın 31 erkek hastanın konik ışınli bilgisayarlı tomografi verileri üzerinde yaptıkları çalışmada ramus bölgesinde alınabilecek greft yükseklik ve genişliklerine bakmışlardır. Yaptıkları incelemeler sonucunda erkeklerden elde edilebilecek ramus otojen greft yükseklik ve genişliğinin kadınlardan elde edilebilecek greft yükseklik ve genişliğinden yüksek bulmuşlardır. Ayrıca yaşın elde edilebilecek greft genişlik ve yüksekliğiyle bir ilgisi olmadığını belirtmişlerdir(175). Biz araştırmamızda ramus otojen grefti için erkekler ve kadınlar arasında anlamlı bir fark gözlemlemedik sonuçlar arasındaki bu farklılığın bizim hacim ölçümü yapmamız nedeniyle üçüncü boyuttaki değişikliğe bağlamaktayız. Ayrıca araştırmamızda Zhang ve arkadaşlarıyla uyumlu bir şekilde simfiz otojen grefti için yaşa bağlı bir değişim gözlemlemedik.

Büyükkurt ve ark.(176) 10 erkek 5 kadın hastanın konik ışınli bilgisayarlı tomografileri üzerinde yaptıkları çalışmada sinüs tabanı ogmentasyonunda simfiz grefti kullanımını simule etmişlerdir. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi üzerinde yaptıkları hesaplamalarda simfiz bölgesinden ortalama $3491,08 \text{ mm}^3$ hacminde greft elde edilebileceğini belirtmişlerdir(176). Biz çalışmamızda simfiz otojen greft donör sahası için elde edilebilecek greft hacmini $1400,40 \text{ mm}^3$ olarak hesaplamış bulunmaktayız. Büyükkurt ve arkadaşları, Ataman ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile aynı donör saha sınırlarını incelemiş ve benzer bir simfiz greft hacmi bulmuşlardır. Biz çalışmamızda lateral ve superiorda benzer sınırları kullanmamıza rağmen inferior sınırdaki bu iki araştırmacının belirlediği mandibulanın inferior noktası yerine pogonion noktasını inferior sınır olarak belirlemiş bulunmaktayız. Hesaplanan simfiz otojen greft hacimleri arasındaki farklılığı bu sınır farkına bağlamaktayız.

Kılınç ve ark.(7) 20 hastanın konik ışınlı bilgisayarlı tomografileri üzerinde yaptıkları çalışmada hastaları 5 erkek çocuk, 5 kız çocuk, 5 erkek yetişkin ve 5 kadın yetişkin olarak dört gruba bölmüşlerdir. Çalışmalarında hastaların yaşlarını ve sonuçlarda cinsiyet farkını belirtmemişlerdir. Hastalardan elde edilebilecek ortalama simfiz otojen greft hacmini çocuklar için $819,29 \text{ mm}^3$, yetişkinler için $2164,9 \text{ mm}^3$ olarak açıklamışlardır(7). Kılınç ve ark., Büyükkurt ve ark. ve Ataman ve ark. ile benzer şekilde greft sınırı olarak inferiorda mandibulanın inferior sınırını belirlemişlerdir. Ancak Kılınç ve ark. diğer araştırmacılardan daha düşük greft hacmi belirtmişlerdir. Bizim araştırmamızda ise simfiz otojen greft donör sahası için elde edilebilecek ortalama greft hacmi $1400,40 \text{ mm}^3$ olarak hesaplanmıştır. Kılınç ve ark. araştırmasıyla bizim araştırmamız arasındaki fark Büyükkurt ve ark. ile Ataman ve ark.nın araştırmalarıyla olan farkdan daha az olmakla birlikte belirgin bir fark mevcuttur. Bu farkı greft sahasının sınırını belirlerken bizim inferior sınırdan pogonion noktasını baz almamıza bağlamaktayız.

Yaptığımız çalışma ve istatistiksel değerlendirmeler neticesinde cinsiyetten bağımsız olarak ikinci dekatta sağ ramus hacim değerleri sol ramus hacim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çıkmıştır.

Üçüncü, dördüncü ve beşinci dekattaki hastalarda cinsiyetten bağımsız olarak sol ramusların densite değerlerinin sağ ramusların densite değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulmuş bulunmaktayız.

Yaptığımız çalışma neticesinde kadın hastalarda erkeklere göre ramusta daha yüksek hacim ve tuberde daha dens bir kemik beklenmesi gerektiği ve yaş arttıkça cinsiyete bağlı veya bağlı olmaksızın herhangi bir öngöründe bulunulamayacağı sonucuna ulaşmış bulunmaktayız. Bu bilgilerin otojen greft kullanılarak rekonstrüksiyona ihtiyacı olan hastaların ameliyatı planlanırken işlemi yapacak cerrahlara yardımcı olabileceği düşüncesindeyiz.

KAYNAKLAR

1. Block, M.S., J.N. Kent, F.U. Kallukaran, K. Thunthy, and R. Weinberg, Bone maintenance 5 to 10 years after sinus grafting. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 1998. **56**(6): p. 706-714.
2. Sindet-Pedersen, S. and H. Enemark, Reconstruction of alveolar clefts with mandibular or iliac crest bone grafts: a comparative study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1990. **48**(6): p. 554-558.
3. Zins, J.E. and L.A. Whitaker, Membranous versus endochondral bone: implications for craniofacial reconstruction. *Plastic and reconstructive surgery*, 1983. **72**(6): p. 778-785.
4. Sàndor, G.K., B.N. Rittenberg, C.M. Clokie, and M.F. Caminiti, Clinical success in harvesting autogenous bone using a minimally invasive trephine. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2003. **61**(2): p. 164-168.
5. Sàndor, G.K., I.A. Nish, and R.P. Carmichael, Comparison of conventional surgery with motorized trephine in bone harvest from the anterior iliac crest. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2003. **95**(2): p. 150-155.
6. Kainulainen, V., G. Sàndor, C. Clokie, and K. Oikarinen, Intraoral bone harvesting in oral and maxillofacial surgery. *Suomen Hammaslääkärilehti*, 2002. **5**: p. 216-222.
7. Kilinc, A., N. Saruhan, U. Ertas, I.H. Korkmaz, and I. Kaymaz, An analysis of mandibular symphyseal graft sufficiency for alveolar cleft bone grafting. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2017. **28**(1): p. 147-150.
8. Tatum, O. *The Omni implant system*. Proceedings of the alabama implant congress, Birmingham, Ala. 1988.
9. Nissan, J., V. Marilena, O. Gross, O. Mardinger, and G. Chaushu, Histomorphometric analysis following augmentation of the anterior atrophic maxilla with cancellous bone block allograft. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2012. **27**(1).
10. Bazrafshan, N. and I. Darby, Retrospective success and survival rates of dental implants placed with simultaneous bone augmentation in partially edentulous patients. *Clinical oral implants research*, 2014. **25**(7): p. 768-773.
11. El-Ghareeb, M., P.K. Moy, and T.L. Aghaloo, The single-tooth dental implant: practical guidelines for hard tissue augmentation. *Journal of the California Dental Association*, 2008. **36**(11): p. 869-884.
12. Freeman, E. and A. Ten Cate, Development of the periodontium: an electron microscopic study. *Journal of periodontology*, 1971. **42**(7): p. 387-395.
13. Wolff, J., *The law of bone remodelling*. Springer Science & Business Media; 2012.
14. ROBERTS, W.E., Implants: Bone physiology and metabolism. *CDA J*, 1987. **15**: p. 54-61.
15. Pietrokovski, J., The bony residual ridge in man. *J Prosthet Dent*, 1975. **34**(4): p. 456-62.
16. Carlsson, G. and G. Persson, Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. A longitudinal, clinical, and x-ray cephalometric study covering 5 years. *Odontologisk revy*, 1967. **18**(1): p. 27.

17. Tallgren, A., The reduction in face height of edentulous and partially edentulous subjects during long-term denture wear. A longitudinal roentgenographic cephalometric study. *Acta Odontol Scand*, 1966. **24**(2): p. 195-239.
18. Gruber, H., P. Solar, and C. Ulm, Maxillomandibular anatomy and patterns of resorption during atrophy. *Endosseous Implants: Scientific and clinical aspects*. Berlin: Quintessence, 1996: p. 29-63.
19. Zarb, G.A., C.L. Bolender, and G.E. Carlsson, *Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients*. Vol. 2. Mosby St. Louis; 1997.
20. Watzek, G., *Endosseous implants: scientific and clinical aspects*. Quintessence Pub Co; 1996.
21. Gabriel, A.C., Some anatomical features of the mandible. *Journal of anatomy*, 1958. **92**(Pt 4): p. 580.
22. Brodeur, J.-M., D. Laurin, R. Vallee, and D. Lachapelle, Nutrient intake and gastrointestinal disorders related to masticatory performance in the edentulous elderly. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1993. **70**(5): p. 468-473.
23. Mercier, P. and R. Lafontant, Residual alveolar ridge atrophy: classification and influence of facial morphology. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1979. **41**(1): p. 90-100.
24. İF, T., Günümüz Dişhekimliğinde İmplantoloji. *Üçüncü baskı*, Ankara, 2011: p. 615.
25. Andersson, L., K.-E. Kahnberg, and M.A. Pogrel, *Oral and maxillofacial surgery*. John Wiley & Sons; 2012.
26. Peterson, L.J., *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*. Vol. 1. PMPH-USA; 2012.
27. Partsch, C., Über kiefercysten. *Deutsche Monatsschrift Fur Zahnheilkunde* 10, 271, Quoted from Pogrel, MA, 2005. Treatment of keratocysts: the case for decompression and marsupialization. *J. Oral Maxillofac. Surg*, 1892. **63**: p. 1667-1673.
28. Partsch, C., Zur behandlung der kieferzysten. *Dtsch Mschr Zahnheilkd*, 1910. **28**: p. 252.
29. Wassmund, M., *Lehrbuch der praktischen Chirurgie des Mundes und der Kiefer*. Vol. 1. H. Meusser; 1935.
30. Stoelinga, P.J., The management of aggressive cysts of the jaws. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 2012. **11**(1): p. 2-12.
31. Pogrel, M. and D. Montes, Is there a role for enucleation in the management of ameloblastoma? *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2009. **38**(8): p. 807-812.
32. Roberts, T.T. and A.J. Rosenbaum, Bone grafts, bone substitutes and orthobiologics: the bridge between basic science and clinical advancements in fracture healing. *Organogenesis*, 2012. **8**(4): p. 114-124.
33. Greenwald, A., S. Boden, V. Goldberg, Y. Khan, C. Laurencin, R. Rosier, ark., The Committee on Biological I (2001) Bone-graft substitutes: facts, fictions, and applications. *J Bone Joint Surg Am*: p. 98-103.
34. Fonseca, R.J., *Oral and Maxillofacial Surgery-E-Book: 3-Volume Set*. Elsevier Health Sciences; 2017.
35. Goldberg, V. and S. Stevenson. *The biology of bone grafts*. Seminars in arthroplasty. 1993.

36. Canter, H.I., I. Vargel, and M.E. Mavili, Reconstruction of mandibular defects using autografts combined with demineralized bone matrix and cancellous allograft. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2007. **18**(1): p. 95-100.
37. Urban, I.A., H. Nagursky, J.L. Lozada, and K. Nagy, Horizontal ridge augmentation with a collagen membrane and a combination of particulated autogenous bone and anorganic bovine bone-derived mineral: a prospective case series in 25 patients. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2013. **33**(3).
38. Draenert, F., D. Huetzen, A. Neff, and W. Mueller, Vertical bone augmentation procedures: basics and techniques in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2014. **102**(5): p. 1605-1613.
39. Hupp, J.R., M.R. Tucker, and E. Ellis, *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery-E-Book*. Elsevier Health Sciences; 2013.
40. Buser, D., U. Brägger, N. Lang, and S. Nyman, Regeneration and enlargement of jaw bone using guided tissue regeneration. *Clinical oral implants research*, 1990. **1**(1): p. 22-32.
41. Moy, P.K., D. Medina, V. Shetty, and T.L. Aghaloo, Dental implant failure rates and associated risk factors. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2005. **20**(4).
42. Tecilazich, F., T. Dinh, and A. Veves, Treating diabetic ulcers. *Expert opinion on pharmacotherapy*, 2011. **12**(4): p. 593-606.
43. Yuhara, S., S. Kasagi, A. Inoue, E. Otsuka, S. Hirose, and H. Hagiwara, Effects of nicotine on cultured cells suggest that it can influence the formation and resorption of bone. *European journal of pharmacology*, 1999. **383**(3): p. 387-393.
44. Hardesty, R.A. and J.L. Marsh, Craniofacial onlay bone grafting: a prospective evaluation of graft morphology, orientation, and embryonic origin. *Plastic and reconstructive surgery*, 1990. **85**(1): p. 5-14; discussion 15.
45. Polo-Corrales, L., M. Latorre-Esteves, and J.E. Ramirez-Vick, Scaffold design for bone regeneration. *Journal of nanoscience and nanotechnology*, 2014. **14**(1): p. 15-56.
46. Finkemeier, C.G., Bone-grafting and bone-graft substitutes. *JBJS*, 2002. **84**(3): p. 454-464.
47. Chase, S.W. and C.H. Herndon, The fate of autogenous and homogenous bone grafts: A historical review. *JBJS*, 1955. **37**(4): p. 809-841.
48. Gruskin, E., B.A. Doll, F.W. Futrell, J.P. Schmitz, and J.O. Hollinger, Demineralized bone matrix in bone repair: history and use. *Advanced drug delivery reviews*, 2012. **64**(12): p. 1063-1077.
49. Piattelli, A., A. Scarano, M. Corigliano, and M. Piattelli, Comparison of bone regeneration with the use of mineralized and demineralized freeze-dried bone allografts: a histological and histochemical study in man. *Biomaterials*, 1996. **17**(11): p. 1127-1131.
50. Malinin, T. and H.T. Temple, Comparison of frozen and freeze-dried particulate bone allografts. *Cryobiology*, 2007. **55**(2): p. 167-170.
51. Schlee, M. and D. Rothamel, Ridge augmentation using customized allogenic bone blocks: proof of concept and histological findings. *Implant dentistry*, 2013. **22**(3): p. 212-218.

52. Zhang, M., R.M. Powers, and L. Wolfinbarger, A quantitative assessment of osteoinductivity of human demineralized bone matrix. *Journal of periodontology*, 1997. **68**(11): p. 1076-1084.
53. Spin Neto, R., C. Felipe Leite, L.A.V.D. Pereira, E. Marcantonio, and E. Marcantonio Jr, Is peripheral blood cell balanced altered by the use of fresh frozen bone block allografts in lateral maxillary ridge augmentation? *Clinical implant dentistry and related research*, 2013. **15**(2): p. 262-270.
54. Marx, R.E. and E.R. Carlson, Tissue banking safety: caveats and precautions for the oral and maxillofacial surgeon. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 1993. **51**(12): p. 1372-1379.
55. Conrad, E.U., D.R. Gretch, K.R. Obermeyer, M.S. Moogk, M. Sayers, J.J. Wilson, ark., Transmission of the hepatitis-C virus by tissue transplantation. *Journal of Bone and Joint Surgery-A-American Volumes*, 1995. **77**(2): p. 214-224.
56. Rodriguez, A., G.E. Anastassov, H. Lee, D. Buchbinder, and H. Wettan, Maxillary sinus augmentation with deproteinated bovine bone and platelet rich plasma with simultaneous insertion of endosseous implants. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2003. **61**(2): p. 157-163.
57. Berglundh, T. and J. Lindhe, Healing around implants placed in bone defects treated with Bio-Oss®. An experimental study in the dog. *Clinical Oral Implants Research*, 1997. **8**(2): p. 117-124.
58. Garlini, G., M. Redemagni, M. Donini, and C. Maiorana, Maxillary sinus elevation with an alloplastic material and implants: 11 years of clinical and radiologic follow-up. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2010. **68**(5): p. 1152-1157.
59. Aghaloo, T.L. and A.L. Felsenfeld, *Principles of repair and grafting of bone and cartilage, içinde Current therapy in oral and maxillofacial surgery*. 2012, Elsevier. p. 19-26.
60. Euler, H., Die Heilung von Extraktionswunden. *Dtsch Monatsschr Zahnheilkd*, 1923. **41**: p. 685.
61. Claflin, R.S., Healing of disturbed and undisturbed extraction wounds. *Journal of the American Dental Association*, 1936. **23**(6): p. 945-959.
62. Pietrokovski, J. and M. Massler, Alveolar ridge resorption following tooth extraction. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1967. **17**(1): p. 21-27.
63. Araújo, M.G. and J. Lindhe, Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *Journal of clinical periodontology*, 2005. **32**(2): p. 212-218.
64. Cohen, E.S., *Atlas of cosmetic and reconstructive periodontal surgery*. PMPH-USA; 2007.
65. Cardaropoli, G., M. Araújo, R. Hayacibara, F. Sukekava, and J. Lindhe, Healing of extraction sockets and surgically produced–augmented and non-augmented–defects in the alveolar ridge. An experimental study in the dog. *Journal of clinical periodontology*, 2005. **32**(5): p. 435-440.
66. Kademani, D. and P. Tiwana, *Atlas of oral and maxillofacial surgery*. Elsevier Health Sciences; 2015.
67. Tatum, J.H., Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dental Clinics of North America*, 1986. **30**(2): p. 207-229.
68. Boyne, P.J., Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J. Oral Surg.*, 1980. **38**: p. 613-616.

69. McGowan, D.A., P.W. Baxter, and J. James, *The maxillary sinus and its dental implications*. John Wright; 1993.
70. Ritter, F., *The Paranasal Sinuses, Anatomy and Surgical Technique* fed 2. St Louis. MO. Mosby, 1978.
71. Gosau, M., D. Rink, O. Driemel, and F. Draenert, Maxillary sinus anatomy: a cadaveric study with clinical implications. *The Anatomical Record: Advances in Integrative Anatomy and Evolutionary Biology: Advances in Integrative Anatomy and Evolutionary Biology*, 2009. **292**(3): p. 352-354.
72. Rosano, G., S. Taschieri, J.-F. Gaudy, and M. Del Fabbro, Maxillary sinus vascularization: a cadaveric study. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2009. **20**(3): p. 940-943.
73. Melcher, A., On the repair potential of periodontal tissues. *Journal of periodontology*, 1976. **47**(5): p. 256-260.
74. Nyman, S., J. Lindhe, T. Karring, and H. Rylander, New attachment following surgical treatment of human periodontal disease. *Journal of clinical periodontology*, 1982. **9**(4): p. 290-296.
75. Rakhmatia, Y.D., Y. Ayukawa, A. Furuhashi, and K. Koyano, Current barrier membranes: titanium mesh and other membranes for guided bone regeneration in dental applications. *Journal of prosthodontic research*, 2013. **57**(1): p. 3-14.
76. Simion, M., P. Trisi, and A. Piattelli, Vertical ridge augmentation using a membrane technique associated with osseointegrated implants. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 1994. **14**(6).
77. Buser, D., W. Martin, and U.C. Belser, Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2004. **19**(7).
78. Chiapasco, M., M. Zaniboni, and M. Boisco, Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. *Clinical oral implants research*, 2006. **17**(S2): p. 136-159.
79. Belser, U.C., B. Schmid, F. Higginbottom, and D. Buser, Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2004. **19**(7).
80. Louis, P.J., Vertical ridge augmentation using titanium mesh. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*, 2010. **22**(3): p. 353-368.
81. Ilizarov, G.A., The principles of the Ilizarov method. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases Orthopaedic Institute*, 1988. **48**(1): p. 1-11.
82. Snyder, C.C., G.A. Levine, H.M. Swasson, and E.Z. Browne JR, Mandibular lengthening by gradual distraction: preliminary report. *Plastic and reconstructive surgery*, 1973. **51**(5): p. 506-508.
83. McCarthy, J., J. Schreiber, N. Karp, C. Thorne, and B. Grayson, Lengthening the human mandible by gradual distraction. 1992.
84. Bell, W.H. and B.N. Epker, Surgical-orthodontic expansion of the maxilla. *American journal of orthodontics*, 1976. **70**(5): p. 517-528.
85. Bell, W., R. Harper, M. Gonzalez, A. Cherkashin, and M. Samchukov, Distraction osteogenesis to widen the mandible. *British journal of oral and Maxillofacial Surgery*, 1997. **35**(1): p. 11-19.
86. Lynch, S.E., R.J. Genco, and R.E. Marx, *Tissue engineering: applications in maxillofacial surgery and periodontics*. Vol. 614. Quintessence Publishing (IL); 1999.

87. Ko, E.W.-C., A.A. Figueroa, and J.W. Polley, Soft tissue profile changes after maxillary advancement with distraction osteogenesis by use of a rigid external distraction device: a 1-year follow-up. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2000. **58**(9): p. 959-969.
88. Chiapasco, M., R. Brusati, and S. Galieto, Distraction osteogenesis of a fibular revascularized flap for improvement of oral implant positioning in a tumor patient: a case report. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2000. **58**(12): p. 1434-1440.
89. Chin, M. and B.A. Toth, Distraction osteogenesis in maxillofacial surgery using internal devices: review of five cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1996. **54**(1): p. 45-53.
90. Jensen, O.T., R. Cockrell, L. Kuhlke, and C. Reed, Anterior maxillary alveolar distraction osteogenesis: a prospective 5-year clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2002. **17**(1).
91. Chiapasco, M., U. Consolo, A. Bianchi, and P. Ronchi, Alveolar distraction osteogenesis for the correction of vertically deficient edentulous ridges: a multicenter prospective study on humans. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2004. **19**(3).
92. Zaffe, D., C. Bertoldi, C. Palumbo, and U. Consolo, Morphofunctional and clinical study on mandibular alveolar distraction osteogenesis. *Clinical oral implants research*, 2002. **13**(5): p. 550-557.
93. McAllister, B.S., Histologic and radiographic evidence of vertical ridge augmentation utilizing distraction osteogenesis: 10 consecutively placed distractors. *Journal of periodontology*, 2001. **72**(12): p. 1767-1779.
94. Uckan, S., S.G. Haydar, and D. Dolanmaz, Alveolar distraction: analysis of 10 cases. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2002. **94**(5): p. 561-565.
95. Enislidis, G., N. Fock, G. Millesi-Schobel, C. Klug, G. Wittwer, K. Yerit, ark., Analysis of complications following alveolar distraction osteogenesis and implant placement in the partially edentulous mandible. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2005. **100**(1): p. 25-30.
96. Mazzonetto, R., F.M.S. e Silva, and J.F.R. Torezan, Clinical assessment of 40 patients subjected to alveolar distraction osteogenesis. *Implant dentistry*, 2005. **14**(2): p. 149-153.
97. Rowe, N.L. and H.C. Killey, *Fractures of the facial skeleton*. Churchill Livingstone; 1968.
98. Marx, R.E. and M.R. Stevens, *Atlas of oral and extraoral bone harvesting*. Quintessence Pub.; 2010.
99. Kessler, P., M. Thorwarth, A. Bloch-Birkholz, E. Nkenke, and F. Neukam, Harvesting of bone from the iliac crest—comparison of the anterior and posterior sites. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2005. **43**(1): p. 51-56.
100. Ahlmann, E., M. Patzakis, N. Roidis, L. Shepherd, and P. Holtom, Comparison of anterior and posterior iliac crest bone grafts in terms of harvest-site morbidity and functional outcomes. *JBJS*, 2002. **84**(5): p. 716-720.
101. Dick, I.L., Iliac-bone transplantation: preliminary observations. *JBJS*, 1946. **28**(1): p. 1-14.

102. Dingman, R.O., The use of iliac bone in the repair of facial and cranial defects. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 1950. **6**(3): p. 179-195.
103. Mrazik, J., C. Amato, S. Leban, and A. Mashberg, The ilium as a source of autogenous bone for grafting: clinical considerations. *Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965)*, 1980. **38**(1): p. 29-32.
104. Zouhary, K.J., Bone graft harvesting from distant sites: concepts and techniques. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*, 2010. **22**(3): p. 301-316.
105. Catone, G.A., B.L. Reimer, D. McNeir, and R. Ray, Tibial autogenous cancellous bone as an alternative donor site in maxillofacial surgery: a preliminary report. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 1992. **50**(12): p. 1258-1263.
106. Kushner, G.M., Tibia bone graft harvest technique. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America*, 2005. **13**(2): p. 119-126.
107. Myeroff, C. and M. Archdeacon, Autogenous bone graft: donor sites and techniques. *JBJS*, 2011. **93**(23): p. 2227-2236.
108. Al Harbi, H. and A. Al Yamani, Long-term follow-up of tibial bone graft for correction of alveolar cleft. *Annals of maxillofacial surgery*, 2012. **2**(2): p. 146.
109. Walker, T.W., P.C. Modayil, L. Cascarini, L. Williams, S.M. Duncan, and P. Ward-Booth, Retrospective review of donor site complications after harvest of cancellous bone from the anteriomedial tibia. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2009. **47**(1): p. 20-22.
110. Herford, A.S., B.J. King, F. Audia, and J. Becktor, Medial approach for tibial bone graft: anatomic study and clinical technique. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2003. **61**(3): p. 358-363.
111. Poswillo, D., Experimental reconstruction of the mandibular joint. *International journal of oral surgery*, 1974. **3**(6): p. 400-411.
112. Gillies, H., *Plastic surgery of the face*. London: H Frowde. Hodder & Stoughton; 1920.
113. Kaban, L.B., C. Bouchard, and M.J. Troulis, A protocol for management of temporomandibular joint ankylosis in children. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2009. **67**(9): p. 1966-1978.
114. Jackson, I.T., G. Helden, and R. Marx, Skull bone grafts in maxillofacial and craniofacial surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 1986. **44**(12): p. 949-955.
115. Montazem, A., D.V. Valauri, H. St-Hilaire, and D. Buchbinder, The mandibular symphysis as a donor site in maxillofacial bone grafting: a quantitative anatomic study. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2000. **58**(12): p. 1368-1371.
116. Güngörmüş, M. and M.S. Yavuz, The ascending ramus of the mandible as a donor site in maxillofacial bone grafting. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2002. **60**(11): p. 1316-1318.
117. Güngörmüş, M., A. Yilmaz, Ü. Ertaş, H. Akgül, M. Yavuz, and A. Harorli, Evaluation of the mandible as an alternative autogenous bone source for oral and maxillofacial reconstruction. *Journal of international medical research*, 2002. **30**(3): p. 260-264.
118. Yates, D.M., H.C. Brockhoff II, R. Finn, and C. Phillips, Comparison of intraoral harvest sites for corticocancellous bone grafts. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2013. **71**(3): p. 497-504.
119. Clark, D., R. Danforth, R. Barnes, and M. Burtch, Radiation absorbed from dental implant radiography: a comparison of linear tomography, CT scan, and

- panoramic and intra-oral techniques. *The Journal of oral implantology*, 1990. **16**(3): p. 156-164.
120. Rossmann, K. and G. Lubberts, Some characteristics of the line spread-function and modulation transfer function of medical radiographic films and screen-film systems. *Radiology*, 1966. **86**(2): p. 235-241.
 121. Wenzel, A. and H. Gröndahl, Direct digital radiography in the dental office. *International dental journal*, 1995. **45**(1): p. 27-34.
 122. Hendee, W.R., *The physical principles of computed tomography*. Little, Brown Medical Division; 1983.
 123. Misch, C., *Contemporary implant dentistry-E-Book*. Elsevier Health Sciences St Louis, MI; 2007.
 124. Fernandes, R.J., M. Azarbal, Y. Ismail, and H.D. Curtin, A cephalometric tomographic technique to visualize the buccolingual and vertical dimensions of the mandible. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1987. **58**(4): p. 466-470.
 125. Goaz, P. and S. White, Projection geometry. *Oral radiology: principles and interpretation*. 3rd edition, Mosby, St. Louis, 1992: p. 97-105.
 126. Ning, T., Implant Treatment Planning. *Contemporary Implant Dentistry*, 2007: p. 58.
 127. sāmfors, K.-A. and U. Welander, Angle distortion in narrow beam rotation radiography. *Acta Radiologica. Diagnosis*, 1974. **15**(5): p. 570-576.
 128. SanGiacomo, T., Topics in implantology. 3. Radiographic treatment planning. *Rhode Island dental journal*, 1990. **23**(4): p. 5, 7-11.
 129. Lund, T. and L. Manson-Hing, A study of the focal troughs of three panoramic dental x-ray machines: Part I. The area of sharpness. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1975. **39**(2): p. 318-328.
 130. Reddy, M., T. Mayfield-Donahoo, F. Vanderven, and M. Jeffcoat, A comparison of the diagnostic advantages of panoramic radiography and computed tomography scanning for placement of root form dental implants. *Clinical oral implants research*, 1994. **5**(4): p. 229-238.
 131. Bolin, A., S. Ellasson, M. Von Beetzen, and L. Jansson, Radiographic evaluation of maddibular posterior implant sites; correlation between panoramic and tomographic determinations. *Clinical oral implants research*, 1996. **7**(4): p. 354-359.
 132. Misch, C., Predictable mandibular nerve location-a clinical zone of safety. *Dent Today*, 1990. **9**: p. 32-35.
 133. Koh, R.U., I. Rudek, and H.-L. Wang, Immediate implant placement: positives and negatives. *Implant dentistry*, 2010. **19**(2): p. 98-108.
 134. Sarment, D.P., P. Sukovic, and N. Clinthorne, Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2003. **18**(4).
 135. Curry, T.S., J.E. Dowdey, and R.C. Murry, *Christensen's physics of diagnostic radiology*. Lippincott Williams & Wilkins; 1990.
 136. Eckerdal, O. and S. Kvint, Presurgical planning for osseointegrated implants in the maxilla: a tomographic evaluation of available alveolar bone and morphological relations in the maxilla. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 1986. **15**(6): p. 722-726.
 137. Richards, A.G. and W.N. Colquitt, Reduction in dental x-ray exposures during the past 60 years. *The Journal of the American Dental Association*, 1981. **103**(5): p. 713-718.

138. Kassebaum, D.K., P.V. Nummikoski, R.G. Triplett, and R.P. Langlais, Cross-sectional radiography for implant site assessment. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 1990. **70**(5): p. 674-678.
139. Cann, C.E., Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review. *Radiology*, 1988. **166**(2): p. 509-522.
140. Vannier, M., Craniofacial computed tomography scanning: technology, applications and future trends. *Orthodontics & craniofacial research*, 2003. **6**: p. 23-30.
141. Schwarz, M.S., S. Rothman, N. Chafetz, and M. Rhodes, Computed tomography in dental implantation surgery. *Dental Clinics of North America*, 1989. **33**(4): p. 555-597.
142. Kim, K.-D., H.-G. Jeong, S.-H. Choi, E.-H. Hwang, and C.-S. Park, Effect of mandibular positioning on preimplant site measurement of the mandible in reformatted CT. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2003. **23**(2).
143. Mah, J.K., R.A. Danforth, A. Bumann, and D. Hatcher, 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): p. 508-513.
144. Mozzo, P., C. Procacci, A. Tacconi, P.T. Martini, and I.B. Andreis, A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European radiology*, 1998. **8**(9): p. 1558-1564.
145. Arai, Y., E. Tammisalo, K. Iwai, K. Hashimoto, and K. Shinoda, Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofacial Radiology*, 1999. **28**(4): p. 245-248.
146. Harris, D., D. Buser, K. Dula, K. Gröndahl, D. Harris, R. Jacobs, ark., EAO Guidelines for the use of Diagnostic Imaging in Implant Dentistry: A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. *Clinical oral implants research*, 2002. **13**(5): p. 566-570.
147. Winter, A.A., A.S. Pollack, H.H. Frommer, and L. Koenig, Cone beam volumetric tomography vs. medical CT scanners. *New York State Dental Journal*, 2005. **71**(4): p. 28.
148. Michael, G., X-ray computed tomography. *Physics Education*, 2001. **36**(6): p. 442.
149. Hashimoto, K., S. Kawashima, M. Araki, K. Iwai, K. Sawada, and Y. Akiyama, Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *Journal of oral science*, 2006. **48**(1): p. 27-34.
150. Lauterbur, P.C., Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance. *nature*, 1973. **242**(5394): p. 190-191.
151. Gray, C.F., T.W. Redpath, F.W. Smith, and R.T. Staff, Advanced imaging: magnetic resonance imaging in implant dentistry: a review. *Clinical oral implants research*, 2003. **14**(1): p. 18-27.
152. Kircos, L.T., D.A. Ortendahl, A.S. Mark, and M. Arakawa, Magnetic resonance imaging of the TMJ disc in asymptomatic volunteers. *J Oral Maxillofac Surg*, 1987. **45**(10): p. 852-4.
153. Misch, C.E., Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *The International journal of oral implantology: implantologist*, 1990. **6**(2): p. 23.

154. Esposito, M., J.M. Hirsch, U. Lekholm, and P. Thomsen, Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(II). Etiopathogenesis. *European journal of oral sciences*, 1998. **106**(3): p. 721-764.
155. Morris, H.F., S. Ochi, P. Crum, I.H. Orenstein, and S. Winkler, AICRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *Journal of Oral Implantology*, 2004. **30**(3): p. 125-133.
156. Lavelle, C.L., Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: the urgency of research into alveolar bone responses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1993. **8**(2).
157. Parfitt, G., An investigation of the normal variations in alveolar bone trabeculation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1962. **15**(12): p. 1453-1463.
158. Enlow, D.H., *Principles of bone remodeling: an account of post-natal growth and remodeling processes in long bones and the mandible*. Thomas; 1963.
159. Garetto, L.P., J. Chen, J.A. Parr, and W.E. Roberts, Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants: a histomorphometric comparison in four species including humans. *Implant dentistry*, 1995. **4**(4): p. 235-243.
160. Uthoff, H.K. and Z. Jaworski, Bone loss in response to long-term immobilisation. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 1978. **60**(3): p. 420-429.
161. Linkow, L.I. and R. Cherchève, *Theories and techniques of oral implantology*. Vol. 1. CV Mosby Co.; 1970.
162. Lekholm, U., Patient selection and preparation. *Tissue-integrated prostheses Osseointegration in clinical dentistry*, 1985: p. 199-209.
163. Kircos, L. and C. Misch, Diagnostic imaging and techniques. *Contemporary implant dentistry*, 1999. **73**: p. 108.
164. Aranyarachkul, P., J. Caruso, B. Gantes, E. Schulz, M. Riggs, I. Dus, ark., Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2005. **20**(3).
165. Ikumi, N. and S. Tsutsumi, Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2005. **20**(2).
166. Rothman, S., Computerised tomography of the mandible. *Dental applications of computerized tomography-surgical planning for implant placement*. Quintessence, 1998: p. 39-63.
167. Misch, C.M., Comparison of intraoral donor sites for onlay grafting prior to implant placement. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1997. **12**(6).
168. Yavuz, M.S., M.C. Buyukkurt, S. Tozoglu, İ.M. Dagsuyu, and M. Kantarci, Evaluation of volumetry and density of mandibular symphysis bone grafts by three-dimensional computed tomography. *Dental Traumatology*, 2009. **25**(5): p. 475-479.
169. Guimarães, G.M.M.d.F., G.F. Bernini, D.K. Grandizoli, P.S.P.d. Carvalho, E.S. Goncales, and O. Ferreira Junior, Evaluation of bone availability for grafts in different donor sites, through computed tomography. *Journal of Applied Oral Science*, 2020. **28**.

170. Möhlhenrich, S.C., N. Heussen, N. Ayoub, F. Hölzle, and A. Modabber, Three-dimensional evaluation of the different donor sites of the mandible for autologous bone grafts. *Clinical oral investigations*, 2015. **19**(2): p. 453-458.
171. Verdugo, F., K. Simonian, L. Raffaelli, and A. D'Addona, Computer-aided design evaluation of harvestable mandibular bone volume: a clinical and tomographic human study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2014. **16**(3): p. 348-355.
172. Ataman-Duruel, E.T., O. Duruel, S. Nares, C. Stanford, and T.F. Tözüm, Quantity and Quality of Intraoral Autogenous Block Graft Donor Sites with Cone Beam Computed Tomography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2020. **35**(4).
173. Carey, E.C., A.T.C. Gardiner, R.J. Adams, D.J.J. Farnell, N.C. Claydon, and D.W. Thomas, The effects of age and sex on mandibular bone graft donor sites. *Oral Surgery*, 2020.
174. Roberts, M., J. Yuan, J. Graham, R. Jacobs, and H. Devlin, Changes in mandibular cortical width measurements with age in men and women. *Osteoporosis international*, 2011. **22**(6): p. 1915-1925.
175. Zhang, W., J. Tullis, and R. Weltman, Cone beam computerized tomography measurement of alveolar ridge at posterior mandible for implant graft estimation. *Journal of Oral Implantology*, 2015. **41**(6): p. e231-e237.
176. Buyukkurt, M., S. Tozoglu, M. Yavuz, and M. Aras, Simulation of sinus floor augmentation with symphysis bone graft using three-dimensional computerized tomography. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2010. **39**(8): p. 788-792.