

T.C.
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ
ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

Anatomi Anabilim Dalı

AÇIK KAYNAKLI MEDİKAL PROGRAMLAR
KULLANILARAK ÜÇ BOYUTLU RADIUS KEMİK
MODELLERİNİN MORFOMETRİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ

Alperen SARITAŞ
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Abdülkadir BİLİR

2022-AFYONKARAHİSAR

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Yüksek Lisans Öğrencisinin

Adı Soyadı:

Alperen SARITAŞ

İmza:

Danışmanın

Ünvanı Adı Soyadı:

Dr. Öğr. Üyesi Abdülkadir BİLİR

İmza:

KABUL VE ONAY

Dr. Öğr. Üyesi Abdülkadir BİLİR'in danışmanlığında Alperen SARITAŞ tarafından hazırlanan “**Açık Kaynaklı Medikal Programlar Kullanılarak Üç Boyutlu Radius Kemik Modellerinin Morfometrisinin Değerlendirilmesi**” adlı bu çalışma jürimiz tarafından Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalında **yüksek lisans** tezi olarak kabul edilmiştir.

24/06/2022

JÜRİ:

Başkan : Doç. Dr. Ozan TURAMANLAR
(İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi)

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Abdülkadir BİLİR
(Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi)

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Özgür VERİM
(Afyon Kocatepe Üniversitesi)

ONAY:

Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

..... / /

Prof. Dr. Özal ÖZCAN

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca engin bilgi ve tecrübelerini her fırsatta bizlere aktaran, teorik ve pratik anlamda gelişmemizde çok büyük katkıları olan, eğitim ve araştırma olanaklarımızı en üst seviyelere çıkaran değerli büyüğüm ve çok kıymetli hocam Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Tolga ERTEKİN başta olmak üzere çıkmış olduğum kutsal akademi yolculuğumda bana desteklerini esirgemeyen ve tez yazım aşamasında değerli bilgi ve önerilerini benimle paylaşarak akademik gelişimimde çok büyük bir paya sahip olan danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Abdülkadir Bilir'e, birçok konuda yardımına rahat bir şekilde ulaşabildiğim Anatomi Anabilim Dalı'nın değerli hocalarından Doç. Dr. Esra KOYUNCU'ya, yetişmemde ve akademik câmiaya adapte olmamda bana yol gösteren değerli hocam Doç. Dr. Emre ATAY'a,

AFSÜ Anatomi Anabilim Dalı'nın mihenk taşlarından birisi olarak kabul edilen, ilk danışman hocam olan, kendisinden birçok tecrübe edindiğim ve tez konumun fikir babası saygıdeğer hocam Doç. Dr. Ozan TURAMANLAR'a, tez çalışmasının bu aşamalara gelmesinde çok emeği olan ve tez sürecimde en çok rahatsız ettiğim ancak bu rahatsızlıktan keyif aldığını dile getiren kıymetli hocam Dr. Öğr. Üyesi Özgür VERİM'e ve çalışmada istatistiksel verilerin elde edilmesinde bize yardımcı olan Dr. Öğr. Üyesi Halil YILMAZ hocama, yaklaşık üç sene önce beraber başladığımız akademik kariyerde sadece iyi gün dostu değil kötü günlerimde de yanımda olan birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşım Arş. Gör. Gülan ALBAŞ KURT'a ve aynı dönemde bizimle başlayıp daha sonra başkente geçen, iyi ki hayatımda dediğim değerli dostum Orhan ŞENKAL'a, özverileri ile gönüllerde taht kurmuş sevgili yüksek lisans yol arkadaşlarıma,

Yirmi yedi yıldır kahrımı çeken, hayatım boyunca bana sınırsız sevgi ve sabır gösteren, her anımda maddi ve manevi sonsuz destek veren, bugünlere gelmemde çok büyük emekleri olan Canım annem Ayşen SARITAŞ'a ve Gazi babam Mustafa SARITAŞ'a, Sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Alperen SARITAŞ

Afyonkarahisar, Haziran 2022

AÇIK KAYNAKLI MEDİKAL PROGRAMLAR KULLANILARAK ÜÇ BOYUTLU RADIUS KEMİK MODELLERİNİN MORFOMETRİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Alperen Sarıtaş

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi

Haziran 2022

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Abdülkadir BİLİR

ÖZET

Günümüzde üç boyutlu yazıcı teknolojisi ve üç boyutlu modellemelerin tıp ve sağlık alanında kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Üç boyutlu modeller, açık kaynaklı veya ticari medikal programlar kullanılarak radyolojik görüntülerden oluşturulmaktadır. Ticari programlar, genellikle yüksek maliyet ve sınırlı erişim içermektedir. Bu nedenle bu tez çalışmasında, dört farklı açık kaynaklı medikal program kullanılarak üç boyutlu radius kemik modellerinin morfometrisinin değerlendirilmesi amaçlandı.

Çalışmada beş adet kuru insan radius kemiğinin bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanıldı. Görüntülerden dört farklı açık kaynaklı medikal programlarla (InVesalius, ITK-SNAP, Seg3D, 3D Slicer) üç boyutlu dijital modeller oluşturuldu. Oluşturulan modellerin uzunluk ölçümleri MeshLab programıyla, hacim ölçümleri Mimics programıyla hesaplandı. Uzunluk ölçümlerinde dijital kumpas, hacim ölçümlerinde ise Arşimet Prensibi ile yapılan ölçümler altın standart olarak belirlendi. Modeller arasındaki hacim ve uzunluk farklılıkları karşılaştırılarak, altın standart ile uyumları değerlendirildi.

Hacim ve uzunluk ölçümleri altın standart ile karşılaştırıldığında, programlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). Medikal programların altın standarda göre uyumları değerlendirildiğinde, uzunluk ölçümlerinde tüm programların fiziksel ölçümlerle uyumlu olduğu belirlenirken; hacim ölçümlerinde ise 3D Slicer'ın Arşimed Prensibi ile uyumlu tek program olduğu tespit edildi.

Sonuç olarak dört programda da başarılı üç boyutlu radius modelleri oluşturuldu. Fakat gerçek kemiğe en yakın modeller oluşturan 3D Slicer, hem hacim hem de uzunluk ölçümleri ile açık kaynaklı medikal programlar arasında ön plana çıktı.

Anahtar Kelimeler: 3B Modelleme, Açık Kaynaklı Medikal Program, Bilgisayarlı Tomografi, Morfometri, Radius.

THE EVALUTION OF MORPHOMETRY OF THREE DIMENSIONAL RADIUS BONE MODELS USING OPEN SOURCE MEDICAL PROGRAMS

Alperen Saritaş

Afyonkarahisar University of Health Sciences

Institute of Graduate Education Department of Anatomy Master's Thesis

June 2022

Supervisor: Asst. Prof. Abdülkadir BİLİR

ABSTRACT

Nowadays, the use of three-dimensional printer technology and three-dimensional models in medicine and health is becoming increasingly common. Three dimensional models are created from radiological images using open source or commercial medical programs. Commercial programs often involve high costs and limited access. Therefore, in this thesis, it was aimed to evaluate the morphometry of three-dimensional radius bone models using four different open source medical programs.

Computed tomography images of five dry human radius bones were used in the study. Three dimensional digital models were created from the images with four different open source medical programs (InVesalius, ITK-SNAP, Seg3D, 3D Slicer). The length measurements of the created models were calculated with the MeshLab program, and the volume measurements were calculated with the Mimics program. Measurements made with digital caliper for length measurements and Archimedes Principle for volume measurements were determined as the gold standard. Consistent with the gold standard was evaluated by comparing the volume and length differences between the models.

When the mean volume and length measurements were compared with the gold standard, no statistically significant difference was found between the programs ($p>0.05$). When the consistent of medical programs with the gold standard is evaluated, it is determined that all programs are compatible with physical measurements in length measurements; In volume measurements, it was determined that 3D Slicer was the only program compatible with the Archimedes Principle.

As a result, successful three dimensional radius models were created in all four programs. However, 3D Slicer, which creates models most similar to real bone, stood out among open source medical programs with both volume and length measurements.

Keywords: 3D Modeling, Computed Tomography, Morphometry, Open Source Medical Program, Radius.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
İÇ KAPAK.....	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK.....	ii
KABUL VE ONAY	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ.....	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
GRAFİKLER DİZİNİ.....	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Kemik Histolojisi ve Kemik Oluşumu	2
2.1.1. Kemik Histolojisi.....	2
2.1.2. Kemik Oluşumu.....	4
2.2. İskelet Sistemi (Systema Skelatale).....	5
2.3. Radius Anatomisi	9
2.4. Radius ile İlgili Klinik Durumlar	12
2.4.1. Radius'un Baş ve Boyun Kırıkları.....	13
2.4.2. Radius'un Alt Uç Kırıkları	14
2.5. Üç Boyutlu Model Uygulamalarının Tıp ve Sağlık Alanlarında Kullanımı	17
2.5.1. Tıp Eğitimi.....	18

2.5.2. Ameliyat Öncesindeki veya Sırasındaki Planlama	20
2.5.2.1. Baş ve Boyun Cerrahileri.....	21
2.5.2.2. Kalp ve Damar Cerrahileri.....	22
2.5.2.3. Gastrointestinal Sistem Cerrahileri	23
2.5.2.4. Ürogenital Sistem Cerrahileri	24
2.5.2.5. Sinir Sistemi Cerrahileri	25
2.5.2.6. Ortopedi ve Travmatoloji.....	26
2.5.2.7. Radius Cerrahileri	27
2.5.3. Hastaya Uygun Ölçülerde İmplant, Ortez ve Protez Üretimi	28
2.5.4. Biyobaskı Yöntemiyle Doku ve Organ Üretimi	30
2.5.5. Adli Tıp Uygulamaları.....	31
2.6. Tersine Mühendislik.....	32
2.7. Bilgisayarlı Tomografi	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM	36
3.1. Veri Toplama ve Görüntü Yakalama	36
3.2. Görüntü Sonrası İşleme ve 3B Model Oluşturma	36
3.2.1. InVesalius	37
3.2.1.1. Özellikler	38
3.2.1.2. Görüntü İşleme Adımları	38
3.2.2. ITK-SNAP	40
3.2.2.1. Özellikler	40
3.2.2.2. Görüntü İşleme Adımları	40
3.2.3. Seg3D.....	42
3.2.3.1. Özellikler	42
3.2.3.2. Görüntü İşleme Adımları	43
3.2.4. 3D Slicer	44

3.2.4.1. Özellikler	44
3.2.4.2. Görüntü İşleme Adımları	45
3.3. Üç Boyutlu Modellerin Morfometrik Ölçümleri	46
3.3.1. Hacim Ölçümleri.....	46
3.3.1.1. Arşimet Prensibi ile Radius Kemiklerinin Hacminin Ölçülmesi.....	47
3.3.1.2. BT Görüntüleri Üzerinden Radius Modellerinin Hacminin Ölçülmesi...	48
3.3.2. Uzunluk ve Genişlik Ölçümleri	48
3.4. İstatistiksel Değerlendirme	52
4. BULGULAR.....	53
4.1. Hacim Ölçümleri	53
4.2. Uzunluk ve Genişlik Ölçümleri.....	54
4.3 Açık Kaynaklı Medikal Programlar ile Altın Standart Ölçümleri Arasındaki Uyumluluk.....	59
5. TARTIŞMA	63
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	79
7. KAYNAKLAR	81

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

3B	: Üç Boyutlu
AFSÜ	: Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi
BSD	: Berkeley Software Distribution
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım
cm	: Santimetre
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
GPL	: General Public License
KIBT	: Koni Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
kV	: Kilovolt
mm	: Milimetre
mm³	: Milimetre Küp
MR	: Manyetik Rezonans
sn	: Saniye
SPSS	: Statistical Package for Social Sciences
STL	: Standart Triangle Language
°C	: Celsius

TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa

Tablo 2.1: İnsan vücudunda bulunan kemiklerin dağılımı.....	5
Tablo 4.1: Radius modellerinin hacim analizi	53
Tablo 4.2: Kontrol grubu radius modellerinin morfometrik ölçümleri.....	54
Tablo 4.3: InVesalius programı ile oluşturulan radius modellerinin morfometrik ölçümleri	55
Tablo 4.4: ITK-SNAP programı ile oluşturulan radius modellerinin morfometrik ölçümleri	56
Tablo 4.5: Seg3D programı ile oluşturulan radius modellerinin morfometrik ölçümleri	57
Tablo 4.6: 3D Slicer programı ile oluşturulan radius modellerinin morfometrik ölçümleri	58
Tablo 4.7: Radius modellerinin morfometrik ölçüm analizi.....	59

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1: Kemiğin yapısında yer alan hücre çeşitleri.....	3
Şekil 2.2: Mikroskopik düzeyde kemik yapının şematik gösterimi.	4
Şekil 2.3: İskelet Sistemi (Systema Skelatale)'ni oluşturan kemikler.	6
Şekil 2.4: Sağ üst ekstremitte kemiklerinin önden görünümü.	8
Şekil 2.5: Radius'un önden, arkadan ve iç taraftan görünüşü.....	10
Şekil 2.6: Önkol kemiklerinin transvers kesit görüntüsü.	11
Şekil 2.7: Radius baş ve boyun kırık çeşitleri.	14
Şekil 2.8: Colles Kırığı'nın şematik gösterimi.....	15
Şekil 2.9: Smith Kırığı'nın şematik gösterimi.	15
Şekil 2.10: Chauffeur Kırığı'nın şematik gösterimi.....	16
Şekil 2.11: Die-punch Kırığı'nın şematik gösterimi.....	16
Şekil 2.12: Barton Kırığı'nın şematik gösterimi.....	17
Şekil 2.13: Tıp eğitiminde kullanılmak üzere çeşitli renklerde boyanan üst ekstremitte kesitinin 3B baskı modeli.....	19
Şekil 2.14: A) Ameliyat öncesi eğitim için hazırlanan cerrahi 3B biyomodel, B) Model üzerinde ameliyata hazırlık yapılırken.....	21
Şekil 2.15: A) Hasarlı kafatası, B) Hasarlı kafatasına 3B baskı teknolojisi ile oluşturulan 3B modelin fiziksel montajı sonrasındaki görünümü.	22
Şekil 2.16: Sağ karıncık duvarında yer alan farklı renkte gösterilmiş tümörün 3B modeli.....	23
Şekil 2.17: Bir donörün cerrahi operasyon öncesi 3B yazdırılmış sağ lobu ve gerçek sağ lobu.....	24
Şekil 2.18: Üç boyutlu baskı teknolojisi ile oluşturulmuş tümörlü böbrek modeli.	25
Şekil 2.19: Dandy-Walker malformasyonlu bir çocuğa ait 3B yazıcı ile üretilmiş 3B ventriküler sistem modeli.....	26

Şekil 2.20: Skolyozlu bir çocuğun BT görüntülerinden oluşturulan 3B yazıcı modeli.	26
Şekil 2.21: A) Medikal program ile yeniden oluşturulan 3B radius modeli, B) Distal radius cerrahisi öncesi 3B radius modelinin izole edilmiş ön yüzeyi.	28
Şekil 2.22: Üç boyutlu hasarlı kafatası modeli üzerine implantın yerleştirilmesi.	28
Şekil 2.23: Üç boyutlu yazıcı tarafından üretilen calcaneus protezinin lateral radyografideki görünümü.	30
Şekil 2.24: Üç boyutlu yazıcı ile üretilen esnek malzemeden yapılmasından dolayı bükülebilme özelliğine sahip mitral kapakçık biyomodeli.	30
Şekil 2.25: Ateşli silahla yaralanma sonrasında alt ekstremitenin Seg3D medikal programında 3B modellenmesi.	32
Şekil 2.26: Bilgisayarlı tomografi cihazı.	34
Şekil 3.1: Kemiklerin aksiyel kesit görüntüsünde yarı otomatik segmentasyon uygulaması.	37
Şekil 3.2: InVesalius'da 3B radius modellerinin hacim penceresindeki görünümü	39
Şekil 3.3: ITK-SNAP programında 3B radius modelinin hacim penceresindeki görünümü	42
Şekil 3.4: Seg3D programında 3B radius modelinin hacim penceresindeki görünümü.	44
Şekil 3.5: 3D Slicer programında 3B radius modelinin hacim penceresindeki görünümü.	46
Şekil 3.6: Arşimet Prensibi ile radius kemiklerinin hacminin hesaplanması.	47
Şekil 3.7: Mimics programında 3B radius modelinin hacim, yüzey alanı ve modele ait üçgen ağ sayısının hesaplanması.	48
Şekil 3.8: A) Radius uzunluğunun medikal program ile ölçümü, B) Radius uzunluğunun dijital kumpas/cetvel ile ölçümü.	49
Şekil 3.9: A) Caput radii'nin lateromedial çapının medikal program ile ölçümü, B) Caput radii'nin lateromedial çapının dijital kumpas ile ölçümü.	49
Şekil 3.10: A) Lateral tarafta caput radii'nin uzunluğunun medikal program ile ölçümü, B) Lateral tarafta caput radii'nin uzunluğunun dijital kumpas ile ölçümü.	50

Şekil 3.11: A) Caput radii ile tuberositas radii arası uzunluğun medikal program ile ölçümü, B) Caput radii ile tuberositas radii arası uzunluğun dijital kumpas ile ölçümü.	50
Şekil 3.12: A) Incisura ulnaris genişliğinin medikal program ile ölçümü, B) Incisura ulnaris genişliğinin dijital kumpas ile ölçümü.	51
Şekil 3.13: A)Tuberculum dorsale hizasında radius genişliğinin medikal program ile ölçümü, B)Tuberculum dorsale hizasında radius genişliğinin dijital kumpas ile ölçümü.	51



GRAFİKLER DİZİNİ

Sayfa

Grafik 2.1: Tersine Mühendislik Yöntemleri	34
Grafik 3.1: InVesalius 3.1.1 (2017) programında görüntü işleme ve 3B model oluşturma adımları	39
Grafik 3.2: ITK-SNAP 3.8.0 (2019) programında görüntü işleme ve 3B model oluşturma adımları	41
Grafik 3.3: Seg3D 2.5.0 (2020) programında görüntü işleme ve 3B model oluşturma adımları.	43
Grafik 3.4: 3D Slicer version 4.11.20210626 programında görüntü işleme ve 3B model oluşturma adımları.	45
Grafik 4.1: Bland-Altman analizine göre Arşimet Prensibi ve 3D Slicer programı ile ölçülen radius hacimlerinin karşılaştırılması	60
Grafik 4.2: Bland-Altman analizine göre dijital kumpas ve InVesalius programı ile ölçülen radius uzunluklarının karşılaştırılması.	60
Grafik 4.3: Bland-Altman analizine göre dijital kumpas ve ITK-SNAP programı ile ölçülen radius uzunluklarının karşılaştırılması.	61
Grafik 4.4: Bland-Altman analizine göre dijital kumpas ve Seg3D programı ile ölçülen radius uzunluklarının karşılaştırılması.	62
Grafik 4.5: Bland-Altman analizine göre dijital kumpas ve 3D Slicer programı ile ölçülen radius uzunluklarının karşılaştırılması.	62

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tıp ve sağlık alanlarında etkisini hızla hissettiğimiz teknolojik gelişmeler uygulama rutininde farklı yöntemlerin filizlenmesini tetiklemektedir. Sağlık sektöründe kullanılan ölçüm ve görüntüleme yöntemleri, test, analiz ve izleme cihazları hızla gelişmekte ve çoğalmakta, bunun sonucunda tıp literatürü gün geçtikçe zenginleşmektedir. Biyomedikal alanındaki gelişmeler de bilişim teknolojilerinin gelişimi ile paralellik göstermektedir. Özellikle radyolojik görüntülerden elde edilen üç boyutlu (3B) görüntüler, sağlık ve eğitim alanlarında büyük önem arz etmektedir. Çünkü 3B görüntüleme teknolojileri ile radyoloji entegrasyonu; gözlemci objektifliği, non-invazif olması, verilerin uzun yıllar dijital ortamda saklanması ve internet üzerinden başka merkezlere transferi gibi konularda büyük avantaj sağlamaktadır (Verhoff ve ark., 2008). Bunların dışında tıbbi görüntü verileri ve bilgisayar destekli modeller kullanılarak yapılan cerrahi simülasyonlar ile birçok kurumda sanal ameliyathaneler oluşturulmaya başlanmıştır (Cohen ve Reyes, 2015). Fakat bu simülasyonlar için özel ekran ve ekipmanlar kullanılmaktadır. Üç boyutlu dijital modeller ve bu modellerden oluşturulan fiziki modeller ile bu kısıtlamalar aşılmaktadır (McGurk ve ark., 1997). Aynı zamanda 3B baskı teknolojilerinin uygulanması ile hızlı prototipleme olanağı sağlanırken, verimlilik oranı da yükselmektedir. Böylelikle cerrahi müdahaleleri yönlendirmek amacıyla hastaya özgü 3B modeller üretilmektedir. Ayrıca 3B modellemeler, cerrahi planlamayı optimize etmesi, asistan eğitimi, hastaların bilgilendirilmesi, kişiye özel protezlerin imalatı ve daha fazlası için yeterli potansiyele sahiptir (Waran ve ark., 2014).

Üç boyutlu yazıcılar genel olarak 3B modelleme yazılımlarının ortak çıktısı sayılabilecek olan Standard Triangle Language (STL) dosya tipini kullanmaktadır (Aydın ve Küçük, 2017). Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde iki boyutlu tıbbi görüntülerin 3B olarak görüntülenmesi ve 3B baskısının alınabilmesi için genelde farklı lisanslama yöntemine sahip ücretli veya karmaşık yazılımlar kullanıldığı görülmüştür (Çelebi ve ark., 2017; Kızmaoğlu ve ark., 2018; Özsoy ve Kayacan, 2018). Fakat açık kaynaklı ve işletim sisteminden bağımsız her platformda çalışabilen uygulamalar kullanıcılar tarafından tercih edilebilecek bir alternatiftir (Yılmaz ve Sükman, 2019). Bu sebeple bu tez çalışmasında, açık kaynak kodlu medikal programlar kullanılarak üç boyutlu radius kemik modellerinin morfometrisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

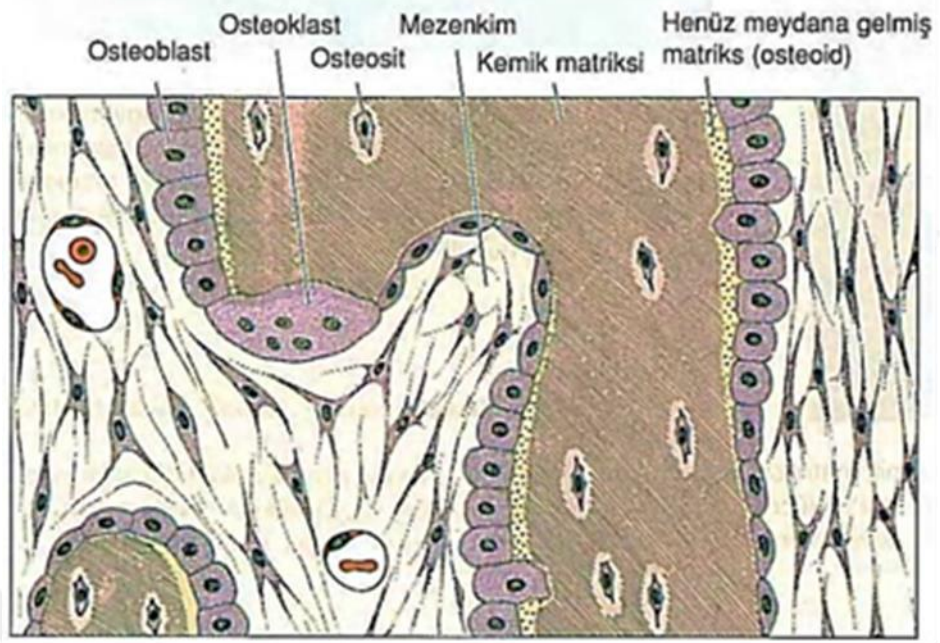
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik Histolojisi ve Kemik Oluşumu

Kemik doku, yetişkin iskeletin temel yapısını oluşturmaktadır. Kan hücrelerinin yapıldığı kemik iliği kemik dokusu içerisinde bulunmaktadır. Kemik dokusu, yumuşak dokulardan oluşturulan yapıların desteklenmesinde ve yaşam için önemli olan organların korunmasında görev almaktadır. Bu dokunun yapısında kalsiyum, fosfat ve diğer iyonlar bulunmaktadır. Vücut homeostazisini sağlayan bu iyonların salınmasında ya da depolanmasında kemik dokusu aktif rol oynamaktadır (Junqueira ve Carneiro, 2006).

2.1.1. Kemik Histolojisi

Kemik, özelleşmiş bir bağ dokusudur. Yapısında üç farklı hücre çeşidi ve kemik matriksi bulunmaktadır (Şekil 2.1). Bu hücre çeşitlerini osteoblast, osteoklast ve osteosit hücreleri oluşturmaktadır. Osteoblastlar, kemik matriksinin Tip I kollojen, glikoproteinler, proteoglikanlar gibi organik bileşenlerin üretiminden sorumludur. Ayrıca bu özelleşmiş hücreler osteoklastların farklılaşmasını ve osteositlerin oluşmasını sağlayan fonksiyonel bir işleve sahiptir. Hareketli, çok çekirdekli ve dev bir hücre olan osteoklastlar, kemik rezorpsiyonu ile kemik dokusunun yeniden oluşturulmasını sağlamaktadırlar (Junqueira ve Carneiro, 2006). Osteoblastların zamanla olgunlaşması sonucu osteosit hücreleri oluşmaktadır. Bu hücreler kemik matriksi içerisindeki laküna denilen boşluklarda bulunmaktadır ve her laküna içerisinde bir osteosit hücresi yer almaktadır. Kemik matriksinin bakımını aktif olarak osteosit hücreleri gerçekleştirmektedir (Ackermann 2006; Junqueira ve Carneiro, 2006).



Şekil 2.1: Kemiğin yapısında yer alan hücre çeşitleri (Junqueira ve Carneiro, 2006).

Kemik matriksinin kuru ağırlığındaki maddelerin yarısını inorganik maddeler oluşturmaktadır. Matrikste bulunan kalsiyum ve fosfor minerallerinin yüzdesi matriks içerisinde yer alan diğer inorganik maddelere (magnezyum, sodyum, potasyum, bikarbonat, sitrat) göre daha fazladır. Matriksin organik bileşenlerini ise Tip I kollojen ve proteoglikanların kümeleşmesi sonucu oluşan glikoproteinler oluşturmaktadır. Kemik matriksi içerisindeki inorganik ve organik maddelerin temel işlevi kemiğin şekil ve yapısını korumaktır (Junqueira ve Carneiro, 2006).

Endosteum ve periosteum, kemiğin iç ve dış yüzeylerini örten bağ dokusu yapılarıdır. Kemiğin dış yüzeyini örten periosteum, damarların çok fazla bulunduğu, sert bir yapıya sahip olan ve innerve edilebilen bir membrandır. Kıkırdak ile kaplı olan bölgeler dışında kemiğin tüm dış yüzeyini kaplar. Endosteum, kemiğin iç yüzeyinde yer alan tüm boşlukları örten bir membrandır. Bu membran, tek tabaka halindeki osteoprogenitor hücreleri ile bağ dokusundan meydana gelmiştir (Ackermann 2006; Junqueira ve Carneiro, 2006). Periosteum ve endosteum kemik dokusunun büyümesinde, beslenmesinde ve kemik dokusunun normal yapısının bozulduğu durumlarda onarımın gerçekleşmesinde görev almaktadır. Aynı zamanda bu bağ doku yapıları düzenli olarak osteoblastların üretimini gerçekleştirmektedir (Ackermann 2006; Junqueira ve Carneiro, 2006; Barrett ve ark., 2015).

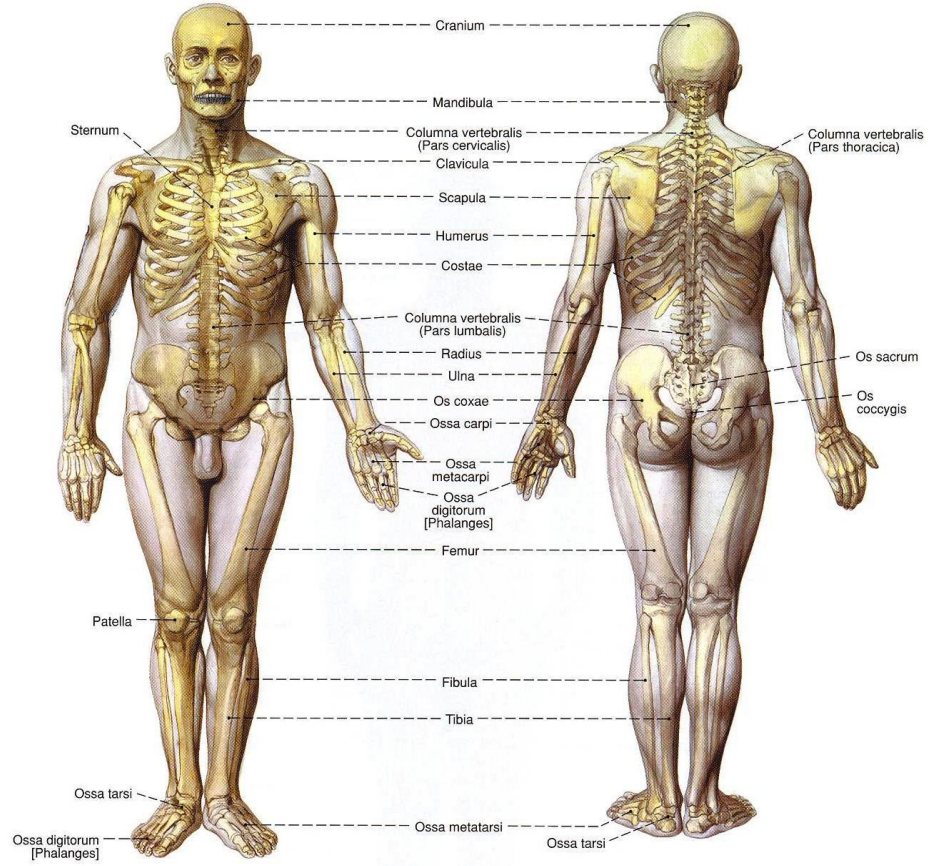
oluşturacak olan bağ dokusu ilk olarak kıkırdak olarak şekillenir, sonrasında kıkırdaklaşan bağ dokusunun ossifikasyonu sonucunda kemik şeklini alır. Pelvis kemikleri, omurga kemikleri ve ekstremiteler kemikleri gibi uzun ve kısa kemikler bu kemikleşme türünden oluşur. Intramembranöz kemikleşme modelinde ise, kemiği oluşturacak olan bağ dokusu kıkırdaklaşmadan direkt olarak kemikleşir. Os frontale, os parietale ile os temporale, os occipitale, maxilla ve mandibula'nın bazı bölümleri bu kemikleşme türünden meydana gelir (Barrett ve ark., 2015; Junqueira ve Carneiro, 2006).

2.2. İskelet Sistemi (Systema Skelatale)

İnsan vücudunun iskeletini oluşturan kemikler, yeni doğanlarda 270 adettir. Ayrı ayrı kemikleşmiş olan kemik parçaları gelişimin ileri safhalarında birleşirler. Böylece erişkin kemik sayısında azalma meydana gelir ve toplam kemik sayısı erişkinlerde 206'ya düşer (Arifoğlu 2017). Erişkinlerde bulunan bu 206 kemiğin 80 tanesi skeleton axiale'de, 126 tanesi skeleton appendiculare'de bulunmaktadır (Tablo 2.1). Skeleton axiale, columna vertebralis, sternum, costae, cranium, ossicula auditoria ve os hyoideum'dan oluşurken; skeleton appendiculare, ossa membri superioris ve ossa membri inferioris'ten oluşmaktadır (Arifoğlu 2017; Yıldırım 2017) (Şekil 2.3).

Tablo 2.1: İnsan vücudunda bulunan kemiklerin dağılımı (Unur ve ark., 2012).

Skeleton axiale	Columna vertebralis	26
	Costae ve sternum	25
	Cranium	22
	Ossicula auditoria	6
	Os hyoideum	1
Skeleton appendiculare	Ossa membri superioris	64
	Ossa membri inferioris	62
Toplam	206	



Şekil 2.3: İskelet sistemini oluşturan kemikler (Paulsen ve Waschke, 2011).

Columna vertebralis (omurga) yeni doğanlarda 33-34, erişkinlerde 26 vertebra'nın (vertebrae cervicales yedi adet, vertebrae thoracicae 12 adet, vertebrae lumbales beş adet, os sacrum bir adet, os coccygis bir adet) üst üste gelmesiyle oluşan kemik sütunudur (Unur ve ark., 2012). Erişkinlerde omurgayı oluşturan 33 vertebra'nın 24 tanesinin aralarında discus intervertebralis denilen fibröz kıkırdak özellikteki yapılar bulunmaktadır. Bu vertebra'lara hareketli omurlar denilmektedir. Geriye kalan dokuz vertebra sabit omurlar olarak adlandırılmaktadır. Bunlardan beş tanesi birleşerek os sacrum'u, dört tanesi birleşerek os coccygis'i oluşturmaktadır (Unur ve ark., 2012; Yıldırım 2017).

Sternum, göğüs ön duvarının orta bölümünde yassı, uzun ve hançer şeklindeki kemiktir. Costae (kaburgalar) göğüs kafesinin büyük bir bölümünü oluşturan, göğüs boşluğu içerisindeki kalp, akciğer gibi önemli organları koruyan, uzun, ince ve eğri kemiklerdir. Costae, arkada vertebrae thoracicae, önde sternum ile eklemler ve göğüs kafesinin sağ ve sol tarafında olmak üzere 12 çifttir (Unur ve ark., 2012). İlk yedi çifti sternum ile

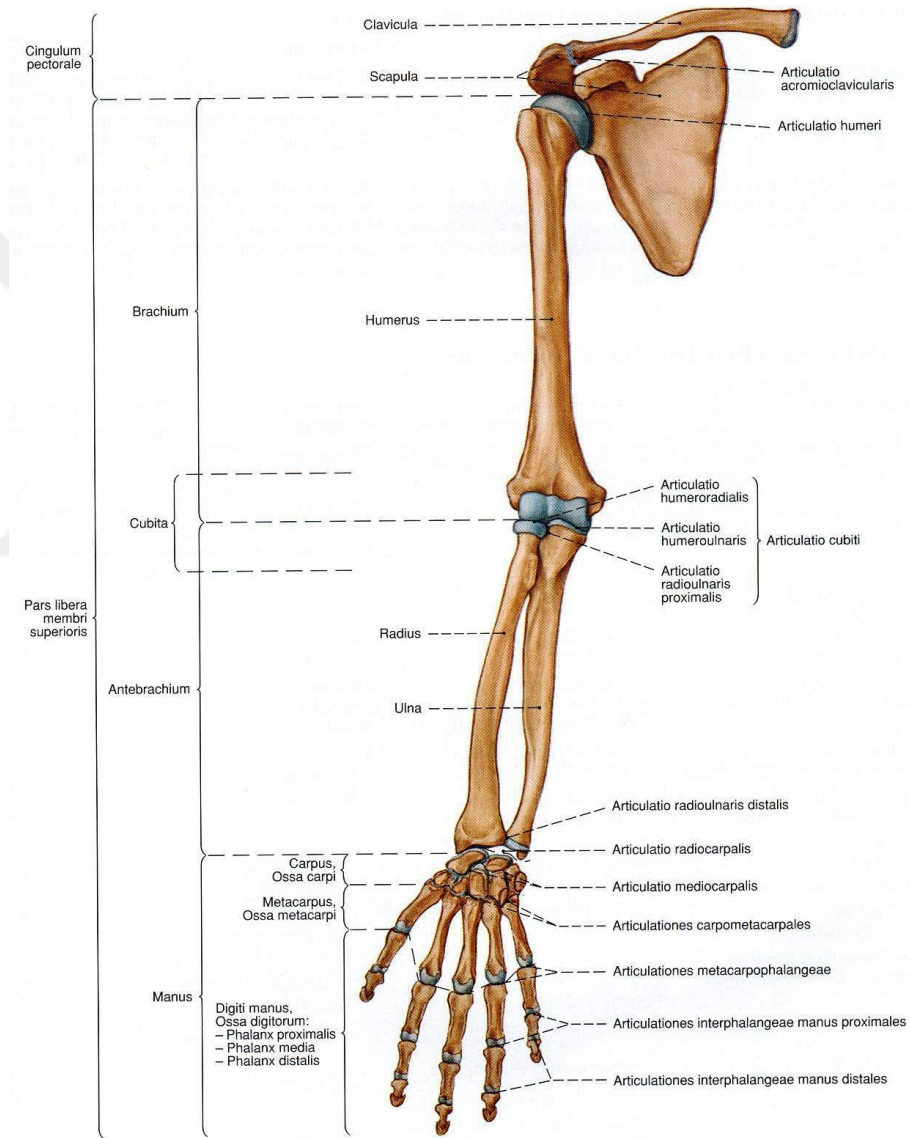
direkt olarak eklemleştirdiği için bu kaburgalara gerçek kaburga (costae vera) ya da costae sternalis denir. Son beş çifti ise sternum ile direkt olarak eklemleşmez. Bu kaburgalara yalancı kaburga (costae spuriae) ya da costae asternalis denir. Son beş çift kaburganın son iki çifti serbest olarak sonlanmaktadır. Bu kaburgalara yüzen kaburga (costae fluctuantes) denir (Unur ve ark., 2012; Arifoğlu 2017).

Kafa iskeletine cranium denilmektedir. Cranium, ossicula auditoria (kulak kemikçikleri) ve os hyoideum hariç 22 adet kemikten oluşmaktadır. Neurocranium ve viscerocranium olmak üzere iki kısımda incelenir (Yıldırım 2017). Neurocranium, beyni çevreleyen ikisi çift (os parietale ve os temporale), dördü tek (os ethmoidale, os sphenoidale, os frontale ve os occipitale) olmak üzere toplamda sekiz kemikten meydana gelmektedir. Viscerocranium, orbitanın, burun boşluğunun, ağız boşluğunun ve yüz iskeletinin yapısını oluşturan kafa kemiği bölümüdür. Altısı çift (maxilla, os palatinum, os lacrimale, concha nasalis inferior, os nasale, os zygomaticum), ikisi tek (mandibula, vomer) olmak üzere toplamda 14 kemikten oluşur (Arifoğlu 2017; Yıldırım 2017).

Orta kulak boşluğunda dıştan içe doğru malleus, incus ve stapes olarak adlandırılan toplamda altı adet kemikçik bulunmaktadır. Bu kemikçiklere ossicula auditus (kulak kemikçikleri) denir. Gırtlığın üstünde, boynun önünde ve dilin arkasında yerleşim gösteren os hyoideum, iskelette diğer kemiklerle doğrudan eklem yapmayan tek kemiktir (Unur ve ark., 2012).

Ossa membri superioris (üst ekstremité kemikleri), cingulum membri superioris (omuz kavşağı kemikleri) ve pars libera membri superioris (üst taraf serbest kemikleri) olmak üzere iki kısımda incelenmektedir (Şekil 2.4). Omuz kavşağı kemikleri, üst taraf serbest kemiklerini gövdeye bağlayan ve her iki tarafta birer adet bulunan clavicula ve scapula'dan oluşmaktadır (Unur ve ark., 2012). Üst taraf serbest kemiklerinden humerus kol kemiğidir. Ön kol kemiklerinden olan radius iç tarafta, ulna ise dış tarafta yer almaktadır. Ossa carpi (el bileği kemikleri), kısa ve küçük kemikler olup toplam sekiz adettir. İki sıra halinde dizilmişlerdir. Proksimal sırada anatomik pozisyona uygun olarak dıştan içe doğru os scaphoideum, os lunatum, os triquetrum ve os pisiforme bulunur. Distal sırada ise dıştan içe doğru os trapezium, os trapezoideum, os capitatum ve os hamatum yer alır. Ossa metacarpi (el tarağı kemikleri), el bilek kemikleri ve el parmak kemikleri arasında yer alan uzun ve ince kemik olup toplam beş adettir. Ossa

digitorum manus (el parmağı kemikleri), başparmakta iki, diğer parmaklarda üçer adet olmak üzere toplamda 14 adettir. Gövdeye yakın olanı phalanx proximalis, orta sırada yer alanı phalanx media ve uç noktada bulunanı phalanx distalis olarak adlandırılmaktadır. Phalanx media başparmakta yoktur (Unur ve ark., 2012; Arifoğlu 2017; Yıldırım 2017).



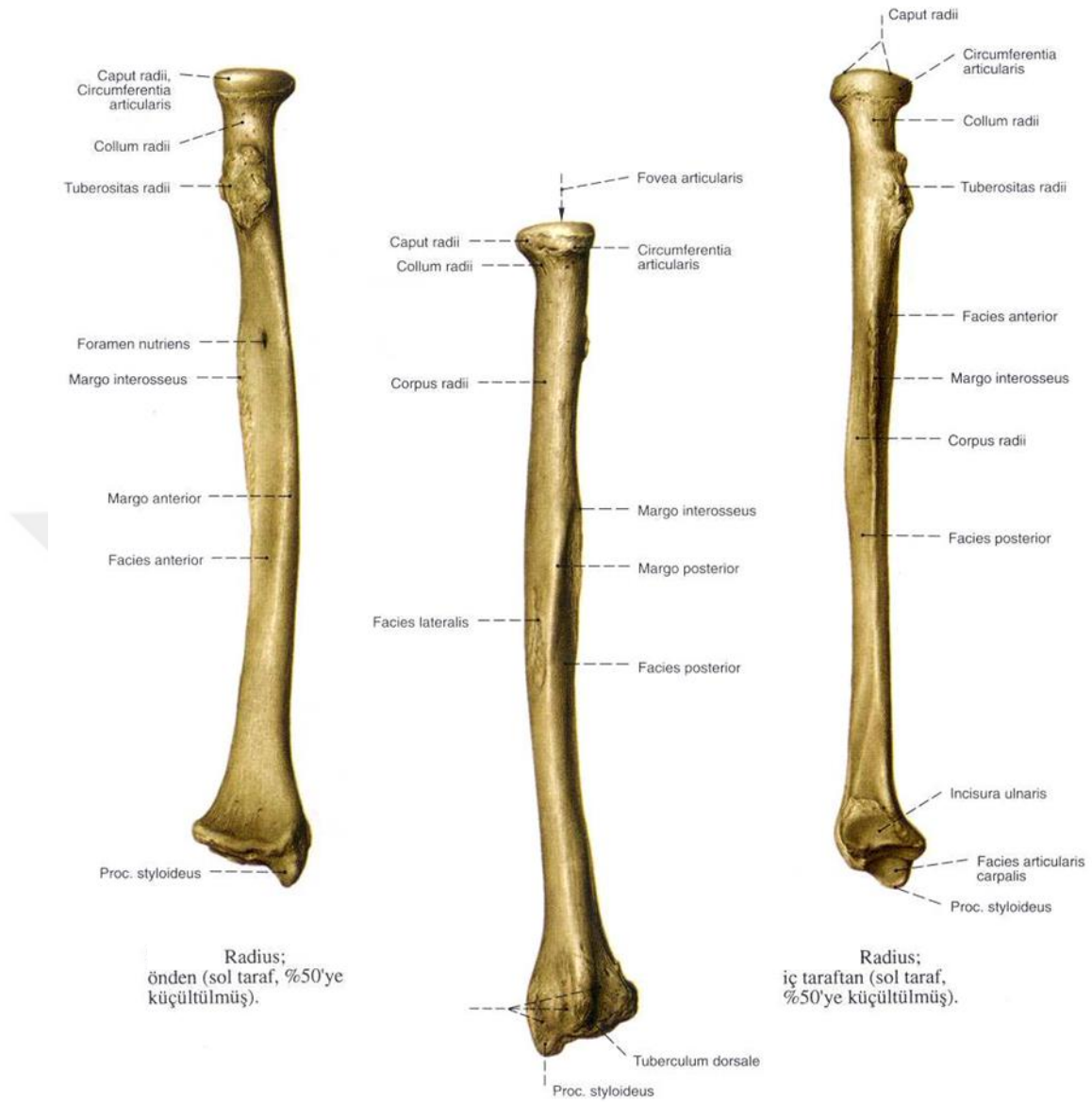
Şekil 2.4: Sağ üst ekstremité kemiklerinin önden görünümü (Paulsen ve Waschke, 2011).

Ossa membri inferioris (alt ekstremité kemikleri), cingulum membri inferioris (leğen kavşağı kemikleri) ve pars libera membri inferioris (alt taraf serbest kemikleri) olmak üzere iki kısımda incelenmektedir. Leğen kavşağı kemikleri, alt taraf serbest kemiklerini

gövdeye bağlayan ve her iki tarafta birer adet bulunan os coxa'dan meydana gelmektedir. Os coxa üç ayrı kemik olan os ilium (böğrü kemiği), os pubis (çatı kemiği) ve os ischii (oturak kemiği) kemiklerinin birleşmesiyle oluşur (Arifoğlu 2017). Alt taraf serbest kemiklerinden os femoris uyluk kemiğidir. Vücudumuzun en büyük sesamoid kemiği olan patella, diz eklemine önünde ve musculus quadriceps femoris'in kirişi içerisinde yer alır. Bacak kemiklerinden olan tibia iç tarafta, fibula ise dış tarafta yer almaktadır. Ossa tarsi (ayak bileği kemikleri), iki sıra şeklinde dizilmiş olup toplam yedi adettir. Proksimal sırada talus ve calcaneus bulunur. Distal sırada ise dıştan içe doğru os cuboideum, os cuneiforme laterale, os cuneiforme intermedium, os cuneiforme mediale yer alır. Os naviculare ise proksimal ve distal sıra arasında içte bulunan ayak bileği kemiğidir. Ossa metatarsi (ayak tırağı kemikleri), ayak bilek kemikleri ve ayak parmak kemikleri arasında yer alan uzun ve ince kemik olup toplam beş adettir. Ossa digitorum pedis (ayak parmağı kemikleri), başparmakta iki, diğer parmaklarda üçer adet olmak üzere toplamda 14 adettir. Gövdeye yakın olanı phalanx proximalis, orta sırada yer alanı phalanx media ve uç noktada bulunanı phalanx distalis olarak adlandırılmaktadır. Phalanx media başparmakta yoktur (Unur ve ark., 2012; Arifoğlu 2017; Yıldırım 2017).

2.3. Radius Anatomisi

Kemik şekillerine göre os longum sınıfında yer alan radius, ön kol kemiklerinden lateral'de olanıdır. Diğer uzun kemiklerde olduğu gibi iki uç kısım ve bir gövdeden oluşur (Arıncı ve Elhan, 2020). Kemiğin geniş olan ucu distal'de yer alırken, dar ve silindirik görünümlü ucu proximal'de yer alır (Şekil 2.5). Distal ucun sivri olan kısmı dış yan tarafa ve bu uçtaki sulcus'ların bulunduğu kısım arkaya yerleştirildiğinde anatomik pozisyonda olur (Gökmen ve Ertürk, 2003; Arıncı ve Elhan, 2020).



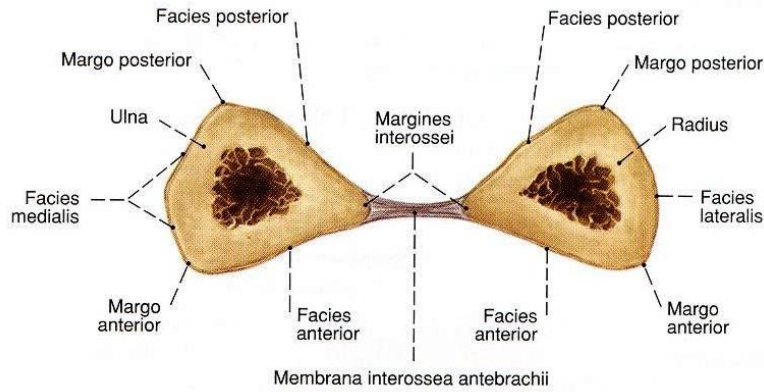
Şekil 2.5: Radius'un önden, arkadan ve iç taraftan görünüşü (Paulsen ve Waschke, 2011).

Extremitas proximalis adı verilen humerus'a yakın olan üst uç, silindir görünümündedir. Üst uçta caput radii olarak isimlendirilen radius'a ait baş bölümü yer alır. Kalın bir disk şeklinde olan caput radii'nin dairesel üst yüzü, humerus'un distal'inde yer alan capitulum humeri ile eklemleşme yapacağı için konkav şekildedir. Eklem kıkırdağı ile kaplı olan bu çukur alana, fovea articularis radii denilir (Arıncı ve Elhan, 2020). Radius başının çevresinde yer alan 7-8 milimetre yüksekliğindeki eklem kıkırdağı ile kaplı çevresel kısmına, circumferentia articularis radii adı verilir. Ulna'nın proximal'inde yer alan incisura radialis, radius başı çevresinin konveksliğine uygun olarak circumferentia articularis radii ile eklem yapar. Bu yüzün ligamentum anulare ile birleşmiş olan dış bölümü daha dar, ulna ile eklemleşen iç bölümü ise daha geniştir (Drake ve ark., 2007;

Arıncı ve Elhan, 2020).

Radius başının altında, radius gövdesinin üstünde yerleşim gösteren kısa ve silindirik yapıya collum radii denilmektedir (Gökmen ve Ertürk, 2003). Collum radii'nin altında radius'un ön iç bölümde yerleşmiş olan, keskin olmayan pürtüklü alana tuberositas radii denilir ve bu alana musculus biceps brachii'e ait kiriş tutunur. Tuberositas radii, önkolun supinasyonu sırasında öne, pronasyonu sırasında iç tarafa bakar (Gökmen ve Ertürk, 2003; Drake ve ark., 2007).

Radius gövdesi, corpus radii olarak isimlendirilir. Bu bölgenin transvers kesitlerinde büyük bir kısmı üçgen şeklindedir. Corpus radii'nin facies anterior, facies posterior ve facies lateralis olmak üzere üç yüzü; margo anterior, margo posterior ve margo interosseus olmak üzere üç kenarı bulunmaktadır (Gökmen ve Ertürk, 2003; Arıncı ve Elhan, 2020) (Şekil 2.6).



Şekil 2.6: Önkol kemiklerinin transvers kesit görüntüsü (Paulsen ve Waschke, 2011).

Facies anterior olarak isimlendirilen ön yüz konkavite gösterir ve aşağıya doğru genişler. Bu yüzde yer alan, kemiği besleyen arterin geçtiği delik bulunmaktadır. Açıklığı yukarıya doğru yönelmiş olan bu deliğe foramen nutricum adı verilir (Drake ve ark., 2007). Kemiğin arkasında yer alan facies posterior, konveks görünümündedir. Kemiğin dış yüzü olan facies lateralis ön ve arka yüzlerin aksine düz bir yüzeye sahip değildir. Bu yüzün orta kısmında yer alan musculus pronator teres'in yapışmış olduğu oval şekilli pürtüklü saha, tuberositas pronatoria olarak tanımlanır (Gökmen ve Ertürk, 2003; Drake ve ark., 2007).

Tuberositas radii'nin bir devamı olarak ön dış taraftan başlayan margo anterior; önce laterale yönelir, sonra aşağıya doğru ilerleyerek processus styloideus ile birleşir. Alt ve üst uçta belirgin olmayan, sadece orta kısmında belirgin olan margo posterior kemiğin arkasında bulunan kenardır (Arıncı ve Elhan, 2020). Önkol kemiklerini birbirine bağlayan membrana interossea antebrachii için yapışma yeri oluşturan margo interosseus, kemiğin iç tarafında yer alan kenardır. Membrana interossea antebrachii, bu kenarın distal 3/4'üne tutunur. Margo interosseus'un 1/3'lük üst kısmı belirgin değildir. Kenarın 1/3'lük orta kısmı keskindir. Geriye kalan 1/3'lük alt kısmı ise iki kola ayrılarak incisura ulnaris'in ön ve arka kenarını oluşturur (Drake et ark., 2007; Arıncı ve Elhan, 2020).

Extremitas distalis olarak adlandırılan alt ucu geniş ve dorsoventral olarak yassılaştırmıştır. Ön yüzü düz olup, arka yüzü musculus extensor pollicis longus tendonu için tutunma görevinde bulunan tuberculum dorsale'nin varlığından dolayı kabarık görünümündedir. İç yan yüzeyde ulna'nın distal ucu ile eklemlenme yapıcak olan üçgen görünümündeki çentiğe incisura ulnaris denilir. Burada bulunan eklem yüzü ile ulna'nın circumferentia articularis'i eklem yapar (Gökmen ve Ertürk, 2003). Alt ucun dış yan tarafında aşağıya doğru uzanan, kalem ucuna benzeyen bir çıkıntı yer alır. Bu çıkıntı processus styloideus radii olarak adlandırılır. Alt ucun tabanında facies articularis carpalis olarak isimlendirilen konkav bir eklem yüzü bulunmaktadır. Eklem yüzü, el bilek kemiklerinden olan os scaphoideum ve os lunatum ile eklemlenir. Bu eklem yüzü ile incisura ulnaris arasında keskin bir kenar bulunmaktadır (Gökmen ve Ertürk, 2003; Arıncı ve Elhan, 2020).

2.4. Radius ile İlgili Klinik Durumlar

Kemiklerde görülen kırıkların yaklaşık %10'u ön kolda meydana gelmektedir. Bu kırıkların ise dörtte üçünden fazlasını radius kırıkları oluşturmaktadır (Balık ve Gurbuz, 2019). Radius'un düşme, spor aktiviteleri sırasındaki yaralanma, iş kazası, trafik kazası, darbe alma, ateşli silah yaralanması gibi durumlarda anatomik pozisyonunun bozulması radius kırığı olarak adlandırılmaktadır. Yaşlı bireylerde osteoporozun da etkisiyle basit düşmelerde dahi radius'un kemik bütünlüğü bozulabilir (Sargın 2017).

Radius kırığı travma sonrasında kırık çevresindeki ağrı, ödem, morarma, hassasiyet, ön kolda hareket kısıtlılığı, hareket sırasındaki şiddetli ağrı ve elde oluşan hissizlik ile

karakterizedir (Uludağ ve ark., 2015). Bu semptomlara maruz kalınan travmanın şiddetine bağlı olarak ön kolda şekil bozukluğu, açık kırıklar, yumuşak doku yaralanmaları, nörovasküler yaralanmalar, nörolojik problemler ve kompartman sendromu eşlik edebilir (Goldberg ve ark., 1992; Uludağ ve ark., 2015).

Radius kırığının teşhisi için klinik ve radyolojik bulgulardan yararlanılır. Klinik muayenede kırık ve çevresinde meydana gelen ödem, morarma, hassasiyet, kırığa eşlik eden ikincil yaralanmalar gözlemlenmektedir. Özellikle hastanın açık yaralanması varsa nörovasküler yaralanmasının olması da muhtemeldir. Radyolojik muayenede ise klinik muayeneyi desteklemek için görüntüleme yöntemleri kullanarak kırığın durumu belirlenmektedir. Genellikle kırığın tespitinde direk grafi çekimleri tercih edilmektedir. Direk grafiler X ışınlarıyla görüntü elde eden bir yöntem olması nedeniyle radius kırığında parçalanma, yer değiştirme ve kırık hattı gibi parametrelerin ayrıntılı bir şekilde incelenebilmesini sağlamaktadır. Radius kırığında kırık etrafındaki yumuşak doku yaralanmaları ve kırık hattındaki ikincil yaralanmalar hakkında detaylı bilgi alabilmek için bilgisayarlı tomografi (BT) ile görüntüleme yöntemi kullanılmaktadır (Uludağ ve ark., 2015).

Radius kırığının tedavisi hastanın yaşı, mesleği, fonksiyonel hedefleri göz önünde bulundurarak kırığın durumu (çok parçalı, ekleme uzanan, stabil, stabil olmayan), eşlik eden ikincil yaralanmalar değerlendirilerek belirlenmektedir. Tedavideki amaçlar arasında üst ekstremitenin fonksiyonel olarak kullanılabilmesi, hareket kısıtlılığın ve şekil bozukluğunun engellenmesi bulunmaktadır. Bu bağlamda radius kırığı konservatif ve cerrahi olmak üzere iki şekilde tedavi edilmektedir (Matthews ve ark., 1982).

Radius kırıkları radius'un extremitas proximalis, corpus radii veya extremitas distalis bölümlerinde gerçekleşebilir.

2.4.1. Radius'un Baş ve Boyun Kırıkları

Dirsek bölgesinde en sık görülen yaralanma radius baş ve boyun kırıklarıdır (Şekil 2.7). Radius baş ve boyun kırıkları tüm kırıkların yaklaşık %5'ini oluşturmaktadır (Funk ve Wood, 1988). Radius baş kırıkları daha çok erişkinlerde gözlemlenirken, çocuklarda ise çoğunlukla radius boyun kırıklarına rastlanmaktadır. Bunun sebebi radius başının çocukluk çağında kıkırdak yapıda olmasındandır. Radius baş ve boyun kırıkları

kadınlarda erkeklere göre iki kat daha fazla görülmektedir (Lindham ve Hugosson, 1979; Funk ve Wood, 1988).



Şekil 2.7: Radius baş ve boyun kırık çeşitleri (Charalambous ve ark., 2011).

Radius baş ve boyun kırıkları izole olabilecekleri gibi çoğunlukla aynı ekstremitede ek yaralanmalar da ortaya çıkabilir (Dubberley ve ark., 2006). Bu kırıklara ulna üst bölge kırıkları, radius alt uç kırıkları, el bileği kırıkları, dirsek çıkığı, interosseoöz bağ yaralanması, medial kollateral bağ hasarı ve triceps tendon rüptürü eşlik edebilir. Radius başının dörtte biri kırıldığı takdirde ön kol rotasyon hareketinde bozulmalar gözlenebilir (Ring ve ark., 2002; Dubberley ve ark., 2006).

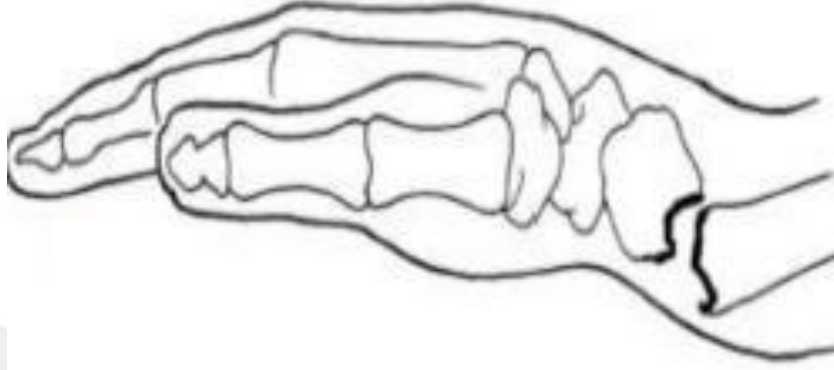
2.4.2. Radius'un Alt Uç Kırıkları

El bileği kırığı olarak da adlandırılan radius alt uç kırıkları ön kol kırıkları içerisinde en çok görülen kırıklardır. Bu kırık çeşidi yetişkinlerde çocuklara göre daha sık görülmektedir. Acil polikliniğinde tedavi edilen kırıkların yaklaşık olarak 1/6'sını radius alt uç kırıkları oluşturmaktadır. Osteoporozun kadınlarda daha yaygın görülmesinden dolayı radius alt uç kırıkları kadınlarda daha sık meydana gelmektedir (Egol ve ark., 2010). Radius alt uç kırıkları eklemi etkilediği gibi ekleminden bağımsız da gerçekleşebilmektedir. Radius alt uç kırıklarına kırık şiddetine bağlı olarak karpal kemik ve ulna kırıkları, interkarpal bağ yaralanmaları, nörovasküler yaralanmalar ve tendon rüptürleri eşlik edebilmektedir (Gonzalez 2009).

Radius alt uç kırıkları ve kırığın etkilediği diğer bölgelerin durumuna göre kırık tiplerine özel isimler verilmektedir:

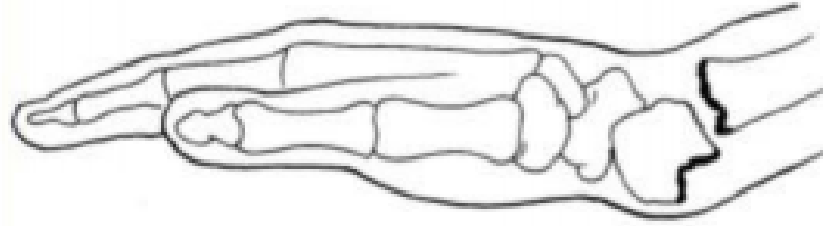
Colles Kırığı, radius distal eklem yüzünün 2,5 cm proksimalinde distal kırık parçalarının dorsalde, proksimal kırık parçalarının ventralde olduğu kırık çeşidir (Şekil

2.8). El bileğinde karakteristik çatal sırtı deformitesi görülmektedir (Alptekin ve ark., 2008).



Şekil 2.8: Colles Kırığı'nın şematik gösterimi (Sargın 2017).

Smith Kırığı (Ters Colles Kırığı), radius distal eklem yüzünün 1-2 cm proksimalinde distal kırık parçalarının ventralde, proksimal kırık parçalarının dorsalde olduğu kırık şeklindedir (Fernandez 2005) (Şekil 2.9).



Şekil 2.9: Smith Kırığı'nın şematik gösterimi (Sargın 2017).

Chauffeur Kırığı, radius alt ucunda oblik seyirli ve styloid çıkıntısının da kırılmasını içeren kırık tipidir (Glowacki ve ark., 1996) (Şekil 2.10).



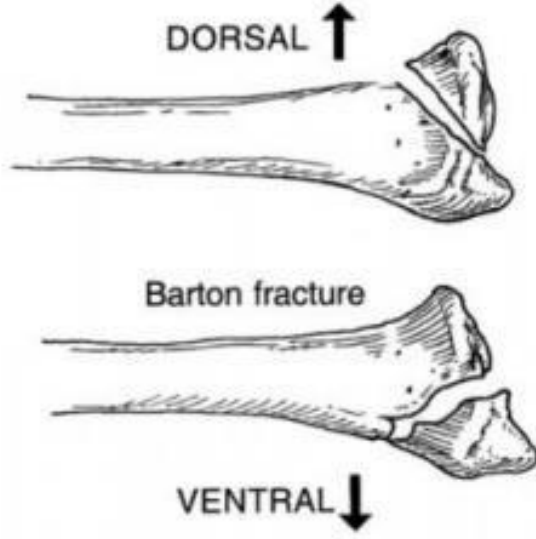
Şekil 2.10: Chauffeur Kırığı'nın şematik gösterimi (Sargın 2017).

Die-punch Kırığı, radius'un medial eklem yüzeyinde meydana gelen kırık türüdür (Gilula ve Weeks, 1978) (Şekil 2.11).



Şekil 2.11: Die-punch Kırığı'nın şematik gösterimi (Sargın 2017).

Barton Kırığı, distal radioulnar eklem yüzeyinde dorsal veya ventral olarak deplase olmuş radius alt uç kırığıdır (Tiner ve ark., 1991) (Şekil 2.12).



Şekil 2.12: Barton Kırığı'nın şematik gösterimi (Sargın 2017).

2.5. Üç Boyutlu Model Uygulamalarının Tıp ve Sağlık Alanlarında Kullanımı

Tıp eğitimi ve sağlık hizmeti diğer tüm alanlarda olduğu gibi bilimsel gelişmelerden etkilenmekte ve teknolojik alet ve cihazların kullanımı tıp alanında kaçınılmaz hale gelmektedir (Topal and Ocak, 2014). Günümüzde multimedya kullanımının giderek yaygınlaşması ile modern tıp eğitiminde ve sağlık alanında 3B uygulamalardan daha fazla yararlanılmaktadır (Zilverschoon ve ark., 2017).

Günümüzde popüleritesi artan 3B modellemeler, birçok alanda olduğu gibi tıp alanında da kullanımı yaygınlaşmaktadır (Kim ve Hong, 2016). 3B modellemeler kullanılarak oluşturulan anatomik modeller tıp eğitiminden kliniğe, klinik uygulamalardan biyobaskı yöntemi ile organ üretimine kadar çeşitli medikal alanlarda kullanılmaktadır.

Üç boyutlu model uygulamalarının tıp ve sağlık alanlarında kullanımı şu şekilde özetlenmiştir:

- Baş ve boyun cerrahileri,
- Biyobaskı yöntemiyle doku ve organ üretimi,
- Gastrointestinal sistem cerrahileri,
- Hastaya uygun ölçülerde implant, ortez ve protez üretimi,
- Kalp ve damar cerrahileri,
- Ortopedi ve travmatoloji,

- Preoperatif planlama,
- Sinir sistemi cerrahileri,
- Tıp eğitimi,
- Ürogenital sistem cerrahilerinde kullanılmaktadır.

2.5.1. Tıp Eğitimi

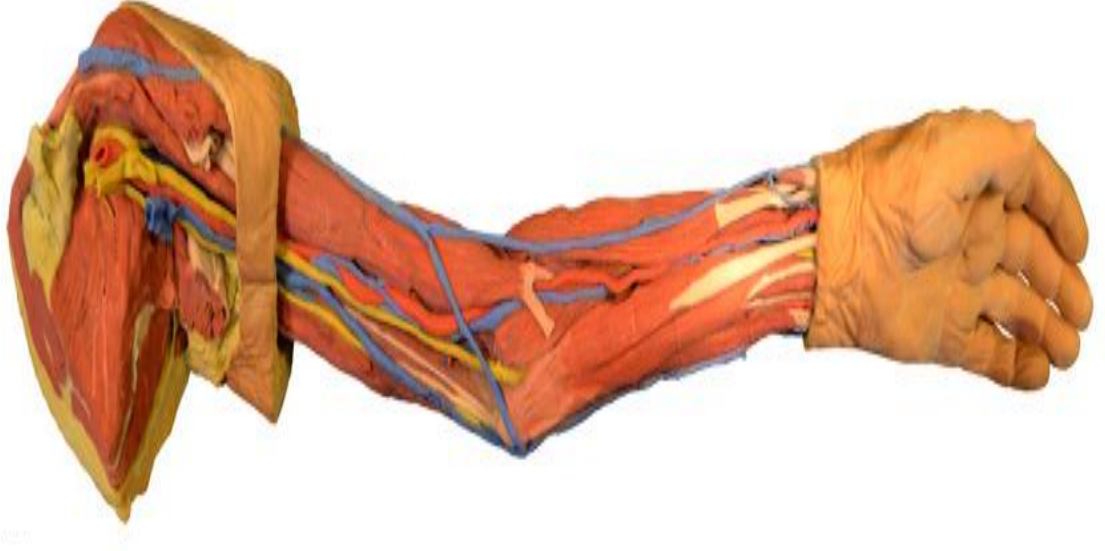
Tıp eğitiminin önemli bir parçasını oluşturan anatomi eğitimi günümüzde teorik dersler, pratik uygulamalar, radyolojik görüntüler, multimedya sunumları, klinik anatomi eğitimi ve kadavra diseksiyonunu içermektedir (Battulga ve ark., 2012). Kadavra diseksiyonu anatomi eğitiminin standartlaşmış öğretim metodlarından biridir. Öğrenciler kadavra üzerindeki uygulamalar ile ilerideki meslek hayatları için tecrübe kazanmış olurlar. Hastalığın tanı ve tedavisinde bu tecrübenin edinilmesi oldukça önemlidir. Kadavra diseksiyonu 3B anatomik yapıların anlaşılması için dokunsal bir deneyim sunar. Ancak kadavranın elde edilme süreci zaman alıcı ve maliyeti oldukça yüksektir. Ayrıca anatomi eğitimi için ayrılan süre gün geçtikçe azaldığı için anatomik yapıların anlaşılmasında bilgi ve iletişim teknolojilerinin kullanımı gerekli hale gelmiştir (Rengier ve ark., 2010; Battulga ve ark., 2012).

Tıp eğitiminde öğrenciler, insan anatomisini daha iyi kavramak için anatomik yapıların görünümünü değiştirerek incelemek zorundadırlar. Görsel mekansal yetenek, zihinde 3B yapıyı tasarladıktan sonra bu yapıyı manipüle edebilme yeteneğidir. Öğrencilere eğitimleri boyunca anatomik yapıların üç boyutlu, farklı formlarda ve zihinsel veya fiziksel manipüle edilebilir halde gösterilmesi gerekmektedir. Bu sayede öğrenciler anatomiye daha kolay öğrenirler (Azer ve Azer, 2016).

Tıp eğitiminde bazı anatomik yapıların kavranmasının zor olması, müfredatta anatomiye ayrılan sürenin kısa olması, gerçek hastalar üzerinde uygulamalı eğitim yapılmasındaki etik problemler gibi faktörlerden dolayı 3B yazıcı teknolojilerinin kullanılması yaygınlaşmaktadır (Parlak ve ark., 2015).

Üç boyutlu yazıcı teknolojinin tıp eğitimine entegrasyonu ile öğrenciler kendi düşüncelerini 3B yazıcılar vasıtasıyla somut anatomik modellere dönüştürebilme imkanına sahip olmuşlardır. Böylelikle öğrencilerin hayal güçlerini geliştirdiği ve soyut bilgileri somutlaştırabildiği sonuçları ortaya konmuştur. Bu teknolojinin kullanılması ile

Üretilen anatomik modeller sayesinde anatominin tam ve kalıcı bir Şekilde öğrenilmesi gerŐekleŐmektedir (Brown 2015). Anlaşılması kolay olmayan bazı varyasyonel ve patolojik anatomik yapılar bu teknoloji sayesinde daha kolay öğrenilir hale gelmiştir (Şekil 2.13). Ő boyutlu teknoloji ile klinik eğitimde teorik bilgilerin yanında bazı muayene ve giriŐimler ile ilgili uygulamalar gerŐekleŐtirilmektedir. Ayrıca 3B teknolojisi ile üretilen anatomik modeller her öğrencinin tasarlayarak öğrenmesine olanak sağlar. Bu modeller farklı eğitim metodlarına cevap verir ve geribildirimlerle desteklenir (Parlak ve ark., 2015). 3B yazıcı teknolojisi ile dijital modellerden fiziki modeller oluşturulması, teorik bilgilerin uygulamalarla tasdik edilmesini ve olası hataların düzeltilmesini mümkün kılmaktadır (Kostakis ve Papachristou, 2014).



Şekil 2.13: Tıp eğitiminde kullanılmak üzere ŐeŐitli renklerde boyanan üst ekstremite kesitinin 3B baskı modeli (McMenamin ve ark., 2014).

Ő boyutlu yazıcılar sayesinde 3B model üretimi gelecekte sadece belirli bir alanda sınırlı kalmayacak, ofis veya ev ortamında da 3B anatomi modellerin üretimi gerŐekleŐebilecektir. Böylelikle tasarlanan modeller taŐınabilecek, istenilen anatomik yapılarla daha kolay bir Şekilde ulaŐılabilecektir. Eğitimin zaman ve kaynak ilgili sınırlılıkları iÇerisinde, bu durum tasarım ağırlıklı eğitim modelini benimsediği iÇin üretkenliği arttırarak öğrenmenin kalıcılığına katkı sağlayacaktır (Lipson ve Kurman, 2013).

Yine de Ő boyutlu yazıcılar tıp eğitiminde Çok sık tercih edilmemektedir. Bu durumun baŐlıca nedenleri arasında 3B yazıcıların pazara kısa süre önce girmiŐ olmaları yer

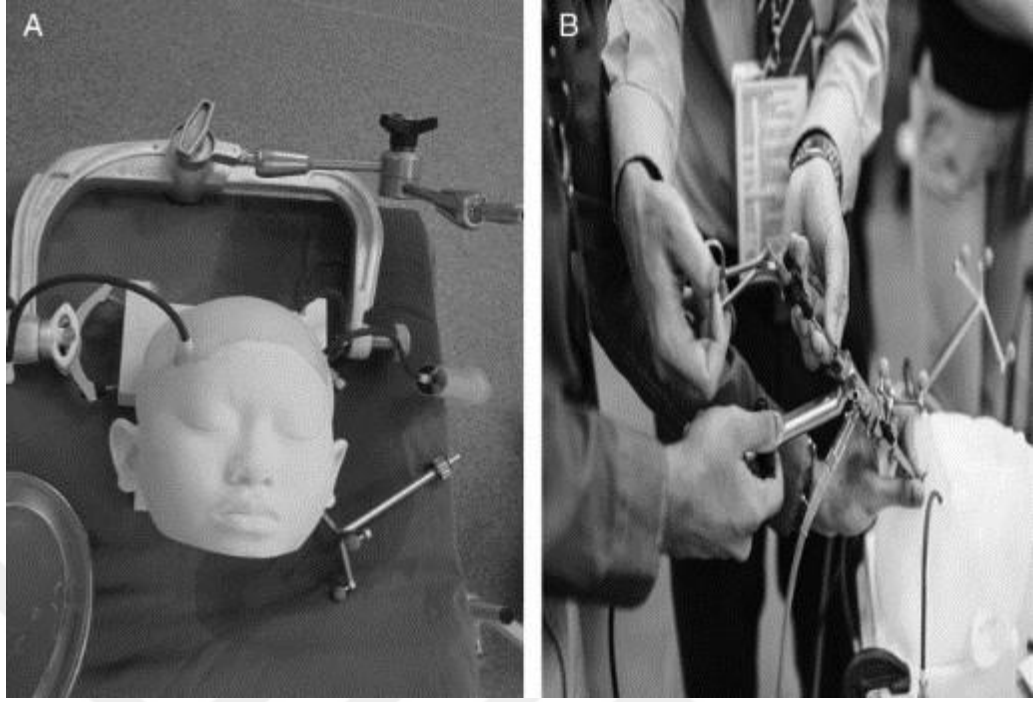
almaktadır. Bunun dışında teknik destek, yönetsel tutumlar, yazılım ve donanımsal erişim gibi kurumsal altyapı özelliklerinin yetersizliği 3B yazıcı teknoloji kullanımını zorlaştırmaktadır. Üç boyutlu yazıcı teknolojisinin alanında uzman kişiler tarafından destekleniyor olması ve eğiticiler ile öğrencilerin bu teknoloji hakkında bilgi sahibi olması oldukça önemlidir. Üç boyutlu yazıcı teknolojisi kullanılarak oluşturulan anatomik modellerin üretim sürecinde gerekli olan yazılım, donanım ve hammadde maliyetlerinin yüksek olması, bu teknolojinin tıp eğitiminde kullanılmamasına neden olmaktadır. Bu sınırlılıklar içerisinde yer alan yüksek maliyetler, açık kaynak kodlu teknolojiler kullanılarak çözümlenebilir (Demir ve ark., 2016).

2.5.2. Ameliyat Öncesindeki veya Sırasındaki Planlama

Anatomik modeller ameliyat öncesi organizasyonlarda ve planlamalar içerisinde sıklıkla kullanılır. Fiziksel modellemelerin oluşturulması için radyolojik görüntülerin 3B yazıcı teknolojisi ile desteklenmesi gerekmektedir. 3B modelleme teknolojisi ile oluşturulan fiziki modeller sayesinde cerrahlar, ameliyat öncesinde veya sırasında teknik zorlukların üstesinden gelebilmekte ve daha hızlı hareket edebilmektedir (Kürtüncü ve ark., 2018).

Cerrahlar, hastalığın tanı ve tedavisi için anatomi bilgilerinden yararlanırlar. Anatomi bilgileri, teorik dersler dışında pratik dersler ve pratik salonlarındaki kadavra uygulamaları ile öğrenilir. Bu sebeple cerrahlar hastalığa ait radyolojik görüntüleri teorik derslerdeki kazanımları ve kadavra uygulamalarındaki deneyimleri ile yorumlamaya çalışırlar (Erdoğan 2018). Ancak bazı hastalıklarda karmaşık anatomik yapıların tanımlanmasında edinilmiş diseksiyon deneyimleri yetersiz kalabilir. Bazen iki veya üç boyutlu radyolojik görüntülerde anatomik yapılar ayırt edilemeyebilir. Bu tip durumlarda oluşturulan 3B anatomik modellerle karmaşık anatomik yapılar kolaylıkla ayırt edilebilir (Rengier ve ark., 2010; Marro ve ark., 2015).

Anatomik olarak varyasyonel veya anormal yapıların değerlendirildiği preoperatif dönemde, üretilen 3B modellerin kullanımı ameliyatın başarılı bir şekilde planlanmasına ve sürdürülmesine yardımcı olur (Şekil 2.14). Bundan dolayı yeni yetişmekte olan cerrahlar için bu modeller, kritik operasyonların öncesinde tecrübe kazanımlarını sağlayan değerli bir materyaldir. Bununla birlikte 3B modeller, hekim-hasta arasındaki bilgi alışverişinde etkin bir rol üstlenebilir (Lin ve ark., 2014).

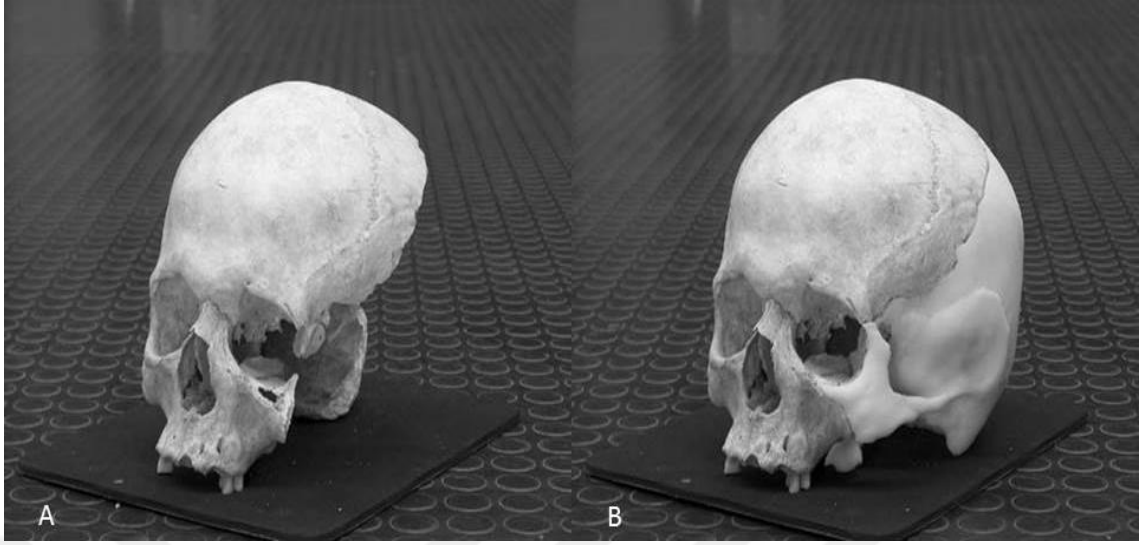


Şekil 2.14: A) Ameliyat öncesi eğitim için hazırlanan cerrahi 3B biyomodel, B) Model üzerinde ameliyata hazırlık yapılırken (Waran ve ark., 2015).

Preoperatif planlama yapılırken en doğru kararı verebilmek için olası risklerin öngörülebilmesi ve karmaşık vücut yapılarının anlaşılabilirliğinin sağlanması gerekmektedir. Örnek olarak omurdaki tümör ekzizyon cerrahileri çoğu zaman cerrahlar için stresli ve sıkıntılı geçmektedir. Fakat oluşturulan 3B modeller ile tümör ve çevresindeki oluşumlar daha net görüntülenebilir ve cerrahlar preoperatif dönemde gerekli tedbirleri alarak riskli cerrahilere daha hazırlıklı olabilirler (Paiva ve ark., 2007).

2.5.2.1. Baş ve Boyun Cerrahileri

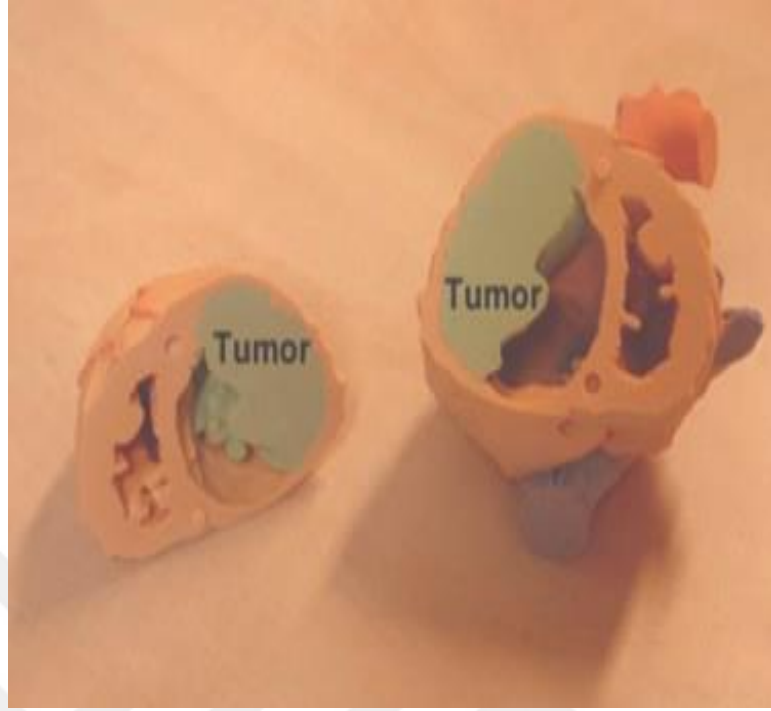
Üç boyutlu modelleme teknolojisinin en fazla kullanıldığı cerrahi alan çene ve yüz kemiği uygulamalarıdır (Singare ve ark., 2005; Cohen ve ark., 2009). 3B modellerin cerrahi planlamalarda en eski uygulama alanını kraniofasiyal ve maksillofasiyal cerrahileri oluşturmaktadır (Şekil 2.15). Yüz rekonstrüksiyonu, zor olan bir cerrahi girişim olması ve komşu kemiklerin geç kaynaşmasından dolayı kemiklerin redüksiyonunda, 3B oluşturulan kişiye özel titanyum plakalar cerrahi öncesinde konturlanabilir. Böylelikle cerrahiler için belirlenen süreler azalırken, bununla birlikte hastanın anesteziye maruz kalma süresi ve kan kaybı minimuma indirilebilir (Singare ve ark., 2006; Cohen ve ark., 2009).



Şekil 2.15: A) Hasarlı kafatası, B) Hasarlı kafatasına 3B baskı teknolojisi ile oluşturulan 3B modelin fiziksel montajı sonrasındaki görünümü (Fantini ve ark., 2008).

2.5.2.2. Kalp ve Damar Cerrahileri

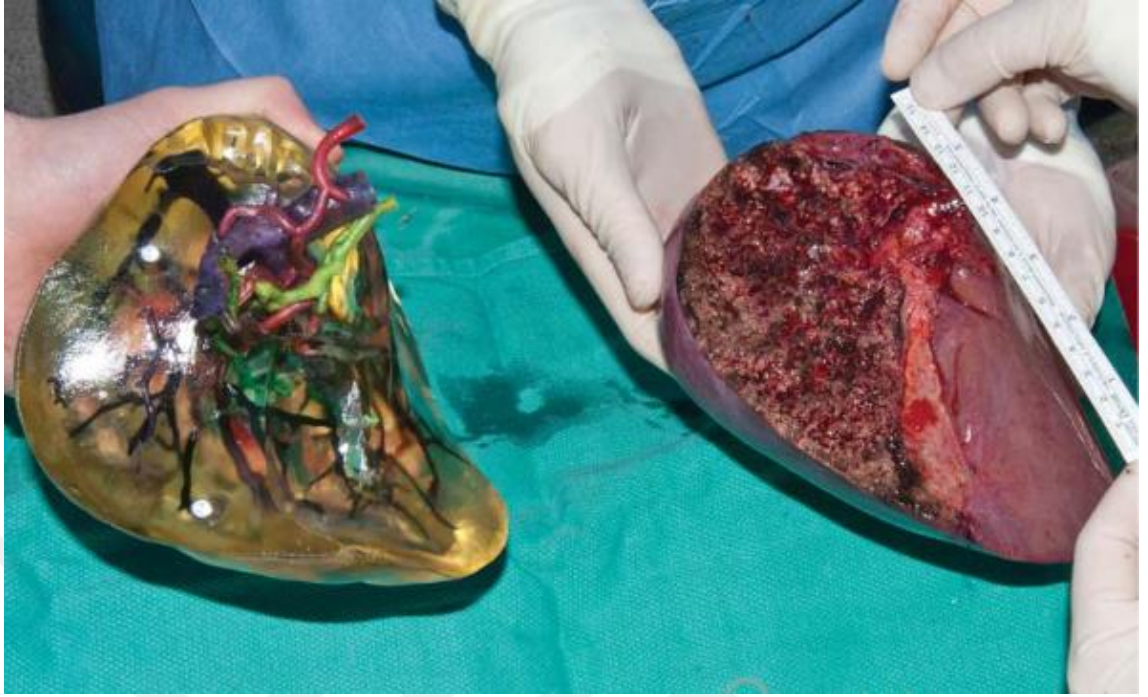
Kalp ve damar cerrahilerinde sıklıkla 3B modelleme teknolojilerinden yararlanıldığı görülmektedir. Kalp ve damar cerrahları arasında çeşitli kalp rahatsızlıkları, vasküler anomaliler ve karmaşık anatomik yapılarının tanımlanmasında anlaşmazlıklar olabilmektedir. Bu anlaşmazlıkların giderilmesi ve karmaşık patolojilerin doğru bir şekilde açıklanmasında oluşturulan 3B modeller sıklıkla kullanılmaktadır. Böylelikle cerrahi müdahaleler için gereken süre azalmaktadır (Yoo ve ark., 2016). Kalp-damar cerrahisi öncesi kullanılan biyomodeller, cerrahide kullanılacak doğru medikal cihazların seçilmesini, uygulama yapılacak uygun vasküler yapıların belirlenmesini, hastaya daha net bilgi verilmesini ve cerrahi asistanlara daha kapsamlı eğitim verilmesini sağlamaktadır (Giannopoulos ve ark., 2016; Yoo ve ark., 2016). Örneğin, kalp üzerindeki bazı tümör oluşumlarının net bir şekilde gözlenebilmesi için biyomodeller üzerindeki tümör oluşumlarının farklı renklerde gösterilmesi patolojik oluşumlar hakkında cerrahi eğitimde farklı bir bakış açısı getirmektedir (Erdoğan 2018) (Şekil 2.16).



Şekil 2.16: Sağ karıncık duvarında yer alan farklı renkte gösterilmiş tümörün 3B modeli (Jacobs ve ark., 2008).

2.5.2.3. Gastrointestinal Sistem Cerrahileri

Organ nakli öncesinde donör ve alıcıdan alınan radyolojik görüntüler sayesinde 3B yazıcı teknolojisi ile üretilen karaciğer, safra kesesi gibi biyomodeller, preoperatif planlamayı ve transplantasyonun başarılı bir şekilde gerçekleştirilmesini sağlamaktadır (Şekil 2.17). Cerrahlar, 3B modelleri gastrointestinal sistem damarları arasındaki kompleks ilişkiyi daha iyi yorumlayabildikleri için kullanışlı bulmuşlardır (Zein ve ark., 2013). Pankreas kanseri, prognozu kötü seyreden ve anatomik konumu nedeni ile cerrahi müdahalesi zor gerçekleşen bir hastalıktır (Vincent ve ark., 2011). Üç boyutlu modelleme ile üretilen pankreas biyomodelleri pankreas üzerindeki tümör oluşumlarını net bir şekilde gösterebilir ve cerrahi müdahalelerin daha başarılı bir şekilde yapılmasını sağlar. Böylelikle cerrahi sırasında karşılaşılabilecek komplikasyonların azaltılması sağlanmış olur (Gillen ve ark., 2010; Schwaiger ve ark., 2012).



Şekil 2.17: Bir donörün cerrahi operasyon öncesi 3B yazdırılmış sağ lobu ve gerçek sağ lobu (Zein ve ark., 2013).

2.5.2.4. Ürogenital Sistem Cerrahileri

Üç boyutlu baskı teknolojisinin günümüzde ürogenital sistem cerrahilerinde de kullanımı yaygınlaşmaktadır. Literatürde de biyomodellerin, laparoskopik parsiyel nefrektomi ameliyatı olacak hastaların patolojik oluşumlarını anlamaya yardımcı olduğu ve bu sayede cerrahların böbrek anatomisi ve patolojisi hakkında daha kapsamlı bilgiler elde ettiği bildirilmiştir (Zhang ve ark., 2016). Oluşturulan biyomodeller ile operasyon öncesinde cerrahlar ve cerrahi asistanların pelvikalisiyel sistem anatomisini anlamalarına ve bu sistemlere uygun olarak cerrahi müdahalelerin yapılmasına olanak tanınmıştır (Şekil 2.18). Ayrıca preoperatif planlamada bu biyomodelleri kullanan cerrahlar, böbrek taşlarının lokalizasyonu ve cerrahi müdahalelerin en uygun hangi calix renalis'te yapılması gerektiğini belirleyebilirler (Atalay ve ark., 2016).



Şekil 1: Üç boyutlu baskı teknolojisi ile oluşturulmuş tümörlü böbrek modeli (Zhang ve ark., 2016).

2.5.2.5. Sinir Sistemi Cerrahileri

Karmaşık anatomik yapılara sahip biyomodelleri oluşturma yeteneğine sahip 3B baskı teknolojisi sinir sistemi cerrahilerindeki araştırmalarda sıklıkla tercih edilmektedir. Tekrar üretilebilirliği ve düşük hata oranları ile bu teknolojinin sinir sistemi cerrahisinde kullanımı gün geçtikçe genişlemektedir (Tek ve ark., 2008). Üç boyutlu baskı teknolojisinin sinir sistemi cerrahilerindeki kullanım amaçları arasında beyin üzerindeki bazı tümör oluşumlarının net bir şekilde gözlenebilmesi, beyin anormalliği gözlenen hastalardaki patolojinin daha iyi anlaşılabilmesi ve karmaşık sinir sistemi anatomisinin daha kolay kavranabilmesi yer almaktadır. Ayrıca oluşturulan biyomodeller ile beyin içindeki boşluklar olarak adlandırılan ventriküler sisteme ait 3B modellemeler yapılabilmektedir (Tek ve ark., 2008; Giesel ve ark., 2009) (Şekil 2.19).



Şekil 2.19: Dandy-Walker malformasyonlu bir çocuğa ait 3B yazıcı ile üretilmiş 3B ventriküler sistem modeli (Giesel ve ark., 2009).

2.5.2.6. Ortopedi ve Travmatoloji

Ortopedi alanı 3B baskı teknolojisinin ilk kullanım alanlarından birisi olmuştur. Bu teknolojinin ortopedi alanındaki ilk kullanım amacı preoperatif planlama iken daha sonra yapılan çalışmalar ile kişiye özel protez uygulamaları da bu kullanıma dahil olmuştur (Atalay ve ark., 2017). Kemik cerrahisinde biyomodellerin kullanımı ile cerrahi provaların yapılmasını, ameliyat sırasında hastanın anesteziye maruz kalma süresinin ve kan kaybının azaltılmasını, daha az cerrahi girişimde bulunulmasını sağlamaktadır. Bu sayede hastalar, fonksiyonel kapasitesilerini korumakta hatta hızlıca geri kazanmaktadır (Marro ve ark., 2015) (Şekil 2.20).



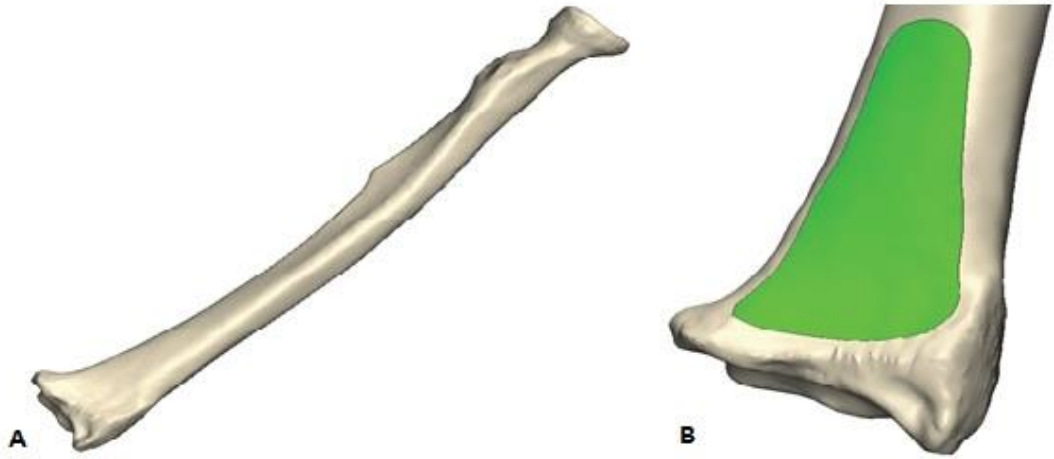
Şekil 2.20: Skolyozlu bir çocuğun BT görüntülerinden oluşturulan 3B yazıcı modeli (Matsumoto ve ark., 2015).

2.5.2.7. Radius Cerrahileri

İnsan vücudunda meydana gelen kırıkların en sık görüleni radius'un distal'inde oluşan kırıklardır (Uslu ve ark., 2014). Bununla birlikte acil polikliniğine gelen kırık vakalarının yaklaşık 1/6'sını radius uç kırıklıkları oluşturmaktadır (Egol ve ark., 2010). Radius'un distal kırığının çeşidine ve etki alanına bakarak kırığı değerlendirmek ve tedaviyi planlamak oldukça güçtür. Ortopedi cerrahları, distal radius kırıklıklarının tedavisinde eklem yüzeylerindeki çok sayıda kırık parçalarının bulunması ve bu kırık parçalarının yer değiştirmesinden dolayı ameliyat sırasında büyük zorluk çekmektedirler (Zhang ve ark., 2016).

Distal radius kırıklarının yanlış kaynaması sonucunda el bileğinde fonksiyonel bozulma, eklemde ağrı ve güçsüzlük belirtileri görülmektedir. Yanlış kaynama distal radius kırıklıklarında sıklıkla görülen bir durumdur (Cooney ve ark., 1980). Bu semptomatik durumu düzeltmek ve el bileği anatomisini eski pozisyonuna getirmek için çoğunlukla cerrahi düzeltmeye ihtiyaç vardır (de Muinck Keizer ve ark., 2017). Cerrahi düzeltme deformitenin el bileği fonksiyonuna etkisine, hastanın günlük aktivite seviyesine, etkilenen kolun dominant olup olmadığına ve yaşa göre değişen hastaya özel bir tedavidir (Graham 1997). Cerrahi girişimden önce osteotominin doğruluğunu belirlemek için preoperatif bir planlama yapılması gerekmektedir (de Muinck Keizer ve ark., 2017). Geleneksel olarak ameliyat öncesi planlama, radyolojik görüntülerin değerlendirilmesine dayanır. Fakat bu yöntemle deformasyonların ayrıntılı olarak ele alınması zordur. 3B yazıcı teknolojisi ile deformiteler daha kapsamlı ve üç boyutlu bir şekilde ele alınır (Schweizer ve ark., 2010; Miyake ve ark., 2011).

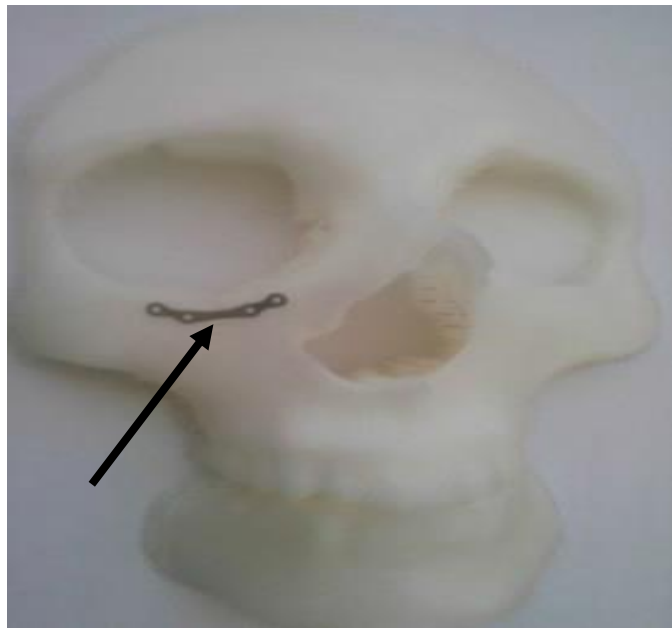
Radius kırıklarının 3B modelleri diğer kırık modellemelerine göre daha küçük olduğundan dolayı daha kısa sürede ve daha düşük maliyetlerde modellemeleri kolaylıkla oluşturulabilmektedir (Şekil 2.21). Bu sayede ortopedistler, 3B modeller sayesinde meydana gelen kırık parçalarını 360° döndürebilir ve daha kapsamlı değerlendirebilir (de Muinck Keizer ve ark., 2017). Değerlendirme sonucuna bağlı olarak hastaya özel cerrahi kesim ve sabitleme plaka uygulamalarının prova edilmesini sağlar. Ayrıca cerrahlar üretilen modeller ile gerçekleştirmek istedikleri operasyon detaylarını hasta ve hasta yakınlarına detaylı bir şekilde aktarma imkanı sağlamış olur (de Muinck Keizer ve ark., 2017; Chen ve ark., 2019).



Şekil 2.21: A) Medikal program ile yeniden oluşturulan 3B radius modeli, B) Distal radius cerrahisi öncesi 3B radius modelinin izole edilmiş ön yüzeyi (Cho ve ark., 2017).

2.5.3. Hastaya Uygun Ölçülerde İmplant, Ortez ve Protez Üretimi

Organik veya inorganik bir materyalin bir fonksiyonu gerçekleştirmek amacıyla vücut içerisine yerleştirilmesine implantasyon, yerleştirilen cisme ise implant denir (Kobak ve ark., 2019). Travma, kaza, ateşli silah yaralanması ve tümör sonucunda kaybedilen sert dokuların onarımının gerçekleşmediği durumlarda hastanın verileri üzerinden tasarlanan ve tasarım sonucu üretilen protezlere kişiye özel implant adı verilmektedir. Üç boyutlu yazıcı teknolojisiyle üretilen bu implantlar alanında uzman bir ekip tarafından oluşturulmaktadır (Savaşer 2017) (Şekil 2.22).



Şekil 2.22: Üç boyutlu hasarlı kafatası modeli üzerine implantın yerleştirilmesi (Çelebi ve ark., 2017).

Kişiye özgü implant uygulamalarının günümüzde en sık kullanım alanını dental implant uygulamaları oluşturmaktadır. Geleneksel dental implant uygulamalarında implantın uygun olmayan açılanma ile yerleşmeleri sonucunda fonksiyonelliğini koruyamaması, estetik görüntüyü sağlayamaması ve yeterince hijyenik olmayan alanlar oluşmasından dolayı bu uygulamaların yerini zamanla 3B yazıcı teknolojisi ile üretilen kişiye özgü dental implant uygulamaları almaktadır (Aydın ve Küçük, 2017).

Üç boyutlu yazıcı teknolojisinin implant uygulamalarında kullanımının yaygınlaşması pek çok avantajı da beraberinde getirmektedir. Üç boyutlu yazıcı teknolojisi ile daha önceden belirlenen implant materyallerinin daha kısa süre içinde temin edilmeleri sağlanmıştır. Geleneksel yöntemlerle yapılan ölçü alma yöntemini ortadan kaldırmıştır. İmplantasyon için beklenen süre kısalmıştır. Böylelikle hem hasta hem de hekim için zaman kaybının önüne geçilmiştir. Üç boyutlu baskı teknolojisi hata potansiyelini minimuma indirmesine ek olarak hasta için hem fonksiyonel hem de estetik açıdan önemli derecede kolaylıklar sağlamıştır. Sonuç itibariyle bu teknolojinin implant uygulamalarında kullanılması sağlık hizmetinde bulunanlar ve sağlık hizmeti alanlar için memnuniyet oranını arttıracaktır (Karaaliöğlu ve Duymuş, 2008).

Protez, herhangi bir nedenden dolayı kaybedilen ekstremitelerin yerini alan cihazların genel adıdır. Ortez ise fonksiyonu tamamen ya da kısmen kaybolmuş ekstremitelerin performansının yükselmesini sağlayan ve ekstremitelerin iyileşme sürecine yardımcı olan medikal cihazlardır (Kobak ve ark., 2019). Üç boyutlu yazıcı teknolojisi ile üretilen anatomik modeller ortez ve protez uygulamalarına da yeni bir bakış açısı getirmiş ve günümüzde popülaritesini arttırmıştır (Aydın ve Küçük, 2017). Üç boyutlu yazıcı teknolojisi kullanılarak oluşturan ortez ve protezler kişiselleştirilebilmektedir (Şekil 2.23). Kişiye özel protezler üzerine istenilen desenler ve dövmeler eklenebilir. Bu yöntemle üretilen protezler kolaylıkla üretilebildiğı için desenler ve dövmeler isteğe bağılı zamanla değıştirilebilir. Geleneksel ortez ve protezlerden daha konforlu ve daha ucuzdurlar. Kolay üretim, hızlı üretim ve ucuzluk gibi avantajlarından dolayı özellikle ortez veya protez ihtiyacı bulunan çocuklar için bu yöntemle üretilen modeller oldukça önemlidir. Üretilen modeller sayesinde büyüme çağında olan çocukların ortez ve protezleri sıklıkla değıştirilebilir ve pedagojik olarak tekrar tekrar tasarlanabilirler (Dodziuk 2016).



Şekil 2.23: Üç boyutlu yazıcı tarafından üretilen calcaneus protezinin lateral radyografideki görünümü (Imanishi ve Choong, 2015).

2.5.4. Biyobaskı Yöntemiyle Doku ve Organ Üretimi

Üç boyutlu yazıcı teknolojisi kullanılarak, hücre içerikli yapıların daha önceden belirlenmiş özelliklerde 3B modellerinin üretilme işlemine biyobaskı denir. Biyobaskıda biyolojik mürekkepler ve katmanlama teknolojisi kullanılır. Biyobaskının amacı, kişinin kendi hücrelerinden örnek alınarak kemik doku ve organ eksikliğinin giderilmesine yönelik üretim yapılmasıdır (Ayyıldız 2017).

Son yıllarda 3B yazıcı teknolojisindeki gelişmelerle birlikte biyoyumlu hücrelerin, bileşenlerin ve materyallerin 3B baskı teknolojisi kullanılarak biyomodellerinin yapılması sağlanmıştır (Şekil 2.24). Gelişen 3B modelleme teknolojisi sayesinde çok tabakalı trakeal splintler, vasküler greftler, cilt, kemik ve kalp dokusu gibi canlı dokuların üretimi gerçekleştirilmiştir (Murphy ve Atala, 2014).



Şekil 2.24: Üç boyutlu yazıcı ile üretilen esnek malzemeden yapılmasından dolayı bükülebilme özelliğine sahip mitral kapakçık biyomodeli (Mahmood ve ark., 2015).

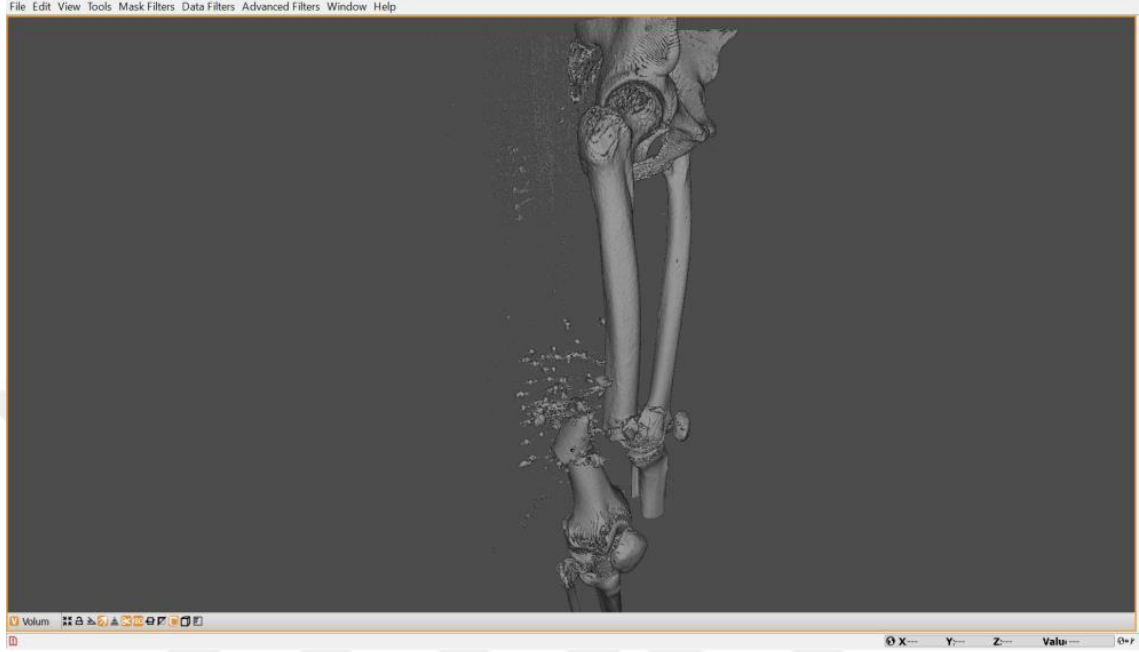
Biyobaskı yöntemiyle doku ve organ üretimi, kişinin kendi hücre bileşenlerini ve genetik materyallerini kullanarak kişinin canlı dokusuna uygun bir şekilde yedek doku ve iç organ üretimini sağlamaktadır. Biyolojik fayda olarak bu yöntemle üretim, organ transplantasyonunda rejeksiyon riskini azaltır, organ eşleştirmesi sırasında yaşanan zorlukları ortadan kaldırır ve organın alıcıda kısa süre içerisinde adapte olmasını kolaylaştırır (Jovic ve ark., 2020). Üç boyutlu yazıcı teknolojisinin geliştirilmesiyle bir gün içinde kişiye özel organların yapılması ve karmaşık organ yapılarının siparişe göre üretilmesi hedeflenmektedir. Bu alandaki teknolojik gelişmeler; baskı tekniklerindeki iyileşmeler, akıllı biyomürekkeplerindeki ilerlemeler ve hücresel gelişimi destekleyen özel materyallerin oluşturulmasındaki gelişmeler sayesinde mümkün olacaktır (Chia ve Wu, 2015; Jovic ve ark., 2020).

2.5.5. Adli Tıp Uygulamaları

Vücutta meydana gelen yaraların adli tıp uygulamalarında genellikle fotoğrafları çekilmektedir. Çekilen bu fotoğraflarla küçük yaralar ile ilgili net bir bilgi elde edilememektedir. Üç boyutlu teknoloji ile yüksek çözünürlükte oluşturulan modellerin doğru sonuçlar vermesi ve daha sonra incelemek için modelin rotasyonel hareketlere izin vermesi adli tıp uygulamaları için büyük kolaylık sağlamaktadır. Özellikle, yaralar ile şüpheli sayılabilecek suç aletinin üç boyutlu modelinin birbirleriyle bağlantılı olup olmadığı 3B modellemelerle çözümlenebilmektedir (Thali ve ark., 2003a).

Gelişen üç boyutlu teknoloji ile birlikte ateşli silah yaralanmalarında olay yerinin 3B rekonstrüksiyonu ile 3B yara rekonstrüksiyonu adli tıp uzmanlarına atış yönü, atış mesafesi, yara boyutu, damar yaralanmaları, kemik kırıkları, vücut trasesi ve kurbanın pozisyonu hakkında ayrıntılı bilgi sunabilmektedir (Thali ve ark., 2003b) (Şekil 2.25). Ölen bir kişinin vücut yapısı, olay yeri ve olay yerinde kullanıldığı düşünülen şüpheli aletin 3B modelleri sayesinde gerçekleşen olayın cinayet mi, intihar mı, kaza mı olduğu belirlenebilmektedir (Colard ve ark., 2013). Adli tıp uygulamalarında 3B kayıtların elde edilmesi avukat, savcı, hâkim ve diğer insanlar ile doktorlar arasındaki iletişimi de arttıracaktır. Ceset defnedildikten sonra cesete ait sadece iki boyutlu görüntüler ve otopsi raporu bulunmaktadır. İki boyutlu görüntülerde derinlik, renk ve farklı açılardan bakabilme gibi konular yetersiz kalmakta, otopsi raporunun oluşturulması kişiden kişiye değişebilmektedir. Bu yüzden 3B yazıcı teknolojisi ile üretilen modeller cesetlerin

ölümsüzleştirilmesini sağladığı için adli tıp uygulamalarında yerini sağlamlaştırmıştır (Martinez ve Can, 2016).



Şekil 2.25: Ateşli silahla yaralanma sonrasında alt ekstremitenin Seg3D medikal programında 3B modellenmesi (Sarıtış 2015).

2.6. Tersine Mühendislik

Var olan ürünün parçalarından hareketle ürün modelinin geriye gitme işlemi ve süreci sonucunda başlangıçtaki bilgisayar destekli tasarım modeline dönüşümüne tersine mühendislik denir (Şahin ve ark., 2017). Geri mühendislik olarak da ifade edilen tersine mühendislik, insanın üretmiş olduğu ya da yeniden ürettiği herhangi bir üründen bilgi veya model bilgisini açığa çıkarma süreci olarak da ifade edilmektedir. Daha önce üretimi bulunmayan 3B bilgisayar destekli tasarım modelinin daha sonraki çalışmalarda kullanılması için üretilmesi tersine mühendisliğin temel amacıdır (Chikofsky ve Cross, 1990; Şahin ve ark., 2017).

Tersine mühendislik işlemlerini gerektiren durumlar;

- Var olan ürün parçalarının tasarım hatalarının giderilmesi,
- Var olan ürün parçalarının aynısının üretilmesi,
- Deforme olmuş ürün parçalarının düzeltilmesi veya yeniden modellenmesi,
- Yeni bir ürün parçasının bilgisayar destekli tasarım modelinin oluşturulması,

- Hızlı, ekonomik ve kaliteli modellerin üretilmesi şeklinde sıralanabilmektedir (Seiler ve ark., 1996).

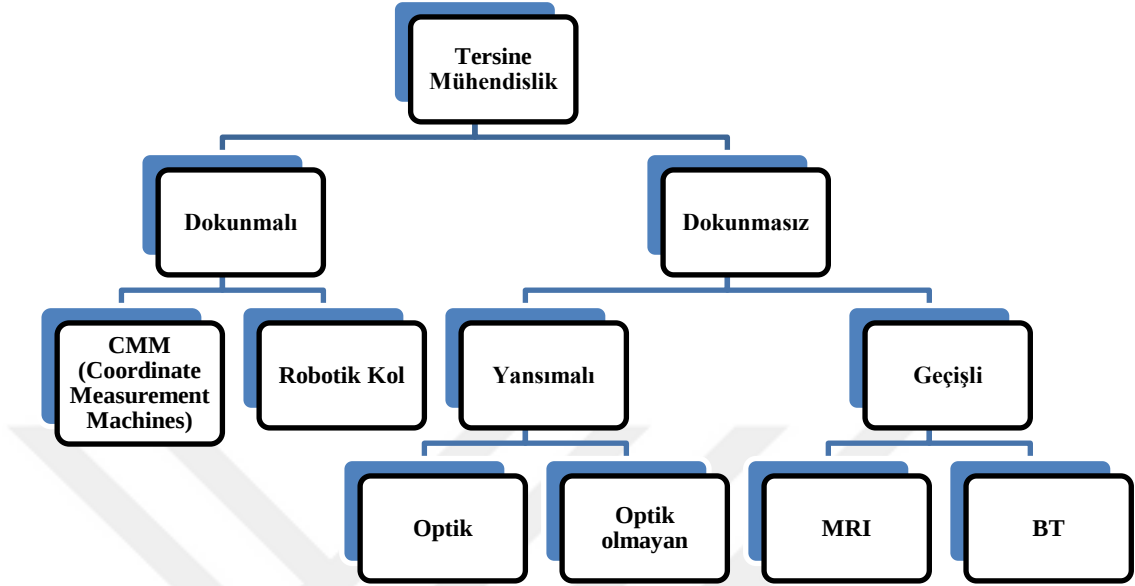
Tersine mühendislik işlemleri sonucunda üretilen bilgisayar destekli tasarım modelini hızlı bir şekilde fiziksel 3B modele dönüştürmek için kullanılan yöntem hızlı prototipleme tekniğidir. Tersine mühendislik ve hızlı prototipleme tekniğinin birlikte kullanımı ile var olan ürün yeniden hızlı bir şekilde üretilmektedir (Ye ve ark., 2008).

Tersine mühendislik ve hızlı prototipleme yöntemleri ile 3B model oluşturma basamakları şu şekildedir;

- Veri elde etme
- Birden fazla nokta bulutunun birbirine bağlama
- Üçgenleştirme/basitleştirme
- Segmentasyon
- Yüzey oluşturma
- Oluşturulan yüzeyleri düzenleme
- Komşuluk grafiğini şekillendirme
- Yüzey sınırlarını belirleme
- Üç boyutlu model oluşturma ve modeli iyileştirme
- Üç boyutlu modeli yazdırma (Benkő ve ark., 2001).

Tersine mühendislik yöntemleri dokunmalı ve dokunmasız olmak üzere iki türe ayrılmaktadır. BT yöntemi tersine mühendislik yöntemleri içerisinde dokunmasız türün geçişli kısmında yer almaktadır (Grafik 2.1).

Grafik 2.1: Tersine Mühendislik Yöntemleri (Pham ve Hieu, 2008).



2.7. Bilgisayarlı Tomografi

Radyolojide teşhis yöntemlerinden birisi olarak tercih edilen BT, X ışını yardımıyla incelenen vücut bölgesini dilimlere ayırarak bölgenin kesitsel görüntüsünü veren görüntüleme cihazıdır (Kaya 2013) (Şekil 2.26).



Şekil 2.26: Bilgisayarlı tomografi cihazı (Toshiba Aquilion, Japan) (Zafar ve ark., 2019).

Bilgisayarlı tomografide ölçümü gerçekleŖen kesitsel görüntü birimlerinin tabanını piksel, yüksekliğini hacim elementi de denilen voksel oluŖturmaktadır. BT görüntüleri bilgisayar teknolojisi ile oluŖturulmuŖ dijital görüntülerdir. Bu görüntüler sayısal verilerden oluŖur. BT cihazında oluŖturulan ve sayısal verilerden meydana gelen dijital görüntüler, tarayıcı sistemleri tarafından Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) dosya formatında kaydedilmektedir. DICOM, radyolojide kullanılan görüntüleme teknolojisi cihazlarından elde edilen radyolojik görüntülere ait resim dosyası formatı olup, tıpta dijital görüntüleme ve iletim anlamına gelmektedir (Graham ve ark., 2005).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

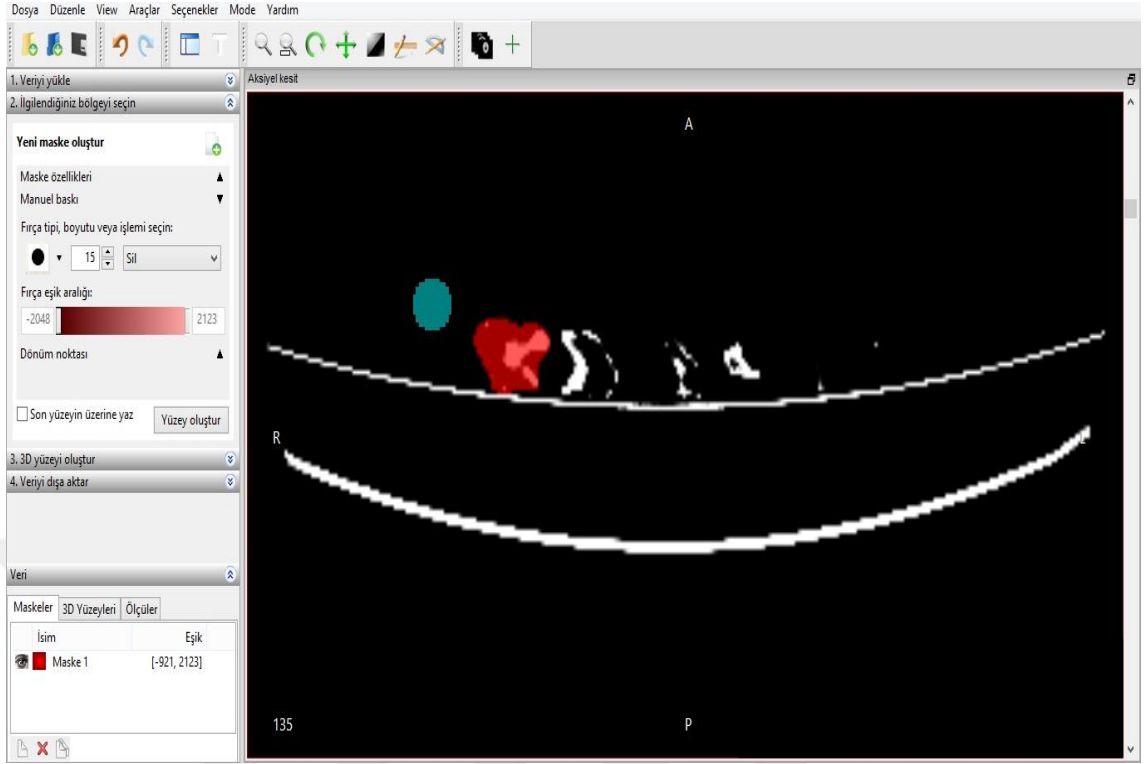
3.1. Veri Toplama ve Görüntü Yakalama

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi (AFSÜ) Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı'nda eğitim amaçlı kullanılan, birbirine yakın geometrik özelliklere sahip olan, kuru halde bulunan ve iyi korunmuş olan beş adet insan kadavrasına ait radius kemiği AFSÜ Tıp Fakültesi Anatomi Laboratuvarı'ndan temin edildi. Radius kemikleri aralarında boşluk bırakılarak rastgele bir şekilde yan yana sıralandı ve AFSÜ Sağlık Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde BT ile tarandı. Tarama sonucunda 934 adet radyolojik görüntü DICOM formatında kaydedildi. Daha sonra DICOM verileri bir klasör içerisinde kişisel bilgisayara aktarıldı.

3.2. Görüntü Sonrası İşleme ve 3B Model Oluşturma

Çalışmada kadavralara ait beş radius kemiğinin çok kesitli bir BT cihazı ile (Toshiba Aquilion Prime, Japan) görüntüleri elde edildi. Taramalar aksiyal, koronal ve sagittal planda gerçekleştirildi. BT protokolü: 1 mm kesit kalınlığı, 120 kV tüp voltajı, 0,5 x 80 mm kolimasyon, 370 mm görüş alanı, 512 x 512 matris, 0.35 sn dönüş hızı, 15 mm/sn masa hızı, tarama süresi 2-4 sn ve 0,813 adım faktörlerinden oluşmaktaydı. BT taramasından elde edilen DICOM verileri dört farklı açık kaynak kodlu görüntü işleme programlarına aktarıldı. Aktarılan DICOM formatındaki dosyalar, görüntü işleme programları yardımıyla belirli hiyerarşik işlemlerden geçirildikten sonra her bir kemik için STL dosya formatında 3B modellere dönüştürüldü. Sonuç olarak dört farklı görüntü işleme programları yardımıyla 20 adet 3B radius kemik modeli elde edildi.

Her yazılım platformu için mümkün olan en iyi 3B modelleri elde etmek için 3B görüntü oluşturma sürecini, kalitesini ve STL formatına dönüşümünü optimize etmeyi amaçlayan parametreler seçildi. Radius'un 3B rekonstrüksiyonu için elle düzeltilmiş otomatik segmentasyon prosedürü esas alındı. Literatürde gerçekleştirilen bu segmentasyona yarı otomatik segmentasyon adı verilmiştir. Yarı otomatik segmentasyon, 3B model elde edilmeden önce görüntü üzerindeki maskelerin düzeltilmesini içermektedir (Bazille ve ark., 1994) (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Kemiklerin aksiyel kesit görüntüsünde yarı otomatik segmentasyon uygulaması.

Çalışmada kullanılan InVesalius 3.1.1 (2017), ITK-SNAP 3.8.0 (2019), Seg3D 2.5.0 (2020), 3D Slicer version 4.11.20210626 (2021) isimli görüntü işleme programları ücretsiz olup yüksek kalite grafik özellikleri gerektirmemektedir. Yaygın olarak kullanılan bu dört farklı açık kaynak kodlu medikal programlar görüntü işleme programları arasından rastgele seçildi.

3.2.1. InVesalius

Bilgisayar tomografi, manyetik rezonans (MR) görüntüleme ve mikrotomografi gibi görüntüleme teknolojilerinden elde edilen bir dizi DICOM verilerinden 3B görüntü oluşturan ücretsiz, açık kaynak kodlu, tıbbi bir yazılımdır. Brezilya'da 1982 yılında São Paulo Üniversitesi'ndeki Biyomanyetizma Laboratuvarı ile Renato Archer Bilgi Teknolojileri Merkezi'nin ortaklaşa çalışması sonucunda kurulmuştur. Program tıbbi görüntülemedeki gelişmeler ile birlikte 2001 yılında Renato Archer Bilgi Teknolojileri Merkezi'nde geliştirilerek uluslararası platformda kullanılmaya başlanmıştır. Yazılım paleontolojide, veterinerlikte, adli tıp uygulamalarında, medikal alanda, eğitimde ve hızlı prototiplemede kullanılmaktadır (<https://www.gov.br/cti/pt-br>, Erişim tarihi: 24 Mayıs 2022).

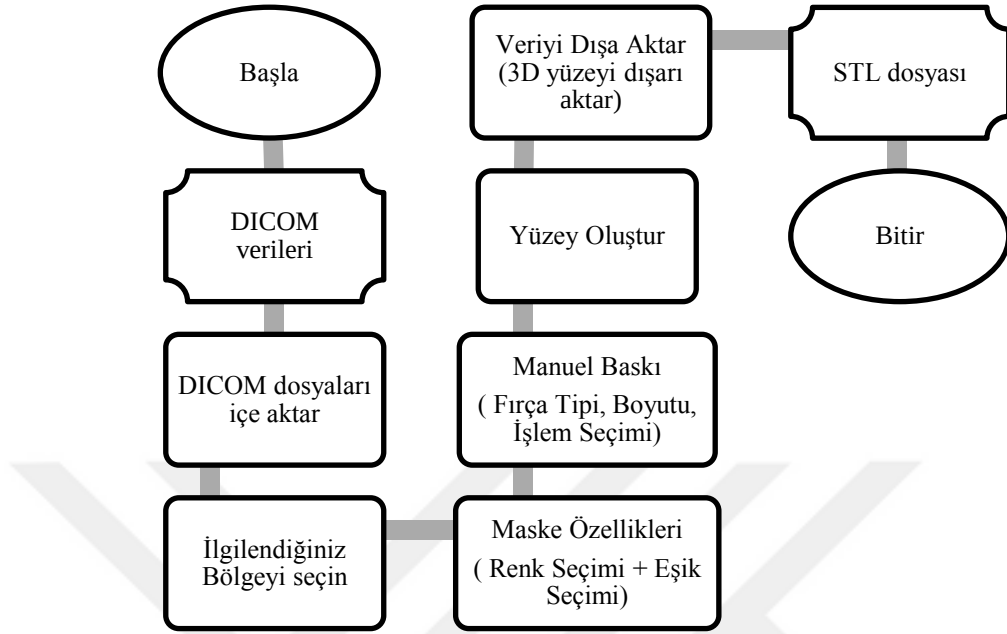
3.2.1.1. Özellikler

- General Public License (GPL)v2 kapsamında lisanslı açık kaynak kodlu bir yazılımdır.
- Windows, Linux ve macOS gibi işletim sistemi modelleri programı desteklemektedir.
- DICOM dosya formatını STL, OBJ, PLY dosya formatlarına dönüştürmektedir.
- Yakınlaştırma, kaydırma, döndürme, parlaklık/ kontrast gibi görüntü işleme özelliklerine sahiptir.
- Programın arayüzü 24 farklı dili desteklemektedir. Desteklediği diller arasında Türkçe de bulunmaktadır.
- İlgilenilen dokuya göre önceden tanımlanmış eşik aralıkları mevcuttur.
- Üç boyutlu yüzey oluşturma, 3B yüzey bağlantı araçları ve 3B yüzeyi dışarı aktarma (STL) özellikleri vardır.
- Otomatik segmentasyon veya yarı otomatik segmentasyon ile 3B modelleme yapılabilmektedir (<https://www.gov.br/cti/pt-br>, Erişim tarihi: 24 Mayıs 2022).

3.2.1.2. Görüntü İşleme Adımları

Bilgisayarlı tomografi taraması sonucunda elde edilen DICOM verileri InVesalius programı içerisine aktarıldı. Program içerisinde beş adet radius aksiyel, koronal ve sagittal kesitlerde görüntülendi. InVesalius programında sırasıyla görüntü işleme ve 3B model oluşturma adımları gerçekleştirildi (Grafik 3.1). “İlgilendiğiniz bölgeyi seçin” bölümü altındaki “maske özellikleri” kısmından eşik aralığı, uyarlanabilir şekilde -941 ile 2123 değerleri arasında seçildi. Aynı zamanda bu bölgede renk seçimi yapıldı. Eşik değerleri arasında maske oluşturulduktan sonra “İlgilendiğiniz bölgeyi seçin” bölümü altındaki “Manuel baskı” kısmından yarı otomatik segmentasyon uygulamaları gerçekleştirildi. Yarı otomatik segmentasyon sürecinin ilk aşamasında beş adet radius kemiği sağdan sola doğru birden beşe kadar numaralandırıldı. Daha sonra birinci radius kemiğinden başlayarak sırasıyla tüm radius kemiklerine ayrı ayrı yarı otomatik segmentasyon işlemleri uygulandı. Uygulamalar sırasında fırça tipi, boyutu ve işlemi seçilerek istenmeyen maske görüntüleri aksiyel kesitte bilgisayar mouse’u ile nokta nokta manuel olarak düzeltildi.

Grafik 3.1: InVesalius 3.1.1 (2017) programında görüntü işleme ve 3B model oluşturma adımları.



Her bir radius kemiği için manuel baskı uygulamaları bittiğinde 3B yüzeyler oluşturuldu (Şekil 3.2). Oluşturulan 3B modeller, hacim penceresinde çıplak gözle kontrol edildikten sonra “Veriyi dışa aktar” bölümü altındaki “3D yüzeyi dışarı aktar” kısmından STL dosya formatında kaydedildi.



Şekil 3.2: InVesalius’da 3B radius modellerinin hacim penceresindeki görünümü.

3.2.2. ITK-SNAP

Üç boyutlu medikal görüntülerdeki anatomik yapıları tanımak, otomatik görüntü segmentasyonunu sağlamak ve 3B anatomik modelleri oluşturmak için kullanılan açık kaynak kodlu, ücretsiz bir yazılımdır. Pennsylvania Üniversitesi'nden Paul Yushkevich ile Scientific Computing and Science Laboratuvarı'ndan Guido Gerig arasındaki iş birliğinin sonucu oluşturulmuştur. Yazılım medikal alanda, eğitimde ve hızlı prototiplemede kullanılmaktadır (<http://www.itksnap.org>, Erişim tarihi: 24 Mayıs 2022).

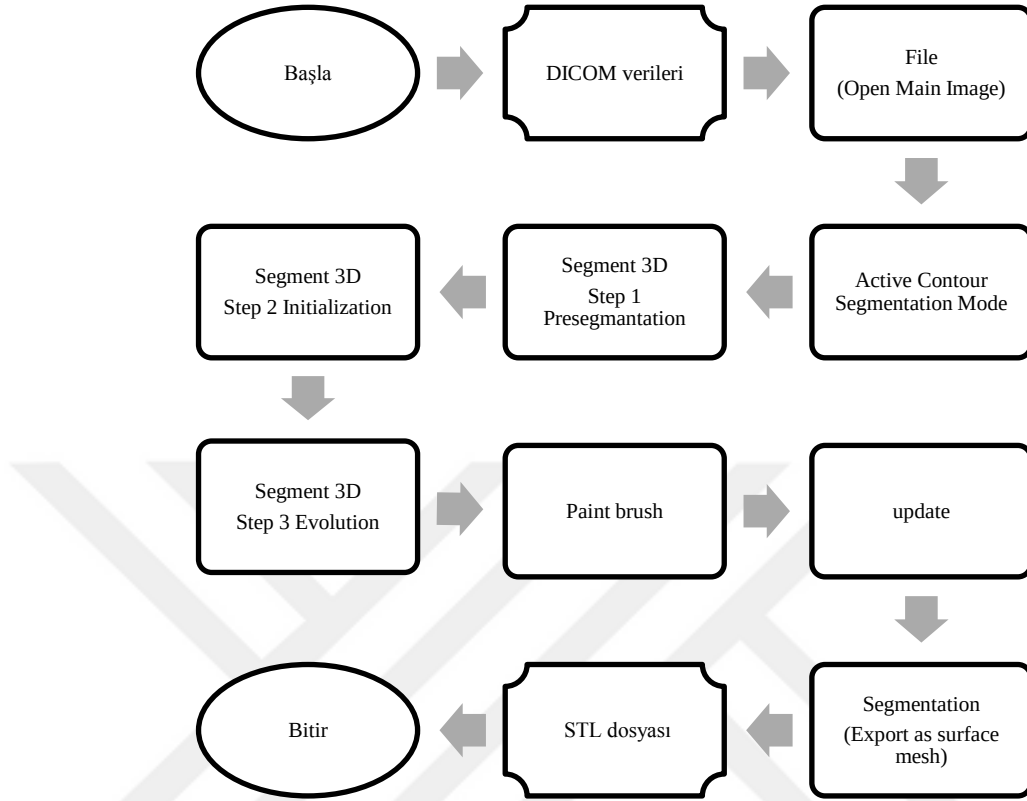
3.2.2.1. Özellikler

- GPL kapsamında lisanslı açık kaynak kodlu bir yazılımdır.
- Windows, Linux ve macOS gibi işletim sistemi modelleri programı desteklemektedir.
- DICOM, NIFTI, Mayo Analyze gibi birçok farklı üç boyutlu görüntü formatını okuyabilmektedir.
- Yakınlaştırma, kaydırma, döndürme, parlaklık/kontrast gibi görüntü işleme özelliklerine sahiptir.
- Aktif kontur yöntemleri kullanılarak yarı otomatik segmentasyonu sağlamaktadır.
- Kesintisiz 3B navigasyon için bağlantılı imleç özelliği mevcuttur.
- Üç boyutlu yüzeyi dışarı aktarma (STL) özelliği bulunmaktadır (<http://www.itksnap.org>, Erişim tarihi: 24 Mayıs 2022).

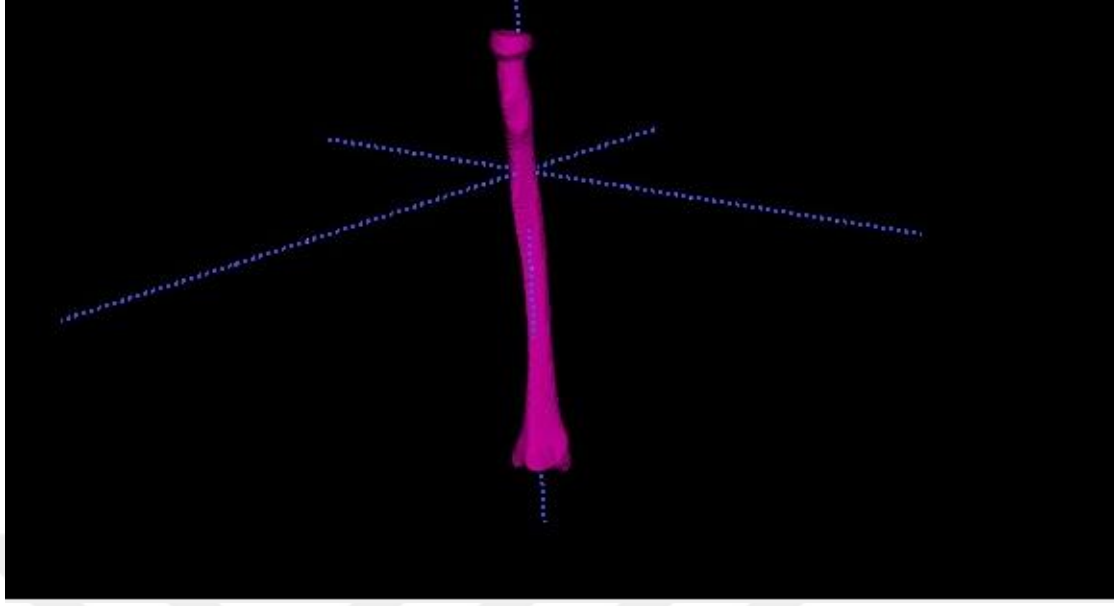
3.2.2.2. Görüntü İşleme Adımları

Bilgisayarlı tomografi taraması sonucunda elde edilen DICOM verileri ITK-SNAP programı içerisine aktarıldı. Program içerisinde beş adet radius aksiyel, koronal ve sagittal kesitlerde görüntülendi. ITK-SNAP programında sırasıyla görüntü işleme ve 3B model oluşturma adımları gerçekleştirildi (Grafik 3.2).

Grafik 3.2: ITK-SNAP 3.8.0 (2019) programında görüntü işleme ve 3B model oluşturma adımları.



Radius kemik görüntülerinin otomatik segmentasyonu için “Active Contour Segmentation Mode” seçildikten sonra ilgilenilen radius kemiği ve kemiğin sınırları içerisinde kalan bölgeler manuel olarak seçildi. İlgilenilen bölge belirlendikten sonra “Segment 3D” penceresi içerisinde üç adımdan oluşan otomatik segmentasyon sürecine geçildi. İlk adımda eşik aralığı, manuel olarak -875 ile 2136 değerleri arasında seçildi ve bir sonraki adıma geçildi. İkinci adımda aksiyel, sagittal ve koronal görüntüler üzerindeki ilgilenilen bölgeler üzerine bağlantılı imleçler yardımıyla balonlar manuel olarak eklendi ve son adıma geçildi. Üçüncü adımda “Excute and control the evolution” kısmından 3B maske oluşum süreci başlatıldı ve istenilen 3B maske oluşturulduğunda süreç sona erdirildi. Bir sonraki aşama yarı otomatik segmentasyon uygulamalarını içermektedir. “Paint brush” kısmı seçildi ve fırça tipi ile boyutu belirlendikten sonra istenmeyen maske görüntüleri aksiyel kesitte bilgisayar mouse’u ile nokta nokta manuel olarak düzeltildi. Son olarak hacim penceresinin altından “update” kısmı seçilerek 3B dijital model oluşturuldu (Şekil 3.3). Oluşturulan 3B model, hacim penceresinde çıplak gözle kontrol edildikten sonra “Segmentation” bölümü altındaki “Export as surface mesh” kısmından STL dosya formatında kaydedildi. Bu uygulamalar diğer tüm radius kemikleri için de ayrı ayrı gerçekleştirildi.



Şekil 3.3: ITK-SNAP programında 3B radius modelinin hacim penceresindeki görünümü.

3.2.3. Seg3D

Görüntü işleme ve 3B hacim oluşturma araçları içeren yazılım Utah Üniversitesi Scientific Computing and Imaging Enstitüsü'ndeki Integrative Biomedical Computing tarafından National Institutes of Health merkezinde geliştirilmiştir. Açık kaynak kodlu ve ücretsiz bir yazılımdır. Program medikal alanda, eğitimde ve 3B anatomik model oluşturmada kullanılmaktadır (<https://www.sci.utah.edu>, Erişim tarihi: 24 Mayıs 2022).

3.2.3.1. Özellikler

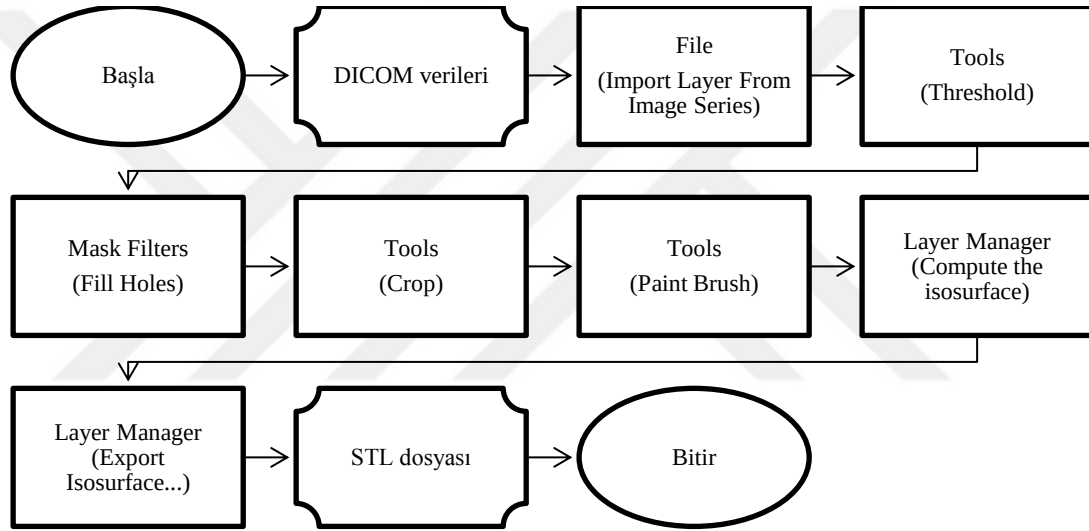
- Berkeley Software Distribution (BSD) kapsamında lisanslı açık kaynak kodlu bir yazılımdır.
- Windows, Linux ve macOS gibi işletim sistemi modelleri programı desteklemektedir.
- Yaygın olarak kullanılan birçok farklı biyomedikal görüntü formatını desteklemektedir.
- Yakınlaştırma, kaydırma, döndürme, parlaklık/ kontrast gibi görüntü işleme özelliklerine sahiptir.
- Otomatik segmentasyona entegre olarak yarı otomatik segmentasyon ile 3B modelleme yapılabilmektedir.

- Üç boyutlu yüzeyi dışarı aktarma (STL) özelliği bulunmaktadır (<https://www.sci.utah.edu>, Erişim tarihi: 24 Mayıs 2022).

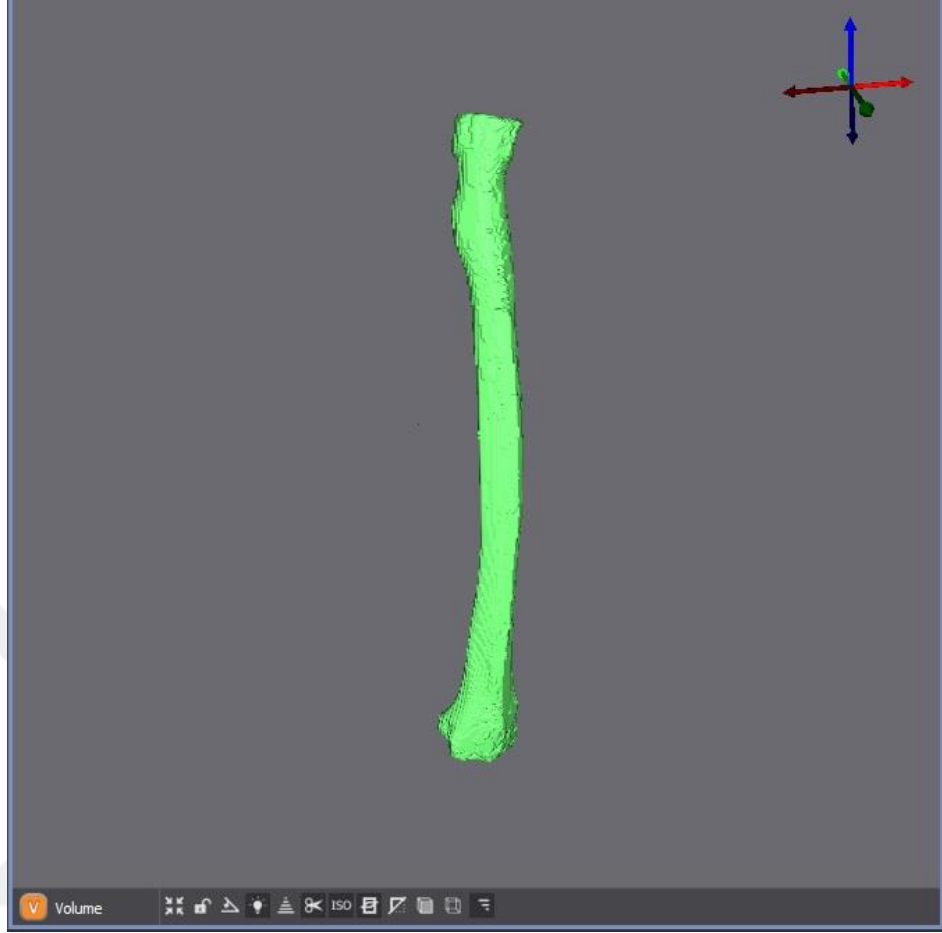
3.2.3.2. Görüntü İşleme Adımları

Bilgisayarlı tomografi taraması sonucunda elde edilen DICOM verileri Seg3D programı içerisine aktarıldı. Program içerisinde beş adet radius aksiyel, koronal ve sagittal kesitlerde görüntülendi. Seg3D programında sırasıyla görüntü işleme ve 3B model oluşturma adımları gerçekleştirildi (Grafik 3.3)

Grafik 3.3: Seg3D 2.5.0 (2020) programında görüntü işleme ve 3B model oluşturma adımları.



“Tools” bölümü altındaki “Threshold” kısmından eşik aralığı -887 ile 2145 değerleri arasında, opaklık değeri 0,8 olarak ayarlandı. “Mask Filters” bölümü altındaki “Fill Holes” kısmı aktifleştirilerek maskelenmiş olan kemik içerisinde kalan boşluklar otomatik olarak dolduruldu. Sonraki adımda “Tools” bölümü içerisinde “Crop ve Paint Brush” kısımları sırasıyla seçilerek yarı otomatik segmentasyon işlemleri gerçekleştirildi. “Crop” kısmında ilgilenilen radius kemiği seçilerek aktifleştirildi. “Paint Brush” kısmında istenmeyen maske görüntüleri aksiyel kesitte bilgisayar mouse’u ile nokta nokta manuel olarak düzeltildi. Son olarak “Layer Manager” penceresinde aktifleştirilen maske bölümünde “Compute the isosurface” kısmı seçilerek 3B dijital model oluşturuldu (Şekil 3.4). Oluşturulan 3B model, hacim penceresinde çıplak gözle kontrol edildikten sonra “Layer Manager” penceresinde aktifleştirilen maske bölümünde yer alan “Export Isosurface” kısmı seçilerek STL dosya formatında kaydedildi. Bu uygulamalar diğer tüm radius kemikleri için de ayrı ayrı gerçekleştirildi.



Şekil 3.4: Seg3D programında 3B radius modelinin hacim penceresindeki görünümü.

3.2.4. 3D Slicer

Tıbbi görüntüleri işleme, analiz etme ve bilimsel çalışmalarda kullanmayı amaçlayan çok platformlu, ücretsiz ve açık kaynak kodlu bir yazılımdır. 3D Slicer, Cerrahi Kadın Hastanesi ile Massachusetts Teknoloji Enstitüsü'ne ait Yapay Zeka Laboratuvarı'nın ortak çalışması sonucunda 1998 yılında yüksek lisans tez projesinde geliştirilmiştir. Yazılım tıbbi ve biyomedikal alanda, eğitimde ve 3B modellerin rekonstrüksiyonunda kullanılmaktadır (<https://www.slicer.org>, Erişim tarihi: 24 Mayıs 2022).

3.2.4.1. Özellikler

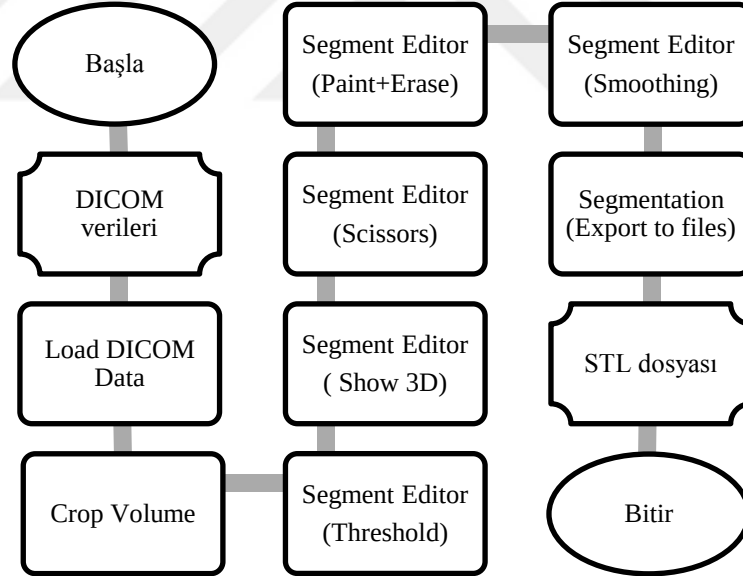
- BSD kapsamında lisanslı açık kaynak kodlu bir yazılımdır.
- Windows, macOS ve Linux gibi işletim sistemlerini desteklemektedir.
- Kişiyeye özel görüntü oluşturma seçenekleri ve güçlü görüntü işleme özellikleri bulunmaktadır.

- Şizofreni, multiple skleroz, astım, ortopedik hastalıklar gibi pek çok hastalığın modellerini içermektedir.
- Yarı otomatik segmentasyon ile 3B modelleme yapılabilmektedir
- Üç boyutlu yüzey bağlantı araçları, 3B yüzey oluşturma ve 3B yüzeyi dışarı aktarma (STL) özellikleri mevcuttur (<https://www.slicer.org>, Erişim tarihi: 24 Mayıs 2022).

3.2.4.2. Görüntü İşleme Adımları

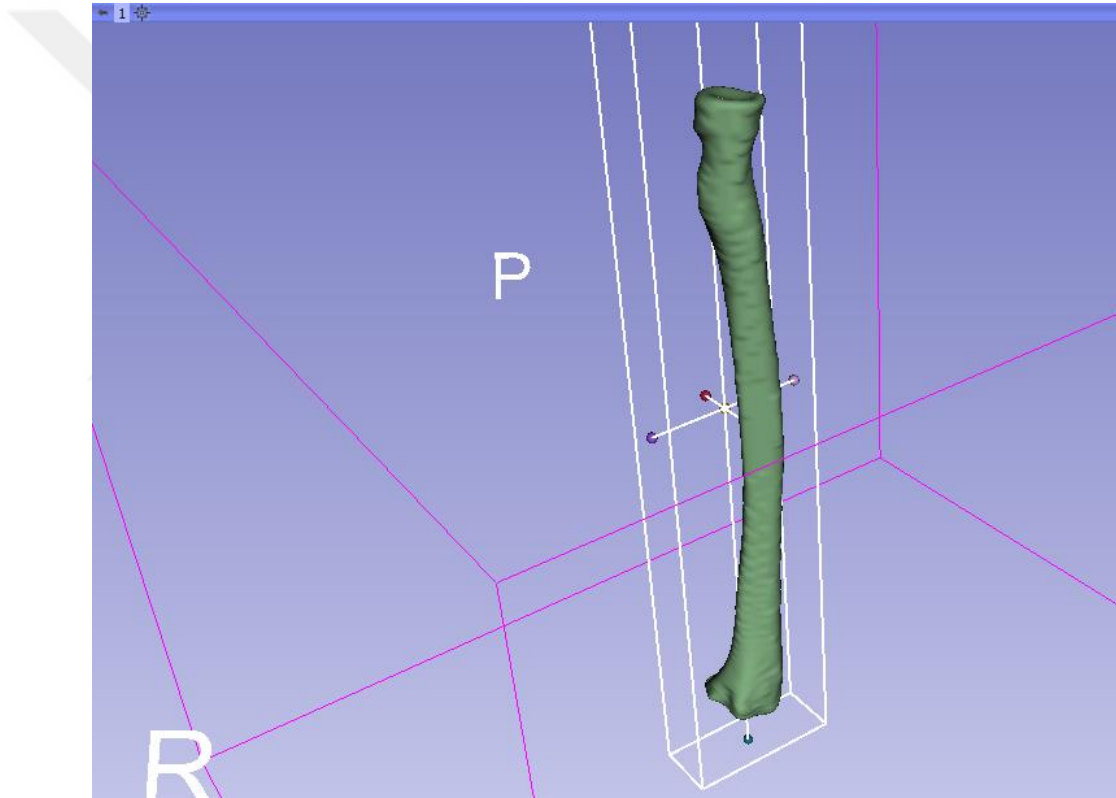
Bilgisayarlı tomografi taraması sonucunda elde edilen DICOM verileri 3D Slicer programı içerisine aktarıldı. Program içerisinde beş adet radius aksiyel, koronal ve sagittal kesitlerde görüntülendi. 3D Slicer programında sırasıyla görüntü işleme ve 3B model oluşturma adımları gerçekleştirildi (Grafik 3.4).

Grafik 3.4: 3D Slicer version 4.11.20210626 programında görüntü işleme ve 3B model oluşturma adımları.



“Crop Volume” bölümünde ilgilenilen radius kemiği seçilerek aktifleştirildi. “Segment Editor” bölümü altındaki “Threshold” kısmından eşik aralığı -700 ile 2145 değerleri arasında ayarlandı. İlgilenilen bölgenin eşik aralığı belirlendikten sonra “Segment Editor” içerisindeki “Show 3D” kısmı aktifleştirilerek otomatik segmentasyon gerçekleştirildi. Bir sonraki aşamada yarı otomatik segmentasyon uygulamalarına geçildi. İlk olarak 3B model üzerinde istenmeyen hacim görüntüleri “Segment Editor”

içerisinde yer alan “Scissors” kısmı seçilerek manuel olarak çıkartıldı. Sonrasında “Paint ve Erase” bölümleri seçildi ve fırça tipi ile boyutu belirlendikten sonra istenmeyen maske görüntüleri aksiyel kesitte bilgisayar mouse’u ile nokta nokta manuel olarak düzeltildi. Yarı otomatik segmentasyonun son aşamasında “Segment Editor” bölümü altında yer alan “Smoothing” kısmı aktifleştirilerek 3B modeldeki pürüzler ve çıkıntılar otomatik olarak düzeltildi. Düzeltilen 3B model, hacim penceresinde çıplak gözle kontrol edildikten sonra “Segmentation” penceresinde yer alan “Export to files” kısmındaki “export” seçilerek STL dosya formatında kaydedildi (Şekil 3.5). Bu uygulamalar diğer tüm radius kemikleri için de ayrı ayrı gerçekleştirildi.



Şekil 3.5: 3D Slicer programında 3B radius modelinin hacim penceresindeki görünümü.

3.3. Üç Boyutlu Modellerin Morfometrik Ölçümleri

3.3.1. Hacim Ölçümleri

Beş adet insan kadavrasına ait radius kemiğinin hacimleri Arşimet Prensibi kullanılarak ölçüldü. Bu kemiklere ait üç boyutlu yazdırılmaya hazır dijital 3B radius modellerinin hacimleri Mimics 10.01 (2006) adlı medikal program ile hesaplandı.

3.3.1.1. Arşimet Prensibi ile Radius Kemiklerinin Hacminin Ölçülmesi

Arşimet Prensibi, su taşıma yöntemi anlamına gelmektedir. Su dolu bir tank içerisine bırakılan bir cismin tank içerisindeki yükselme seviyesi ya da tank dışında yer alan dereceli bir kap içerisindeki suyun seviyesindeki artış kaydedilmektedir. Kaydedilen su seviyesi batırılan cismin hacmini vermektedir. Arşimet Prensibi olarak adlandırılan bu yöntemde suya bırakılan bir cisim tarafından taşırılan suyun hacmi, cismin hacmi ile aynıdır (Erkiliç ve ark., 2016).

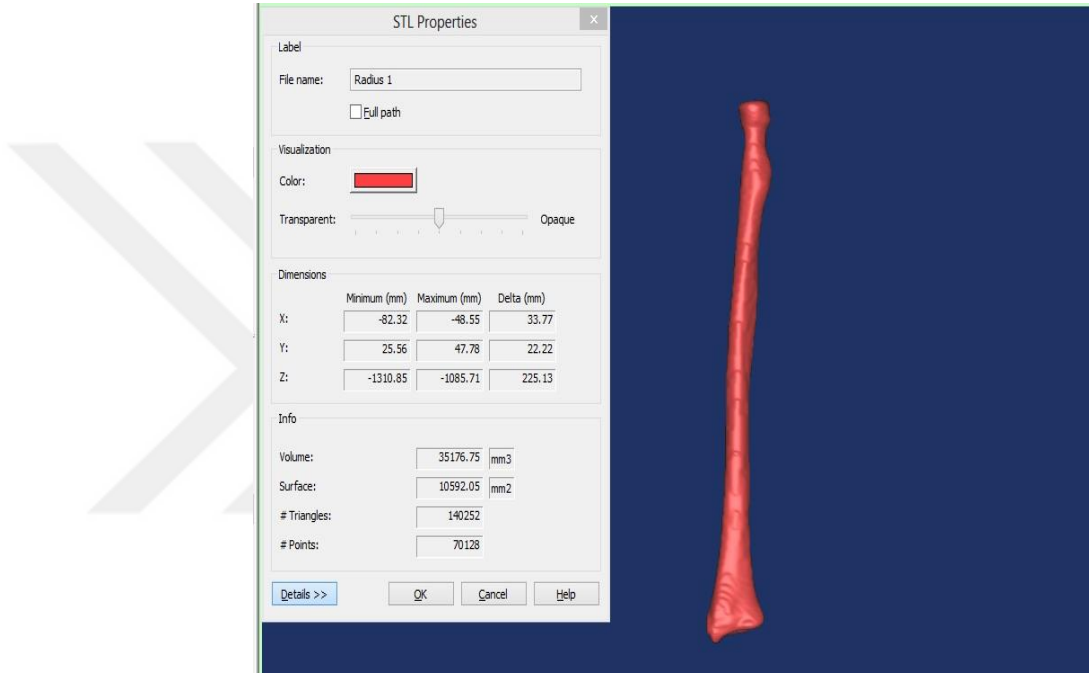
Çalışmamızda radius kemiklerinin hacmi Arşimet Prensibi ile hesaplanırken, ilk olarak kemiklerin içinde bulunan boşluklara sıvı kaçağı olmasını engellemek için kemiklerin yüzeyi şeffaf, siloksan esaslı ve solvent bazlı ticari kimyasal bir yüzey koruyucu (Teknosil marka) ile hidrofob (su sevmez) hale getirildi. Kemik örneklerinin yüzeyi temizlenip sabit tartıma gelene kadar hava dolaşımli etüvde 40 °C kurutuldu. Daha sonra kemik numunelerinin tüm yüzeylerine fırça ile bir kat olacak şekilde yüzey koruyucu kimyasal madde uygulandı. Yüzey koruyucu uygulanan örnekler, polimerizasyon işleminin sağlanması için 48 saat bekletildikten sonra hacimleri ölçmek için teste tabi tutuldu. Hacim ölçülürken radius kemiklerini suya batırmak için hacmi belli metal cıvatalar eklendi. Daha sonra her bir kemik içi su dolu mezürlere daldırılarak hacmi kadar suyu taşırdı. Taşan su miktarları not edilerek kayıt altına alındı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6: Arşimet Prensibi ile radius kemiklerinin hacminin hesaplanması.

3.3.1.2. BT Görüntüleri Üzerinden Radius Modellerinin Hacminin Ölçülmesi

Bilgisarlı tomografi ile elde edilen DICOM verilerinden görüntü işleme adımlarını takip ederek STL dosya formatında dijital 3B radius modelleri oluşturuldu. Oluşturulan modeller daha sonra Mimics programı içerisine aktarılarak radius kemiklerinin hacimleri otomatik olarak hesaplandı (Şekil 3.7). Hesaplanan veriler detaylı olarak kaydedildi.



Şekil 3.7: Mimics programında 3B radius modelinin hacim, yüzey alanı ve modele ait üçgen ağ sayısının hesaplanması.

3.3.2. Uzunluk ve Genişlik Ölçümleri

Beş adet insan kadavrasına ait radius kemiğinin uzunluk ve genişlikleri dijital kumpas ile ölçülürken, dijital radius modellerinin uzunluk ve genişlikleri ise MeshLab 2022.02 (2022) adlı medikal görüntü düzenleyici programı ile ölçüldü. Ölçülen ve gözlemlenen parametreler şunlardı:

Radius uzunluğu: Margo anterior hizasında caput radii'nin üst kısmı ile processus styloideus'un en alt kısmının arası ölçüldü (Şekil 3.8).



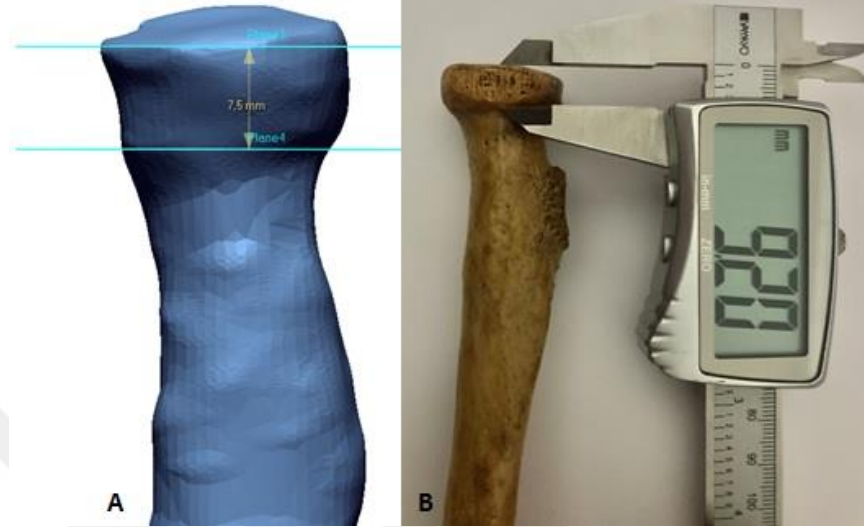
Şekil 3.8: A) Radius uzunluğunun medikal program ile ölçümü, B) Radius uzunluğunun dijital kumpas/cetvel ile ölçümü.

Caput radii'nin lateromedial çapı:Caput radii'nin üst kısmının margo interosseus ile margo anterior arasındaki çapı ölçüldü (Şekil 3.9).



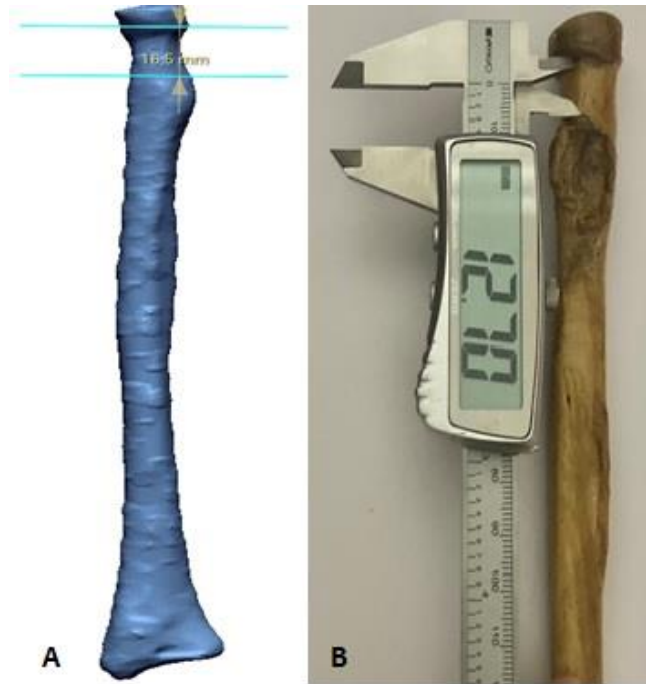
Şekil 3.9: A) Caput radii'nin lateromedial çapının medikal program ile ölçümü, B) Caput radii'nin lateromedial çapının dijital kumpas ile ölçümü.

Lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu: Radius'un margo anterior hizasında circumferentia articularis radii'in kalınlığı ölçüldü (Şekil 3.10).



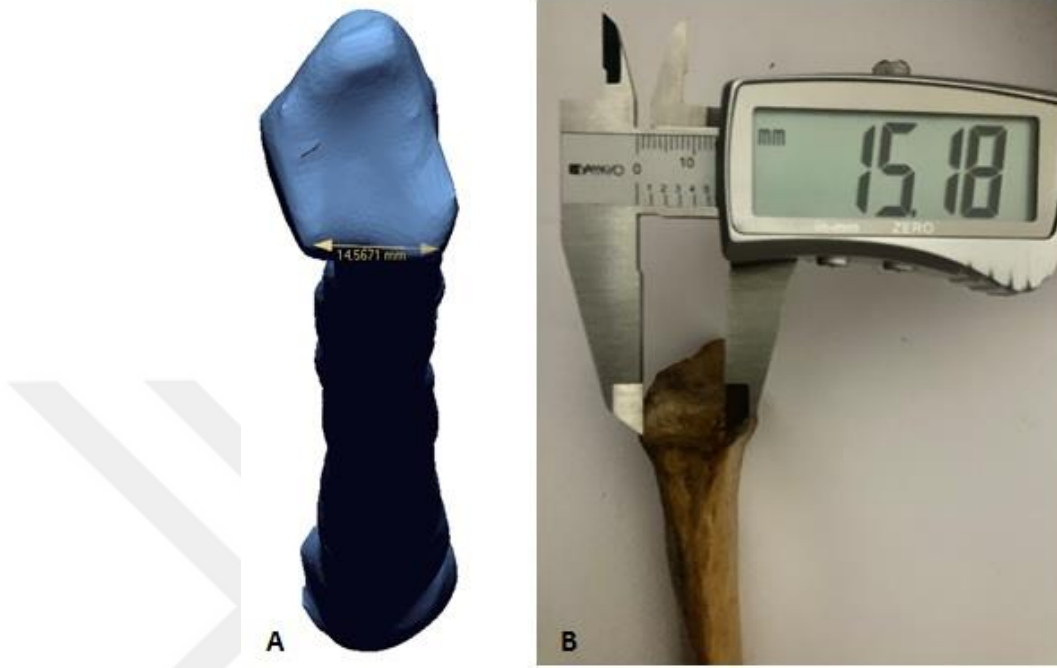
Şekil 3.10: A) Lateral tarafta caput radii'nin uzunluğunun medikal program ile ölçümü, B) Lateral tarafta caput radii'nin uzunluğunun dijital kumpas ile ölçümü.

Caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk: Caput radii ile tuberositas radii arasındaki uzunluk ölçüldü (Şekil 3.11).



Şekil 3.11: A) Caput radii ile tuberositas radii arası uzunluğun medikal program ile ölçümü, B) Caput radii ile tuberositas radii arası uzunluğun dijital kumpas ile ölçümü.

Incisura ulnaris genişliği: Radius'un extremitas distalis'inde yer alan incisura ulnaris'in en geniş yerinden ölçüm gerçekleştirildi (Şekil 3.12).



Şekil 3.12: A) Incisura ulnaris genişliğinin medikal program ile ölçümü, B) Incisura ulnaris genişliğinin dijital kumpas ile ölçümü.

Tuberculum dorsale hizasında radius genişliği: Radius'un extremitas distalis'inde tuberculum dorsale hizasında extremitas distalis genişliği ölçüldü (Şekil 3.13).



Şekil 3.13: A) Tuberculum dorsale hizasında radius genişliğinin medikal program ile ölçümü, B) Tuberculum dorsale hizasında radius genişliğinin dijital kumpas ile ölçümü.

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

Beş adet insan kadavrasına ait radius kemiklerinin ve dört farklı açık kaynak kodlu medikal programdan elde edilen dijital radius modellerinin hacim, uzunluk ve genişlik değerleri Statistical Packade for the Social Sciences (SPSS) 25.0 paket programı ile analiz edildi. Örneklem sayısı parametrik test varsayımları karşılayamadığı için istatistiksel analizler için non parametrik testler kullanıldı. Çoklu grupların analizinde Kruskal-Wallis Testi kullanılırken, Post-Hoc testler için Dunn Testi kullanıldı. Sonuçlar ortalama±standart sapma (ort±SS), median, minumum ve maksimum değerler olarak gösterildi. $p<0,05$ 'ten olan veriler istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Aynı zamanda kontrol grubu olarak değerlendirilen insan kadavrasına ait radius ölçüm değerleri (Arşimet Prensibi ve dijital kumpas ile ölçüm) ile dört farklı açık kaynak kodlu medikal programdan elde edilen ölçüm değerlerinin uyumu Bland-Altman analizi ile değerlendirildi.

Bland-Altman analizinde, aynı kemiğe ait veriler aynı satırda olacak şekilde girildi ve veriler arasında fark alındı (Fark= Kontrol grubu -Yeni yöntem). Fark veri grubunun ortalaması yanlışlık (Bias) olarak kabul edildi ve fark veri grubunun standart sapmasının 1,96 katına yanlışlık (bias) eklenerek üst sınır (upper LOA) belirlendi (upper LOA=Bias+1,96*Std). Yanlılık (Bias) değerinden standart sapmanın 1,96 katı çıkarılarak alt sınır bulundu (lower LOA=Bias-1,96*Std). Bu iki yöntem arasında ortalama değer bulundu (Ortalama= (Kontrol grubu +Yeni yöntem)/2). Farklar aynı satıra gelecek şekilde girildi. Fark veri grubu One Samples T Testi'ne tabi tutuldu ve $p<0,05$ ise yanlışlık (bias) kabul edilip test sonlandırıldı. $p>0,05$ bulunduğunda grup arası fark olmadığı kabul edilip fark (difference) verisi bağımlı değişken ortalama (mean) verisi bağımsız değişken kabul edilerek linear regresyon yapıldı. Regresyon hata payı ($p<0,05$) olduğunda yanlışlık olduğu varsayıp test sonlandırıldı. $p>0,05$ olduğunda uyum olduğu kabul edilip Simple Scotter-Dot grafiği çizildi. Scotter-Dot grafiğinde yukarıda verilen üst ve alt sınırlar ile yanlışlık değerleri çizgisel olarak belirtildi.

4. BULGULAR

Çalışmaya dâhil edilen insan kadavrasına ait beş radius kemiğinin dördü sağ üst ekstremiteye, bir tanesi sol ekstremiteye aitti. Radius kemiğinin uzunluk ve genişlikleri dijital kumpas yardımıyla ölçülürken, dijital 3B radius modellerinin uzunluk ve genişlikleri ise MeshLab programında ölçüldü. Yine radius kemiklerinin hacimleri Arşimet Prensibi kullanılarak ölçülürken, dijital radius modellerinin hacimleri Mimics programı ile ölçüldü. Ölçülen ve gözlemlenen parametreler; radius hacmi, uzunluğu, caput radii'nin lateromedial çapı, lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu, caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk, incisura ulnaris'in genişliği, tuberculum dorsale hizasında radius genişliği'ni kapsamaktaydı.

4.1. Hacim Ölçümleri

Arşimet Prensibi ile yapılan ölçümlerde, radius kemiklerinin hacim ortalamaları $36132 \pm 2166,59 \text{ mm}^3$ olarak tespit edildi. BT taraması sonucunda elde edilen dijital 3B radius modellerinin Mimics programı yapılan hacim ölçümlerinde InVesalius'ta $39599,86 \pm 3091,82 \text{ mm}^3$, ITK-SNAP'te $35218,04 \pm 3902,75 \text{ mm}^3$, Seg3D'de $35544,18 \pm 2678,29 \text{ mm}^3$ ve 3D Slicer'da $35582,96 \pm 2898,98 \text{ mm}^3$ olarak hesaplandı (Tablo 4.1).

Tablo 4.1: Radius modellerinin hacim analizi.

Ölçüm Modelleri	Örneklem Sayısı	Hacim (Ort $\pm$ SS)	p değeri
Kontrol	5	$36132 \pm 2166,59$	0,274
InVesalius	5	$39599,86 \pm 3091,82$	
ITK-SNAP	5	$35218,04 \pm 3902,75$	
Seg3D	5	$35544,18 \pm 2678,29$	
3D Slicer	5	$35582,96 \pm 2898,98$	

Değerler mm^3 cinsinden gösterildi.

Çalışmada kullanılan metotlar arasındaki hacim ortalamaları değerlendirildiğinde InVesalius programı ile hesaplanan ortalama hacmin kontrol grubu hacim ortalamasından daha fazla olduğu belirlenirken, ITK-SNAP, Seg3D ve 3D Slicer programları ile hesaplanan ortalama hacimlerin ise kontrol grubu hacim ortalamasından

daha az olduğu sonucuna ulaşıldı. Bu farklılıklar istatistiksel olarak değeriendiğinde ise farklı yöntemlerle hesaplanan hacim ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,274$) (Tablo 4.1).

4.2. Uzunluk ve Genişlik Ölçümleri

Dijital kumpas ile yapılan ölçümlerde radius kemiklerinin uzunluğu 218,87±8,94 mm, caput radii'nin lateromedial çapı 17,05±1,08 mm, lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu 9,30±0,94 mm, caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk 11,20±1,86 mm, incisura ulnaris'in genişliği 14,48±2,82 mm, tuberculum dorsale hizasında radius genişliği 27,98±1,63 mm olarak bulundu (Tablo 4.2).

Tablo 4.2: Kontrol grubu radius modellerinin morfometrik ölçümleri.

Kontrol Grubu					
Parametreler	Örneklem Sayısı	Ort±SS	Median	Minimum	Maksimum
L1	5	218,87±8,94	222,1	205,05	227,21
D1	5	17,05±1,08	16,65	16,18	18,75
L2	5	9,30±0,94	9,55	7,98	10,48
L3	5	11,20±1,86	10,87	8,98	13,72
L4	5	14,48±2,82	13,85	11,43	18,03
L5	5	27,98±1,63	28,55	25,41	29,41

Değerler mm cinsinden gösterildi. L1: Radius uzunluğu, D1: Caput radii'nin lateromedial çapı, L2: Lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu, L3: Caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk, L4: Incisura ulnaris'in genişliği, L5: Tuberculum dorsale hizasında radius genişliği.

InVesalius açık kaynak kodlu medikal programında oluşturulan dijital radius modellerinin MeshLab medikal görüntü düzenleyici programında yapılan ölçümlerde radius kemiklerinin uzunluğu $217,45 \pm 8,55$ mm, caput radii'nin lateromedial çapı $18,17 \pm 1,71$ mm, lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu $8,17 \pm 1,12$ mm, caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk $12,96 \pm 2,22$ mm, incisura ulnaris'in genişliği $14,46 \pm 0,46$ mm, tuberculum dorsale hizasında radius genişliği $28,47 \pm 1,56$ mm olarak belirlendi (Tablo 4.3).

Tablo 4.3: InVesalius programı ile oluşturulan radius modellerinin morfometrik ölçümleri.

InVesalius					
Parametreler	Örneklem Sayısı	Ort $\pm$ SS	Median	Minimum	Maksimum
L1	5	$217,45 \pm 8,55$	219,54	205,15	225,34
D1	5	$18,17 \pm 1,71$	17,92	16,17	20,8
L2	5	$8,17 \pm 1,12$	8,36	6,64	9,46
L3	5	$12,96 \pm 2,22$	12,75	10,83	16,50
L4	5	$14,46 \pm 0,46$	14,58	13,65	14,78
L5	5	$28,47 \pm 1,56$	29,1	25,94	29,99

Değerler mm cinsinden gösterildi. L1: Radius uzunluğu, D1: Caput radii'nin lateromedial çapı, L2: Lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu, L3: Caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk, L4: Incisura ulnaris'in genişliği, L5: Tuberculum dorsale hizasında radius genişliği.

ITK-SNAP açık kaynak kodlu medikal programında oluşturulan dijital radius modellerinin MeshLab medikal görüntü düzenleyici programında yapılan ölçümlerde radius kemiklerinin uzunluğu $217,71 \pm 7,36$ mm, caput radii'nin lateromedial çapı $16,86 \pm 0,64$ mm, lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu $7,4 \pm 0,92$ mm, caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk $11,69 \pm 1,02$ mm, incisura ulnaris'in genişliği $14 \pm 0,96$ mm, tuberculum dorsale hizasında radius genişliği $27,49 \pm 1,76$ mm olarak ölçüldü (Tablo 4.4)

Tablo 4.4: ITK-SNAP programı ile oluşturulan radius modellerinin morfometrik ölçümleri.

ITK-SNAP					
Parametreler	Örneklem Sayısı	Ort $\pm$ SS	Median	Minimum	Maksimum
L1	5	$217,71 \pm 7,36$	220,58	207,37	225,26
D1	5	$16,86 \pm 0,64$	16,71	16,18	17,91
L2	5	$7,4 \pm 0,92$	7,04	6,5	8,51
L3	5	$11,69 \pm 1,02$	11,29	10,48	13,12
L4	5	$14 \pm 0,96$	14,35	12,3	14,6
L5	5	$27,49 \pm 1,76$	26,47	26,19	30,26

Değerler mm cinsinden gösterildi. L1: Radius uzunluğu, D1: Caput radii'nin lateromedial çapı, L2: Lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu, L3: Caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk, L4: Incisura ulnaris'in genişliği, L5: Tuberculum dorsale hizasında radius genişliği.

Seg3D açık kaynak kodlu medikal programında oluşturulan dijital radius modellerinin MeshLab medikal görüntü düzenleyici programında yapılan ölçümlerde radius

kemiklerinin uzunluğu $217,39 \pm 8,1$ mm, caput radii'nin lateromedial çapı $16,93 \pm 1,43$ mm, lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu $8,34 \pm 0,5$ mm, caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk $11,96 \pm 1,13$ mm, incisura ulnaris'in genişliği $14,18 \pm 0,68$ mm, tuberculum dorsale hizasında radius genişliği $28,09 \pm 1,82$ mm olarak tespit edildi (Tablo 4.5).

Tablo 4.5: Seg3D programı ile oluşturulan radius modellerinin morfometrik ölçümleri.

Seg3D					
Parametreler	Örneklem Sayısı	Ort $\pm$ SS	Median	Minimum	Maksimum
L1	5	$217,39 \pm 8,1$	221,01	205,92	225,77
D1	5	$16,93 \pm 1,43$	16,33	15,91	19,39
L2	5	$8,34 \pm 0,5$	8,23	7,69	9,04
L3	5	$11,96 \pm 1,13$	11,84	10,47	13,58
L4	5	$14,18 \pm 0,68$	14,03	13,2	14,86
L5	5	$28,09 \pm 1,82$	27,15	26,14	30,18

Değerler mm cinsinden gösterildi. L1: Radius uzunluğu, D1: Caput radii'nin lateromedial çapı, L2: Lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu, L3: Caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk, L4: Incisura ulnaris'in genişliği, L5: Tuberculum dorsale hizasında radius genişliği.

3D Slicer açık kaynak kodlu medikal programında oluşturulan dijital radius modellerinin MeshLab medikal görüntü düzenleyici programında yapılan ölçümlerde radius kemiklerinin uzunluğu $216,92 \pm 8,57$ mm, caput radii'nin lateromedial çapı $17,09 \pm 1,46$ mm, lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu $8,65 \pm 1,25$ mm, caput radii ile

tuberositas radii arası uzunluk $11,35 \pm 1,8$ mm, incisura ulnaris'in genişliği $14,67 \pm 1,27$ mm, tuberculum dorsale hizasında radius genişliği $27,97 \pm 1,31$ mm olarak belirlendi (Tablo 4.6).

Tablo 4.6: 3D Slicer programı ile oluşturulan radius modellerinin morfometrik ölçümleri.

3D Slicer					
Parametreler	Örneklem Sayısı	Ort $\pm$ SS	Median	Minimum	Maksimum
L1	5	$216,92 \pm 8,57$	220,16	204,81	225,48
D1	5	$17,09 \pm 1,46$	16,45	15,8	19,36
L2	5	$8,65 \pm 1,25$	8,7	7,13	10,2
L3	5	$11,35 \pm 1,8$	11,06	9,17	13,57
L4	5	$14,67 \pm 1,27$	13,98	13,54	16,34
L5	5	$27,97 \pm 1,31$	27,8	26,36	29,37

Değerler mm cinsinden gösterildi. L1: Radius uzunluğu, D1: Caput radii'nin lateromedial çapı, L2: Lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu, L3: Caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk, L4: Incisura ulnaris'in genişliği, L5: Tuberculum dorsale hizasında radius genişliği.

Morfometrik ölçüm ortalamaları çalışma gruplarına göre değerlendirildiğinde yapılan ölçüm ortalamaları diğer gruplara göre değişkenlik gösterdiği belirlendi. Fakat tespit edilen bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p > 0,05$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7: Radius modellerinin morfometrik ölçüm analizi.

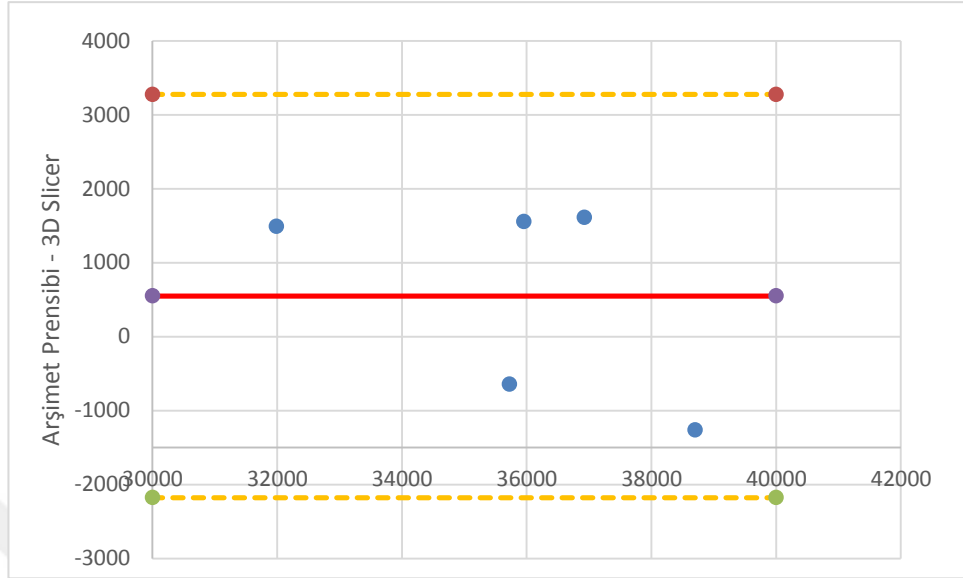
Parametreler	Kontrol	InVesalius	ITK-SNAP	Seg3D	3D Slicer	p değerleri
L1	218,87± 8,94	217,45± 8,55	217,71±7,36	217,39±8,1	216,92±8,57	p=0,987
D1	17,05±1,08	18,17±1,71	16,86±0,64	16,93±1,43	17,09±1,46	p=0,622
L2	9,30±0,94	8,17±1,12	7,4±0,92	8,34±0,5	8,65±1,25	p=0,109
L3	11,20±1,86	12,96±2,22	11,69±1,02	11,96±1,13	11,35±1,8	p=0,662
L4	14,48±2,82	14,46±0,46	14±0,96	14,18±0,68	14,67±1,27	p=0,965
L5	27,98±1,63	28,47±1,56	27,49±1,76	28,09±1,82	27,97±1,31	p=0,966

Değerler mm cinsinden gösterildi. L1: Radius uzunluğu, D1: Caput radii'nin lateromedial çapı, L2: Lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu, L3: Caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk, L4: Incisura ulnaris'in genişliği, L5: Tuberculum dorsale hizasında radius genişliği.

4.3 Açık Kaynaklı Medikal Programlar ile Altın Standart Ölçümleri Arasındaki Uyumluluk

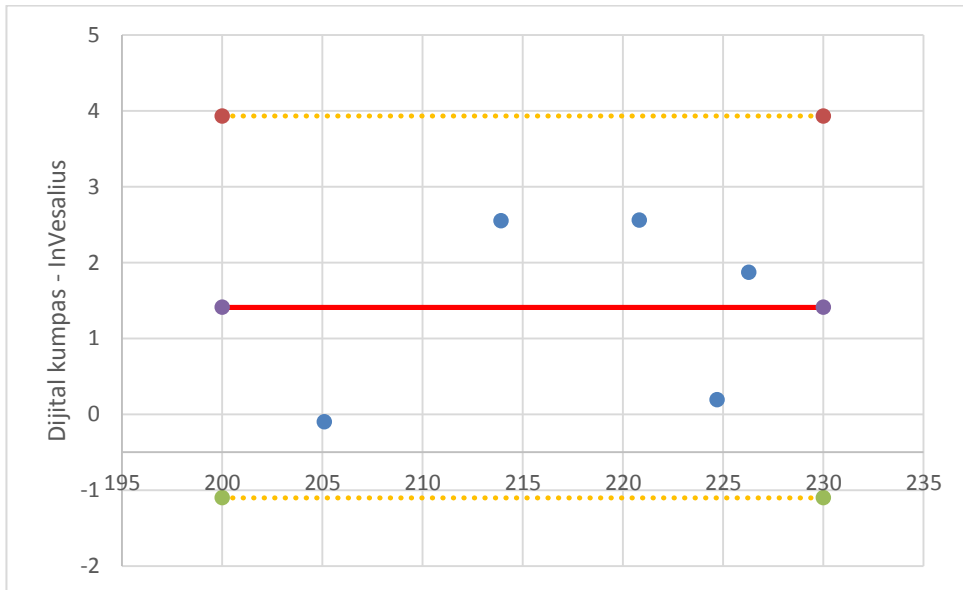
Arşimet Prensibi ve açık kaynak kodlu medikal programlar ile ölçümlenen radius hacimleri Blant Altman analizine göre karşılaştırıldı. Arşimet Prensibi ile InVesalius, ITK-SNAP ve Seg3D programlarında yapılan hacim ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olduğu tespit edildi ($p<0,05$). Arşimet Prensibi ve 3D Slicer ile elde edilen hacim ölçümleri arasında -2178,009 ile 3276,085 mm³'lük bir fark bulunmaktaydı. Beş ölçümün tamamının uyum sınırları içerisinde olduğu gözlemlendi (Grafik 4.1). İki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

Grafik 4.1: Bland-Altman analizine göre Arşimet Prensibi ve 3D Slicer programı ile ölçülen radius hacimlerinin karşılaştırılması.



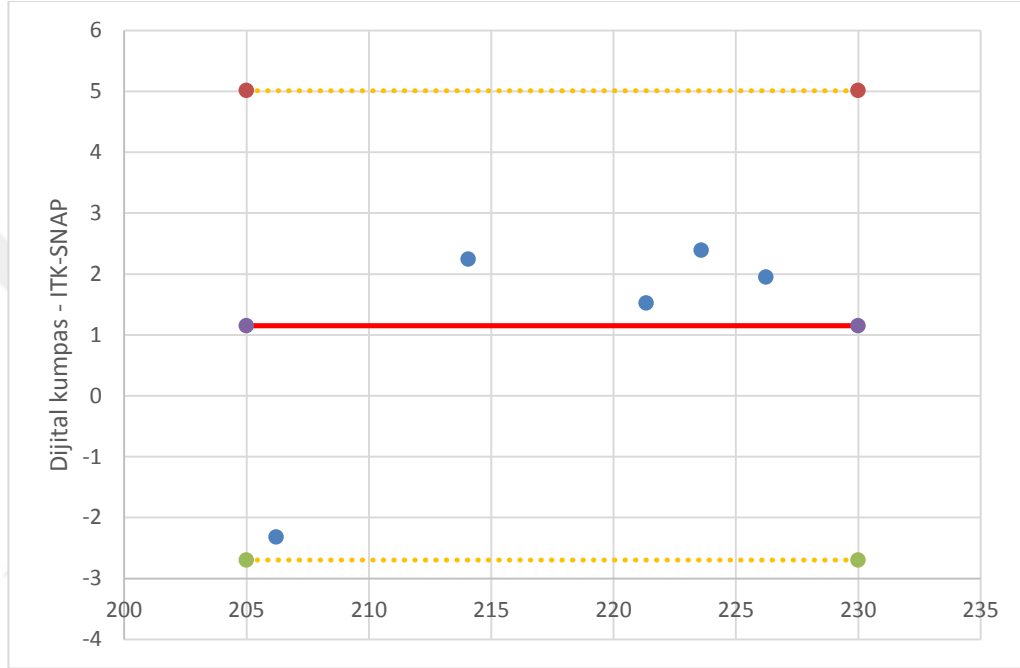
Üç boyutlu radius modelleri üzerinden aynı zamanda dijital kumpas ile yapılan radius uzunluğu ölçümleri Bland Altman'a göre analiz edildi. Dijital kumpas ve InVesalius ile elde edilen radius uzunluk ölçümleri arasında -1,1 ile 3,93 mm'lik bir fark bulunmaktaydı. Beş ölçümün tamamının uyum sınırları içerisinde olduğu gözlemlendi (Grafik 4.2) ve paired *t* testi sonucunda iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmedi ($p>0,05$).

Grafik 4.2: Bland-Altman analizine göre dijital kumpas ve InVesalius programı ile ölçülen radius uzunluklarının karşılaştırılması.



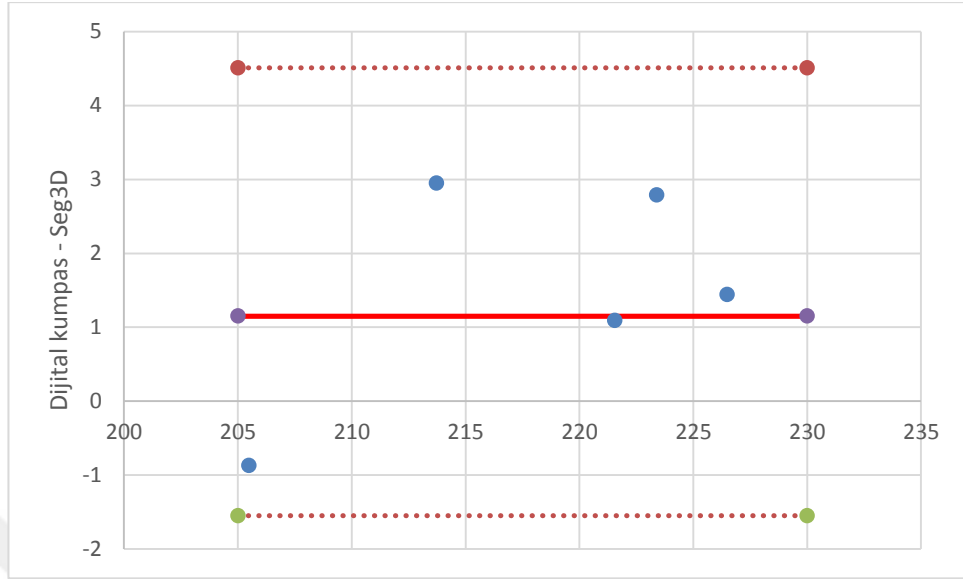
Dijital kumpas ve ITK-SNAP ile elde edilen radius uzunluk ölçümleri arasında -2,7 ile 5,01 mm’lik bir fark bulunmaktaydı. Beş ölçümün tamamının uyum sınırları içerisinde olduğu gözlemlendi (Grafik 4.3) ve paired *t* testi ile iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

Grafik 4.3: Bland-Altman analizine göre dijital kumpas ve ITK-SNAP programı ile ölçülen radius uzunluklarının karşılaştırılması.



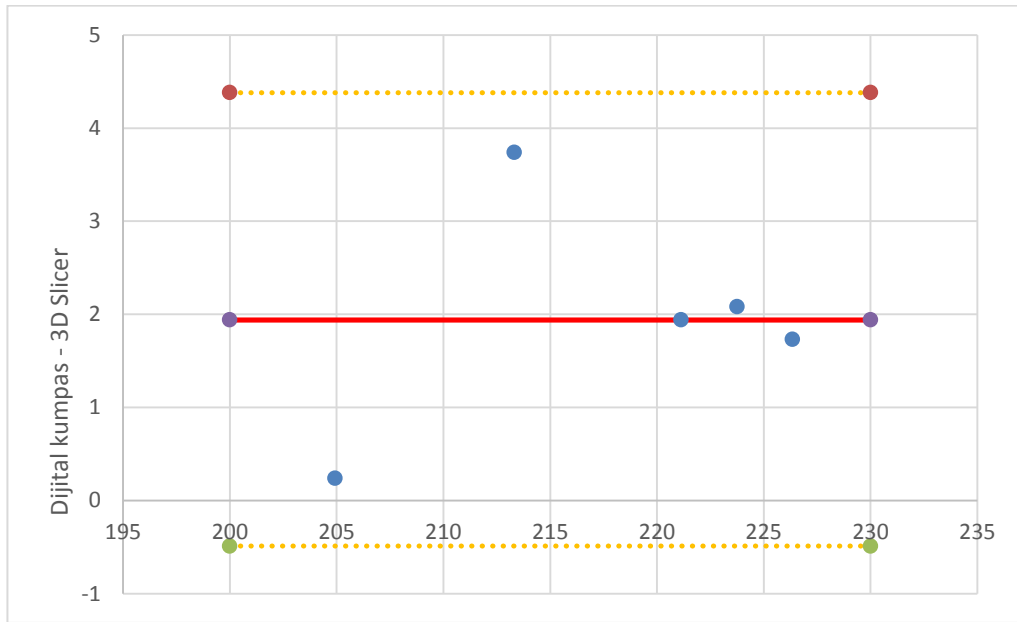
Dijital kumpas ve Seg3D ile elde edilen radius uzunluk ölçümleri arasında -1,55 ile 4,51 mm’lik bir fark bulunmaktaydı. Beş ölçümün tamamının uyum sınırları içerisinde olduğu gözlemlendi (Grafik 4.4) ve paired *t* testi ile iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmedi ($p>0,05$).

Grafik 4.4: Bland-Altman analizine göre dijital kumpas ve Seg3D programı ile ölçülen radius uzunluklarının karşılaştırılması.



Dijital kumpas ve 3D Slicer ile elde edilen radius uzunluk ölçümleri arasında -0,49 ile 4,38 mm'lik bir fark bulunmaktaydı. Beş ölçümün tamamının ölçümler arasındaki farkın ortalamasına yakın ve uyum sınırları içerisinde olduğu gözlemlendi (Grafik 4.5) ve paired *t* testi ile iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

Grafik 4.5: Bland-Altman analizine göre dijital kumpas ve 3D Slicer programı ile ölçülen radius uzunluklarının karşılaştırılması.



5. TARTIŞMA

Tıp eğitimi ve sağlık hizmeti diğer tüm alanlarda olduğu gibi bilimsel gelişmelerden etkilenmekte ve teknoloji kullanımı tıp alanında kaçınılmaz hale gelmektedir (Topal and Ocak, 2014). Günümüzde multimedya kullanımının giderek yaygınlaşması ile modern tıp eğitiminde ve sağlık alanında 3B uygulamalardan daha fazla yararlanılmaktadır (Zilverschoon ve ark., 2017). Özellikle, ortopedi alanında, ilk kullanım amacı ameliyat öncesi planlama iken, daha sonra yapılan çalışmalar ile kişiye özel uygulamalar da bu kullanıma dâhil olmuştur. Bu uygulamalarda ilk olarak radyolojik görüntülerden 3B dijital modellemeler oluşturulmuş ve daha sonrasında 3B çıktılar alınmıştır. Oluşturulan 3B modellemeler cerrahi başarıyı artırarak, rehabilitasyon sürecini kısaltmıştır (Atalay ve ark., 2017).

Üç boyutlu yazıcı kullanılarak oluşturan hastaya özel implant, ortez ve protez uygulamaları günümüzde giderek yaygınlaşan çalışmalar arasında yer almaktadır. Bu çalışmalardan; Imanishi ve Choong (2015)'un çalışmalarında, 71 yaşındaki erkek bir hastaya yapılan total kalkanektomi uygulamasını takiben 3B yazıcı yardımıyla titanyum calcaneus protezi oluşturulmuştur. Radyografik çekimlerle anatomik pozisyona uygunluğu kontrol edilerek başarılı bir operasyon sonucunda protez, ayak bölgesine yerleştirilmiştir (Imanishi ve Choong, 2015).

Cho ve ark. (2017)'nın yaptıkları antropolojik çalışmada, erkek ve kadın radius'larının distal bölüm farklılıkları 3B yazıcı ile oluşturulan fiziksel 3B modeller üzerinde araştırılmıştır. Ayrıca oluşturulan modellerin ortopedi cerrahisinde preoperatif planlamada kullanılabileceği ve cerrahlara büyük kolaylıklar sağlayabileceği belirtilmiştir (Cho ve ark., 2017).

Çelebi ve ark. (2017), BT görüntülerini kullanılarak hasarlanan kafatasının ve hasarlı alan için tasarlanan implantın 3B modellerini oluşturmuşlardır. Bu çalışma ile yapılacak cerrahi müdahale öncesinde meydana gelebilecek komplikasyonların önüne geçilebileceği ve bu sürecin hasta adına olumlu sonuçlar verebileceği gösterilmiştir (Çelebi ve ark., 2017).

Inge ve ark. (2018)'nın 16 yaşındaki bir hastanın yanlış kaynamış distal radius kırık cerrahisi vaka takdiminde, radius'un biyomodeli 3B baskı teknolojisi ile operasyon

öncesinde oluşturulmuştur. Araştırmacılar biyomodelin kullanımı ile preoperatif planlamanın geliştiğini ve üretilen modelin maliyet açısından problem oluşturmadığını belirtmişlerdir. Bununla birlikte 3B yazıcılar ve medikal yazılım programları satın alınarak, cerrahların daha düşük maliyette anatomik modeller üretebileceklerini ve üretilen bu modellerin eğitim ve preoperatif planlamada büyük katkılar sunacağını ifade etmişlerdir (Inge ve ark., 2018).

Chen ve ark. (2018), 3B baskı teknolojisinin preoperatif planlama için güvenilirliğini, doğruluğunu ve etkinliğini distal radius kırığı cerrahilerinde değerlendirmişlerdir. Çalışmada Die-Punch kırığı geçiren 55 hastada rutin uygulamalar yapılırken, 52 hastada cerrahi öncesinde ameliyata yardımcı olması için 3B yazıcı ile üretilen anatomik modeller kullanılmıştır. Araştırmada, cerrahi işlemlere entegre edilen 3B yazıcı teknolojisinin, cerrahlar ve hastalar arasındaki bilgi akışını olumlu yönde etkilediği gösterilmiştir. 3B modelleme teknolojilerinin kullanımı ile hastaların operasyonu daha iyi anladıkları, cerrahların ise kullanılan modeller vasıtasıyla ameliyat sürecini hastalara daha anlaşılır bir şekilde aktardıkları belirtilmiştir (Chen ve ark., 2018).

Chen ve ark. (2019)'nın yaptıkları diğer bir çalışmada, distal radius kırığı olan 48 hastayı çalışmaya dahil etmişlerdir. Preoperatif dönemde, hastaların distal radius'larının 3B modelleri oluşturulmuştur. Çalışmada, 3B baskı teknolojisi kullanılan cerrahiler ile rutin tedavilerin operasyon sürelerini, kan kaybı hacimlerini ve floroskopi kullanım sıklığını karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak, 3B baskı teknolojisi kullanılan cerrahilerde tüm değerlendirme parametre değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı azaldığı ifade edilmiştir ($p<0,05$). Ayrıca bu çalışmada, 3B baskı teknolojisinin cerrahilerde kullanımı ile ilgili yumuşak dokuların tam olarak belirlenememesi ve oluşan yazılımsal hatalar gibi sınırlamalar tespit edilmiştir (Chen ve ark., 2019).

Erdoğan (2019), hasarlanan orbita bölgesinin 3B dijital modelini oluşturarak, bu bölgeyle eşleşen implant tasarlamıştır. Tasarlanan implant, daha sonra 3B yazıcı teknolojisi ile basılmış ve hasarlı alana başarıyla uygulanmıştır (Erdoğan 2019).

Temmesfeld ve ark. (2020)'nin yaptıkları bir olgu sunumunda, yanlış kaynak distal radius kırığı eklem içi osteotomi uygulaması öncesinde, 3B yazıcı teknolojisi kullanılarak özel cerrahi kılavuzlar ve 3B radius modeli üretilmiştir. Operasyon öncesinde oluşturulan modeller sayesinde cerrahi herhangi bir komplikasyonun

gerçekleşmediği ve hastanın bilek fonksiyonlarının normale döndüğü gözlemlenmiştir (Temmesfeld ve ark., 2020).

Cuellar ve ark. (2021)'nin yaptıkları çalışmada ise, farklı yoğunluktaki filamentlerden 3B baskı teknolojisi ile eklemli protez parmaklar üretilmiştir. Üretilen biyomodellerin diğer protez el modellerine göre daha etkili bir kavrama hareketi sağladığı belirtilmiştir. Oluşturulan bu el modellerinin antropomorfik şekil özelliği, değiştirilebilir kavrama yeteneği, hafifliği, parmaklara fonksiyonel eklem takviyesi gibi bir takım avantajlarının olduğu da belirlenmiştir. Ayrıca bu çalışmada, üretimde kullanılan malzemelerin düşük maliyetli oluşunun gelişmemiş ülkelerde protez üretimi için avantaj teşkil edebileceği ifade edilmiştir (Cuellar ve ark., 2021).

Ulaşılabilen diğer literatür çalışmalarında ise, çeşitli omurga bozukları olan hastalarda omurga (Karlin ve ark., 2017), gelişim süresi boyunca birçok kemik tümörü oluşumuna neden olan hereditör multipl ekzositoz tanısı konulan hastalarda scapula (Tam ve ark., 2012), kubitus varus deformitesi bulunan hastalarda humerus (Mahaisavariya ve ark., 2006) modelleri kişiye özel olarak 3B yazıcı ile üretilmiş ve preoperatif planlamada etkin olarak kullanılmıştır. Bahsi geçen bu çalışmalarda ortak çıkarım olarak; oluşturan model uygulamaları ile skopi kullanımının, cerrahi müdahaleye ayrılan sürenin ve cerrahi sırasında meydana gelen kan kaybının azaltılacağı deklare edilmiştir (Mahaisavariya ve ark., 2006; Tam ve ark., 2012; Karlin ve ark., 2017).

Üç boyutlu modelleme ve 3B baskı teknolojisinin kullanımının dâhil olduğu başka bir alan ise anatomi eğitimidir. Anatomi eğitimlerinde 3B baskı teknolojisinin birçok faydası bulunmaktadır. Medikal alanda çalışan bilim insanlarının bu teknolojiye olan ilgi artışının sebeplerinin başında kadavra temininde yaşanan zorluklar ve mevcut kadavra dokuların tespitinde ve saklanmasında kullanılan formaldehitin insan sağlığına olan zararlı etkileri gelmektedir (Li ve ark., 2018; Jones 2019). Ayrıca, anatomi eğitimlerinde 3B baskı modellerin hem eğitici hem de öğrenci açısından güvenilirlikle kullanılabileceği, baskı modellerin yardımıyla oldukça karmaşık anatomik yapıların basitçe görselleştirilebileceği ifade edilmektedir (Preece ve ark., 2013; Li ve ark., 2018).

Üç boyutlu yazıcı teknolojisinin anatomi eğitiminde kullanımına yönelik bazı çalışmalar incelendiğinde; Niikura ve ark. (2014)'nin yaptıkları çalışmada 3B anatomik modeller kullanılarak asetabular kırığı olan hastaların cerrahi öncesi bilgilendirilmesi

sağlanmıştır. Ayrıca üretilen modellerden hastaların ameliyat için onamlarını alma sürecinde yararlanılmıştır. Hastalar ve hasta yakınları için üretilen modeller sayesinde ameliyattaki durum daha açıklayıcı olmuş ve hasta memnuniyeti sağlanmıştır. Ayrıca çalışmacılar tarafından bu modellerin tıp eğitiminde kullanılması amacı ile kütüphanelerde yer alması gerektiği belirtilmiştir (Niikura ve ark., 2014).

McMenamin ve ark. (2014)'nın yaptıkları çalışmada, tıp eğitiminde kadavra diseksiyon uygulamalarında yaşanan çeşitli problemleri 3B yazıcı teknolojisi kullanılarak azaltmanın gerçekleşip gerçekleşmeyeceğini araştırmışlardır. Tıbbi görüntüleme teknolojileri kullanılarak dijital ortama aktarılan kadvralarda istenilen anatomik yapılar çeşitli renklerde boyanmış ve gelişmiş 3B yazıcılarla çıktıları alınmıştır. Üretilen somut modelleri inceleyen çalışmacılar, pek çok açıdan tıp eğitiminde kullanılan kadvralara benzer olduklarını ifade etmişlerdir. Araştırmacılar, bu modellerin rahatlıkla kopyalanabileceğini, istenilen ebatlarda üretiminin sağlanabileceğini ve aynı zamanda üretilen bu kopya modellerin başta üniversiteler olmak üzere kadavra temininde zorluk çeken birçok kurumda kullanılabileceğini belirtmişlerdir (McMenamin ve ark., 2014).

AbouHashem ve ark. (2015)'nin yaptıkları araştırmada, 3B yazıcı teknolojisi kullanımının anatomi eğitimi üzerine etkileri incelenmiştir. Çalışmada Batı Sidney Üniversitesi ve Macquarie Üniversitesi'nde eğitimde kullanılan kemiklerden 3B yazıcı teknolojisi kullanılarak kopya somut modeller üretilmiştir. Bu teknoloji sayesinde anatomi eğitiminde kullanılan kadvralara ve kemiklere olan ihtiyacın azaldığı görülmüştür. Ayrıca üniversite pratik salonlarında anatomik çeşitliliği az olan kemik ve kadvraların yerini, çeşitliliğin fazla olduğu 3B yazıcılar tarafından üretilen modellerin alması gerektiği vurgulanmıştır (AbouHashem ve ark., 2015).

Lioufas ve ark. (2016), tıp öğrencilerinin ve cerrahi stajyerlerinin eğitimi sırasında kullanılmak üzere oluşturulan 3B modellerin öğrenme üzerine etkisini araştırmışlardır. Çalışmada sekiz ve 14 aylık iki bebeğin MR ile elde edilen görüntüler kullanılarak yarık damak ve yarık dudak malformasyonlarına sahip olan 3B fiziksel modeller üretilmiştir. Modeller ile anlaşılması zor olan bu patolojiler, daha kolay bir şekilde açıklanır hale geldiği belirtilmiştir. Ayrıca bu modellerin cerrahi operasyon öncesi ve sonrasında hekim ile hasta arasındaki bilgi transferlerinde kullanılabileceği ifade edilmiştir (Lioufas ve ark., 2016).

Li ve ark. (2018) yaptıkları çalışmada, sığırlara ait bazı kemiklerin 3B baskı modellerini üretmişlerdir. Bu baskı modellerinin anatomi eğitimindeki etkinliğini, öğrencilere yönelik yapmış oldukları anketle değerlendirmişlerdir. Ankete katılan öğrencilerin büyük bir çoğunluğu 3B baskı modellerindeki anatomik yapıların organik kemik örneklerinkinden farklı olmadığını, modellerin kokusuz, hafif ve dayanıklı olduğunu ifade etmişlerdir. Bu çalışmada elde edilen 3B baskı modellerinin de oldukça hafif, kokusuz, dayanıklı ve temiz olduğu belirtmişlerdir. Üç boyutlu baskı ve dijital modeller karşılaştırıldığında aralarında anatomik açıdan herhangi bir farklılık görülmediğini ifade edilmiştir (Li ve ark., 2018).

Youman ve ark. (2021)'nin yaptıkları çalışmada ise, 3B yazıcı teknolojisi ile üretilen modellerin patoloji dersinde kullanımının fizibilitesini değerlendirmişlerdir. 3B modellemelerin üzerinde osteokondrom ve osteosarkom patolojilerine ait yapılar oluşturulmuştur. Kemik tümörleri ile ilgili daha önceden ders almamış tıp öğrencileri iki gruba ayrılmıştır. Birinci gruba 3B yazıcıdan üretilen kemik modelleri üzerinde incelemelerde bulunulması sağlanmış, ikinci gruba ise kemik tümörleri ile ilgili video ders kaydı izletilmiştir. Sonuç olarak eğitim etkinliği değerlendirildiğinde kemik tümörlerinin 3B modellerde iki boyutlu görüntü verilerine göre daha avantajlı bir öğrenme etkinliği sunduğu tespit edilmiştir. Bu çalışma ile 3B modeller, patoloji dersleri için etkin bir eğitim materyali olarak kullanılabileceği sonucuna varılmıştır (Youman ve ark., 2021).

Ayrıca konvansiyonel 3B modellerle Nicholson ve ark. (2006) orta kulak ve iç kulağa ait anatomik yapıları MR ile elde edilen görüntülerinden 3B modellerle ve Hu ve ark. (2010) larynx anatomisine yönelik yüksek çözünürlüklü BT ile MR görüntüleriyle oluşturulan 3B yapılarla karşılaştırmışlardır. Çalışma sonuçlarına bakılarak, 3B boyutlu modeller ile konvansiyonel modellerin arasında eğitim metodolojisi açısından herhangi bir farkın olmadığı sonucu çıkarılmıştır (Nicholson ve ark., 2006; Hu ve ark., 2010). Brewer ve ark. (2012) ise, geleneksel anatomi eğitimlerinin yanında 3B dijital yapıların da kullanılmasının öğrenciler tarafından anlaşılması güç olan nöroanatomi alanındaki eğitim kalitesini arttırdığını bildirmişlerdir (Brewer ve ark., 2012).

Gelişen teknoloji ile birlikte 3B modellemelerin kullanıldığı bir diğer yeni kullanım alanı da adli tıp uygulamalarıdır. Üç boyutlu modellemeler, adli tıp uzmanlarına olay

yerinin ve anının canlandırılmasında, şüpheli ölümlerin cinayet mi, intihar mı, kaza mı olduğunu belirlemede, yapı bütünlüğü bozulmuş cesetlerin otopsisinde ve diğer mesleki profesyoneller arası iletişimde kilit rol oynamaktadır (Thali et al., 2003b). Literatürde de, Verhoff ve ark. (2008)'nın çalışmasında, geleneksel yöntemler kullanılarak yapılan osteometrik ölçümler ile 3B rekonstrüksiyon yöntemi ile yapılan ölçümler karşılaştırılmıştır. İncelemeler sonucunda 3B rekonstrüksiyon modeli kullanılarak yapılan osteometrik ölçümlerde kemiklerin iç yapıları ve hacimleri hakkında detaylı bilgilere ulaşıldığı belirtilmiştir (Verhoff ve ark., 2008).

Hosokai ve ark. (2013)'nın çalışmalarında yaşlı bir kadının ölüm nedeni 3B yazıcı teknolojisi ile belirlenmiştir. Muayene sonrasında cildinde hafif yanıklar bulunan, otopsi sonucunda 11'inci torakal vertebra'sında kırık saptanan yaşlı kadının ilk etapta cinayete kurban gittiği düşünülmüştür. Cesedin BT görüntüleri yardımıyla 3B modeli oluşturulmuş ve oluşturulan modelin incelenmesinden sonra kırıkların düşmeye bağlı gerçekleştiği sonucuna ulaşılmıştır (Hosokai ve ark., 2013).

Stull ve ark. (2014), yumuşak doku ile kaplı olan kemikler ile kuru kemikler arasındaki osteometrik ölçümleri 3B modelleme yöntemi ile karşılaştırmıştır. Yapılan incelemeler sonucunda kemik ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. İncelemeler sonucunda 3B yazıcılar ile oluşturulan modellerin felaketler sonucu gerçekleşen toplu ölümlerde kullanılabileceği vurgulanmıştır. Ayrıca modeller sayesinde osteometrik ölçümlerin ve morfolojik değişikliklerin farklı açılardan inceleme kolaylığı sağladığı ifade edilmiştir (Stull ve ark., 2014).

Sonuç olarak, yakın gelecekte 3B yazıcı teknolojisi kullanılarak oluşturulan 3B anatomik modeller; tıp, diş hekimliği ve diğer sağlık bilimleri öğrencilerinin eğitiminde, cerrahi stratejilerin belirlenmesinde ve mesleki uygulamalarda etkin rol oynayacağı ön görülmekle birlikte günümüzde de kullanım alanı hızla yaygınlaşmaktadır. Yukarıda özetlenen literatür çalışmaları da bu durumun en önemli göstergesidir (Niikura ve ark., 2014; McMenamin ve ark., 2014; AbouHashem ve ark., 2015; Lioufas ve ark., 2016; Youman ve ark., 2021).

Literatür incelendiğinde, iki boyutlu tıbbi görüntülerin 3B modellenmesinde farklı lisanslama yöntemlerinden olan ticari veya açık kaynak kodlu programların kullanıldığı görülmüştür (Çelebi ve ark., 2017; Kızmazoğlu ve ark., 2018; Özsoy ve Kayacan,

2018). Ticari programların yazılım ve donanım maliyetlerinin yüksek olması, bu modellerin kullanım sıklığını sekteye uğratmaktadır. Aynı zamanda açık kaynak kodlu yazılımların her işletim sisteminde ve her platformda çalışabilmesi, kullanıcılar tarafından tercih edilme nedenleri arasındadır. Bu sebeplerden dolayı yüksek maliyetli yazılımlar yerine açık kaynak kodlu yazılımların kullanılması revaçtadır (Demir ve ark., 2016). Bu tez çalışmasında da, 3B radius kemik modellerinin morфометrisi açık kaynak kodlu medikal programlar ile ölçülmüş ve gerçek kemik ölçümleri ile uyumlulukları değerlendirilmiştir. Değerlendirme sonucuna bağlı olarak; hacim ölçümlerinde 3D Slicer altın standarda yakın ve uyumlu bulunurken, uzunluk ölçümlerinde çalışmada kullanılan dört program da gerçek kemik ölçümleri ile uyumluluk göstermiştir. Literatürde çalışmamız kapsamında yer alan benzer programlarda farklı anatomik yapılar ve değerlendirme metodolojileri incelenerek, çalışmamızla uyumluk gösteren literatür çalışmaları aşağıda derlenmiştir.

Silva ve ark. (2008)'nın yaptıkları çalışmada, InVesalius programı ile oluşturulan 3B fiziksel model, kuru insan kafatasının BT ile çekilmiş görüntülerinden oluşturulmuştur. Çalışmada 24 farklı lineer ölçüm, oluşturulan model ve gerçek kemikte dijital kumpasla ölçülmüş ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda, yapılan lineer ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı bir boyutsal farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$). Bu sonuçlar eşliğinde, BT görüntülerinden oluşturulan fiziksel anatomik modeller ile gerçeğe uygun kraniomaksiller yapılar oluşturulabileceği ve bu yapıların maksillofasiyal cerrahi öncesi planlamalarda kullanılabileceği sonuçlarına ulaşılmıştır (Silva ve ark., 2008).

Poleti ve ark. (2016)'nın yaptıkları in vitro çalışmada, yetişkin popülasyonuna ait on adet kuru mandibula kemiğinin 20 farklı morфометrik ölçümü, iki açık kaynak kodlu medikal program ile değerlendirilmiş ve programların güvenilirliği karşılaştırılmıştır. Fiziksel ölçümler dijital kumpas yardımıyla ölçülmüştür. Dijital ölçümler için ilk olarak koni ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntüleri 3B dijital modellere dönüştürülmüştür. Daha sonra oluşturulan 3B modeller üzerinde ölçümler Dolphin ve InVesalius medikal programları ile yapılmıştır. Çalışma sonucunda, Dolphin ve InVesalius medikal programları ile yapılan ölçümler ile fiziksel ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p>0,05$). Sonuç olarak, bu iki medikal programın güvenilir ve doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Poletti ve ark.,

2016).

Tolentino ve ark. (2018), 10 adet mandibula'nın KIBT görüntüleri ile 3B modeller oluşturmuşlardır. Çalışmalarında üç farklı medikal program ile 35 morfometrik ölçüm karşılaştırılmıştır. Kontrol grubu olarak bir araştırmacı tarafından dijital kumpasla yapılan ölçümler belirlenmiştir. Başka bir araştırmacı tarafından XoranCat, RadiAnt ve InVesalius medikal programları ile dijital ölçümler yapılmıştır. Medikal programlar ile kontrol grubu arasındaki ölçümler karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış ($p>0,05$) ve modellemelerde kullanılan bu üç yazılımın doğru sonuçlu ve güvenilir olduğu bildirilmiştir (Tolentino ve ark., 2018). Yukarıda özetlenen çalışma sonuçları ile benzer şekilde, çalışmamız sonucunda da InVesalius programı ile yapılan morfometrik ölçümler fiziksel ölçümlerle uyumlu bulundu.

Ayrıca literatürde medikal programlarla oluşturulan modellemelerde lineer ölçümlerin haricinde hacim ölçümleri de karşılaştırılmıştır. Fyllingen ve ark. (2016)'nın yaptıkları retrospektif çalışmada, glioblastoma tedavisi için primer cerrahi geçiren 20 hastanın beyin tümörleri MR ile görüntülenmiştir. Görüntüler BrainVoyager, 3D Slicer ve ITK-SNAP programlarında 3B modellere dönüştürülerek oluşturulan modellerden tümör hacimleri hesaplanmıştır. Hesaplanan hacimler istatistiksel olarak karşılaştırılmış ve anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Ayrıca Fyllingen ve arkadaşları çalışmalarında kullanılan bu üç programın benzer performansa sahip olduklarını ifade etmişlerdir (Fyllingen ve ark., 2016). Bizim çalışmamızda da 3D Slicer ile hesaplanan hacimler ile gerçek kemik hacimler arasında aynı istatistiksel sonuçlar belirlenirken, gerçek ölçümlere en uyumlu programın 3D Slicer olduğu tespit edildi.

Hassan ve ark. (2016)'nın yaptıkları çalışmada altı kuru temporal kemik ve beş hastanın temporal kemiğinin BT ve MR verileri ile açık kaynak kodlu dört medikal programda (3D Slicer, ITK-SNAP, MITK, ve Seg3D) 3B anatomik modeller oluşturulmuştur. Oluşturulan modellerde temporal kemik bölümlerinin sınırlarını belirlemedeki hassasiyeti değerlendirilmiştir. Sonuç olarak medikal programların tek başına temporal kemiği bölümlere ayırmada yetersiz olduğu fakat bütün 3B temporal kemik modeli oluşturmada başarılı oldukları sonucuna ulaşılmıştır (Hassan ve ark., 2016). Bizim çalışmamızda da 3D Slicer, ITK-SNAP ve Seg3D programları ile başarılı 3B modeller oluşturulmuştur.

Stawiski ve ark. (2017)'nın yaptıkları çalışmada, subependimal dev hücreli astrositom tümörleri bulunan 10 hastanın MR görüntüleri ile 3B tümör modelleri oluşturulmuştur. Bu çalışmada, ITK-Snap, 3D Slicer ve NIRFast medikal programları kullanılarak yarı otomatik segmentasyonla tümör hacimleri hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır. Kontrol grubu olarak bir radyolog tarafından standart planimetrik metodoloji yöntemi kullanılarak hesaplanan hacim ölçümleri kabul edilmiştir. Karşılaştırma sonucunda, programlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ifade edilirken ($p>0,05$), programlar ile hesaplanan tümör hacimlerinin standart yöntemle hesaplanan ölçümlerden daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca ITK-SNAP programının standart yöntemle göre en düşük hata oranına sahip olduğu rapor edilmiştir (Stawiski ve ark., 2017). Bizim çalışmamızda ise gerçek kemiklere en yakın hacimleri 3D Slicer programı vermiştir. Stawiski ve arkadaşlarının çalışmasında kontrol grubu olarak belirlenen planimetrik hacim ölçümleri yüzey alanlarının üst üste getirilmesi ile yapılmıştır. Bu sebeple elde edilen hacim ölçümleri gerçek hacim ölçümlerinin (Arşimed prensibi) yerini tutmayabileceğini düşünmekteyiz. Çalışmalar arasında belirlenen sonuç farklılığının bu durumdan kaynaklandığına inanmaktayız.

Pinheiro ve ark. (2018)'nin yaptıkları retrospektif çalışmada, yarık damaklı 35 kişinin KIBT görüntüleri kullanılarak Dolphin3D ve ITK-SNAP açık kaynak kodlu medikal programları ile 3B farinks modelleri oluşturulmuş ve faringeal hacimler hesaplanmıştır. Faringeal hacimlerin belirlenmesinde SlicerCMF adlı ticari medikal program kontrol grubu olarak belirlenmiş ve bu programın hesapladığı hacim değerleri Dolphin3D ve ITK-SNAP programında hesaplanan değerler ile karşılaştırılmıştır. Değerlendirme sonucunda 3B modellerin ortalama hacim değerleri diğer programlara göre ITK-Snap programında daha yüksek bulunmuş, ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir ($p>0,05$). Ayrıca açık kaynak kodlu programlar ile ticari program arasındaki hacimsel değerlendirmelerde anlamlı bir farkın olmadığı ve ücretsiz olmaları sebebiyle birbirlerinin alternatifi olabileceği çıkarımı yapılmıştır (Pinheiro ve ark., 2018). Bizim çalışmamızda da ücretsiz yazılımların gerçek değerlerle yakın sonuçlar verdiği, fakat en güvenilir sonucun 3D Slicer tarafından ortaya konulduğu tespit edilmiştir.

Giudice ve ark. (2020), cerrahi destekli maksiller genişletme yapılması planlanan 10 hastada, (altı kadın, dört erkek) KIBT görüntüleri ile 3B mandibula modelleri

oluşturmuşlardır. Bu çalışmada, Dolphin3D, InVesalius, ITK-SNAP ve 3D Slicer medikal programları kullanılarak yarı otomatik segmentasyonla mandibula kondillerinin hacimleri hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır. Mimics programında manuel segmentasyonla oluşturulan modeller kontrol grubu olarak kabul edilmiştir. Mimics programı ile diğer medikal programların karşılaştırılması sonucunda, kondiler modellerin hacimsel boyutlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Ayrıca istatistiksel analiz sonucunda, Dolphin3D ve 3D Slicer programlarında kondiler hacim ortalamaları Mimics programına göre daha düşük iken, ITK-Snap ve Invesalius programlarında ise daha yüksek olarak tespit edilmiştir (Lo Giudice ve ark., 2020). Bizim çalışmamızda da InVesalius programı ile yapılan hacim ölçümleri altın standarda göre yüksek, ITK-SNAP ile yapılan ölçümler ise düşük bulunmuştur. ITK-SNAP ile yapılan hacim ölçümlerinin kontrol grubuna göre değişkenlik göstermesinin sebebi, bu çalışma ile bizim çalışmamızda belirlenen alt kontrol gruplarının farklı olmasından kaynaklanmakta olduğunu düşünmekteyiz.

Vellone ve ark. (2020)'nın yaptıkları retrospektif çalışmada, yaşları 10 ile 48 arasında değişen 15 erkek ve 25 kadından oluşan 40 kondiler hiperplazi hastasının KIBT görüntüleri ile 3B mandibula modelleri oluşturulmuştur. Çalışmada mandibula kondillerinin hacimleri iki farklı açık kaynak kodlu medikal program ile hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır. Manuel segmentasyon (Horos medikal programı) ile oluşturulan modeller kontrol grubu olarak kabul edilirken, yarı otomatik segmentasyon (ITK-SNAP medikal programı) ile oluşturulan modeller çalışma grubu olarak belirlenmiştir. Çalışma sonucunda, programlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edilirken ($p>0,05$); medikal programların kondiler hiperplazi hastalarında tedavi planlaması sürecinde güvenilir ve tekrarlanabilir birer metot olduğu sonucuna ulaşılmıştır (Vellone ve ark., 2020). Çalışmamızda da ITK-SNAP programı ile yapılan hacim ölçümleri kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Kollmann ve ark. (2020)'nın Nörofibromatozis Tip2 tanısı konulan sekiz hastayı dâhil ettikleri çalışmada, beyin tümörlerinin MR görüntüleri kullanılarak hacimsel değerleri üç farklı medikal programda (BrainLab Iplan, ITK-SNAP, OsiriX) oluşturulan modeller üzerinden hesaplanmış ve programlar önceden tanımlanmış hacimlere sahip fantomlar üzerinden karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmalar sonucunda programlar tarafından hesaplanan hacimler ile fantom hacimleri arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli

ölçüde farklı olduğu sonucuna varılmıştır ($p<0,05$) (Kollmann ve ark., 2020). Bu çalışmanın aksine bizim çalışmamızda ITK-SNAP programı ile yapılan ölçümler ile gerçek ölçümler arasında istatistiksel olarak herhangi bir fark bulunmamıştır. Bu durumun sebebi çalışmalarda belirlenen kontrol grubunun birbirinden farklı olmasındandır.

Virzi ve ark. (2020)'nin yaptıkları çalışmada, pelvis cerrahisi planlamasında kullanılmak üzere pelvis iskeleti ve organlarının MR ile farklı medikal programlarda 3B modelleri oluşturulmuş ve programların performansları değerlendirilmiştir. Çalışmada 12'si açık kaynak kodlu (3D Slicer, Anatomist, Freesurfer, FSL, ImageJ, ITK-SNAP, Mango, MedInria, MIPAV, Myrian Studio, OsiriX, Seg3D) ve ikisi ticari medikal programdan (AW-Server, Olea Sphere) oluşan 14 medikal program kullanılmıştır. Medikal programların performans analizleri için; desteklenen sistem, görüntü kayıt işlevleri, kullanılabilirlik, 3B görselleştirme, traktografi işlevleri, potansiyel eklentiler, otomasyon derecesi ve segmentasyon süreci değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda sezgisel segmentasyon ve net arayüzler sayesinde hem Seg3D hem de ITK-SNAP'in çok kullanışlı görüldüğü, segmentasyon süreci açısından Myrian Studio ve ITK-SNAP'in en hızlı programlar olduğu ve pelviste yer alan sinirlerin gösteriminde 3D Slicer'in en uygun medikal program olduğu sonuçlarına ulaşılmıştır (Virzi ve ark., 2020). Bizim çalışmamızda da gerçek kemiğe en yakın model oluşturan programın 3D Slicer olduğu belirlenmiştir.

Genel olarak, medikal programların kullanıldığı literatür ile kesiştiğimiz çalışmalarda, 3D Slicer'in hacim ölçümlerinde en başarılı program olduğu ifade edilirken, lineer ölçümlerde çalışmamızda da yer alan tüm programların etkili sonuçlar verdiği belirtilmiştir. Çalışmalar arası var olan sonuç farklılıklarının sebepleri arasında belirlenen altın standardın farklı olması, seçilen programların çeşitliliği ve segmentasyon için kullanılan metodolojinin değişkenlik göstermesi kabul edilebilir.

Bu tez çalışmasında güdülen farklı bir amaç ise radius kemiğinin morfometrisini de belirlemektir. Bu amaç doğrultusunda; radius kemiklerinin uzunluğu, caput radii'nin lateromedial çapı, lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu, caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk, incisura ulnaris'in genişliği ve tuberculum dorsale hizasında radius genişliği dijital kumpas ile ölçülmüş ve literatür çalışmaları ile karşılaştırılmıştır.

Ağrıtımış ve elbiş (2002)'in yaptıkları çalışmada, Türkiye doğumlu orta yaşlı 127 kadavrada (80 erkek 47 kadın) radius uzunluğu lmştr. Çalışma sonucunda, radius ortalama uzunluğu erkeklerde 245 ± 47 mm olarak tespit edilirken, kadınlarda 217 ± 35 mm olarak tespit edilmiştir (Ağrıtımış ve elbiş, 2002). Bizim yaptığımız çalışmada radius uzunluğu $218,87\pm8,94$ mm olarak bulunmuştur. Kadınlarda len radius uzunluğu ile çalışmamızda len uzunluk arasında uyumluluk söz konusudur.

Van Riet ve ark. (2005)'nin yaptıkları çalışmada, yaş ortalaması 81 olan 27 kuru kemikte radius boynu lmştr. Çalışma sonucunda radius boynu $13\pm2,5$ mm olarak bulunmuştur (Van Riet ve ark., 2005). Çalışmamızda ise caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk $11,2\pm1,86$ mm olarak ld. Çalışmamızda radius boyun uzunluğu Van Riet ve arkadaşlarının çalışmasına göre daha düşük lmştr. Bu farklılığın sebebi, bizim çalışmamızda kullanılan kuru kemiklerin orta yaş grubuna, Van Riet ve arkadaşlarının çalışmasındaki kemiklerin yaşlı popülasyona ait olmasından kaynaklanmaktadır.

Daneshvar ve ark. (2016)'nin yaptıkları çalışmada, 100 kadavrada BT ile 3B radius görüntüleri elde edilmiştir. Elde edilen DICOM verileri kullanılarak Mimics programı ile radius 3B modelleri oluşturulmuştur. Oluşturulan modellerdeki radius'un incisura ulnaris'inin genişlik ortalaması MATLAB programı ile eklem hattında $14,9\pm1,9$ mm, eklem hattının 4 mm proksimalinde $15,4\pm2,2$ mm değerlerinde lmştr (Daneshvar ve ark., 2016). Yaptığımız çalışmada incisura ulnaris'inin genişlik ortalaması $14,48\pm2,82$ mm olarak tespit edilmiştir. Çalışma sonucumuzdaki m ile incisura ulnaris'in genişliğinin eklem hattında len değer uyumlu bulundu.

Kwon ve ark. (2018)'nin yaptıkları çalışmada, Kore popülasyonuna ait 81 kadavra radius kemikleri BT ile görüntülenmiştir. DICOM verileri Mimics programı ile STL dosya formatında radius modellerine dönüştürülmüştür. Dönüştürülen modeller 3B Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) programına aktararak radius'un extremitas distalis genişliği lmştr. mler sonucunda radius'un alt uç genişlik ortalaması 27 ± 3 mm olarak belirlenmiştir (Kwon ve ark., 2018). Çalışmamızda radius'un alt uç genişliği $27,98\pm1,63$ mm olarak ld. len değer ile çalışmamız sonuçları uyumlu bulundu.

Swieszkowski ve ark. (2001)'nin yaptıkları çalışmada, 17 erkek kadavrasında caput

radii'nin çapı ve caput radii'nin uzunluğu CAD sistemi ile ölçülmüştür. Çalışma sonucunda caput radii'nin çapı $23,36 \pm 1,14$ mm ve caput radii'nin uzunluğu $10,14 \pm 1,38$ mm olarak tespit edilmiştir (Swieszkowski ve ark., 2001). Çalışmamızda ise caput radii'nin lateromedial çapı $17,05 \pm 1,08$ mm ve caput radii'nin uzunluğu $9,30 \pm 0,94$ mm olarak ölçüldü. Yaptığımız çalışmadaki ölçümler bu çalışmanın ölçümlerine göre daha düşük olarak belirlenmiştir. Ölçüm sonuçlarındaki bu farklılığın sebebi Swieszkowski ve arkadaşlarının ölçümleri CAD sistemi ile dijital olarak gerçekleştirilmesi, bizim ise ölçümleri dijital kumpas ile fiziksel olarak gerçekleştirmemizdir.

Captier ve ark. (2002)'nin yaptıkları çalışmada, 96 kuru kemikte (78 sol, 18 sağ) radius uzunluğu, caput radii'nin lateromedial çapı ve caput radii'nin uzunluğu ölçülmüştür. Çalışmada radius uzunluğu 229,4 mm, caput radii'nin lateromedial çapı 21,0 mm, caput radii'nin uzunluğu 9,2 mm olarak ölçülmüştür (Captier ve ark., 2002). Çalışmamızda radius uzunluğu $218,87 \pm 8,94$ mm, caput radii'nin lateromedial çapı $17,05 \pm 1,08$ ve caput radii'nin uzunluğu $9,3 \pm 0,94$ mm olarak tespit edildi. Çalışmamız ile Captier ve arkadaşlarının çalışma sonuçları karşılaştırıldığında, caput radii'nin uzunluk ölçümlerinin uyumlu olduğu, radius uzunluğu ve caput radii'nin lateromedial çapı çalışmamızda daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Bu farklılıkların sebebi, araştırmacı ve kemiklerin anatomik yapısal farklılıklarından dolayıdır.

Rajasree ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada, caput radii'nin ortalama uzunluğunu sol tarafta 5,71 mm, sağ tarafta ise 6,5 mm ölçmüşlerdir. Radius başının ortalama anteroposterior çapı sağ tarafta 15,41 mm, sol tarafta 15,45 mm olarak belirlenmiştir (Rajasree ve ark., 2016). Ancak çalışmamızda, lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu $9,30 \pm 0,94$ mm, caput radii'nin lateromedial çapı ise $17,05 \pm 1,08$ mm olarak saptandı. Caput radii'nin uzunluğu ve radius başının uzunluğu ve caput radii'nin lateromedial çapı Rajasree ve arkadaşlarının çalışmasına göre çalışmamızda daha büyüktü. Bu durumun çalışmalarda kullanılan kemiklerin Türk ve Hint gibi iki farklı popülasyona ait olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Mall ve ark. (2001)'nin yaptıkları çalışmada, Münih ve Köln Üniversitelerinde yapılan diseksiyon kurslarından elde edilen 143 (64 erkek 79 kadın) kuru kemikte radius uzunluğu, caput radii'nin çapı ve distal radius genişliği ölçülmüştür. Çalışmada radius uzunluğu erkeklerde $24,6 \pm 1,25$ cm, kadınlarda $22,0 \pm 1,03$ cm; caput radii'nin çapı

erkeklerde $2,6\pm0,17$ cm, kadınlarda $2,2\pm0,12$ cm; distal radius genişliği erkeklerde $3,6\pm0,35$ cm, kadınlarda $3,2\pm0,22$ cm olarak ölçülmüştür (Mall ve ark., 2001). Bizim çalışmada ise radius uzunluğu $21,88\pm0,89$ cm, caput radii'nin çapı $1,7\pm0,1$ cm ve distal radius genişliği $2,79\pm1,63$ cm olarak belirlendi. Çalışmamızda ölçülen radius uzunluğu ile Mall ve arkadaşlarının kadınlarda ölçtükleri radius uzunluğu arasında belirgin bir fark yok iken, diğer ölçümler çalışmamızda daha kısa ölçülmüştür.

Mahaisavariya ve ark. (2004)'nın yaptıkları çalışmada, 40 radius'un BT DICOM verilerinden Mimics programı ile STL dosya formatında radius modelleri oluşturulmuştur. Oluşturulan modellerde radius uzunluğu $240,0\pm17,3$ mm, caput radii'nin çapı $20,5\pm1,9$ mm ve caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk $7,6\pm1,1$ mm olarak ölçülmüştür (Mahaisavariya ve ark., 2004). Çalışmamızda ise radius uzunluğu $218,87\pm8,94$ mm, caput radii'nin lateromedial çapı $17,05\pm1,08$ mm ve caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk $11,2\pm1,86$ mm olarak ölçüldü. Çalışmamız ile Mahaisavariya ve arkadaşlarının çalışma sonuçları karşılaştırıldığında, radius uzunluğu ve caput radii'nin çap ölçümünün çalışmamızda daha düşük, caput radii ile tuberositas radii arasındaki uzunluğun daha yüksek ölçüldüğü tespit edildi. Bu sonuçlar arasındaki farklılık iki çalışma arasında kullanılan ölçüm metodundan kaynaklanmaktadır.

Popoviç ve ark. (2005)'nin yaptıkları çalışmada, 51 kişinin radius'ları spiral BT ile görüntülenmiştir. Elde edilen görüntülerden caput radii'nin uzunluğu, caput radii'nin çapı ve caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk ölçülmüştür. Çalışma sonucunda caput radii'nin uzunluğu $0,99\pm0,16$ cm, caput radii'nin çapı $2,18\pm0,19$ cm ve caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk $1,23\pm0,28$ cm olarak bulunmuştur (Popovic ve ark., 2005). Yaptığımız çalışmada ise, lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu $0,93\pm0,09$ cm, caput radii'nin lateromedial çapı $1,7\pm0,1$ cm ve caput radii ile tuberositas radii arası uzunluğu $1,12\pm0,18$ mm olarak belirlendi. Çalışmamızdaki ölçüm değerlerimizin Popoviç ve arkadaşlarının ölçüm değerlerine göre daha düşük olduğu gözlemlendi. Ölçüm sonuçlarındaki bu farklılıklar, Popoviç ve arkadaşlarının ölçümleri radyolojik olarak, bizim ise ölçümleri dijital kumpas ile fiziksel olarak yapmamızdan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Prithishkumar ve ark. (2012)'nin yaptıkları çalışmada, Hint popülasyonuna ait, 69 sağ ve 63 sol olmak üzere 132 kuru kemikte radius uzunluğu ve tuberculum dorsale

hizasında radius genişliği ölçülmüştür. Çalışmada, radius uzunluğu sağda $242,9 \pm 17,4$ mm, solda $244 \pm 16,5$ mm ve tuberculum dorsale hizasında radius genişliği sağda $26,3 \pm 2,4$ mm, solda $26,7 \pm 2,2$ mm olarak bulunmuştur (Prithishkumar ve ark., 2012). Çalışmamızda ise radius uzunluğu $218,87 \pm 8,94$ mm ve tuberculum dorsale hizasında radius genişliği $27,98 \pm 1,63$ mm olarak ölçüldü. Çalışmamızda ölçülen tuberculum dorsale hizasında radius genişliği Prithishkumar ve arkadaşlarının çalışma sonucu ile uyumlu olarak değerlendirilirken, radius uzunluğu çalışmamızdan daha uzun olarak bulunmuştur. Radius uzunluk ölçümündeki bu farklılığın sebebi çalışmalarda kullanılan kemiklerin farklı ırklara ait olmasından kaynaklanmaktadır.

Gupta ve ark. (2015)'nin yaptıkları çalışmada, Hint popülasyonuna ait 50 kadavra radius'unun distal ve proksimal bölge uzunlukları ölçülmüştür. Çalışmada, radius uzunluğu sağda $23,98 \pm 1,6$ cm, solda $23,12 \pm 2,11$ cm; caput radii'nin lateromedial çapı sağda $1,89 \pm 0,21$ cm, solda $1,82 \pm 0,21$ cm; lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu sağda $0,73 \pm 0,09$ cm, solda $0,77 \pm 0,14$ cm; caput radii ile tuberositas radii arası uzunluğu sağda $1,18 \pm 0,25$ cm, solda $1,20 \pm 0,31$ cm ve tuberculum dorsale hizasında radius genişliği sağda $2,64 \pm 0,22$ cm, solda $2,55 \pm 0,27$ cm olarak bulunmuştur (Gupta ve ark., 2015). Bizim çalışmada ise radius uzunluğu $21,88 \pm 0,89$ cm, caput radii'nin lateromedial çapı $1,70 \pm 0,1$ cm, lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu $0,93 \pm 0,09$ cm, caput radii ile tuberositas radii arası uzunluğu $1,12 \pm 0,18$ cm ve tuberculum dorsale hizasında radius genişliği $2,79 \pm 0,16$ cm olarak tespit edildi. Çalışmamızdaki ölçüm sonuçları ile Gupta ve arkadaşlarının çalışma sonuçları arasında farklılıklar bulunmaktadır. Bu farklılıklar, çalışmada kullanılan kemiklerin Hint popülasyonuna ait olmasından kaynaklanmaktadır.

Rayna ve ark. (2018)'nin yaptıkları çalışmada, 80 sağ ve 80 sol olmak üzere toplamda 160 kuru kemikte radius uzunluğu, caput radii'nin çapı, lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu, caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk ve incisura ulnaris genişliği ölçülmüştür. Çalışmada, radius uzunluğu sağda $22,7 \pm 1,26$ cm, solda $22,5 \pm 1,24$ cm; caput radii'nin çapı sağda $4,11 \pm 1,26$ cm, solda $4,11 \pm 0,02$ cm; lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu sağda $0,32 \pm 0,06$ cm, solda $0,3 \pm 0,04$ cm; caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk sağda $0,75 \pm 0,11$ cm, solda $0,73 \pm 0,09$ cm; incisura ulnaris genişliği sağda $1,41 \pm 0,08$ cm, solda $1,4 \pm 0,09$ cm olarak tespit edilmiştir (Rayna ve ark., 2018). Bizim çalışmada ise radius uzunluğu $21,88 \pm 0,89$ cm, caput radii'nin lateromedial çapı

1,70±0,1 cm, lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu 0,93±0,09 cm, caput radii ile tuberositas radii arası uzunluğu 1,12±0,18 cm ve incisura ulnaris genişliği 1,44±0,28 cm olarak ölçüldü. Çalışmamızda ölçülen radius uzunluğu ve incisura ulnaris genişliği Rayna ve arkadaşlarının çalışma sonucu ile uyumluluk göstermektedir. Ancak caput radii'nin çapı ölçüm sonuçlarımıza göre daha yüksek ölçülürken; lateral tarafta caput radii'nin uzunluğu ve caput radii ile tuberositas radii arası uzunluk daha düşük ölçülmüştür.

Yine başka literatür çalışmalarında caput radii'nin çapını; King ve ark. (2001) 28 kuru kemiğin radyografi görüntülerinde 23,6±2,5 mm, Van Riet ve ark. (2003) 27 kuru radius kemiğinde 23,4±2,3 mm, Puchwein ve ark. (2013) 30 kadavranın BT görüntülerinde 22,44±1,73 mm olarak belirlemişlerdir (King ve ark., 2001; Van Riet ve ark., 2003; Puchwein ve ark., 2013). Çalışmamız sonucunda caput radii'nin çap ölçüm ortalaması bahsi geçen çalışma sonuçlarından düşük bulunmuştur. Ölçüm sonuçlarındaki bu farklılıkların sebebini ölçüm yapılan yerin ve ölçümü yapan kişinin farklı olması, ölçümde kullanılan materyalin çeşidi ve ölçülen kemiğin cinsiyet veya ırksal farklılıkları ile açıklayabiliriz.

Yapılan bu morfometrik ölçümler dirsek ve el bileği bölgesinde sık görülen radius kırıkları için önemlidir. Çünkü bu kırıklar tüm kırıkların yaklaşık %5'ini oluşturmaktadır (Lindham ve Hugosson, 1979; Funk ve Wood, 1988). Ayrıca bu kırıklara ulna kırıkları, karpal kemik kırıkları, dirsek çıkığı, interosseöz bağ yaralanması, medial kollateral bağ hasarı ve triceps tendon rüptürü eşlik edebilmektedir (Ring ve ark., 2002; Dubberley ve ark., 2006). Bu sebeple radius morfometrisinin bilinmesi, radius başı ve distal uç protezleri, bisipital tendon rekonstrüksiyonu ve radius kırık redüksiyonları için faydalı olacaktır (Rayna ve ark., 2018). Ayrıca gelişim çağındaki çocukların normal büyümesinin takibinde ve adli tıpta kemik yaş tayininde önemli rol oynamaktadır (Saritaş 2015).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sonuç olarak;

Dört açık kaynak kodlu medikal programda 3B radius modelleri başarıyla oluşturularak STL olarak kaydedildi. Kuru kemik örnekleri kullanılarak yapılan morfometrik ölçümlerin 3B dijital modeller üzerinde de kolaylıkla gerçekleştirilebileceği anlaşıldı. Üç boyutlu modellerdeki uzunluk ve hacim ölçümleri gerçek kemik ölçümleri ile karşılaştırıldığında, medikal programlar arasında anlamlı farklar bulunmadı. Programların gerçek kemik ölçümleri ile uyumu değerlendirildiğinde ise, uzunluk ölçümlerinde tüm programların fiziksel ölçümle uyumlu olduğu belirlenirken; hacim ölçümlerinde ise 3D Slicer'ın Arşimed Prensibi ile uyumlu tek program olduğu sonucuna ulaşıldı. 3D Slicer programında oluşturulan modellerde hem uzunluk hem de hacim ölçümlerinin gerçeğe en uygun sonuçlar vermesi, çalışmada kullanılan programlar içerisinde 3D Slicer'ı ön plana çıkardı.

Yaptığımız çalışma ile açık kaynak kodlu medikal programlar kullanılarak 3B dijital anatomik modellerin kolaylıkla tasarlanabileceği ve bu modellerden 3B yazıcılar sayesinde 3B fiziksel modellerin üretilebileceği tespit edildi. Bununla birlikte 3B anatomik modellerin anatomi eğitimlerinde kullanılmasının kadavra ve buna bağlı olarak formaldehit gibi zararlı kimyasal maddelere maruziyeti oldukça azaltılabileceği ön görüldü. Ayrıca 3B radius modellerinin, radius cerrahisi öncesi planlamada, hastaya özel ortez ve protez imalatında ve adli tıp uygulamalarında güvenilir bir kılavuz oluşturacağı düşünüldü.

Çalışmamız bazı kısıtlılıklara sahiptir. Çalışmamızda 3D Slicer uzunluk ve hacim ölçümlerinde başarılı sonuçlar gösterirken, literatürün aksine diğer programlarda bu başarıya ulaşılamamanın sebepleri şu şekilde sıralanmaktadır:

- Örneklem büyüklüğünün azlığı,
- BT görüntülerindeki kesit kalınlığının fazla olması ve daha az sayıda görüntü içermesi,
- Literatürde yer alan çalışmalardaki kontrol gruplarının başka bir medikal program olması ve bu programların gerçek yapılarla uyumluluğunun test edilmemesi,

- Üç boyutlu dijital modeller oluşturulurken kullanılan metodolojinin daha doğru sonuçlar veren manuel segmentasyon yerine daha kolay uygulanabilen yarı otomatik segmentasyon olması,
- Radius kemiğinin girinti ve çıkıntılardan oluşan anatomik yapısından dolayı modellerin birebir görüntüsünün sağlanamamasıdır.

Ayrıca piyasada artan medikal programlardan vakaya göre en güvenilir olanını tercih etmek ve radyolojik görüntüleri doğru analiz ederek en iyi tedavi sonucuna en kısa sürede ulaşmak için cerrah ve eğitimcilerin bu konuda bilgilendirilmesi önemlidir. Bu sebeple, çalışmamızda kullandığımız medikal programlar; kullanım kolaylığı, açık erişimli veya düşük maliyetli olması ve literatürde kullanıldığı vaka sayısına göre tercih edilebilirliği yüksek programlardır. Bu bilgiler ışığında 3B radius modellerinin morфометrisinin farklı açık kaynak kodlu medikal programlarda değerlendirilmesini amaçladığımız çalışmamızda; tıp eğitimcilerine ve cerrahlara güvenilir 3B modeli oluşturmak için 3D Slicer programını önermekteyiz.

Bu sonuçlara bağlı olarak literatüre katkı sağlayan veriler ortaya konmuştur. Aynı zamanda çalışmamızda yapılan morфометrik ölçümlerin literatür ile uyumu karşılaştırılarak kullanılan metodoloji ile literatüre farklı bir bakış açısı kazandırılmıştır. Bu çalışmanın anatomi alanına modern bir yaklaşım getireceğini ön görmekle birlikte çalışmamızda kullanılan medikal programların sayısı ve örneklem büyüklüğü artırılarak çalışmamız kapsamının genişletilmesini tavsiye etmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

- AbouHashem, Y., Dayal, M., Savanah, S., Štrkalj, G. (2015) 'The application of 3D printing in anatomy education'. *Med Educ Online*, 20, 29847.
- Ackermann, U. (2006) *Pretty Darned Quick Fizyoloji*. Alican İ. (Edt), İstanbul: İstanbul Medikal Yayıncılık.
- Ağrıtmış, H., Çelbiş, O. (2002) 'Radius ve Ulnadan Boy Tahmini ve Cinsiyet Belirlenmesi'. *Turk J Forensic Med*, 16, 7–17.
- Alptekin, D.Ö., Keleş, İ., Aydın, G., Arslan, A. (2008) 'Eşzamanlı Bilateral Colles Kırığı: Olgu Sunumu'. *Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Derg*, 10(1), 55–57.
- Arifoğlu, Y. (2017) *Her Yönüyle Anatomi*. 1st ed. İstanbul: İstanbul Tıp Kitabevleri.
- Arıncı, K., Elhan, A. (2020) *Anatomi*. 7th edn. Ankara: Güneş Kitap Evleri.
- Atalay, H.A., Ülker, V., Alkan, İ., Canat, H.L., Özkuvancı, Ü., Altunrende, F. (2016) 'Impact of Three-Dimensional Printed Pelvicaliceal System Models on Residents' Understanding of Pelvicaliceal System Anatomy Before Percutaneous Nephrolithotripsy Surgery: A Pilot Study'. *J Endourol*, 30(10), 1132–1137.
- Atalay, H.A., Değirmençtepe, R.B., Bozkurt, M., Can, O., Canat, H.L., Altunrende, F. (2017) 'Endourolojide Bipolar Teknolojiler'. *Endouroloji Bul*, 9, 66–71.
- Aydın, L., Küçük, S. (2017) 'Üç Boyutlu Yazıcı ve Tarayıcı ile Hastaya Özel Medikal Ortez Tasarımı ve Geliştirilmesi'. *Politek Derg*, 20(1), 1–8.
- Ayyıldız S. (2017) *3D Katı Modelleme Teknikleri*. 9. Cerrahi Araştırma Kongresi. Kocaeli, 10 - 12 Kasım 2017.
- Azer, S.A., Azer, S. (2016) '3D Anatomy Models and Impact on Learning: A Review of the Quality of the Literature'. *Health Prof Educ*, 2(2), 80–98.
- Balik, M., Gurbuz, H. (2019) 'Results of external fixator treatment in distal radius intra-articular fractures'. *Hand Microsurg*, 8(2), 80–90.
- Barrett, K.E., Barman, S.M., Boitano, S., Brooks, H.L., Gökbel, H. (2015) *Ganong'un tıbbi fizyolojisi*. Gökbel H. (Edt), İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri.
- Battulga, B., Konishi, T., Tamura, Y., Moriguchi, H. (2012) 'The Effectiveness of an Interactive 3-Dimensional Computer Graphics Model for Medical Education'. *Interact J Med Res*, 1(2), e2172.
- Bazille, A., Guttman, M.A., McVeigh, E.R., Zerhouni, E.A. (1994) 'Impact of semiautomated versus manual image segmentation errors on myocardial strain calculation by magnetic resonance tagging'. *Invest Radiol*, 29, 427–433.
- Benkő, P., Martin, R.R., Várady, T. (2001) 'Algorithms for reverse engineering boundary representation models'. *Comput.-Aided Des*, 33(11), 839–851.
- Brewer, D.N., Wilson, T.D., Eagleson, R., de Ribaupierre, S. (2012) 'Evaluation of neuroanatomical training using a 3D visual reality model'. *Stud Health Technol Inform*, 173, 85–91.
- Brown, A. (2015) '3D Printing in Instructional Settings: Identifying a Curricular Hierarchy of Activities'. *TechTrends*, 59, 16–24.

- Captier, G., Canovas, F., Mercier, N., Thomas, E., Bonnel, F. (2002) 'Biometry of the radial head: biomechanical implications in pronation and supination'. *Surg Radiol Anat*, 24(5), 295–301.
- Charalambous, C.P., Stanley, J.K., Mills, S.P., Hayton, M.J., Hearnden, A., Trail, I. et al. (2011) 'Comminuted radial head fractures: aspects of current management'. *J Shoulder Elbow Surg*, 20(6), 996–1007.
- Chen, C., Cai, L., Zhang, C., Wang, J., Guo, X., Zhou, Y. (2018) 'Treatment of Die-Punch Fractures with 3D Printing Technology'. *J Investig Surg Off J Acad Surg Res*, 31(5), 385–392.
- Chen, C., Cai, L., Zheng, W., Wang, J., Guo, X., Chen, H. (2019) 'The efficacy of using 3D printing models in the treatment of fractures: a randomised clinical trial'. *BMC Musculoskelet Disord*, 20, 65.
- Chia, H.N., Wu, B.M. (2015) 'Recent advances in 3D printing of biomaterials'. *J Biol Eng*, 9, 4.
- Chikofsky, E.J., Cross, J.H. (1990) 'Reverse engineering and design recovery: a taxonomy'. *IEEE Softw*, 7(1), 13–17.
- Cho, H. J., Kim, S., Kwak, D. S. (2017) 'Morphological Study of the Anterior Surface of the Distal Radius'. *BioMed Res Int*, 2017, 1-5.
- Cohen, A., Laviv, A., Berman, P., Nashef, R., Abu-Tair, J. (2009) 'Mandibular reconstruction using stereolithographic 3-dimensional printing modeling technology'. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*, 108(5), 661–666.
- Cohen, J., Reyes, S.A. (2015) 'Creation of a 3D printed temporal bone model from clinical CT data'. *Am J Otolaryngol*, 36(5), 619–624.
- Colard, T., Delannoy, Y., Bresson, F., Marechal, C., Raul, J.S., Hedouin, V. (2013) '3D-MSCT imaging of bullet trajectory in 3D crime scene reconstruction: Two case reports'. *Leg Med*, 15(6), 318–322.
- Cooney, W.P., Dobyns, J.H., Linscheid, R.L. (1980) 'Complications of Colles' fractures'. *J Bone Joint Surg Am*, 62(4), 613–619.
- Cuellar, J.S., Plettenburg, D., Zadpoor, A.A., Breedveld, P., Smit, G. (2021) 'Design of a 3D-printed hand prosthesis featuring articulated bio-inspired fingers'. *Proc Inst Mech Eng H*, 235(3), 336–345.
- Çelebi, A., Tosun, H., Önçağ, A.Ç. (2017) 'Hasarlı Bir Kafatasının Üç Boyutlu Yazıcı ile İmalatı ve İmplant Tasarımı'. *Int J 3D Print Technol Digit Indi*, 1(1), 27–35.
- Daneshvar, P., Willing, R., Pahuta, M., Grewal, R., King, G.J.W. (2016) 'Osseous Anatomy of the Distal Radioulnar Joint: An Assessment Using 3-Dimensional Modeling and Clinical Implications.' *J Hand Surg*, 41(11), 1071–1079.
- de Muinck Keizer, R.J.O., Lechner, K.M., Mulders, M.A.M., Schep, N.W.L., Eygendaal, D., Goslings, J.C. (2017) 'Three-dimensional virtual planning of corrective osteotomies of distal radius malunions: a systematic review and meta-analysis'. *Strateg Trauma Limb Reconstr*, 12(2), 77–89.
- Demir, K., Demir, E.B.K., Çaka, C., Tuğtekin, U., İslamoğlu, H., Kuzu, A. (2016) 'Üç Boyutlu Yazdırma Teknolojilerinin Eğitim Alanında Kullanımı: Türkiye'deki Uygulamalar'. *Ege Eğitim Derg*, 17(2), 481–503.

- Dodziuk, H. (2016) 'Applications of 3D printing in healthcare'. *Kardiochirurgia Torakochirurgia Pol Pol J Cardio-Thorac Surg*, 13, 283–293.
- Drake, R.L., Vogl, W., Mitchell, A.W.M. (2007) *Gray's Tıp Fakültesi Öğrencileri için Anatomi*. Ankara: Güneş Kitap Evleri.
- Dubberley, J.H., Faber, K.J., Macdermid, J.C., Patterson, S.D., King, G.J.W. (2006) 'Outcome after open reduction and internal fixation of capitellar and trochlear fractures'. *J Bone Joint Surg Am*, 88(1), 46–54.
- Egol, K.A., Walsh, M., Romo-Cardoso, S., Dorsky, S., Paksima, N. (2010) 'Distal radial fractures in the elderly: operative compared with nonoperative treatment'. *J Bone Joint Surg Am*, 92(9), 1851–1857.
- Erdoğan, H.B. (2018) '3B Biyomodel Üretimi için Medikal Görüntüleme Tekniklerinin Karşılaştırılması'. *Int J 3D Print Technol Digit Ind*, 2(2), 8–15.
- Erdoğan, H.B. (2019) 'Cerrahi Uygulamalarda Medikal Görüntülemenin Önemi ve Üç Boyutlu Anatomik Model Kullanımı'. *Uludağ Üniversitesi Mühendis Fakültesi Derg*, 24(3), 491–502.
- Erkiliç, A.O., Öz, Ü., Özkan, A. (2016) 'Comparison of Upper Extremity Volumes Measured with Water Displacement and Circumferential Measurement'. *Int J Sci Cult Sport*, 4(3), 665–665.
- Fantini, M., De Crescenzo, F., Persiani, F., Benazzi, S., Gruppioni, G. (2008) '3D restitution, restoration and prototyping of a medieval damaged skull'. *Rapid Prototyp J*, 14, 318–324.
- Fernandez, D.L. (2005) 'Closed manipulation and casting of distal radius fractures'. *Hand Clin*, 21(3), 307–316.
- Funk, D.A., Wood, M.B. (1988) 'Concurrent fractures of the ipsilateral scaphoid and radial head. Report of four cases'. *JBJS*, 70(1), 134–136.
- Fyllingen, E.H., Stensjøen, A.L., Berntsen, E.M., Solheim, O., Reinertsen, I. (2016) 'Glioblastoma Segmentation: Comparison of Three Different Software Packages'. *PLOS ONE*, 11(10), e0164891.
- Giannopoulos, A.A., Mitsouras, D., Yoo, S.J., Liu, P.P., Chatzizisis, Y.S., Rybicki, F.J. (2016) 'Applications of 3D printing in cardiovascular diseases'. *Nat Rev Cardiol*, 13(12), 701–718.
- Giesel, F. L., Hart, A. R., Hahn, H. K., Wignall, E., Rengier, F., Talanow, R. et al. (2009) '3D reconstructions of the cerebral ventricles and volume quantification in children with brain malformations'. *Acad Radiol*, 16(5), 610–617.
- Gillen, S., Schuster, T., Büschenfelde, C.M., Friess, H., Kleeff, J. (2010) 'Preoperative/Neoadjuvant Therapy in Pancreatic Cancer: A Systematic Review and Meta-analysis of Response and Resection Percentages'. *PLOS Med*, 7(4), e1000267.
- Gilula, L.A., Weeks, P.M. (1978) 'Post-traumatic Ligamentous Instabilities of the Wrist'. *Radiology*, 129(3), 641–651.
- Glowacki, K.A., Weiss, A.P., Akelman, E. (1996) 'Distal radius fractures: concepts and complications'. *Orthopedics*, 19(7), 601–608.

- Goldberg, H.D., Young, J.W., Reiner, B.I., Resnik, C.S., Gillespie, T.E. (1992) 'Double injuries of the forearm: a common occurrence'. *Radiology*, 185(1), 223–227.
- Gonzalez, M.H. (2009) 'Fractures and Injuries of the Distal Radius and Carpus: The Cutting Edge'. *JAMA*, 302(18), 2038–2039.
- Gökmen, F.G., Ertürk, M. (2003) 'Hareket Sistemi / Kemikler Ossa' in Gökmen, F.G. (ed.). *Sistematik Anatomi*. İzmir: İzmir Güven Kitapevi, pp. 67–68.
- Graham, T.J. (1997) 'Surgical Correction of Malunited Fractures of the Distal Radius'. *J Am Acad Orthop Surg*, 5(5), 270–281.
- Graham, R.N.J., Perriss, R.W., Scarsbrook, A.F. (2005) 'DICOM demystified: A review of digital file formats and their use in radiological practice'. *Clin Radiol*, 60(11), 1133–1140.
- Gupta, C., Kalthur, S.G., Malsawmzuali, J.C., D'souza, A.S. (2015) 'A morphological and morphometric study of proximal and distal ends of dry radii with its clinical implications'. *Biomed J*, 38(4), 323–328.
- Hassan, K., Dort, J.C., Sutherland, G.R., Chan, S. (2016) 'Evaluation of Software Tools for Segmentation of Temporal Bone Anatomy'. *Stud Health Technol Inform*, 220, 130–133.
- Hosokai, Y., Usui, A., Kawasumi, Y., Hayashizaki, Y., Funayama, M., Saito, H. (2013) 'Virtual three-dimensional reconstruction of the antemortem posture by postmortem computed tomography'. *J Forensic Radiol Imaging*, 1(4), 215–217.
- <https://www.gov.br/cti/pt-br>, Erişim tarihi: 24.05.2022.
- <http://www.itksnap.org>, Erişim tarihi: 24.05.2022.
- <https://www.sci.utah.edu>, Erişim tarihi: 24.05.2022.
- <https://www.slicer.org>, Erişim tarihi: 24.05.2022.
- Hu, A., Wilson, T., Ladak, H., Haase, P., Doyle, P., Fung, K. (2010) 'Evaluation of a Three-Dimensional Educational Computer Model of the Larynx: Voicing a New Direction'. *J Otolaryngol. -- Head Neck Surg*, 39(3), 315–322.
- Imanishi, J., Choong, P.F.M. (2015) 'Three-dimensional printed calcaneal prosthesis following total calcanectomy'. *Int J Surg Case Rep*, 10, 83–87.
- Inge, S., Brouwers, L., van der Heijden, F., Bemelman, M. (2018) '3D printing for corrective osteotomy of malunited distal radius fractures: a low-cost workflow'. *BMJ Case Rep*, 2018, bcr-2017.
- Jacobs, S., Grunert, R., Mohr, F.W., Falk, V. (2008) '3D-Imaging of cardiac structures using 3D heart models for planning in heart surgery: a preliminary study'. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*, 7(1), 6–9.
- Jones, D.G. (2019) 'Three-dimensional Printing in Anatomy Education: Assessing Potential Ethical Dimensions'. *Anat Sci Educ* 12(4), 435–443.
- Jovic, T.H., Combellack, E.J., Jessop, Z.M., Whitaker, I.S. (2020) '3D Bioprinting and the Future of Surgery'. *Front Surg* 7, 129.
- Junqueira, L.C., Carneiro, J. (2006) *Temel Histoloji*. Solakoğlu S. (Edt), İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri.

- Karaalioglu, O.F., Duymuş, Z.Y. (2008) 'Diş Hekimliğinde Uygulanan CAD/CAM Sistemleri'. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*, 2008(1), 25–32.
- Karlin, L., Weinstock, P., Hedequist, D., Prabhu, S.P. (2017) 'The surgical treatment of spinal deformity in children with myelomeningocele: the role of personalized three-dimensional printed models'. *J Pediatr Orthop Part B*, 26(4), 375–382.
- Kaya, N.N. (2013) *İnsan Kolu Humerus Kemiği için Sonlu Elemanlar Modeli ve Analizi*. Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Kızmazoğlu, C., Aydın, H.E., Kaya, İ., Hüsemoglu, R.B., Kalemci, O., Özer, E. (2018) 'Üç Boyutlu Yazıcı Yardımı ile Kişiyeye Özel C1-C2 Füzyon Yapılan Hastaların Klinik Sonuçları'. *Osman J Med*, 41(4): 413- 420.
- Kim, J.C., Hong, I.P. (2016) 'Split-Rib Cranioplasty Using a Patient-Specific Three-Dimensional Printing Model'. *Arch Plast Surg*, 43(4), 379–381.
- King, G.J.W., Zarzour, Z.D.S., Patterson, S.D., Johnson, J.A. (2001) 'An anthropometric study of the radial head: Implications in the design of a prosthesis'. *J Arthroplasty* 16(1), 112–116.
- Kobak, C., Ali, Y.A., Işıtan, A. (2019) *Türkiye’de Ortez Protez, Kullanımı ve Üretim Aşamaları*. 3rd International Symposium on Innovative Approaches in Scientific Studies Section: Engineering and Natural Sciences. Ankara, 19-21 Nisan, 411-415.
- Kollmann, P., Mautner, V.F., Koeppen, J., Wenzel, R., Friedman, J.M., Salamon, J. et al. (2020) 'MRI based volumetric measurements of vestibular schwannomas in patients with neurofibromatosis type 2: comparison of three different software tools'. *Sci Rep*, 10(1), 1–9.
- Kostakis, V., Papachristou, M. (2014) 'Commons-based peer production and digital fabrication: The case of a RepRap-based, Lego-built 3D printing-milling machine'. *Telemat Ve Bilişim*, 31(3), 434–443.
- Kürtüncü, M., Arslan, N., Yaylacı, B., Eyüpoğlu, N. (2018) 'Sağlıkta Gelişen Teknoloji: Üç Boyutlu Yazıcılar'. *Int J 3D Print Technol Digit Ind*, 2(2), 99–110.
- Kwon, B.C., Lee, J.K., Lee, S.Y., Hwang, J.Y., Seo, J.H. (2018) 'Morphometric Variations in the Volar Aspect of the Distal Radius'. *Clin Orthop Surg*, 10(4), 462–467.
- Li, F., Liu, C., Song, X., Huan, Y., Gao, S., Jiang, Z. (2018) 'Production of accurate skeletal models of domestic animals using three-dimensional scanning and printing technology'. *Anat Sci Educ*, 11(1), 73–80.
- Lin, X., Ai, F.Z., Yin, Q.S., Xia, H., Wu, Z.H., Ma, X.Y. (2014) 'Application of three-dimensional model in the management of irreducible atlanto-axial dislocation'. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 48(3), 298–302.
- Lindham, S., Hugosson, C. (1979) 'The significance of associated lesions including dislocation in fractures of the neck of the radius in children'. *Acta Orthop Scand*, 50(1), 79–83.
- Lioufas, P.A., Quayle, M.R., Leong, J.C., McMenamin, P.G. (2016) '3D Printed Models of Cleft Palate Pathology for Surgical Education'. *Plast Reconstr Surg Glob Open*, 4(9), e1029.
- Lipson, H. ve Kurman, M. (2013) *Fabricated: The new world of 3D printing*. Indianapolis, IN: John Wiley & Sons, Inc.

- Lo Giudice, A., Quinzi, V., Ronsivalle, V., Farronato, M., Nicotra, C., Indelicato, F. et al. (2020) 'Evaluation of Imaging Software Accuracy for 3-Dimensional Analysis of the Mandibular Condyle. A Comparative Study Using a Surface-to-Surface Matching Technique'. *Int J Environ Res Public Health*, 17(13), 4789.
- Mahaisavariya, B., Saekee, B., Sitthiseripratip, K., Oris, P., Tongdee, T., Bohez, E.L.J. et al. (2004) 'Morphology of the radial head: a reverse engineering based evaluation using three-dimensional anatomical data of radial bone'. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]* 218(1), 79–84.
- Mahaisavariya, B., Sitthiseripratip, K., Oris, P., Tongdee, T. (2006) 'Rapid prototyping model for surgical planning of corrective osteotomy for cubitus varus: Report of two cases'. *Inj Extra*, 37(5), 176–180.
- Mahmood, F., Owais, K., Taylor, C., Montealegre-Gallegos, M., Manning, W., Matyal, R. et al. (2015) 'Three-dimensional printing of mitral valve using echocardiographic data'. *JACC Cardiovasc Imaging*, 8(2), 227–229.
- Mall, G., Hubig, M., Büttner, A., Kuznik, J., Penning, R., Graw, M. (2001) 'Sex determination and estimation of stature from the long bones of the arm'. *Forensic Science International*, 117(1), 23–30.
- Marro, A., Bandukwala, T., Mak, W. (2015) 'Three-Dimensional Printing and Medical Imaging: A Review of the Methods and Applications'. *Curr Probl Diagn Radiol*, 45(1), 2–9.
- Martinez, E.H.V., Can, E. (2016) 'Bilgisayar Destekli Seramik Üretim Yöntemi Olarak Üç Boyutlu Yazıcılar ve Günümüz Koşullarında Uygulama Örneği'. *Sanat Ve Tasar Derg*, 6(1), 1–15.
- Matsumoto, J.S., Morris, J.M., Foley, T.A., Williamson, E.E., Leng, S., McGee, K.P. et al. (2015) 'Three-dimensional Physical Modeling: Applications and Experience at Mayo Clinic'. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc*, 35(7), 1989–2006.
- Matthews, L.S., Kaufer, H., Garver, D.F., Sonstegard, D.A. (1982) 'The effect on supination-pronation of angular malalignment of fractures of both bones of the forearm'. *J Bone Joint Surg Am*, 64(1), 14–17.
- McGurk, M., Amis, A.A., Potamianos, P., Goodger, N.M. (1997) 'Rapid prototyping techniques for anatomical modelling in medicine'. *Ann R Coll Surg Engl*, 79(3), 169–174.
- McMenamin, P.G., Quayle, M.R., McHenry, C.R., Adams, J.W. (2014) 'The production of anatomical teaching resources using three-dimensional (3D) printing technology'. *Anat Sci Educ* 7(6), 479–486.
- Miyake, J., Murase, T., Moritomo, H., Sugamoto, K., Yoshikawa, H. (2011) 'Distal radius osteotomy with volar locking plates based on computer simulation'. *Clin Orthop*, 469(6), 1766–1773.
- Murphy, S.V., Atala, A. (2014) '3D bioprinting of tissues and organs'. *Nat Biotechnol*, 32(8), 773–785.
- Nicholson, D.T., Chalk, C., Funnell, W.R.J., Daniel, S.J. (2006) 'Can virtual reality improve anatomy education? A randomised controlled study of a computer-generated three-dimensional anatomical ear model'. *Med Educ*, 40(11), 1081–1087.

- Niikura, T., Sugimoto, M., Lee, S.Y., Sakai, Y., Nishida, K., Kuroda, R. et al. (2014) 'Tactile surgical navigation system for complex acetabular fracture surgery'. *Orthopedics* 37(4), 237–242.
- Özsoy, K., Kayacan, M.C. (2018) 'Ergiyik Biriktirme Yöntemiyle Hafifletilmiş Kişiye Özel Kafatası İmplantın Hızlı Prototiplenmesi'. *Uluborlu Mesleki Bilim Derg*, 1(1), 1–11.
- Paiva, W.S., Amorim, R., Bezerra, D.A.F., Masini, M. (2007) 'Aplication of the stereolithography technique in complex spine surgery'. *Arq Neuropsiquiatr*, 65, 443–445.
- Parlak, A., Develi, S., Sezer, B., Yazar, F. (2015) 'Medical Education and Advanced Technology Applications'. *J Clin Anal Med*, 6, 573-575.
- Paulsen, F., Waschke, J. (2011) *Sobotta İnsan Anatomisi Atlası Genel Anatomi ve İskelet-Kas Sistemi*. 7th edn. İstanbul: Beta Basın Yayım Dağıtım.
- Pham, D.T., Hieu, L.C. (2008) 'Reverse Engineering–Hardware and Software' in Raja, V., Fernandes, K.J. (Eds.). *Reverse Engineering: An Industrial Perspective*. London: Springer, pp. 33–70.
- Pinheiro, M.L., Yatabe, M., Ioshida, M., Orlandi, L., Dumast, P., Trindade-Suedam, I.K., (2018) 'Volumetric reconstruction and determination of minimum crosssectional area of the pharynx in patients with cleft lip and palate: comparison between two different softwares'. *J Appl Oral Sci*, 26, e20170282.
- Poleti, M.L., Fernandes, T.M.F., Pagin, O., Moretti, M.R., Rubira-Bullen, I.R.F. (2016) 'Analysis of linear measurements on 3D surface models using CBCT data segmentation obtained by automatic standard pre-set thresholds in two segmentation software programs: an in vitro study'. *Clin Oral Investig*, 20(1), 179–185.
- Popovic, N., Djekic, J., Lemaire, R., Gillet, P. (2005) 'A comparative study between proximal radial morphology and the floating radial head prosthesis'. *J Shoulder Elbow Surg*, 14(4), 433–440.
- Preece, D., Williams, S.B., Lam, R., Weller, R. (2013) "Let's get physical": advantages of a physical model over 3D computer models and textbooks in learning imaging anatomy'. *Anat Sci Educ*, 6(4), 216–224.
- Prithishkumar, I., Francis, D., Nithyanand, M., Vijju, D., Verghese, Samuel, P. (2012) 'Morphometry of the distal radius – an osteometric study in the Indian population'. *Indian J Basic Appl Med Res*, 1, 166-171.
- Puchwein, P., Heidari, N., Dorr, K., Struger, L., Pichler, W. (2013) 'Computer-aided analysis of radial head morphometry'. *Orthopedics*, 36(1), e51-57.
- Rajasree, G., Sucharitha, T., Karuppiyah, D.S., Hema, L. (2016) 'Morphology and morphometry of proximal dry radii in south coastal population'. *IJRDO - J Health Sci Nurs*, 1(11), 69–91.
- Rayna, A.B.S., Francis, Y.M., Gouthaman, P., Begum, Z., Baskaran, S.B., Guruswami, K. et al. (2018) 'Morphometric Study of Proximal and Distal End of Radius and its Clinical Significance'. *J Clin Diagn Res*, 12(9), 9–12.
- Rengier, F., Mehndiratta, A., von Tengg-Kobligk, H., Zechmann, C.M., Unterhinninghofen, R., Kauczor, H.-U. et al. (2010) '3D printing based on imaging data: review of medical applications'. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 5(4), 335–341.

- Ring, D., Jupiter, J.B., Zilberfarb, J. (2002) 'Posterior dislocation of the elbow with fractures of the radial head and coronoid'. *J Bone Joint Surg Am*, 84(4), 547–551.
- Sargın, M.B. (2017) *Distal Radius Kırıklarında Konik Kompresif Vida Tespit Etkinliğinin; Plak+Vida ve K-Teli, Tespit Yöntemleri ile Biyomekanik Olarak Karşılaştırılması*. Tıpta Uzmanlık Tezi, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Eskişehir.
- Sarıtaş, M.Z. (2015) *Adli Tıp Uygulamalarında 3D (Üç Boyutlu) teknolojinin kullanımı*. Tıpta Uzmanlık Tezi, Pamukkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Adli Tıp Anabilim Dalı, Denizli.
- Savaşer, B.O. (2017) *Kafatası Kayıplarının Onarılması için Kişiyi Özel İmplant Tasarımı ve Üretimi*. Yüksek Lisans Tezi, Tobb Ekonomi Ve Teknoloji Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Schwaiger, J., Kagerer, M., Traeger, M., Gillen, S., Dobritz, M., Kleeff, J., et al. (2012) *Manufacturing of Patient-Specific Pancreas Models for Surgical Resections*. 2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), Guangzhou, 11-14 Aralık, 991-998
- Seiler, A., Balendran, V., Sivayoganathan, K., Sackfield, A. (1996) 'Reverse engineering from uni-directional CMM scan data'. *Int. J Adv Manuf Technol*, 11(4), 276–284.
- Silva, D.N., Gerhardt de Oliveira, M., Meurer, E., Meurer, M.I., Lopes da Silva, J.V., Santa-Bárbara, A. (2008) 'Dimensional error in selective laser sintering and 3D-printing of models for craniomaxillary anatomy reconstruction'. *J Cranio-Maxillofac Surg*, 36(8), 443–449.
- Singare, S., Dichen, L., Bingheng, L., Zhenyu, G., Yaxiong, L. (2005) 'Customized design and manufacturing of chin implant based on rapid prototyping'. *Rapid Prototyp J*, 11(2), 113–118.
- Singare, S., Yaxiong, L., Dichen, L., Bingheng, L., Sanhu, H., Gang, L. (2006) 'Fabrication of customised maxillo-facial prosthesis using computer-aided design and rapid prototyping techniques'. *Rapid Prototyp J*, 12(4), 206–213.
- Stawiski, K., Trelńska, J., Baranska, D., Dachowska, I., Kotulska, K., Jóźwiak, S. et al. (2017) 'What are the true volumes of SEGA tumors? Reliability of planimetric and popular semi-automated image segmentation methods'. *Magn Reson Mater Phys Biol Med*, 30(4), 397–405.
- Stull, K.E., Tise, M.L., Ali, Z., Fowler, D.R. (2014) 'Accuracy and reliability of measurements obtained from computed tomography 3D volume rendered images'. *Forensic Sci Int*, 238, 133–140.
- Swieszkowski, W., Skalski, K., Pomianowski, S., Kedzior, K. (2001) 'The anatomic features of the radial head and their implication for prosthesis design'. *Clin Biomech Bristol Avon* 16(10), 880–887.
- Şahin, İ., Şahin, T., Gökçe, H. (2017) 'Hasarlı Dişlilerin Tersine Mühendislik Yaklaşımıyla Yeniden Oluşturulması'. *Düzce Üniversitesi Bilim Ve Teknol Derg*, 5, 485–495.

- Tam, M.D., Laycock, S.D., Bell, D., Chojnowski, A. (2012) '3-D printout of a DICOM file to aid surgical planning in a 6 year old patient with a large scapular osteochondroma complicating congenital diaphyseal aclasia'. *J Radiol Case Rep*, 6(1), 31–37.
- Tek, P., Chiganos, T.C., Mohammed, J.S., Eddington, D.T., Fall, C.P., Ifft, P. et al. (2008) 'Rapid prototyping for neuroscience and neural engineering'. *J Neurosci Methods*, 172(2), 263–269.
- Temmesfeld, M.J., Hauksson, I.T., Mørch, T. (2020) 'Intra-Articular Osteotomy of the Distal Radius with the Use of Inexpensive In-House 3D Printed Surgical Guides and Arthroscopy: A Case Report'. *JBJS Case Connect*, 10(1), e0424.
- Thali, M.J., Braun, M., Dirnhofer, R. (2003) 'Optical 3D surface digitizing in forensic medicine: 3D documentation of skin and bone injuries'. *Forensic Sci Int*, 137(2-3), 203–208.
- Thali, M.J., Yen, K., Vock, P., Ozdoba, C., Kneubuehl, B.P., Sonnenschein, M. et al. (2003) 'Image-guided virtual autopsy findings of gunshot victims performed with multi-slice computed tomography and magnetic resonance imaging and subsequent correlation between radiology and autopsy findings'. *Forensic Sci Int*, 138(1-3), 8–16.
- Tiner, B., Us, M.R., Leblebicioğlu, M. (1991) 'Evaluation of Distal Radial Fractures And Its Conservative Treatment'. *J Tepecik Educ Res Hosp*, 1(1), 25–31.
- Tolentino, E. de S., Yamashita, F.C., de Albuquerque, S., Walewski, L.A., Iwaki, L.C.V. et al. (2018) 'Reliability and accuracy of linear measurements in cone-beam computed tomography using different software programs and voxel sizes'. *J Conserv Dent JCD*, 21(6), 607–612.
- Topal, A.D., Ocak, M. (2014) 'Harmanlanmış Öğrenme Ortamı ile Hazırlanan Anatomi Dersinin Öğrencilerin Akademik Başarıları Üzerindeki Etkisi'. *Eğitim Teknolojisi Kuram ve Uygulama*, 4(1), 48-62.
- Uludağ, A., Tosun, H.B., Serbest, S. (2015) 'Erişkin radius ve ulna kırıkları'. *Adıyaman Üniversitesi Sağlık Bilim. Derg.*, 1(2), 62-72.
- Unur, E., Ülger, H., Ekinci, N. (2012) *Anatomi*. 4th edn. Kayseri: Kivılcım Kitabevi.
- Uslu, M., Arican, M., Işık, C., Sarman, H., Boyraz, İ. (2014) 'Erişkin radius distal uç kırıklarında konservatif tedavi sonuçlarının, karşı taraf el bileği ile karşılaştırılması: radyolojik ve fonksiyonel değerlendirme'. *J Clin Exp Investig*, 5(3), 403–409.
- Van Riet, R.P., Van Glabbeek, F., Neale, P.G., Bortier, H., An, K.N., O'Driscoll, S.W. (2003) 'The noncircular shape of the radial head1 1No benefits in any form have been received or will be received by a commercial party related directly or indirectly to the subject of this article'. *J Hand Surg*, 28(6), 972–978.
- Van Riet, R.P., Morrey, B.F., O'Driscoll, S.W., Van Glabbeek, F. (2005) 'Associated Injuries Complicating Radial Head Fractures: A Demographic Study'. *Clin Orthop Relat Res*, 441, 351.
- Vellone, V., Costantini, A.M., Ramieri, V., Alunni Fegatelli, D., Galluccio, G., Cascone, P. (2020) 'Unilateral Condylar Hyperplasia: A Comparison With Two Open-Source Softwares'. *J Craniofac Surg*, 31(2), 475–479.

- Verhoff, M.A., Ramsthaler, F., Krähhahn, J., Deml, U., Gille, R.J., Grabherr, S. et al. (2008) 'Digital forensic osteology—Possibilities in cooperation with the Virtopsy® project'. *Forensic Sci Int*, 174(2), 152–156.
- Vincent, A., Herman, J., Schulick, R., Hruban, R.H., Goggins, M. (2011) 'Pancreatic cancer'. *The Lancet* 378(9791), 607–620.
- Virzi, A., Muller, C.O., Marret, J.B., Mille, E., Berteloot, L., Grévent, D. et al. (2020) 'Comprehensive Review of 3D Segmentation Software Tools for MRI Usable for Pelvic Surgery Planning'. *J Digit Imaging*, 33(1), 99–110.
- Waran, V., Narayanan, V., Karuppiyah, R., Pancharatnam, D., Chandran, H., Raman, R. et al. (2014) 'Injecting Realism in Surgical Training—Initial Simulation Experience With Custom 3D Models'. *J Surg Educ*, 71(2), 193–197.
- Waran, V., Narayanan, V., Karuppiyah, R., Thambynayagam, H.C., Muthusamy, K.A., Rahman, Z.A.A. et al. (2015) 'Neurosurgical endoscopic training via a realistic 3-dimensional model with pathology'. *Simul Healthc J Soc Simul Healthc*, 10(1), 43–48.
- Ye, X., Liu, H., Chen, L., Chen, Z., Pan, X., Zhang, S. (2008) 'Reverse innovative design — an integrated product design methodology'. *Comput-Aided Des*, 40(7), 812–827.
- Yıldırım, M. (2017) *İnsan Anatomisi*. 8th edn. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri.
- Yılmaz, H., Sükman, S. (2019) 'Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinden Kemik Dokunun Modellenmesi Ve Fdm Yöntemiyle Baskısı'. *Int J 3D Print Technol Digit Ind*, 3(3), 227–235.
- Yoo, S.J., Thabit, O., Kim, E.K., Ide, H., Yim, D., Dragulescu, A. et al. (2016) '3D printing in medicine of congenital heart diseases'. *3D Print Med*, 2(1), 3.
- Youman, S., Dang, E., Jones, M., Duran, D., Brenseke, B. (2021) 'The Use of 3D Printers in Medical Education with a Focus on Bone Pathology'. *Med Sci Educ*, 31(2), 581–588.
- Zafar, W., Farooq, K., Ahmed, F., Rasool, F., Murad, S. (2019) 'Role of MDCT Coronary Angiography with 64-Slice Technology to Detect the Coronary Artery Diseases'. *Clin Radiol Imaging J*, 3(2), 000146.
- Zein, N.N., Hanouneh, I.A., Bishop, P.D., Samaan, M., Eghtesad, B., Quintini, C. et al. (2013) 'Three-dimensional print of a liver for preoperative planning in living donor liver transplantation'. *Liver Transpl*, 19(12), 1304–1310.
- Zhang, X., Hu, C., Yu, K., Bai, J., Tian, D., Xu, Y. et al. (2016) 'Volar locking plate (VLP) versus non-locking plate (NLP) in the treatment of die-punch fractures of the distal radius, an observational study'. *Int J Surg Lond Engl*, 34, 142–147.
- Zhang, Y., Ge, H., Li, N., Yu, C., Guo, H., Jin, S. et al. (2016) 'Evaluation of three-dimensional printing for laparoscopic partial nephrectomy of renal tumors: a preliminary report'. *World J Urol*, 34(4), 533–537.
- Zilverschoon, M., Vincken, K.L., Bleys, R.L.A.W. (2017) 'The virtual dissecting room: Creating highly detailed anatomy models for educational purposes'. *J Biomed Inform* 65, 58–75.