

**T.C.
SAKARYA UYGULAMALI BİLİMLER ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**

**CT VE MRI GÖRÜNTÜLERİNDEN MATLAB ORTAMINDA
VÜCUT UZUVLARININ ÜÇ BOYUTLU MODELLERİNİN ELDE
EDİLMESİ VE ÖRNEK UYGULAMA**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gökhan ANLI

Enstitü Anabilim Dalı : İMALAT MÜHENDİSLİĞİ

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Sinan Serdar ÖZKAN

Haziran 2019

T.C.
SAKARYA UYGULAMALI BİLİMLER ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

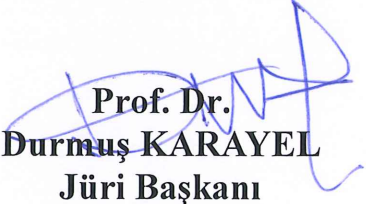
CT VE MRI GÖRÜNTÜLERİNDEN MATLAB ORTAMINDA
VÜCUT UZUVLARININ ÜÇ BOYUTLU MODELLERİNİN ELDE
EDİLMESİ VE ÖRNEK UYGULAMA

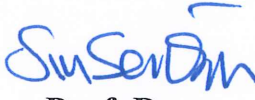
YÜKSEK LİSANS TEZİ

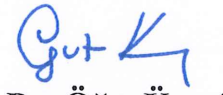
Gökhan ANLI

Enstitü Anabilim Dalı : İMALAT MÜHENDİSLİĞİ

Bu tez 28/05/2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği/oyçokluğu ile kabul edilmiştir.


Prof. Dr.
Durmuş KARAYEL
Jüri Başkanı


Prof. Dr.
Sinan Serdar
ÖZKAN
Üye


Dr. Öğr. Üyesi
Oğuz KOÇAR
Üye

BEYAN

Tez içindeki tüm verilerin akademik kurallar çerçevesinde tarafımdan elde edildiğini, görsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uygun şekilde sunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezde yer alan verilerin bu üniversite veya başka bir üniversitede herhangi bir tez çalışmasında kullanılmadığını beyan ederim.

Gökhan ANLI

.././2019

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimin boyunca değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, her konuda bilgi ve desteğini almaktan çekinmediğim, araştırmanın planlanmasından yazılmasına kadar tüm aşamalarında yardımlarını esirgemeyen, teşvik eden, aynı titizlikte beni yönlendiren değerli danışman hocam Prof. Dr. Sinan Serdar ÖZKAN'a ve Dr. Öğr. Üyesi Nuri AKKAŐ'a teşekkürlerimi sunarım.

Her izin isteğimi geri çevirmeyen işverenim Sayın Mehmet Raif AKGÖL'e ve lisans eğitimim sırasında Tersine Mühendislik ve Hızlı Prototipleme alanında merakımı canlandıran ve ufkumu genişleten hocam Doç. Dr. Oğuz ÇOLAK'a teşekkürlerimi sunarım. .

Ayrıca eğitim hayatımın ilk gününden bu güne gelene kadar; her zaman sabır, anlayış ve desteklerini esirgemeyen aileme teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	v
ŞEKİLLER LİSTESİ	vii
TABLolar LİSTESİ	xi
ÖZET.....	xii
SUMMARY	xiii
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ	1
BÖLÜM 2.	
GENEL BİLGİLER.....	4
2.1.Tıbbi Görüntüleme Sistemeleri	4
2.2.Bilgisayarlı tomografi (Computed Tomography - CT).....	6
2.2.1.Ct'nin bileşenleri.....	10
2.2.2.Ct'de kesit görüntü oluşturma.....	11
2.2.2.2.Cebirsel yineleme tekniği(Algebraic reconstruction technique) ..	17
2.3.Manyetik rezonans görüntüleme (Magnetic resonance imaging - MRI).....	20
2.3.1.Mri cihazının bileşenleri	24
2.3.2.Mri'de görüntü elde edilesi.....	24
2.3.2.1.Kesit seçimi	25
2.3.2.2.Faz kodlaması.....	28
2.3.2.3.Frekans kodlaması	29
2.3.3.K-uzay şekilciliği ve görüntü rekonstrüksiyonu.....	31

2.4.Dicom (Digital Imaging and Communication in Medicine)	34
2.4.1.Dicom görüntülerinde karşılaşılan hatalar (Artefakt).....	39
2.5.Görüntü işleme	40
2.5.1.Görüntü bölütleme	42
2.6.3B Rekonstrüksiyon	44
2.6.1.Düzlem tabanlı hacim oluşturma	46
2.6.2.Yüzey tabanlı hacim oluşturma	47
2.6.2.1.Kontur(alan) izleme.....	47
2.6.2.2.Marching küpleri(Marching cubes).....	48
2.6.2.3.Marching tetrahedra	50
2.7.Literatür Özetleri	50
2.8.Matlab Ortamı	57
2.8.1.Grafiksel kullanıcı arayüzü(Gui)	58
2.8.1.1.GUI nesneleri	60
2.8.1.2.Diğer GUI araçları.....	62
2.9.Tersine Mühendislik ve Hızlı Prototipleme.....	62
BÖLÜM 3.	
MATERYAL VE YÖNTEM.....	67
3.1.Materyal.....	67
3.2.Yöntem	67
3.2.1.Kullanılan araç-gereçler.....	67
3.2.2.GUI tasarımı	68
3.2.3.Kodlama işlemleri.....	70
3.2.3.1.Dicom dosyalarının yazılıma aktarılması ve görüntülenmesi ...	71
3.2.3.2. Eşikleme ve bölütleme işlemleri.....	72
3.2.3.3.3B rekonstrüksiyon.....	74
3.2.3.4.STL data çıktısı.....	75
3.2.3.5.Yazılımın C programlama dilinde derlenmesi.....	75
BÖLÜM 4.	
ARAŞTIRMA BULGULARI	77
4.1.Yazılımın Genel Değerlendirmesi	77

4.2.STL Datanın Diğer STL Data Açabilen Yazılımlarla Test Edilmesi	78
BÖLÜM 5.	
TARTIŞMA VE SONUÇ	81
KAYNAKLAR.....	83
ÖZGEÇMİŞ	87



SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

2B	: İki Boyutlu
316L	: Düşük Karbonlu Paslanmaz Çelik
3B	: Üç Boyutlu
ABS	: Akrlonitril Bütadien Stiren
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım
CAE	: Bilgisayar Destekli Mühendislik
CAM	: Bilgisayar Destekli Üretim
CAPP	: Bilgisayar Destekli Planlama
CAT	: Bilgisayarlı Eksenel Tomografi
CBCT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
CMM	: Kordinat Ölçüm Makinesi
CT	: Bilgisayarlı Tomografi
DICOM	: Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim
FDM	: Eriyik Biriktirerek Modelleme
GUI	: Grafiksel Kullanıcı Arayüzü
FOV	: Görüntüleme Alanı
LOM	: Tabakalı Nesne İmalatı
MC	: Marching Küpleri
MT	: Marching Tetrahedra
MPR	: Çok Düzlemlili Rekonstrüksiyon
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MSCT	: Çok Dilimli Bilgisayarlı Tomografi
NMR	: Nükleer Manyetik Rezonans
PACS	: Görüntü Arşivleme ve İletişim Sistemi
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
PLA	: Poliaktik Asit

RF	: Radyo Frekansı
RGB	: Kırmızı, Yeşil, Mavi Renk Uzayı
SLA	: Stereolithografi
SLS	: Seçici Lazer Sinterleme
SPECT	: Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi
SPM	: İstatiksel Parametrik Haritalama
SRG	: Tohumlu Bölge Genişlemesi
STL	: Standart Üçgenleme Dili
TIFF	: Etiketli Resim Dosyası Formatı
Tİ	: Titanyum
TR	: Tekrarlama Zamanı
USRG	: Tohumsuz Bölge Genişlemesi
VA	: Arttırılmış Gerçeklik
VE	: Sanal Endoskopi
VR	: Sanal Gerçeklik
VTK	: Görselleştirme Araç Takımı
μ	: Sönümlenme Katsayısı
δ	: Dirac Delta Dağılımı
N_f	: Veri Noktası
N_p	: Veri Seti
ω_s	: Uyarma Bant Genişliği
γ	: Jirromanyetik Alan
T_{acq}	: Edinim Süresi
HU	: Hounsfield Skalası
P_{mn}	: Görüntü piksel elemanları

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum	5
Şekil 2.2. (a) EMI Mark I tarayıcı, ve (b) beyine ait bir kesit görüntü	7
Şekil 2.3. Bilgisayarlı Tomografinin Tarihi Gelişimi	7
Şekil 2.4. CT'de tarama hareketleri. (a) Birinci nesil (b) İkinci nesil (c) Üçüncü nesil (d) Dördüncü nesil.....	9
Şekil 2.5. Spiral CT tarama ve çoklu dedektör	10
Şekil 2.6. CT cihazı genel görünümü.....	11
Şekil 2.7. Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinde Görüntü Rekonstrüksiyonu Akış Şeması .	12
Şekil 2.8. a) Gerçek görüntü, b) 45°'de sinogram verisi (izdüşüm), c) 1°'den 180°'ye kadar olan toplam veri (sinogram), d) Rekonstrüksiyon edilmiş görüntü	12
Şekil 2.9. (a) Biyolojik dokudan belli bir açıda θ , paralel ışın yolları dizisi. Her ışının net emilimi, bir projeksiyon profili olarak çizilebilir. (b) Görüntüyü yeniden oluşturmak için yeterli bilgiyi elde etmek için her biri ve farklı açılarda çok sayıda bu tür paralel yollar gereklidir	14
Şekil 2.10. θ açısında kökenden geçen tek bir ışın yolu matematiksel olarak Denklem 2.5 ile tanımlanır.....	15
Şekil 2.11. Farklı açılar altında paralel ışınlar uygulanarak elde edilen izdüşümler	16
Şekil 2.12. Görüntünün matris biçiminde oluşturulması	18
Şekil 2.13. Dokuların soğurma katsayılarının hesaplanması	18
Şekil 2.14. Cebirsel Yinleme Tekniği.....	19
Şekil 2.15. T1 kısa ve uzun sekanslarının grafiği	21
Şekil 2.16. Protonların "Spin" ve "Precession" hareketi, bir topacın dönüşüne benzer .	23
Şekil 2.17. MRI cihazının bölümleri.....	24
Şekil 2.18. Görüntüleme dizileri için sinyal dizisi diyagramları, (b) eş zamanı uygulanması.....	25
Şekil 2.19. Görüntü elde etmek için farklı yönelimleri gösterme	26

Şekil 2.20. Kesit alanındaki protonların hareketleri ve kesit kalınlığı ve bant genişliği grafiği	26
Şekil 2.21. (a) Kesit kalınlığı (b) RF atımı sonrası net mıknatıslanma vektörünün dağılımı (c) mıknatıslanmanın yeniden odaklanması	27
Şekil 2.22. Protonlar için y gradyanının merkezine göre dört farklı dikey pozisyonda faz kodlaması.....	29
Şekil 2.23. Faz ve frekans kodlayıcı gradyanların birleşik etkisi.	30
Şekil 2.24. K-uzay matrisi.....	32
Şekil 2.25. K-alan verileri ve elde edilen görüntü	34
Şekil 2.26. Dicom başlık ve görüntü bölümü.....	36
Şekil 2.27. CT görüntüsünde (piksel) iki boyutlu bir öge olarak görüntülenen üç boyutlu bir doku hacmi	37
Şekil 2.28. Dicom görüntülerinde görüntüleme alanı	37
Şekil 2.29. Hounsfield skalası (a) tüm dokuların hounsfield zayıflatma değeri (b) sadece yumuşak dokuların zayıflatma değerleri	38
Şekil 2.30. Çeşitli CT görüntülerinde oluşan artefaktlar.....	39
Şekil 2.31. Aynı görüntünün farklı bit (gri tonu) sayına göre gösterimi	40
Şekil 2.32. Bir resim ve resim üzerinde gösterilen bölgeye ait piksel değerleri.....	41
Şekil 2.33. Histogram: yatay eksen piksel renk değerleri dikey eksen ise piksel adedini ifade etmektedir	42
Şekil 2.34. Bölütleme işlemi uygulanmış bir CT görüntüsü.....	43
Şekil 2.35. Bronş tüpünün merkezi ekseni boyunca yol boyunca hacim oluşturan bir görüntü.....	45
Şekil 2.36. BT anjiyografi veri setinin sine modu incelemesi. Her 20'nci dilim resim görüntülenir	46
Şekil 2.37. MRI veri kümesinin eğik dilim modu ile incelenmesi	47
Şekil 2.38. Dilim n ve n+1 birleşmesi sorununun çözümü	48
Şekil 2.39. Marching küplerindeki temel 15 durum	49
Şekil 2.40. Voksel ve kenarlarının indekslenmesi.....	49
Şekil 2.41. (A) Basit kübik, (B) Hacim merkezli kübik, (C) Yüzey merkezli kübik.....	50
Şekil 2.42. Geliştirilen uygulamanın görüntüsü.....	51
Şekil 2.43. Kullanılan veri setindeki 10 örneklem üzerinden modelleme sonuçları.....	52

Şekil 2.44. a) Bir corpus callosum imgesi, b) el ile sınırları belirlenmiş corpus callosum, c) Watershed dönüşümüyle sınırları belirlenmiş corpus callosum	53
Şekil 2.45. Muhtemel kırık bölgelerin gösterimi	53
Şekil 2.46. MR görüntülerinden elde edilen bir femur kemiği görüntüsü	54
Şekil 2.47. 3B modellenmiş kafa	55
Şekil 2.48. Yüz modellemesi tamamlanmış bir simülasyon	56
Şekil 2.49. Oluşturulan kemik dokusunun 3B görselleştirilmesi.....	57
Şekil 2.50. Matlab'ın açılış ekranı	58
Şekil 2.51. Command Window ekranından Gui'yi çalıştırma.	59
Şekil 2.52. New Araç Çubuğundan Gui'yi Çalıştırma.	59
Şekil 2.53. Matlab GUI başlangıç ekranı ve araç çubukları	60
Şekil 2.54. Matlab GUI nesneleri.....	60
Şekil 2.55. 3B geometrik modelin oluşturulması.....	63
Şekil 2.56. Tersine mühendislik teknolojileri.....	63
Şekil 2.57. Tipik bir stereolithography cihazı ve bu yöntemle üretilmiş bir ürün	65
Şekil 2.58. 3B baskı yöntemleri	65
Şekil 2.59. 3B baskının kapsamlı olarak incelenmesi.....	66
Şekil 3.1. Kullanılan 3B baskı cihazı	68
Şekil 3.2. Matlab GUI ortamında tasarlanan arayüz	68
Şekil 3.3. Matlab GUI ortamında menülerin oluşturulması	69
Şekil 3.4. Matlab GUI ortamında eşikleme form ekranının tasarımı	70
Şekil 3.5. Oluşturulan algoritma	71
Şekil 3.6. Dicom dosyalarının yazılım içerisinde görüntülenmesi ve kesit görünümler	72
Şekil 3.7. Matlab GUI eşikleme penceresinin çalıştırılması	73
Şekil 3.8. Artefakları giderilmemiş ve boşlukları doldurulmamış bölütleme işlemi uygulanmış kesit.....	73
Şekil 3.9. Artefakları giderilmiş, boşlukları doldurulmuş ve bölütleme işlemi uygulanmış kesit.....	74
Şekil 3.10. Artefaktların giderilmesine ait kodlar	74
Şekil 3.11. Oluşturulan 3B model	75
Şekil 3.12. STL data çıktısı oluşturan kodlar	75
Şekil 3.13. Matlab Application Compiler Ana Ekranı	76

Şekil 3.14. Yazılımın masaüstü bir uygulamaya dönüştürülmüş hali ve test klasörü	76
Şekil 4.1. Yazılımdan elde edilen STL datanın önizleme penceresinde görüntülenmesi	78
Şekil 4.2. Yazılımdan elde edilen STL datanın diğer bir CAD ortamında açılması.....	79
Şekil 4.3. Profesyonel yazılım ve Matlab ortamında yazılan uygulamadan alınan STL databarın karşılaştırılması.....	79
Şekil 4.4. Uygulamadan elde edilen 3B modelin 3B baskısı	80



TABLULAR LİSTESİ

Tablo 2.1. T_1 ve T_2 'de bazı dokularda zayıflatma sabitleri ($B_0 = 1.5T$ ve $3T$)	21
Tablo 2.2. Biomedikal ile ilgili birkaç çekirdeğin spin değerleri.....	23
Tablo 4.1 Oluşturulan uygulamanın diğer uygulamalarla hız bakımından karşılaştırılması.....	77



CT VE MRI GÖRÜNTÜLERİNDEN MATLAB ORTAMINDA VÜCUT UZUVLARININ ÜÇ BOYUTLU MODELLERİNİN ELDE EDİLMESİ VE ÖRNEK UYGULAMA

ÖZET

Bu çalışmada, Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim (Digital Imaging and Communication on Medicine, DICOM) dosyalarını Matlab Grafıksel Kullanıcı Arayüzü (Graphical User Interface, GUI) ortamında görüntüleyebilecek ve bununla birlikte dijital görüntü işleme ve 3B rekonstrüksiyon işlemlerinde kullanılabilir bir arayüz tasarlanmıştır.

Tasarlanan bu kullanıcı arayüzünün kodlama işlemleri gerçekleştirilerek DICOM kesitleri yazılıma aktarılmış, axial (üstten görünüş) kesitlerden coronal (önden görünüş) ve sagittal (yandan görünüş) kesitler oluşturulup arayüzde görüntülenmiştir. Sonraki adımda axial kesit görüntüleri, görüntü işleme yöntemleri kullanılarak istenen dokuya ait piksellerin mantıksal (logical) bir görüntü olarak arayüzde görüntülenmesini sağlayacak kodlama işlemleri gerçekleştirilmiştir.

İstenen dokuya ait yeni kesitler farklı bir pencerede DICOM dosyalarının içerisindeki bilgilere göre (Slice Location, Slice Thickness, Pixel Spacing) ortogonal eksenlerde yerleştirilerek 3B rekonstrüksiyon işlemlerinin kodlaması yapılmıştır.

Sonuç olarak 3B rekonstrüksiyon işleminden elde edilen 3B model, 3B yazıcıda basılabilir bir data uzantısı olan STL (Standart Triangle Language) uzantısında data çıktısı verebilecek şekilde kodlanmıştır. Yazılım Matlab ortamında C dilinde derlenerek bir masaüstü yazılım elde edilmiştir.

Anahtar kelimeler: CT, MRI, GUI, DICOM, Dijital Görüntü İşleme, STL

RECONSTRUCTION THREE-DIMENSIONAL MODELS OF BODY LIMBS FROM CT AND MRI IMAGES IN MATLAB AND SAMPLE APPLICATION

SUMMARY

In this study, we designed an interface that can display (Digital Imaging and Communication on Medicine, DICOM) files in a Matlab graphical user Interface (GUI) and can also be used for digital image processing and 3D reconstruction.

The coding operations of this user interface were performed and DICOM sections were transferred to the software, axial (top view) sections from the coronal (front view) and sagittal (side view) sections were created and displayed in the interface. In the next step, encoding was performed to allow axial cross-section images to be displayed in the interface as a logical image of the pixels of the desired texture using image processing methods.

The new sections of the desired texture were placed on the orthogonal axis according to the information in DICOM files (slice location, slice Thickness, pixel Spacing) in a different window and coded 3D reconstruction operations were performed.

As a result, the 3D model obtained from the 3D reconstruction process is coded to output data in the STL (standard Triangle language) extension, which is a printable data extension in the 3D printer. The software is compiled in the C language in the MATLAB and a desktop software is obtained.

Keywords: CT, MRI, GUI, DICOM, Digital Image Processing, STL

BÖLÜM 1. GİRİŞ

Günümüzde bilgisayar teknolojileri her alanda faydalanılacak kadar gelişmiş ve bu gelişmelerden üretim teknolojileri de nasibini almıştır. Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design, CAD), Bilgisayar Destekli İmalat (Computer Aided Manufacturing, CAM), Bilgisayar Destekli Mühendislik (Computer Aided Engineering, CAE) ve Bilgisayar Destekli Proses Planlama (Computer Aided Process Planning, CAPP) süreçleri ile tasarım aşamasından nihai ürüne kadar imalat aşamaları bilgisayar ortamında kontrol altında tutulabilir ve kolay bir şekilde değişiklikler gerçekleştirilebilir hale gelmiştir. Teknolojinin bu kadar gelişmesine rağmen geleneksel(konvansiyonel) imalat yöntemleri ile üretebileceklerimiz sınırlıdır. Bu sınırlar karmaşık kesitli geometrilerin geleneksel yöntemlerle üretiminde hammaddenin, talaş kaldırma, plastik şekil değiştirme veya kaynak gibi üretim yöntemlerinden geçirilip nihai ürün elde edilmesinde kendini göstermektedir. Söz konusu sınırları aşmamızı sağlayan yeni imalat teknolojileri yakın geçmişte keşfedilmiş ve karmaşık geometriye sahip ürünleri belli kalınlıklardaki kesitler halinde oluşturup birbirine ekleyerek üretme imkanı elde edilmiştir.

Günümüzde eklemeli imalat (3B Baskı) teknolojileri Endüstri 4.0'ın hayatımıza girmesiyle oldukça popüler hale gelmiş ve Eriyik Yığarak Modelleme (Fused Deposition Method, FDM), Tabakalı Nesne İmalatı (Laminated Object Manufacturing, LOM) ve Seçici Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering, SLS) vb. yöntemlerle ve Akrilonitril Bütadien Stiren (ABS), Toz Titanyum (Tİ) ve Toz Düşük Karbonlu Paslanmaz Çelik (316L) gibi malzemeler ile 3B baskı imkanı vermektedir. Günümüzde yüze yakın eklemeli imalat teknolojisi bulunmaktadır. Bu teknolojiler sayesinde insanlar birer müşteriden birer üretici haline gelmiş ve evde 3B olarak tasarladıkları bir geometrinin yine evde 3B yazıcıdan baskısını alabilmektedirler.

Bu teknolojiler seri üretim yerine daha çok prototip, fonksiyonel prototip, tek ve/veya düşük sayıda üretim ve kişiye özel ürünlerin üretimi için kullanılmaktadır.

İlerleyen süreçlerde 3B baskı biyo-baskı olarak adlandırılıp sadece nesnelere değil insan organlarını da basabilecek ve böylece organ bağışlarındaki eksiklik giderilecek ve ihtiyaç duyulan durumda 3B baskı hizmetinin direkt hastahanelerde verilmesi ile süreç çok daha hızlı bir şekilde gerçekleştirilecektir. 2014 yılında Pekin Üniversitesinde genç bir hastanın boynunda bulunan kanserli omurun yerine 3B baskılı bir omur parçası başarılı bir şekilde implante edilmiş ve bu omurun 3B geometrisi gencin mevcut omurgasından oluşturulmuştur (Schwab, 2016, ss. 175–177).

Özellikle medikal alanda kullanılan kişiye özel medikal implantlar, 3B yazıcıların 3B model geometri oluşturmasında tersine mühendislik uygulamalarına ihtiyaç duymasına neden olmuştur. Bu nedenle eklemeli imalat ve tersine mühendislik çeşitli uygulamalarda birlikte kullanılmaktadır.

Tersine mühendislik daha önceden oluşturulmuş yazılım, endüstriyel ürün veya sistemleri inceleyerek bilgi oluşturmak ve bu bilgiler ışığında dijitalleştirme ve çoğaltma işlemleri olarak tanımlanabilir. Tersine mühendislik, gemi mühendisliğinden biomedikale, coğrafyadan makine mühendisliğine kadar birçok alanda kullanılmaktadır. Bu uygulamalarda lazer ışını ile tarama, optik tarama, kesit ölçümü, nokta bulutu ve iki boyutlu resim üzerinden ölçüm gibi temaslı ve temassız yöntemler kullanılmaktadır.

Tıbbi implant uygulamaları kişiye özel uygulamalar olması sebebi ile her uygulamada farklı geometride implant üretilmesi gerekmektedir. Üretilecek implant geometrisinin oluşturulması için tersine mühendislik uygulamalarına ihtiyaç duyulur. Bu nedenle kişiye ait Manyetik Rezonans Görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging, MRI) veya Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography, CT)'nin Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim (Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM) görüntüleri gerekmektedir.

DICOM dosyaları bir veritabanına benzemektedir. Veritabanlarında olduğu gibi dosya içerisine hem metin verisi hemde ham görüntü verisi eklenebilmektedir (Ulaş & Boyacı, 2007, s. 69).

Tıbbi implant geometrisi, kişinin MRI veya CT görüntüleri üzerinde görüntü işleme yöntemleri uygulanarak oluşturulur. İmplant oluşturmak için öncelikle kişiye ait uzvun

3B olarak modellenmesi gerekmektedir. İstenilen uzvun modellenmesi için DICOM dosyasındaki bu dokuya ait piksellerin belirlenmesi gerekmektedir. Bu aşamada CT teknolojisinde Hounsfield Skalası'ndan ve MRI teknolojisinde ise sekanslardan faydalanılarak eşikleme(Thresholding) işlemi gerçekleştirilir. İstenilen dokuya ait piksel değerleri belirlendiğinde bölütleme(Segmentation) işlemi yapılarak görüntü kümesindeki her görüntüde dokuya ait alanlar belirlenir. Bu alanlar çeşitli metotlarla birleştirilerek 3B geometri oluşturulur. Oluşturulan 3B geometride vücudun simetri ekseninden faydalanılarak aynalama veya eğri uydurma yöntemi ile implant geometrisi 3B olarak modellenir.

Bu yüksek lisans tez çalışmasında Matlab(Matrix Laboratory) yazılımı kullanılarak Grafiksel Kullanıcı Arayüzü (Graphical User interface- GUI) ortamında kullanıma uygun bir arayüz tasarlandıktan sonra CT veya MRI dosyaları üzerinde çeşitli görüntü işleme yöntemleri kullanılarak 3B geometri oluşturan bir tersine mühendislik yazılımının kodlanması gerçekleştirilmek istenmiştir. Bu yazılım Matlab ortamında C programlama dilinde derlenip bir masaüstü yazılım haline getirilecektir. Oluşturulan bu yazılım ile implant geometrisini oluşturmada bize temel oluşturacak 3B geometrinin STL (Standart Triangle Language) dosya uzantısında bir dijital data çıktı alınması hedeflenmiştir. Oluşturulan bu STL data sayesinde, implant uygulaması öncesinde düşük maliyetli 3B baskı ile baskısı alınan vücut uzvunun implant geometrisi ile uygunluğu test edilebilir ve ayrıca vücuttaki bir tümör kitlesinin geometrisi oluşturulup gerekli çıkarımlar yapılabilir. Bununla birlikte 3B STL data çıktısı alınarak elde edilen 3B model ile cerrahi operasyon planlaması yapılabilir.

BÖLÜM 2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tıbbi Görüntüleme Sistemleri

Tıbbi görüntüleme sistemleri adı altında toplanan yöntemler; MRI, ultrason, CT, pozitron emisyon tomografisi (Positron Emission Tomography, PET) gibi cihazlar ilk kullanılmaya başlandıkları günden buyana, teşhis ve tedavide doktorların vazgeçemeyeceği birer yardımcı olmuşlardır (Toker, 2013, s. 1).

Tıbbi görüntüleme sistemleri 5 temel prensibe dayanmaktadır:

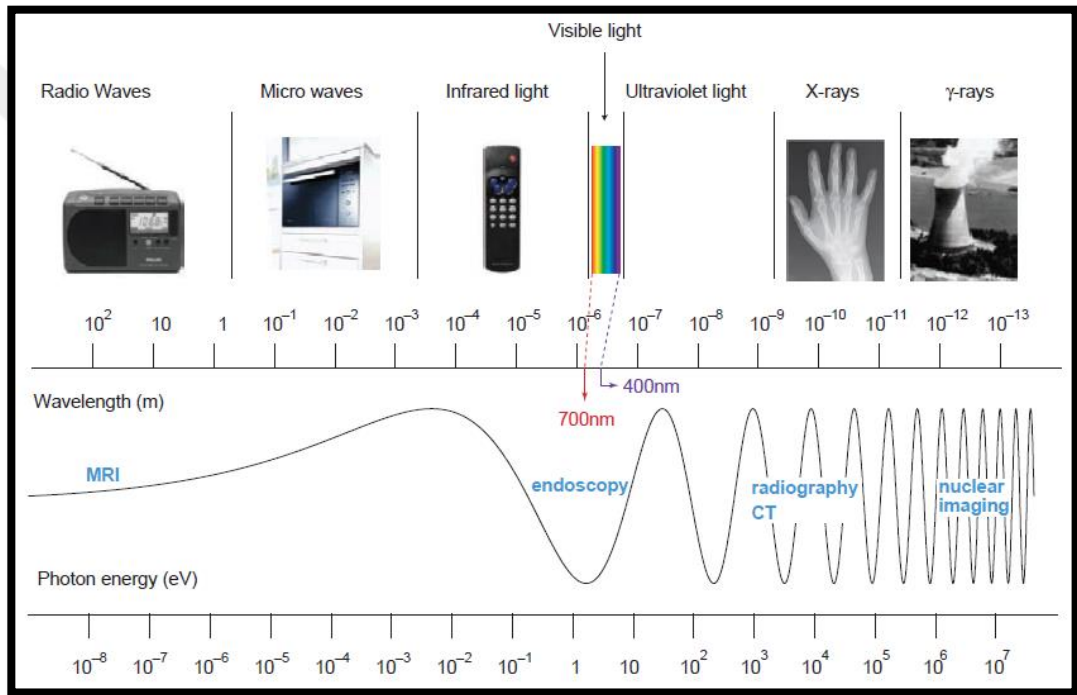
1. Vücuttan geçirilen x-ışınlarının soğurulmasının ölçülmesi (Röntgen ve CT)
2. Gönderilen ses dalgalarının çeşitli dokulardan dönerek ölçülmesi (Ultrason)
3. Damardan enjekte edilem radyoaktif maddelerden yayılan γ -ışınlarının ölçülmesi (PET)
4. Hidrojen atomunun manyetik alana maruz bırakılması (MRI)
5. Kızılötesi ışınımın ölçülmesi veya gönderilen kızılötesi ışının cisme çarparak dönen ışının ölçülmesi (Karagöz & Eroğlu, 1998, s. 91).

Tez çalışmamız vücuttan geçirilen x-ışınlarının soğurulmasının ölçülmesi ve hidrojen atomunun manyetik alana maruz bırakılmasına dayanan yöntemlerle ilgilendiğinden dolayı diğer yöntemlere değinilmeyecektir.

Wilhelm Conrad Röntgen'in 1895'te x-ışınlarını keşfetmesiyle tıbbi görüntüleme sistemlerinin temeli atılmıştır. X-ışınlarının vücuttan geçerken farklı dokuların farklı miktarlarda x-ışını enerjisi soğurmasından dolayı görüntüde farklı siyah-beyaz renk

aralığında gölgelenmeler oluşturur. Böylece farklı dokular görüntüde x-ışını soğurma miktarına göre ayırt edici bir şekilde görüntülenir.

X-ışınları elektromanyetik dalgalar ve elektromanyetik radyasyon fotonlardan meydana gelir. Elektromanyetik dalgalar şekil 2.1’de MRI’de kullanılan çok uzun radyo dalgalarından başlayarak birkaç grupta gösterilmektedir. Bunlar mikrodalgalar, termal görüntüleme yöntemlerinde kullanılan kızılötesi dalgalar, görünür ve ultraviyole ışık, CT ve röntgende kullanılan x-ışınları ve de nükleer görüntüleme için kullanılan ultra kısa dalgalı ve yüksek enerjili γ -ışınlarına kadar uzanırlar (Stuetens, 2009, s. 14).



Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum (Stuetens, 2009, s. 15)

Şekil 2.1’de üst bölgedeki logaritmik skala metre cinsinden dalga boyunu ifade ederken alt bölgedeki logaritmik skala foton enerjisini elektronvolt cinsinden ifade etmektedir. Dalga boyu sağdan sola doğru azalırken foton enerjisi artmaktadır. Elektronvolt ile enerji birimi Joule(J) arasındaki eşitlik aşağıdaki gösterilen bir eşitlik Denklem 2.1’de gösterilmektedir.

$$1eV = 1.602 * 10^{-19} J \quad (2.1)$$

Geleneksel röntgen üç boyutlu bir nesnenin iki boyutlu bir izdüşümünü gösterir. Bu işlem sırasında izdüşümü alınan nesnelerin x-ışınının enerjisini soğurma miktarına göre farklı doku ve nesnelerin görüntü içerisinde görüntülenmesini sağlar. Görüntü üzerinde üst üste binen farklı dokular, geleneksel röntgenin büyük bir sınırlamasıdır. Bu sebeple her ne kadar vücut içinde olanlar hakkında bilgi versede anatomik yapı hakkında yeterli bilgi sağlamaktadır.

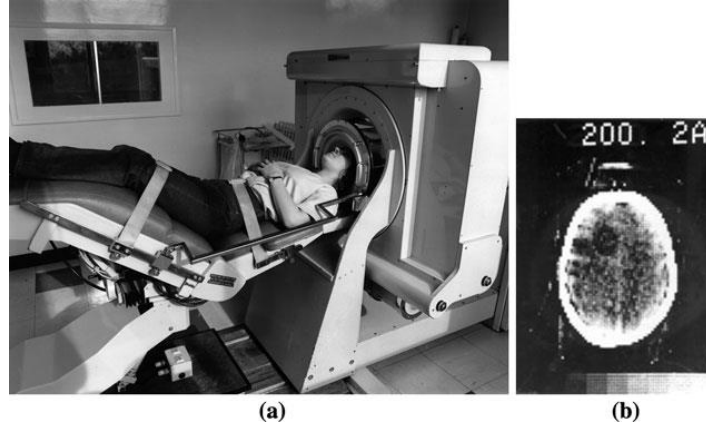
1917 yılında Radon isimli bir matematikçi tarafından CT'ye temel oluşturabilecek bir çalışmada, üç boyutlu bir nesnenin izdüşümlerinden tekrar oluşturulabileceğini açıkladı. Bu çalışmaların ortaya koyduğu sonuç maddenin iç yapısının ince ayrıntılarına kadar incelenebileceği oldu (M. E. Çiftçi, 2013, s. 10).

2.2. Bilgisayarlı tomografi (Computed Tomography - CT)

Bilgisayarlı tomografi insan vücuduna farklı açılarda x-ışınları gönderip bir dedektör yardımıyla vücuttan geçen x-ışınlarının enerjisinin ne kadar soğurulduğunu ölçerek kesit kesit vücudun anatomik resimlerini elde eden bir tıbbi görüntüleme cihazıdır.

Tomografi kelimesi, kök olarak, yunanca tomos kökünden (bir kesim) kesmek, kesmek veya katman oluşturmak anlamına gelen ve grapy ise görüntü anlamına gelen köklerden meydana gelmektedir (Romans, 2011, s. 3).

Tomografi cihazı Allan MacLeod Cormack ve Sir Godfrey Newbold Hounsfield tarafından birbirinden habersiz olarak icat edilmiştir. 1979 yılında Cormack ve Hounsfield Nobel Tıp ve Fizyoloji ödülüne laik görülerek ödülü paylaşmışlardır. CT'nin icadından önce Cormack x-ışını projeksiyonlarının görüntü rekonstrüksiyonu sorunu üzerinde çalışırken Hounsfield ise 1967'de γ -ışınlarıyla bir tomografi cihazı üzerinde çalışmaya başlamıştı. Eylül 1971 de bir prototip olan EMI Mark I tomografi cihazı bir hastanede kurularak 1 Ekim 1971'de beyindeki bir tümörden şüphe duyulan bir kadın hastanın ilk tomografisi çekildi. Şekil 2.2'de bir EMI Mark I cihazı ve çekilen tomografiden bir kesit görüntülenmektedir(Cierniak, 2011, ss. 15–16).

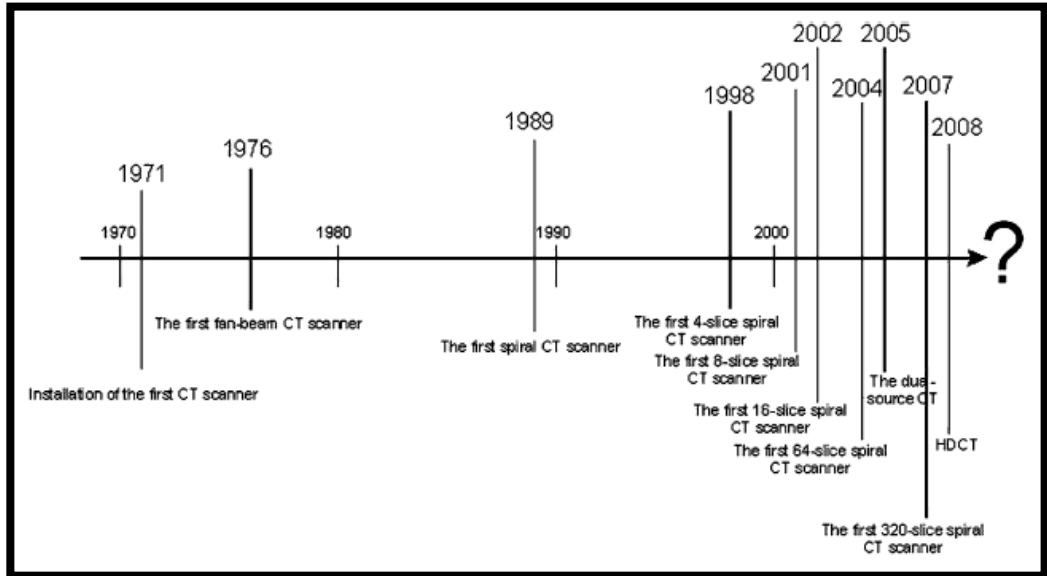


Şekil 2.2. (a) EMI Mark I tarayıcı, ve (b) beyine ait bir kesit görüntü (Cierniak, 2011, s. 16)

CT’de veri elde etmek ve bunları insan vücudunun “kesitleri” veya kesit dilimlerine dönüştürmek için sofistike bir bilgisayarlı yöntem kullanılır.

İlk nesil tomografi cihazları sadece aksiyal kesitler üretebiliyordu. Bu nedenle Bilgisayarlı Eksenel Tomografi (Computerized Axial Tomography, CAT) olarak adlandırılıyordu (Romans, 2011, ss. 3–4).

Günümüzde yeni BT cihazları birkaç yüz milisaniyede tarama yapıp 2048x2048 çözünürlükte bir görüntüyü oluşturabilirler. Şekil 2.3’de BT teknolojisinin gelişimi zaman çizgisi şeklinde gösterilmektedir (Cierniak, 2011, s. 19).

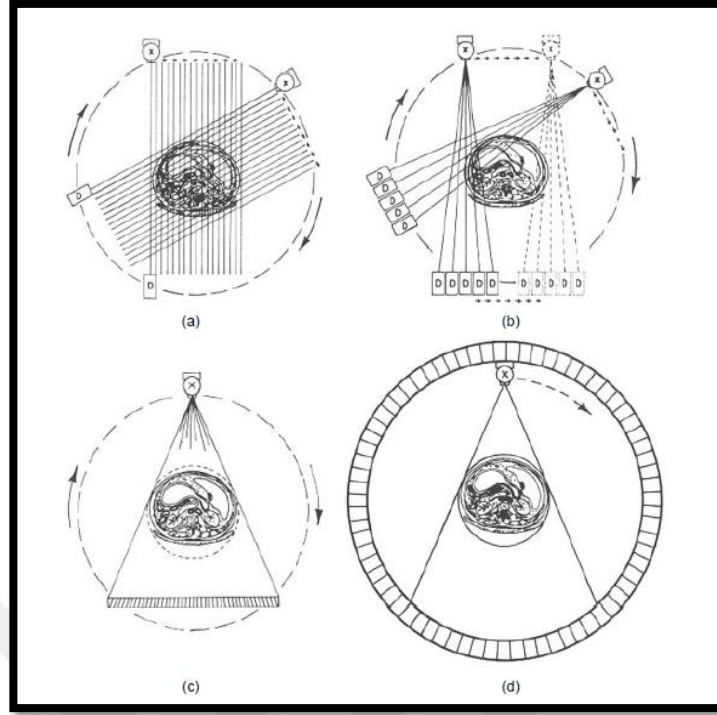


Şekil 2.3. Bilgisayarlı Tomografinin Tarihi Gelişimi (Cierniak, 2011, s. 18)

Bilgisayarlı tomografi cihazları, zaman içerisinde yeni geliştirmeler yaşamış ve kullanım alanlarında ilerlemeler katetmiştir. Bu yeni geliştirmeler dedektör ve x-ışını pozisyon ve sayılarındaki değişimler iken kullanım alanlarında ise ilk başlarda vücudun sadece baş kısmının CT görüntüleri elde edilmekten şuan vücudun bütün uzuvlarının CT görüntüleri alınabilir hale gelmiştir. Bu geliştirme ve ilerlemelere göre CT cihazları 4 jenerasyonda tanımlanmaktadır (Buzug, 2008, s. 79).

Hounsfield tarafından icad edilen ve günümüzde kullanılmayan birinci jenerasyon (EMI Mark I) CT cihazlarında bir adet x-ışını tüpü ve dedektör bulunmakta, x-ışını tüpü sürekli ışın üretmekte ve sadece kafa incelemeleri için kullanılıyordu. Çok küçük bir değer olan 1 derecelik x-ışını demeti (kalem tipi) kullanılması nedeniyle bir çok lineer ve aksenal hareket gerekmektedir. Bu nedenle 1 kesit görüntü almak için 5 dakika gibi bir süre, ayrıca dedektör ve x-ışını tüpünün 180 derecelik bir dönme hareketi gerekiydi. 1972 yılında ortaya çıkan ikinci jenerasyon CT cihazlarında 5-12 derecelik yelpaze tipi x-ışını kullanılıyordu ve bu CT cihazı tüm vücut taramasında kullanılabilirdi. Bir görüntü elde etmek için birden çok dedektör kullanılabilirdi ve yelpaze tipi x-ışını demeti kullanıldığından dolayı birinci nesil CT cihazlarına göre daha az dönme hareketine ihtiyaç duyulmaktaydı. Üçüncü nesil CT cihazları ise 1976 yılında ortaya çıkmıştır. X-ışını yelpazesi açısı genişletilerek 40-60 derece arasında aç değerlerine ve daha uzun bir dedektör dizisine sahipti. Dedektörün düzlemsel hareket ihtiyacı ortadan kalkmış, 240 ve 360 derecelik x-ışını ve dedektörlerin dönme hareketi ile işlem hızı yükselmişti. 1978 yılında kullanılmaya başlanılan dördüncü nesil CT cihazlarında da yelpaze x-ışını kullanılmaktaydı ve x-ışını tüpü dedektör sarmalı içerisinde dönerek tarama işlemini gerçekleştirmekteydi. Sadece x-ışını tüpünün dönmesi gerektiği için tarama işlemi oldukça kısa sürmekteydi (Buzug, 2008, ss. 79–83; Karagöz & Eroğlu, 1998, s. 99).

şekil 2.3'te birinci nesilden dördüncü nesile kadar CT cihazlarının görüntü elde etmek için x-ışını ve dedektör hareketleri gösterilmektedir.

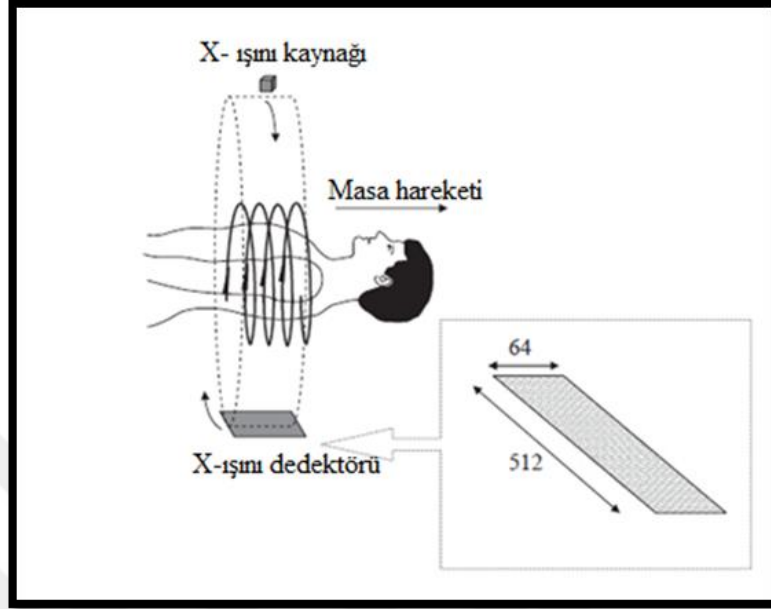


Şekil 2.4. CT'de tarama hareketleri. (a) Birinci nesil (b) İkinci nesil (c) Üçüncü nesil (d) Dördüncü nesil (Hendee & Ritrenour, 2002, s. 254).

Günümüzde yaygın olarak kullanılan CT türlerinden biride Spiral(Helisel) Bilgisayarlı Tomografidir. 1989'da tanıtılan bu CT türü, bugün üçüncü ve dördüncü nesil CT taraması yerine hemen hemen tüm dünyada kullanılmaktadır. Bu CT tarama türünde x-ışını tüpü ve voltaj kablolarını bir kayma halkası üzerine bağlanarak veya ünitenin dönen gantry bölümüne monte edilen kayar kontak ile görüntü alma süresi önemli ölçüde azalır. Kayma halkası teknolojisi ile, hasta masası durmadan lineer hareket halindeyken x-ışını tüpü döner. Hasta gantry boyunca hareket ederken x-ışını ise hasta etrafında sarmal bir yol izleyerek tarama işlemi gerçekleştirilir (Hendee & Ritrenour, 2002, s. 256).

1998'de yeni bir tarayıcı tasarımı olan Çok Dilimli Spiral Bilgisayarlı Tomografi Tarayıcı (Multi-Slice Computered Tomography,MSCT) geliştirildi. Tarama sistemi hala bir spiral halindeydi, ancak dedektör dizisi 8 ila 34 sıra dedektörden oluşuyordu ve bu da tarayıcının bu tasarımının aynı anda dört bitişik dilim elde etmesini mümkün kıldı. Tek dedektörlü ve spiral CT'de, baş/ayak yönündeki katman kalınlığı, bu yöndeki hizalanmış dedektör genişliği ile belirlenir. Çoklu detektör sıralarının kullanımı CT görüntülerinin çok daha hızlı elde edilmesini sağladı. Şekil 2.3'te baş/ayak yönü boyunca, tipik bir 64

dilimli tarayıcı için detektör sayıları gösterilmiştir (Cierniak, 2011, s. 31; Smith & Webb, 2011, s. 67).



Şekil 2.5. Spiral CT tarama ve çoklu dedektör (Smith & Webb, 2011, s. 67).

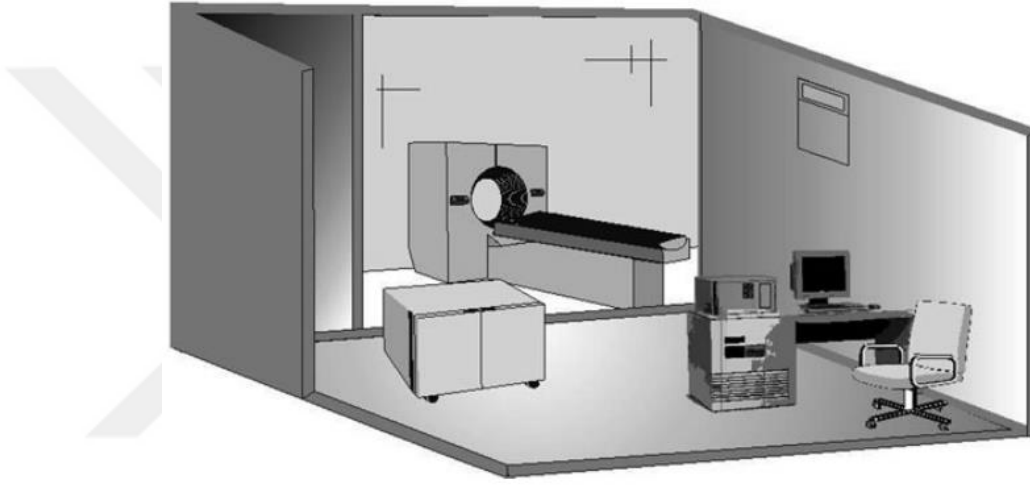
Günümüzde x-ışınları, en doğal şeklini alarak bir konik x-ışını halini aldı. Böylece üç boyutlu rekonstrüksiyon tekniklerinin gelişmesini sağladı. İlk Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (Conic Beam Computed Tomography, CBCT) 2001-2002 yılında kullanılmaya başlandı. Koni şeklindeki x-ışını dedektör dizisinin 16 dan 320 elemana kadar artmasını mümkün kıldı. Böylece 256 kesit görüntü aynı anda elde edilebilir hale geldi. Spiral tarama ve konik x-ışının birleşimiyle tarama süresi 2 dakikanın altına indi ve 0.23mm kalınlıktaki kesit görüntüler elde edilebilir hale geldi (Cierniak, 2011, s. 31).

2.2.1. Ct'nin bileşenleri

CT cihazı temelde 3 bileşenden oluşmaktadır. Bunlar; gantry, masa ve görüntü işleme ve operatör bilgisayarıdır. Gantry görüntü almak için hastanın içerisine yerleştirildiği, içerisinde x-ışını tüpü ve dedektör dizisinin bulunduğu halka biçimindeki CT bileşenidir. Zaman içerisinde gelişmeler göstererek sadece bir insan kafasının sığacağı boyuttan aşırı kilolu bir insanın içinden geçebileceği bir genişliğe ulaşmış ve yatay/dikey konuma getirilebilecek şekilde tasarlanıp üretilen modelleride olmuştur. Gantry x-ışını üretmek

ve soğurma miktarını ölçen bileşenleri içerisinde bulundurur. Ayrıca hastayı tarayıcıya doğru bir şekilde yerleştirebilmek için içerisinde bir adet lazer ışığı ve operatör ile hasta arasında iletişim kurulması için bir adet mikrofon bulundurur.

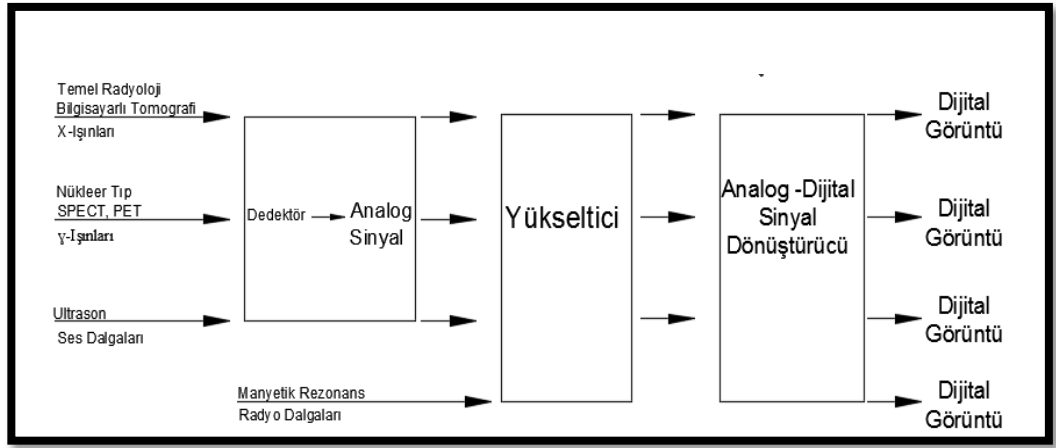
Masa CT taraması yapılırken hastanın yatay pozisyonda hareket ettirilmesini sağlayan hastanın üzerinde hareket etmeyecek şekilde sabitlenerek yatırıldığı bölümdür. Diğer bir bileşen olan görüntü işleme ve operatör bilgisayarında ise görüntülerin oluşturulduğu, görüntülendiği ve dijital olarak saklandığı CT bileşenidir. Şekil 2.6'da CT'nin cihazının genel bir görünümü gösterilmektedir.



Şekil 2.6. CT cihazı genel görünümü (Cierniak, 2011, s. 22).

2.2.2. Ct'de kesit görüntü oluşturma

X-ışınlarının vücuttan geçerek dedektörden x-ışını soğurma değerlerinin ölçülmesiyle birlikte kesit oluşturma süreci başlar. Sonraki aşamada dedektörden alınan analog sinyaller yükseltici vasıtasıyla yükseltilip analogdan dijitale çevirilerek operatörün ekranında görüntülenir ve aynı anda dijital olarak saklanır. Şekil 2.7'de tıbbi görüntüleme sistemlerinin dijital görüntü oluşturma akış şeması verilmiştir.

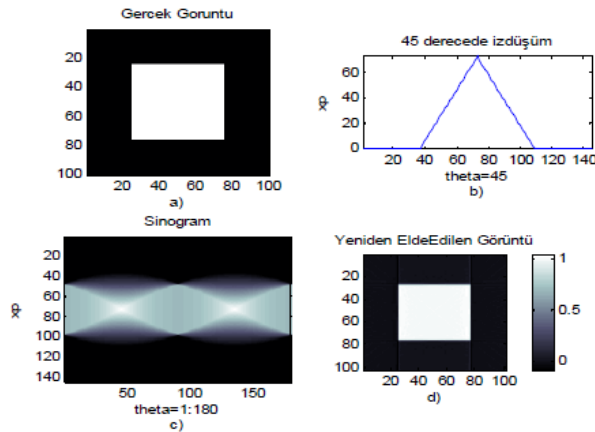


Şekil 2.7. Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinde Görüntü Rekonstrüksiyonu Akış Şeması (Smith & Webb, 2011, s. 15).

2.2.2.1. Radon dönüşümü

1917 yılında Avusturyalı matematikçi Johan Radon'un bir düzlemdeki iki değişkenli $I(x, y)$ fonksiyonunun düz bir çizgi integralinin tersinir olduğunu kanıtlayarak Radon Dönüşümünü oluşturmuş ve CT için ilk çalışmaları yapmıştır. Tersinir olması sebebiyle Radon dönüşümü, CT için büyük önem arz etmektedir. CT görüntüleri incelenen nesnenin kesit izdüşümleri toplamından oluşmakta ve bu kesit izdüşümlerden oluşturulan görüntüye de sinogram denmektedir (Deniz, 2011, ss. 5–6).

Şekil 2.8.'de bir görüntü sinogram verisine dönüştürülüp Matlab ortamında tekrar görüntü elde edilmesi gösterilmektedir.



Şekil 2.8. a) Gerçek görüntü, b) 45° de sinogram verisi (izdüşüm), c) 1° den 180° ye kadar olan toplam veri (sinogram), d) Rekonstrüksiyon edilmiş görüntü (Deniz, 2011, s. 6)

Bir x-ışınının akısı (I), kaynağın yoğunluğuna (l_0), saçılımına, içinden geçtiği nesnenin sönümlenme katsayısı (μ) ve uzunluğuna (l) bağlıdır (Semmlow & Griffel, 2014).

Burada sönümlenme katsayısı (μ) vücudun bileşenlerinin x-ışınını geçirgenliğini ifade etmektedir. Homojen yoğunlukta bir x-ışınını akısı denklem 2.2'de ifade edilmiştir (Semmlow & Griffel, 2014, s. 484).

$$I(x, y) = l_0 e^{-\mu l} \quad (2.2)$$

X-ışını eşit sönümlenme katsayısına sahip katmanlardan geçtiğinde (dokuların eşit kalınlıkta varsayımı ile) burada $I(x, y)$, x, y yönündeki x-ışınını akısı:

$$I(x, y) = l_0 \exp(-\sum_i \mu(xy) \Delta l) \quad (2.3)$$

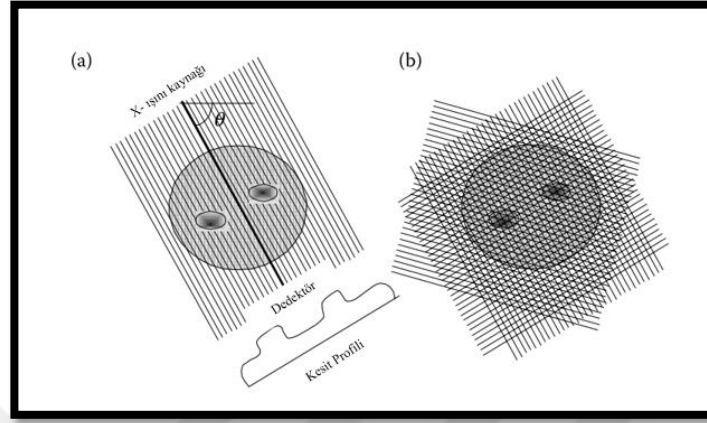
Denklem 2.3'nin her iki tarafının doğal logaritması alınarak sönümlenme katsayısı $P(x, y)$ hesaplanabilir.

$$P(x, y) = \ln \left[\frac{l_0}{I(x, y)} \right] = \sum_i \mu(x, y) \Delta l \quad (2.4)$$

Denklem sönümlenme katsayılarının x ışını kaynağından dedektöre kadar olan çizgi integrali haline geldiği sürekli bir denklem olarak ifade edilirse:

$$p(x, y) = \int_{kaynak}^{dedektör} \mu(x, y) dl \quad (2.5)$$

Şekil 2.9’da doku boyunca bir seri paralel ışın gösterilmektedir. Tüm ışınlar aynı θ açısındadır. Her ışının çıkışı denklem 2.5’te tanımlandığı gibi araya giren dokunun sönümlenme özelliklerinin yalnızca izdüşümüdür.



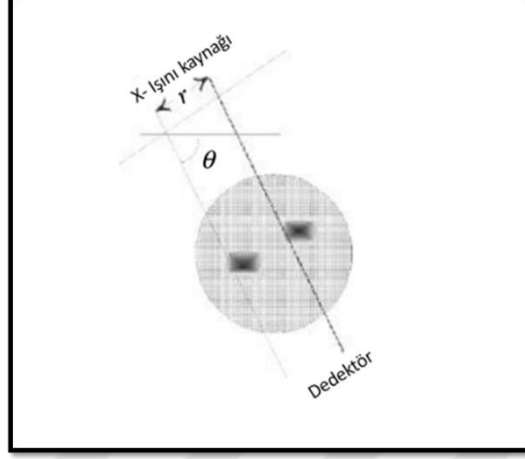
Şekil 2.9. (a) Biyolojik dokudan belli bir açıda θ , paralel ışın yolları dizisi. Her ışının net emilimi, bir projeksiyon profili olarak çizilebilir. (b) Görüntüyü yeniden oluşturmak için yeterli bilgiyi elde etmek için her biri ve farklı açılarda çok sayıda bu tür paralel yollar gereklidir (Semmlow & Griffel, 2014, s. 485).

Sadece bir yansıtma profiliyle, doku sönümlenmenin yollar boyunca nasıl dağıldığını belirlemek mümkün değildir. Bununla birlikte farklı açılarda çok sayıda projeksiyon alınırsa en azından (şekil2.10b) teorik olarak, projeksiyonları uygun bir şekilde analiz ederek sönümlenme katsayılarının dağılımını belirlemek mümkün olabilir. Bu CT görüntülerinin rekonstrüksiyon işleminin önündeki en büyük zorluktur. Eğer problem tersine çevrildiyse, yani doku sönümlenme katsayılarının dağılımı biliniyorsa, bir dizi paralel ışın tarafından üretilen projeksiyon profilinin belirlenmesi kolay olacaktır. Denklem 2.5'te belirtildiği gibi, her kirişin çıkışı, doku boyunca kiriş yolu üzerindeki çizgi integralidir. Işın bir açıda ise, θ , Şekil2.10'da gösterildiği gibi, o zaman θ açısındaki bir çizgi için denklem aşağıdaki gibidir (Semmlow & Griffel, 2014, s. 485).

$$xcos\theta + ysin\theta = 0 \quad (2.6)$$

Ve projeksiyon, P_θ , sabit bir açıda bu tek çizgi için, θ olur.

$$P_{\theta} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} I(x, y)(x \cos \theta + y \sin \theta) dx dy \quad (2.7)$$



Şekil 2.10. θ açısında kökenden geçen tek bir ışın yolu matematiksel olarak Denklem 2.5 ile tanımlanır (Semmlow & Griffel, 2014, s. 485).

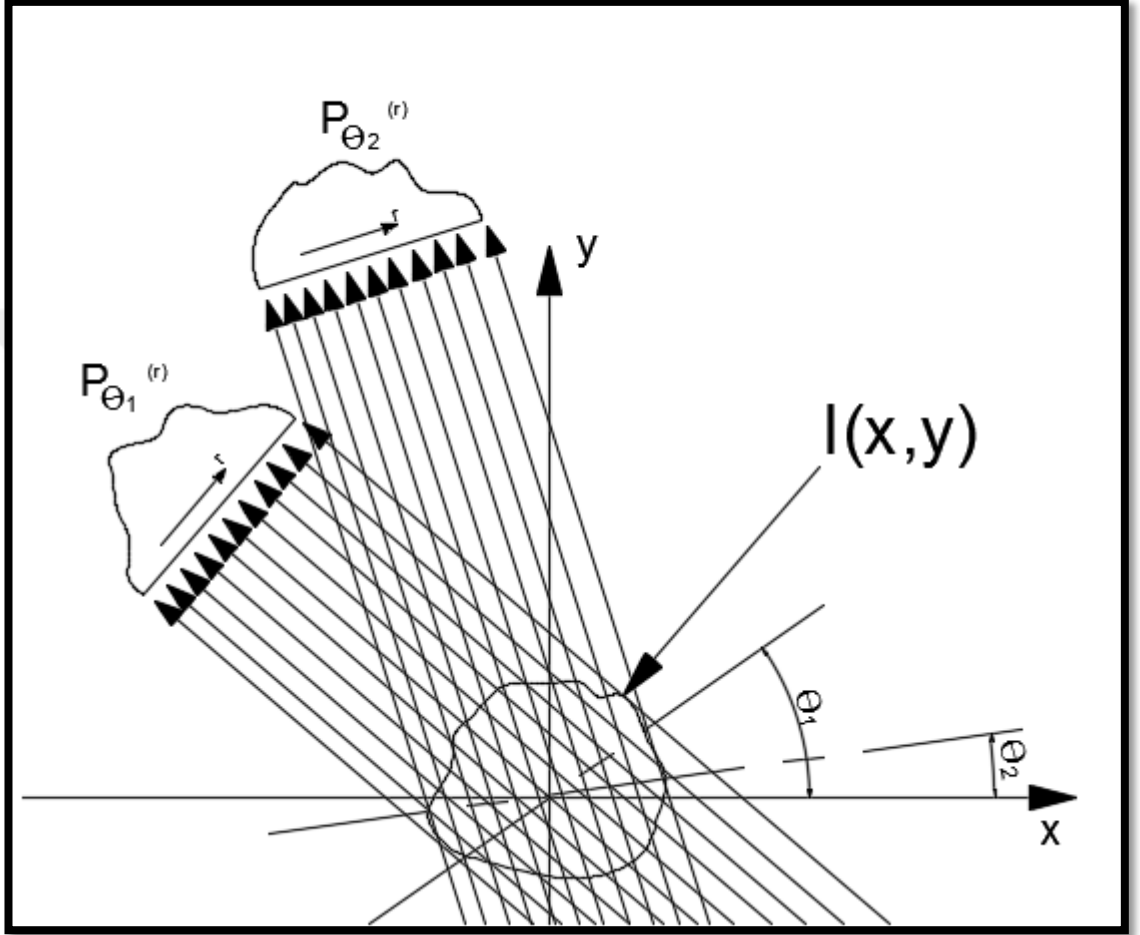
Işın, orijinden r mesafede yer değiştirirse, Denklem 2.8 ile tanımlanır (Semmlow ve Griffel, 2014).

$$x \cos \theta + y \sin \theta - r = 0 \quad (2.8)$$

Paralel yolların tüm ailesi, ayırık paralel kirişler kümesini temsil etmek için, Dirac delta dağılımı (δ) ile birlikte denklem 2.7 ve 2.8 kullanılarak matematiksel olarak tanımlanabilir. Tüm projeksiyon profilini açıklayan denklem $P_{\theta}(r)$ olur. Elde edilen sinogramın içeriğinin değiştirilmeden daha anlamlı görüntülere dönüştürülmesinde çeşitli rekonstrüksiyon işlemleri kullanılmaktadır. Radon Dönüşümü ve tersi denklemleri aşağıda verilmiştir (Semmlow & Griffel, 2014, s. 486).

$$P_{\theta}(r) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} I(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx \quad (2.9)$$

Burada $P_{\theta}(r)$ fonksiyonuna $I(x, y)$ 'nin Radon Dönüşümü denir. Farklı θ açıları altında alınan izdüşümler Şekil 2.11'de görüldüğü üzere birden fazla paralel ışın uygulanarak toplandığında sinogram verisi elde edilir. Sinogram verisinde yararlanılarak rekonstrüksiyon işlemleri gerçekleşir (Deniz, 2011, s. 9).



Şekil 2.11. Farklı açılar altında paralel ışınlar uygulanarak elde edilen izdüşümler (Deniz, 2011, s. 9)

Radon dönüşümünün tersi aşağıda verilen denklem 2.10 ile ifade edilir:

$$I(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\partial p(r, \theta)}{\partial r} \frac{1}{(x \cos \theta + y \sin \theta - r)} dr d\theta \quad (2.10)$$

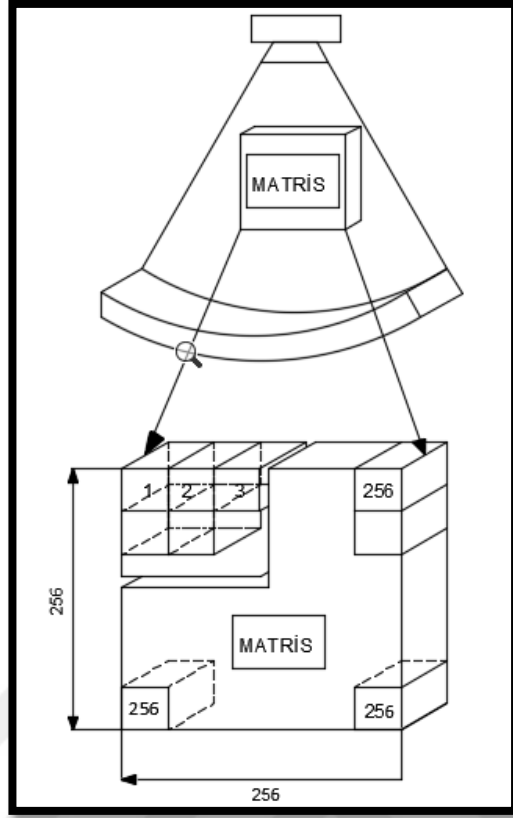
Denklem 2.10'da görüldüğü gib $P_{(r,\theta)}$ 'nin kısmi türevi söz konusu ve bu denklem sınırlılık, devamlılık, gibi fiziksel bazı şartların sağlanması gerektiği için çözümü oldukça karmaşıktır. Dolayısıyla bu denklemin çözümünü tahmin eden bazı sayısal rekonstrüksiyon yöntemleri geliştirilmiş ve bu sayısal yöntemler Şekil 2.11'de farklı açılar altında paralel ışınlar uygulanarak elde edilen izdüşümler medikal görüntü elde etme tekniklerinin temellerini oluşturmakla birlikte uygulamaya dönük birçok algoritmanın da geliştirmesinde önemli yer tutar (Deniz, 2011, ss. 9–10).

2.2.2.2. Cebirsel yineleme tekniği(Algebraic reconstruction technique)

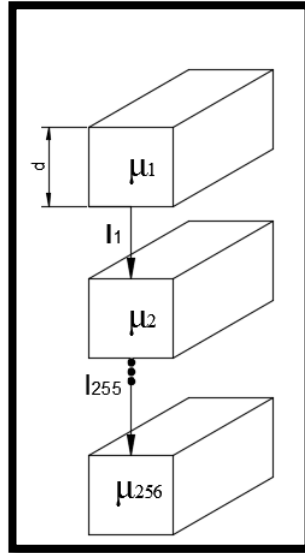
Bu yöntemde başlangıç değeri olarak matrisin bütün eleman değerleri sıfır kabul edilerek denklem vasıtası ile peş peşe yapılan yaklaşımlarla matrisin gerçek değerleri hesaplanır(Karagöz & Eroğlu, 1998, s. 105).

$$f_{ij}^{q+1} = f_{ij}^q + \frac{g_j - \sum_{i=1}^N f_{ij}^q}{N} \quad (2.11)$$

Denklem 2.11'de hesaplanacak eleman (f_{ij}), yaklaşım sayısı(q), eleman sayısı(N), ölçülemler izdüşümü(g_j), yinelenen eleman değerlerinin toplamı($\sum_{i=1}^N f_{ij}^q$) olarak ifade edilir. Şekil 2.12 'de matris olarak görüntü gösterilmekte, Şekil 2.13'te ise dokuların soğurma katsayılarının hesaplama işlemi akışı gösterilmektedir (Karagöz & Eroğlu, 1998, s. 105).



Şekil 2.12. Görüntünün matris biçiminde oluşturulması (Karagöz & Eroğlu, 1998, s. 106).



Şekil 2.13. Dokuların soğurma katsayılarının hesaplanması (Karagöz & Eroğlu, 1998, s. 107).

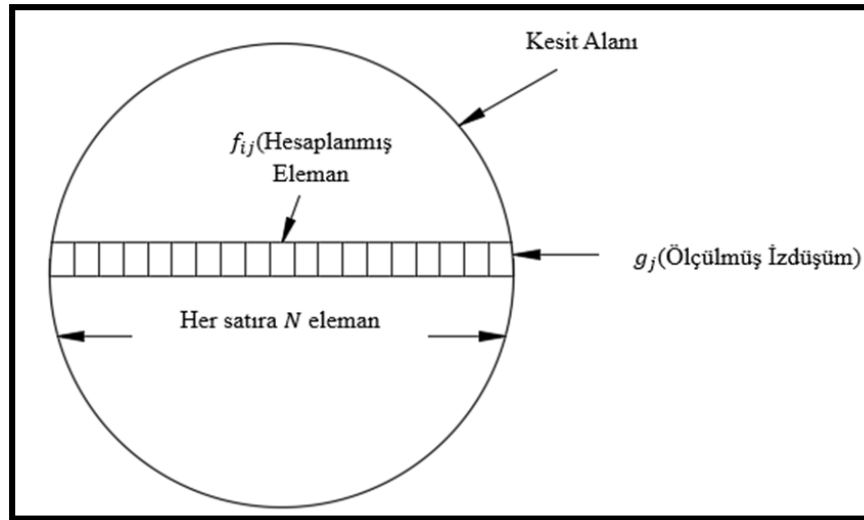
$$I_1 = I_0 - e^{\mu_1^d} = \mu_1 = \frac{1}{d} - \ln \frac{I_0}{I_1} \quad (2.12)$$

Oluşturulan denklem her matris elemanına uygulanması ile dokuların soğurma katsayıları bulunur .

$$\mu_{\Sigma} = \mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_{255} + \mu_{256} \quad (2.13)$$

$$\mu_{\Sigma} = \frac{1}{d} - \ln \frac{I_0}{I} \quad (2.14)$$

Şekil 2.14'te hesaplanan değerlerin görüntü matrisine yerleşmiş hali gösterilmektedir.



Şekil 2.14. Cebirsel Yinleme Tekniği (Karagöz & Eroğlu, 1998, s. 109)

Bu yöntemin oldukça yavaş oluşu, peşpeşe çok yaklaşım gerektirmesi ve hata paylarını giderememesi nedeniyle günümüzde kullanılmamaktadır (Karagöz & Eroğlu, 1998, s. 109).

Birçok görüntü elde etme algoritması olmasına rağmen tez konusundan çok uzaklaşılması ve genel bir fikir edinilmesi amacıyla görüntü elde etme konusuna genel bir giriş yapılmıştır.

2.3. Manyetik rezonans görüntüleme (Magnetic resonance imaging - MRI)

Vücudumuz yüksek miktarda yağ ve su içermekte ve bu içeriğin moleküler yapısında birincil olarak hidrojen atomlarını bulmaktadır. MRI vücudumuzun büyük bir bölümünün içeriğindeki (%63) hidrojen atomlarının, güçlü bir manyetik alanda, bu atomları rezonansa uğratacak bir radyo dalgası ile tetiklenip titreşim haline getirilmesiyle edinilen sinyallerin güçlü bilgisayarlar marifetiyle görüntüye dönüştürüldüğü, doku kontrast netliği en yüksek tıbbi görüntüleme yöntemidir (Oyar, 2008, s. 31).

MRI, insan vücudunun anatomik ve fonksiyonel görüntülerini oluşturmak için radyolojide kullanılan nispeten yeni bir tıbbi görüntüleme yöntemidir. Diğer tıbbi görüntüleme yöntemlerinden farkı, MR iyonlaştırıcı radyasyon kullanmaz. Bu sebeple diğer birçok teknikten daha güvenli olarak kabul edilir. MRI çok iyi yumuşak doku kontrastlı görüntüler oluşturma kabiliyetine sahiptir ve bu nedenle nörolojik, kas-iskelet sistemi, kardiyovasküler ve onkolojik görüntüleme için çok kullanışlıdır. PET veya SPECT kadar hassas olmamasına veya CT kadar hızlı olmamasına rağmen, MRI çok çeşitli klinik ve araştırma uygulamaları için çok değişik görüntü kontrastları üretebilen çok yönlü bir yöntemdir (Iniewski, 2009, s. 223).

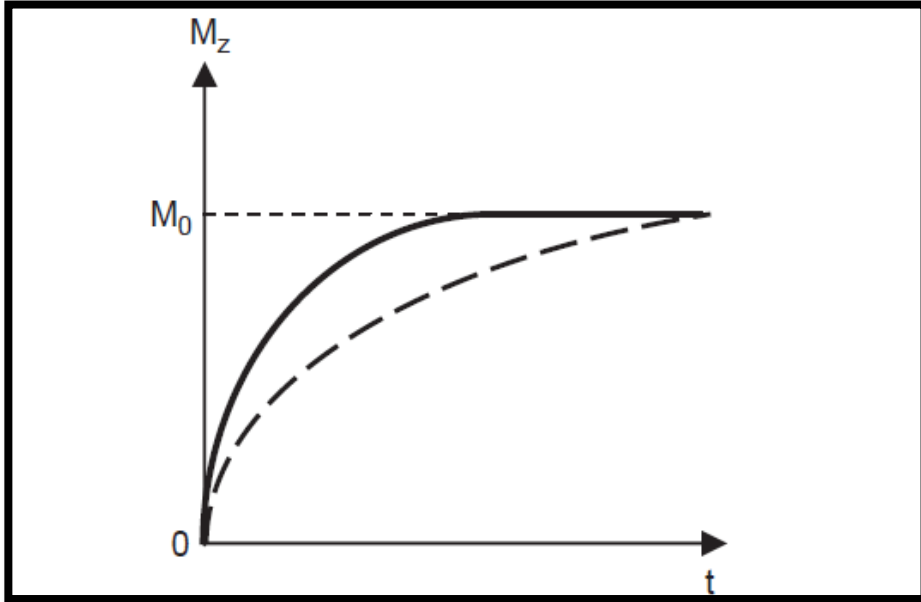
MR cihazlarının manyetik alanı 1-7 Tesla aralığını elde edecek şekilde üretilmektedir(Fıçıcı Öğretmenoğlu, 2016, s. 1).

Tablo 2.1'de 1.5 Tesla manyetik alanda ve T_1 ve T_2 sekanslarında bazı dokular ve zayıflatma katsayıları gösterilmektedir.

Tablo 2.1. T_1 ve T_2 'de bazı dokularda zayıflatma sabitleri ($B_0 = 1.5T$ ve $3T$) (Smith & Webb, 2011, s. 217)

Doku	T_1 (ms) 1.5T	T_1 (ms) 3T	T_2 (ms) 1.5T	T_2 (ms) 3T
Kıkırdak	1060	1240	42	37
Karaciğer	500	800	50	40
Kas	870	1420	60	30
Beyin(Beyaz Madde)	790	1100	90	60
Beyin(Gri Madde)	920	1600	100	80
Yağ(Derialtı)	290	360	160	130

Şekil 2.15'te kısa T_1 gevşeme süresi (düz çizgi) ve uzun T_1 gevşeme süresi (kesik çizgi) olan bir doku için 90 derecelik atımdan sonra M_z manyetizasyonunun bir fonksiyonu olarak geri kazanımı gösterilmektedir. Zaman (t) = $5 * T_1$, ve $M_z \cong \%99M_0$ geri kazanım olduğu varsayılır.

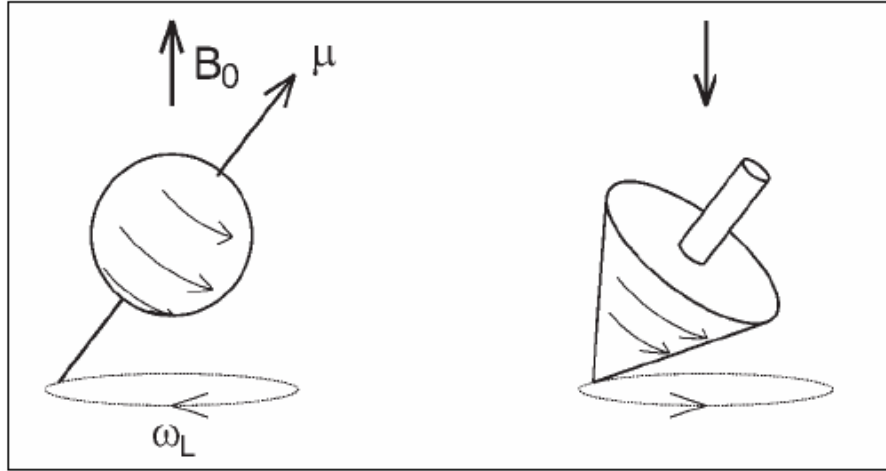


Şekil 2.15. T_1 kısa ve uzun sekanslarının grafiği (Smith & Webb, 2011, s. 217)

Hidrojen atomunun manyetik özellik gösterdiğinin 1924'te keşif edilmesi ile MR cihazının keşfinin temelleri atılmıştır. Doktorlardan öncesinde, 1972 yılında ilk MR görüntüsünü elde eden ve kullanan kişi Kimyacı Paul Lauterbur'dur. 1938'de ise Rabi, gaz halinde bulunan maddelerin manyetik özelliklerini saptayan ilk cihazı geliştirmiştir. 1945'te cihaz iki bilim adamının çalışmalarıyla sıvı halde bulunan organik maddelerin yapısını tayin edecek şekilde yapılandırılmış ve yeni cihaza Nükleer Manyetik Rezonans, NMR adı verilmiştir (Yakıncı, 2013, s. 2).

MR'ın insan vücudu için adaptasyonunun akabinde hızlı bir gelişme katetmiş ve Richard Ernst tarafından 1975'te Fourier Transform tekniği geliştirilmiştir. 1977'de Raymond Damadian tüm vücut MR görüntülenmesini gerçekleştirmiştir. Hawkes, 1980'de MRI'nin çok kesitli özelliğini tanımlayarak ilk lezyon gösterilmiştir. 1984'te Schörner ve arkadaşları tarafından MR'da ilk defa kontrast madde uygulanması yapılmıştır. 1986'da Haase ve arkadaşları, o zamana kadar kullanılan temel sekanslara ek olarak hızlı görüntüleme sekansları keşif ederek bir dezavantaj olan tetkik süresini kısaltmışlardır. 1987'de Charles Dumoulin'in geliştirdiği MR-Anjiyografi (MRA) teknikleri ve 1993'de kullanıma giren fonksiyonel MR uygulamaları, MRI'nin kullanım alanını arttırmış ve MRI'yı yalnızca bir anatomik görüntüleme yönteminin ötesinde fonksiyonel bir inceleme yöntemi haline getirmiştir (Oyar, 2008, ss. 31–32).

19. yüzyılın sonrasına doğru atomun bir iç yapısına sahip olduğu keşif edildiğinde fizikçiler bunu açıklamada mekanik modeller kullandılar. Bu sebeple, Rutherford'un atom modelinde, elektronun çekirdek etrafında yörüngesel dönme hareketine bir yörünge açıl momentumu atanır. Ayrıca, elektron yüklü bir parçacık olması nedeniyle, yörünge hareketi bir akım döngüsünün ve böylece bir manyetik momentin varlığını işaret etmektedir. Bununla birlikte, atomik alanda gözlemlenen bazı deneysel gerçekleri kanıtlamada, Uhlenbeck ve Goudsmit, 1925'te elektronun da ilişkili bir manyetik momente sahip bir spin açıl momentuma (veya kısaca spin) sahip olması gerektiğini öne sürdü. Şekil 2.16'da protonların spin ve devinim hareketleri gösterilmektedir. Bu hareketler bir topacın hareketlerine benzetilmektedir.



Şekil 2.16. Protonların “Spin” ve “Precession” hareketi, bir topacın dönüşüne benzer (Eriş, 2008, s. 5)

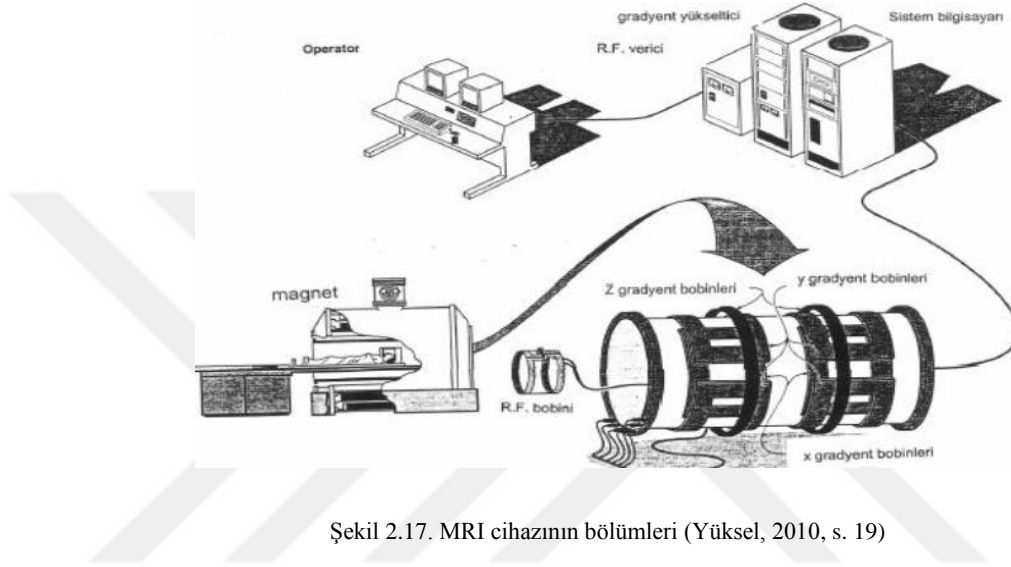
Spin klasik bir örneğe sahip değildir; kökeni sadece özel görelilik teorisini kuantum mekaniği ile birleştirerek doğru bir şekilde açıklanabilir. Elektron, atom içerisinde spin olan tek temel parçacık değildir, proton ve nötron da bu özelliğe sahiptir. Sonuç olarak, bir atom çekirdeğinin spin kurucu proton ve nötron spin vektör toplamıdır. Sonuçta spin değeri hem kütle sayısına hem de atom numarasına da bağlıdır. Tablo 2.1’de biyomedikal olarak önemli izotopların bir dizi spin değerlerini gösterilmektedir (Stuetens, 2009, s. 65).

Tablo 2.2. Biomedikal ile ilgili birkaç çekirdeğin spin değerleri (Stuetens, 2009, s. 65)

Çekirdek	Spin	$\frac{\gamma}{2\pi}$ (MHz/T)
^1_1H	$\frac{1}{2}$	42,57
^2_1H	1	6,54
$^{12}_6\text{C}$	0	
$^{13}_6\text{C}$	$\frac{1}{2}$	10,71
$^{14}_7\text{N}$	1	3,08
$^{15}_7\text{N}$	$\frac{1}{2}$	-4,31
$^{16}_8\text{O}$	0	
$^{17}_8\text{O}$	$\frac{5}{2}$	-5,77
$^{31}_{15}\text{P}$	$\frac{1}{2}$	17,23

2.3.1. Mri cihazının bileşenleri

Genel yapısı CT ile benzer olmasının yanında gantry içerisindeki görüntü elde etme donanımı farklıdır. CT’de bulunan dedektör ve x ışını kaynağının aksine MR’da bu bileşenler bulunmamaktadır. Bunun yerine magnetler ve Radyo frekansı(RF) bobinleri bulunur.

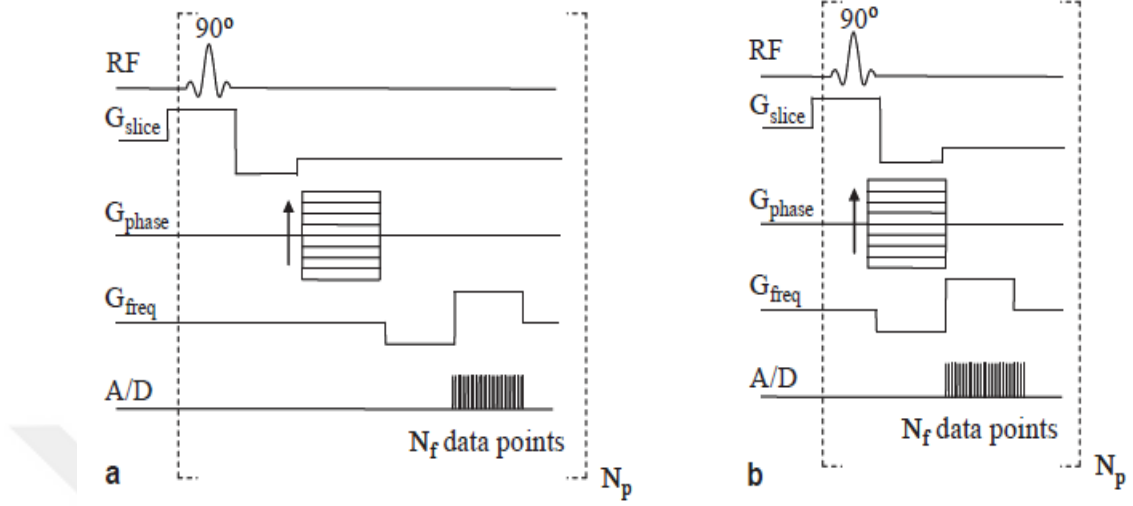


Şekil 2.17. MRI cihazının bölümleri (Yüksel, 2010, s. 19)

2.3.2. Mri’de görüntü elde edilesi

Görüntü oluşturma, üç ayrı bağımsız bileşen; kesit seçimi, faz kodlaması ve frekans kodlaması olarak tanımlanabilir. Görüntüleme için genel bir sinyal dizisi Şekil 2.18(a)'da gösterilmiştir. Verici hattı, bir RF sinyalinin uygulanma zamanını bildirir, sinyalin uzunluğu ve gücü belirtilen tepe açısına erişecek şekilde düzenlenir. Her gradyent çizgisi için, sinyalinin tepe noktası gücünü ve kutuptaki (pozitif veya negatif), belirli gradyent bobinden hangi yönde aktığını ifade eder. Analog/Dijital hattı, alıcı açık olduğunda ve frekans kodlama gradyent açıkken kaç veri noktası (N_f) elde edildiğini göstermektedir. RF sinyali ve üç gradyentın tüm dizisi, iki boyutlu bir veri seti (N_p) oluşturmak için birkaç kez tekrarlanmalıdır. Faz kodlama gradyentının yanındaki ok, dizinin her tekrarı için farklı değerlerin kullanıldığını ifade etmektedir. Üç bileşenden her biri tamamen bağımsız olarak değerlendirilebildiğinden, şekil 2.18 (b)'de gösterildiği gibi, görüntüleme dizisinin

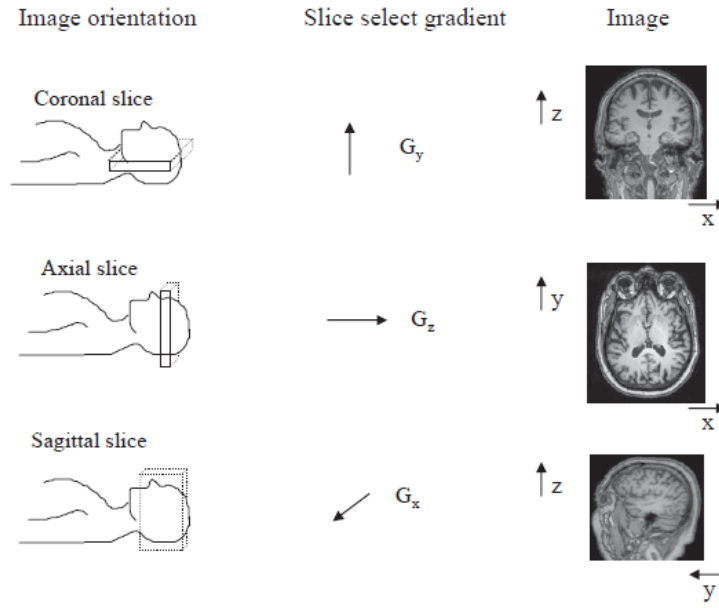
genel süresini azaltmak için pratikte gradyant olayları çakışır (Smith & Webb, 2011, s. 223).



Şekil 2.18. Görüntüleme dizileri için sinyal dizisi diyagramları, (b) eş zamanı uygulanması (Smith & Webb, 2011, s. 223)

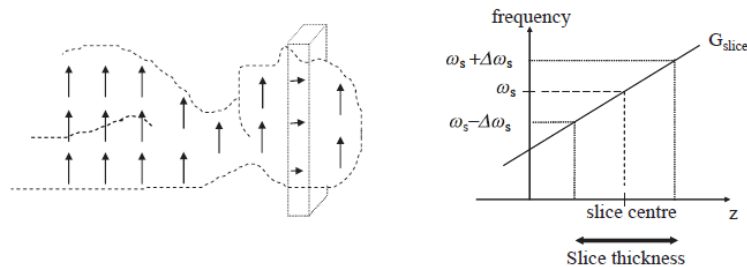
2.3.2.1. Kesit seçimi

Bir MRI tarama seansı planlamanın ilk aşaması, kesitlerin hangi yönde alınması gerektiğini kesinleştirmektir. Eksenel kesitlerin alındığı CT'nin aksine, MRI görüntüyü herhangi bir kesitte oluşturma kabiliyetine sahiptir. Örneğin, sırasıyla y, z veya x yönlerindeki kesit seçimine karşılık gelen koronal, axial veya sagittal görüntüler, Şekil 2.19'da gösterildiği gibi seçilebilir. Klinik uygulamalarda, vücudun çeşitli bölümlerinin farklı klinik görüntüleme protokolleri farklı görüntü yönelimleri gerektirmektedir (Smith & Webb, 2011, s. 224).



Şekil 2.19. Görüntü elde etmek için farklı yönelimleri gösterme (Smith & Webb, 2011, s. 224)

Kesit seçimi, G_{slice} ile gösterilen manyetik alan gradyanlarından (G_x, G_y veya G_z) biriyle aynı anda uygulanan frekans belirleyici bir RF sinyali kullanır. Belirleyici RF sinyali ($\pm\Delta\omega_s$) bir uyarma bant genişliği ile, belirli bir frekans (ω_s) uygular. Bu, sınırlı bir bant genişliği üzerinden belirli bir frekansta enerji ileten bir radyo istasyonu vericisine benzer. Bant genişliği içinde bir devinim(hareket) frekansına sahip protonlar ($\omega_s + \Delta\omega_s$ ve $\omega_s - \Delta\omega_s$ arasında) RF atımı ile enine düzleme döndürülür, ancak bant genişliği dışındaki devinim frekanslarına sahip protonlar etkilenmez. Şekil 2.20 'de aksel bir dilimin seçildiğini varsayarak bir 90° sinyalden sonra protonların yönünü göstermektedir (Smith & Webb, 2011, s. 224).



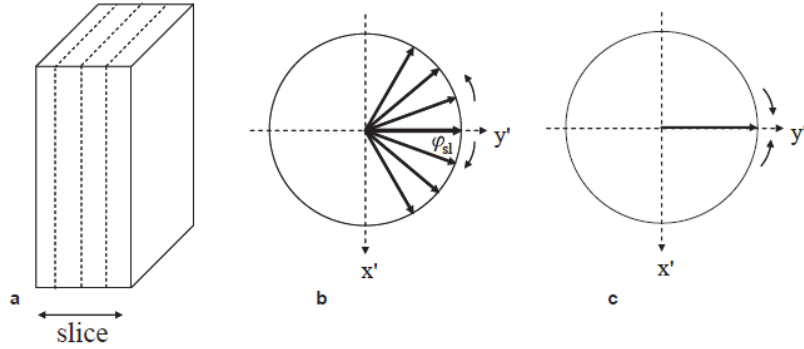
Şekil 2.20. Kesit alanındaki protonların hareketleri ve kesit kalınlığı ve bant genişliği grafiği (Smith & Webb, 2011, s. 225)

Kesit kalınlığı (T) denklem 2.15 ile elde edilir.

$$T = \frac{2\Delta\omega_s}{\gamma G_{slice}} \quad (2.15)$$

Burada $\Delta\omega_s$ bant genişliğini, G_{slice} gradyanın şiddetini ifade etmektedir ve γ ise jromanyetik oran olarak adlandırılan bir sabittir ve protonlar için 267.54 MHz/Tesla değerine sahiptir. Bu nedenle kesit, G_{slice} gücünü arttırarak (maksimum değerine kadar) veya RF sinyalinin frekans bant genişliğini azaltarak kesit kalınlığını daha ince hale getirilebilir. RF sinyalinin ideal frekans uyarma profili dikdörtgen bir şekle sahiptir, bu durumda dilim içindeki tüm protonlara eşit bir uç açısı uygulanır ve dilim dışındaki protonlara sıfır uç açısı uygulanır. Kesit konumu, RF sinyalinin ω_s değerini değiştirerek hastanın farklı bölgelerine taşınabilir (Smith & Webb, 2011, s. 225).

Şekil 2.21'de kesit kalınlığı, RF atımı sonrası net mıknatıslanma vektörünün dağılımı ve mıknatıslanmanın yeniden odaklanması gösterilmektedir.



Şekil 2.21. (a) Kesit kalınlığı (b) RF atımı sonrası net mıknatıslanma vektörünün dağılımı (c) mıknatıslanmanın yeniden odaklanması (Smith & Webb, 2011, s. 2226)

Kesit içindeki protonların hareketini, RF sinyalinin nispeten uzun (tipik olarak 1 milisaniye veya daha uzun) olması nedeniyle, kesit içindeki farklı z pozisyonlarında protonlar, atım boyunca (φ_{slice}) çevresinde bulunur ve bu nedenle biriktiği için daha yakından analiz edilir. Şekil 2.21'de gösterildiği gibi farklı fazlar:

$$\varphi_{slice}(z) = \gamma G_z z \frac{\tau}{2} \quad (2.16)$$

RF sinyalinin süresi τ dur. Tüm tekil vektörlerin vektör toplamı tarafından verilen net mıknatıslanma, RF atımı çok kısa olsaydı, değerine kıyasla azaltılırdı. Neyse ki, mıknatıslanmanın bu şekilde azalmasını 'tersine çevirmenin' basit bir yolu var. Negatif yeniden fazlama gradyanı (G_{slice}^{ref}), bir zaman diliminde uygulanır. Gradyan dalga formlarının mükemmel dikdörtgen olduğunu varsayarsak, tam yeniden odaklama gerçekleşir:

$$G_{slice}^{ref} \tau^{ref} = \frac{\tau}{2} G_z \quad (2.17)$$

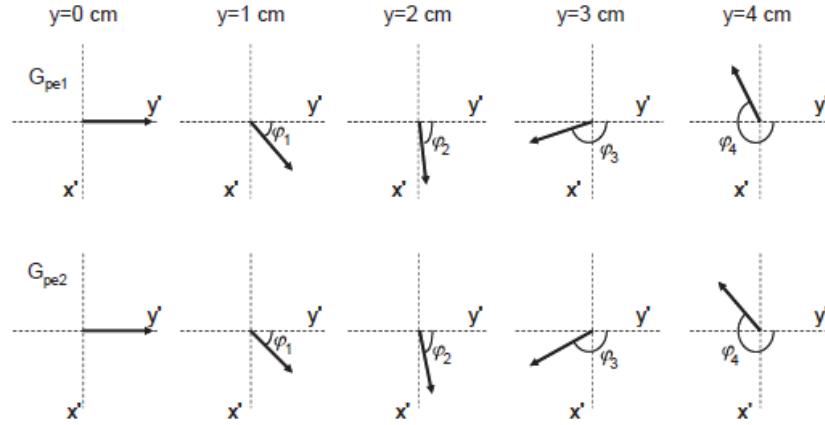
2.3.2.2. Faz kodlaması

Kesit seçme gradyanının z yönünde uygulandığı aksenal bir kesit örneğine devam ederek, x ve y yönleri şimdi MR sinyalinin fazı ve frekansı ile kodlanır. Basit bir görüntüleme dizisi için hangi boyutun faz tarafından kodlandığı ve frekansa göre önemli değildir. Şekil 2.22'de gösterildiği gibi, bir faz kodlama gradyanı (G_{phase}) bir τ_{pe} dönemi için açılır ve sonra kapanır. G_{phase} y boyutuna karşılık gelirse, τ_{pe} aralığı boyunca protonlar bir frekansta $\omega_{y=\gamma G_y y}$ 'dir. Net etki, denklemdekiler tarafından verilen bir değere sahip, mekansal olarak bağımlı bir faz kayması, $\varphi_{pe}(G_y, \tau_{pe})$ getirmektir (Smith & Webb, 2011, s. 227)

$$\varphi_{pe}(G_y, \tau_{pe}) = \omega_y \tau_{pe} = \gamma G_y y \tau_{pe} \quad (2.18)$$

Bu, gradyan bobininin merkezine göre $y = 0, +1, +2, +3$ ve $+4$ cm konumlarındaki beş proton için Şekil 2.21'de gösterilmiştir. Birinci faz kodlama gradyanının değeri, G_{pe1} ,

Şekil 2.21'de gösterildiği gibi maksimum negatif gradyan adımına karşılık gelir. Bu, Şekil 2.21'de gösterildiği gibi, $\varphi_2 = 2\varphi_1$, $\varphi_3 = 3\varphi_1$ ve $\varphi_4 = 4\varphi_1$ olan farklı faz kaymalarını tetikler. Faz şifreleme gradyanı G_{pe2} 'nin ikinci değeri, ΔG_{pe} tarafından verilen farkla, G_{pe1} 'den biraz daha az negatif bir değere karşılık gelir. Bu nedenle her y konumundaki faz kaymaları, G_{pe1} 'den biraz daha düşüktür (Smith & Webb, 2011, s. 227).



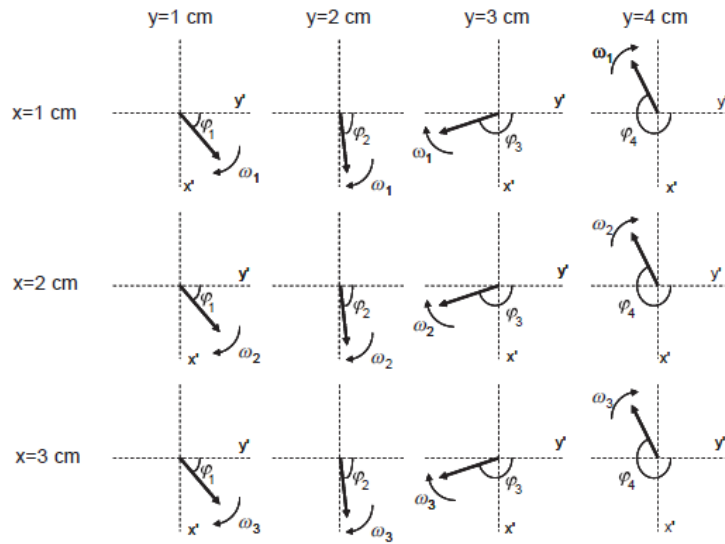
Şekil 2.22. Protonlar için y gradyanının merkezine göre dört farklı dikey pozisyonda faz kodlaması (Smith & Webb, 2011, s. 227)

Üst panelde, bir gradyan G_{pe1} uygulanır. y gradyanının tam ortasındaki protonlar, ek bir manyetik alan yaşamaz ve bu nedenle dönen referans çerçevesinde hiçbir faz birikmez. y boyutundaki uzaklık ne kadar büyükse, faz kayması o kadar büyük olur. Alt panelde, faz kodlama gradyanının bir sonraki değeri uygulanır, G_{pe2} . G_{pe1} 'den biraz daha az negatif olur. Yine $y = 0$ 'daki protonlar faz biriktirmez ve farklı y -pozisyonlarındaki protonlar, G_{pe1} 'in uygulanmasından biraz daha düşük bir değer fazları biriktirir. Genellikle 128 ve 512 arasında, tam görüntüyü elde etmek için farklı G_{pe} değerleri kullanılır (Smith & Webb, 2011, s. 227)

2.3.2.3. Frekans kodlaması

X boyutu, alıcıya giriş yapılırken ve veriler toplanırken bir frekans kodlayıcı gradyan (G_{freq}) uygulanarak kodlanır. Bu süre zarfında, t , $\omega_x = \gamma G_x x$ tarafından verilen bir frekansta, yalnızca x konumlarına göre belirlenen bir protona öncülük eder. Alıcı açıkken toplam N_f veri noktası elde edilir. Genel olarak, bu, her bir faz kodlama aşaması için

görüntüdeki her bir vokselin, y 'deki pozisyonuna bağlı olan belirli bir faz ve Şekil 2.22'te gösterildiği gibi x 'deki pozisyonuna bağlı olan özel frekans ile karakterize edildiği anlamına gelir. Örneğin, bir 256×256 görüntü oluşturmak için, $N_f = 256$ ve sekans, ΔG_{pe} 'nin eşit artışlarındaki maksimum negatif ile maksimum pozitif değer arasında değişen, faz kodlama gradyanının farklı bir değeri ile her seferinde 256 kez tekrarlanmalıdır. M_z mıknatıslanmasının önemli bir kısmı art arda RF uyarımları arasında toplanacak şekilde yeterli T_1 gevşemesinin gerçekleşmesi için, art arda RF darbeleri arasında TR (tekrarlama zamanı) zamanı olarak adlandırılan bir gecikme vardır. Genel olarak, toplam veri toplama süresi, TR ile uygulanan faz kodlama adımlarının sayısı ile çarpılarak verilir (Smith & Webb, 2011, s. 228). Şekil 2.23'te faz ve frekans kodlayıcı gradyanların birleşik etkisi gösterilmektedir.



Şekil 2.23. Faz ve frekans kodlayıcı gradyanların birleşik etkisi (Smith & Webb, 2011, s. 228).

Protonlar tarafından belirli bir y konumunda biriktirilen fazlar, Şekil 2.20'de gösterilenlerle aynıdır. Veri toplama sırasında, protonların önceliğinin doğrusal olarak x boyutundaki konumlarına bağlı olduğu frekanslardır. Bu durumda, $\varphi_2 = 2\varphi_1$ ve $\varphi_3 = 3\varphi_1$ olur.

2.3.3. K-uzay şekilciliği ve görüntü rekonstrüksiyonu

Elde edilen verilerin bir imgeye nasıl dönüştürüldüğünü anlamak için ($N_{pe} \times N_{fe}$) sinyallerini matematiksel olarak ifade etmek açıklayıcıdır. Bir kesit, faz ve frekans kodlama terimlerini bağımsız olarak ele alabilir. Kesit üzerindeki çift integral, sinyalin yalnızca kesitin içindeki protonlardan geldiği ve bu kesitin dışındaki protonlardan hiçbir sinyal gelmediği gerçeğini temsil eder. $\rho(x, y)$ faktörü, bu kesitin içindeki her pozisyondaki (x, y) proton sayısıdır ve proton yoğunluğu olarak adlandırılır. Sinyal yoğunluğu, her vokseldeki proton sayısı ile doğru orantılıdır. İntegraldeki ikinci terim, faz kodlama gradyanından gelen faz terimini ($\varphi_y = \gamma G_y y \tau_{pe}$) temsil eder. Denklemdeki üçüncü terim, mekansal olarak bağımlı rezonans frekansını ($\omega_x = \gamma G_x x$) temsil eder (Smith & Webb, 2011, s. 229).

$$s(G_y, \tau_{pe}, G_x, t) \propto \int_{slice} \int_{slice} \rho(x, y) e^{-j\gamma G_y y \tau_{pe}} e^{-j\gamma G_x x t} dx dy \quad (2.19)$$

Çok yararlı bir model, Ljunggren tarafından geliştirilen “k-uzayı” şekilciliğidir. İki değişken, k_x ve k_y şöyle tanımlanır:

$$k_x = \frac{\gamma}{2\pi} G_x t, \quad k_y = \frac{\gamma}{2\pi} G_y \tau_{pe} \quad (2.20)$$

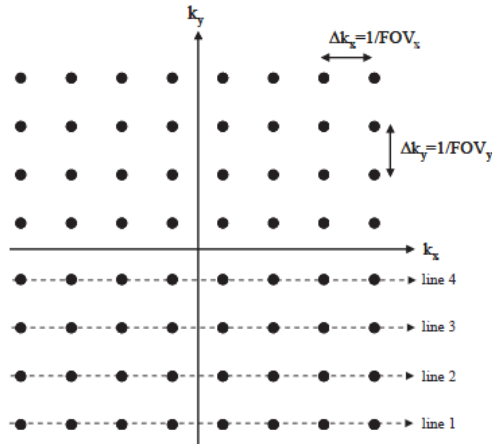
K değerleri, uzaysal frekanslardır. Denklem şimdi bu iki değişken ile ifade edilebilir:

$$s(k_y, k_x) \propto \int_{slice} \int_{slice} \rho(x, y) e^{-j2\pi k_x x} e^{-j2\pi k_y y} dx dy \quad (2.21)$$

Bu nedenle elde edilen veriler k_x, k_y uzayda iki boyutlu bir veri kümesi olarak temsil edilebilir. Faz kodlayıcı gradyanı G_y 'nin maksimum negatif değeri uygulandığında toplanan N_f veri noktalarını dikkate alınmalıdır. Eşitlikten (Denklem 2.20) tüm N_f veri noktaları için k_y değeri maksimum negatif değerine karşılık gelir. Şekil 2.16'te gösterildiği gibi, veri edinmeden önce x yönünde negatif bir gradyan uygulanır. Bu gradyanın gücünü $G_{dephase}$ ve $\tau_{dephase}$ tarafından uygulandığı zamanı belirtir, ardından değerler seçilir (Smith & Webb, 2011, s. 229)

$$G_{dephase}\tau_{dephase} = \frac{T_{acq}}{2}G_{freq} \quad (2.22)$$

Bu, azaltma gradyanının, edinim süresinin (T_{acq}) merkezinde tam olarak iptal edildiği anlamına gelir. Frekans kodlama gradyanı açıldığında elde edilen ilk veri noktası, k_x 'in negatif bir değerine karşılık gelir, ikinci veri k_x 'in biraz daha pozitif bir değerine işaret eder. İlk $N_f/2$ veri noktaları elde edildikten sonra k_x 0 değerine ulaşır ve daha sonra kalan $N_f/2$ veri noktaları için pozitif olur. Bu nedenle, N_f veri noktaları, şekil 2.24'de satır 1 olarak gösterilen k-uzayındaki bir 'satır' a karşılık gelir. K-uzayındaki ikinci satır, faz kodlama gradyanının bir sonraki değerine karşılık gelir ve böylece k_y 'nin daha olumlu bir değeriyle yer değiştirir. Bu şekilde, tam iki boyutlu k-uzay matrisi Şekil 2.24'te elde edilir (Smith & Webb, 2011, s. 230).



Şekil 2.24. K-uzay matrisi (Smith & Webb, 2011, s. 230)

Veri toplama, satır kodlama gradyanının maksimum negatif değerine karşılık gelen ilk satır alındığında satır satır gerçekleşir. Ardışık veri noktaları arasındaki Δk_x ve Δk_y değerleri, görüntünün görüş alanlarının tersine eşittir.

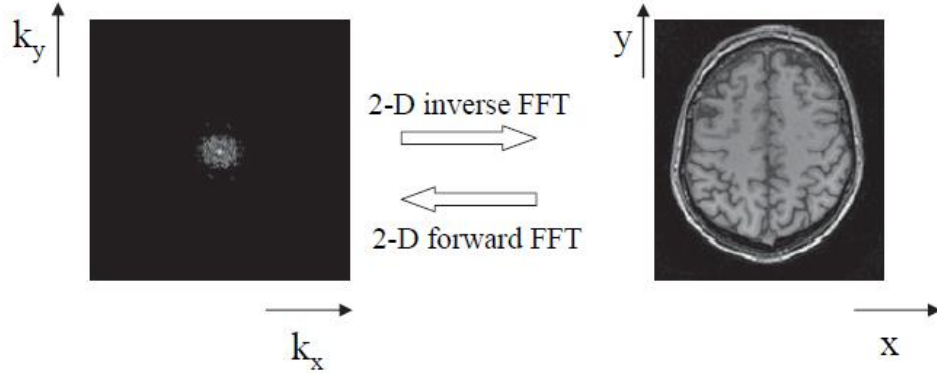
Alınan k-alan verilerinden görüntü, ters Fourier dönüşümü $S(k_x, k_y)$ için denklem 2.23'te verilmiştir:

$$\rho(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} S(k_x, k_y) e^{j2\pi(k_x x + k_y y)} dk_x dk_y \quad (2.23)$$

Bu, k uzay verisi $S(k_x, k_y)$ 'nin iki boyutlu bir ters Fourier dönüşümünün $\rho(x, y)$ başka bir deyişle Şekil 2.25'de gösterildiği gibi MR görüntüsünü verdiğini göstermektedir.

Aslında, ters Fourier dönüşümü, gerçek ve hayali bileşenlerle karmaşık bir görüntü verir, ancak MR görüntüleri neredeyse her zaman büyüklük modunda, yani gerçek ve hayali bileşenlerin büyüklüğünde temsil edilir. Ayrıca, Şekil 2.24'te, elde edilen maksimum sinyalin k-uzayının merkezinde $k_x = 0, k_y = 0$ olduğu açıktır. Bu, her iki üstel teriminin birleştiği Denklem 2.21 'den görülebilir. K-boşluğunun düşük değerleri, düşük uzaysal frekanslara karşılık gelir, verisi k_{max} değeri, en yüksek uzaysal frekansı temsil eder. k_{max} değeri ne kadar yüksekse, yani elde edilen faz kodlama adımlarının sayısı o kadar yüksek, uzaysal çözünürlük de o kadar yüksek olur (Smith & Webb, 2011, s. 231)

Şekil 2.25'te soldaki edinilen k-alan verileri ile sağdaki görüntü arasındaki matematiksel ilişki iki boyutlu bir Fourier dönüşümüdür. Hem k uzayı verileri hem de görüntü verileri gerçek ve hayali bileşenlerle karmaşık olsa da, ikisi de tipik olarak büyüklük modunda gösterilmektedir.



Şekil 2.25. K-alan verileri ve elde edilen görüntü (Smith & Webb, 2011, s. 231)

2.4. Dicom (Digital Imaging and Communication in Medicine)

Sağlık hizmeti veren olan kurumlar, kurumdaki verimliliği üst düzeye, maliyetleri en düşük seviyeye çekmek, hasta bakımını en iyileştirmek, hastalara hakkı olan hizmetleri anında ve mümkün olan mertebede formalitelerden uzak olacak şekilde verebilmek için bilgisayar tabanlı bilgi sistemlerine geçiş yapmaktadırlar. Günümüzde bilgi hizmetlerinin oldukça büyük bir bölümünü içinde bulunduran bilgisayar tabanlı bilgi sistemlerine geçiş teknolojinin de hızla gelişmesiyle birlikte zaruri olmuştur. Görüntü Arşivleme ve İletişim Sistemleri (Picture Archiving and Communications System, PACS), tıbbi görüntülerin ve görüntüye ait verilerin efektif bir şekilde yönetilmesi için içiçe bir sağlık hizmetleri çözümü sunmaktadır (Doğan, Güzeldereli, & Çetin, 2013, s. 278).

PACS, tıbbi görüntüleme sistemleri ile elde edilen görüntülerin sayısal arşivleme methodları ile kullanışlı bir ortamda saklanması ve idaresini sağlayan sistemlerdir. Bu yapı içerisinde DICOM adında standart bir medikal görüntü türünü de kullanılır. DICOM standardı ile sadece medikal görüntü değil, beraberinde hastaya ait ek bilgiler de saklanabilir. Günümüzde etkin bir şekilde NIFTI, Analyze, SPM gibi medikal görüntü formatları da kullanılmakta ancak dünya genelinde en çok tercih edilen görüntü formatı ise DICOM formatidir (Bal, 2013, s. 32; Doğan vd., 2013, s. 278).

DICOM medikal görüntü oluşturan sistem ve cihazların aralarında iletişimini sağlayan bir ortak dosya formatıdır. Mesajların bir format çerçevesinde oluşturularak ağda sorunsuz bir şekilde iletilmesini sağlamak için bir standart ve ortam oluşturmak asıl

amaçtır. Böylece medikal cihaz üreticileri arasında bir standart belirlenir ve görüntülerin bir çok yazılım ile düzenlemesinin önüne geçilmiş olur. Bu sayede başka bir hastahaneden başka bir hekim rahatlıkla görüntüleri inceleyebilir (Deniz, 2011, s. 33; Doğan vd., 2013, s. 278).

Bu standart, farklı konum ve işlevdeki hastanelerin ve doktorların, ortak bir dil vasıtasıyla paylaşımlarda bulunabileceği bir sistem gereksiniminden ortaya çıkmıştır. Ayrıca medikal görüntüleme cihazları üreticilerinin rekabet şanslarının daima var olacağı ortak bir platformun kurulabilmesi için özellikle önerilen bir standarttır. Bu standart var olmadığında, cihazdan elde edilen medikal görüntüyü işlemek için yine cihazın mecbur tuttuğu yazılımlara bağımlılık durumu söz konusu olur. Ayrıca ortak bir yapının var olması, bilginin çabuk ve kolay bir yöntemle gerekli kişiler tarafından ulaşılabilesini ve işlenebilesini sağlar (Ulaş & Boyacı, 2007, s. 70).

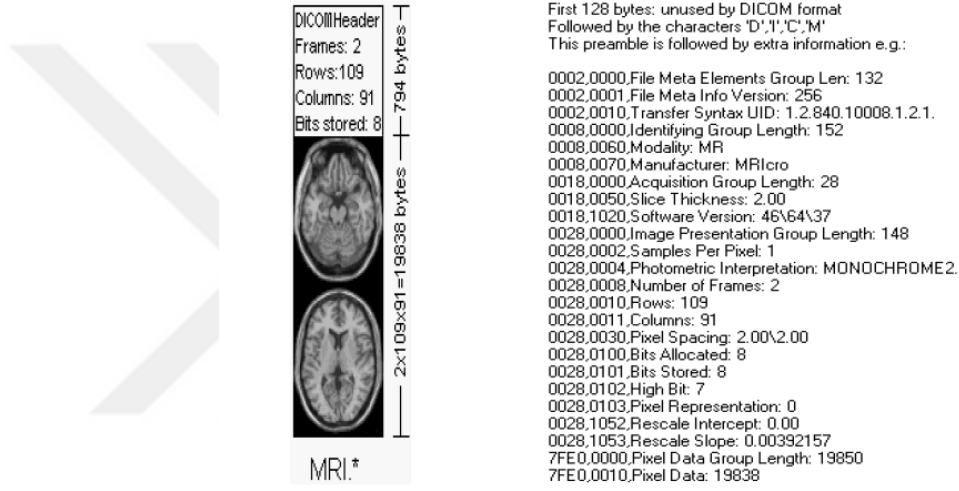
DICOM dosyaları içerisinde görüntü ile birlikte bazı tanımlayıcı (META) bilgiler de bulundurur. Ayrıca istenmesi halinde DICOM dosyaları hasta hakkında bilgileri (isim, yaş, cinsiyet gibi) ve görüntü hakkında daha detaylı bilgileri de içerisinde bulundurabilir (Ulaş & Boyacı, 2007, s. 71).

DICOM dosyaları, içerik olarak çok sayıda yüksek çözünürlüklü görüntü ve görüntü verisi haricinde başka verileri de içerisinde bulundurmasından dolayı oldukça büyük boyutlara ulaşmaktadır. Bunun neticesi olarak, bu verilerin bilgisayarda işlenmesi, depolanması ve transferi oldukça zaman alabileceği ve zorlaşabileceği nedeniyle, veriler bu süreçlerden önce sıkıştırma işlemine tabi tutulurlar. Bu işlemi, görüntü format dönüştürücü programlar aracılığıyla görüntü formatının değiştirilmesiyle gerçekleştirir. DICOM verilerinin içerisindeki bilgilerin kayıpsız bir biçimde sıkıştırılmasında genel olarak Etiketli Resim Dosyası Formatı (Tagged Image File Format- TIFF) seçilir (Deniz, 2011, s. 34).

DICOM dosyalarında okuma ve yazma işlemleri, Onaltılık (Hexadecimal - Hex) sayı sistemi ile gerçekleştirilmektedir. Dosyaların içerisindeki tüm bilgiler önceden tanımlı bir ön ek ile beraber içerisine kaydedilmektedir. Bununla birlikte bu ön etiketler birçok türde ve belirli özellikleri ifade etmektedir DICOM dosyasının çözümlenmesi, metinsel ve görüntü verilerinin ayrılması ile gerçekleştirilebilir. Dosya yapısı tanımlayıcı (ön ek),

metinsel veriler ve medikal görüntü verisi olmak üzere 3 gruptan oluşur (Ulaş & Boyacı, 2007, s. 71).

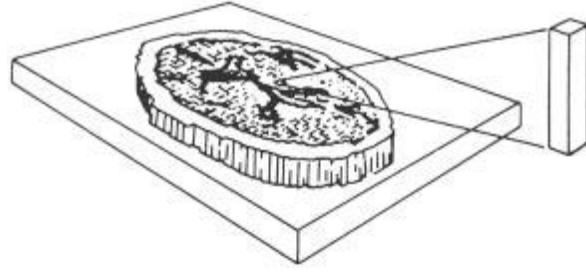
Şekil 2.26'da görüldüğü üzere DICOM görüntüsü temelde iki bölümden oluşmaktadır. üst kısımdaki başlık bölümü DICOM dosya içerik bilgileri ve metinsel veriler içermekte, alt kısımda yer almakta olan görüntü ise, görüntünün aslını göstermektedir. DICOM dosyasında başlık bilgisi 794 bayt olup, hastaya, görüntünün çekildiği cihaza, ait bilgiler, görüntü dosyası büyüklüğünü gösteren bilgiler, görüntü dosyasının matris bilgileri gibi pek çok metinsel veri burada bulunur (Doğan vd., 2013, s. 279).



Şekil 2.26. Dicom başlık ve görüntü bölümü (Yüksel, 2010, s. 32)

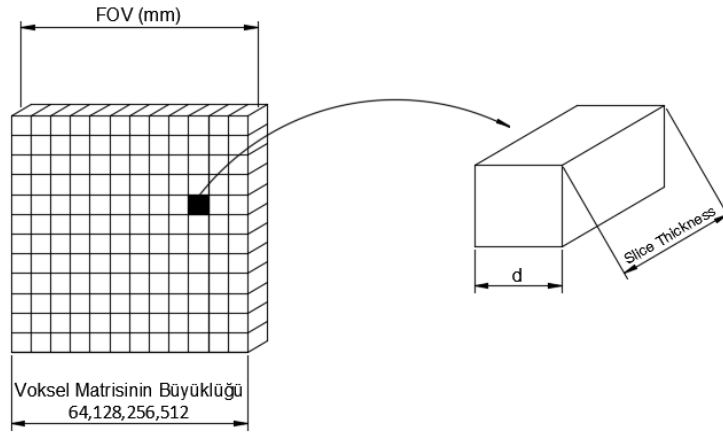
Metinsel bilgiler yazılırken, verilerin önüne ekler gelmektedir. Bu eklere DICOM etiketleri denir. Örnek olarak 0018,0050 şeklindeki bir etiket bilgisi incelenmek istenirse burada 0018 grup numarasını, 0050 ise o gruba ait değeri ifade etmektedir. Bu örnekte katman kalınlığı (slice thickness) bilgisinin 2.00 mm olduğunu tanımlamaktadır.

Dicom görüntüleri resimlerde piksellerden oluşmuş gibi görünsede esasında 3B voksel isimli dikdörtgenlerden oluşmaktadır. Şekil 2.27'de bu durum gösterilmektedir.



Şekil 2.27. CT görüntüsünde (piksel) iki boyutlu bir öge olarak görüntülenen üç boyutlu bir doku hacmi (voksel)(Hendee & Ritrenour, 2002, s. 258)

Ayrıca dicom dosyalarının pikseller arası mesafe değerlerini belirleyen, görüntüleme alanı (Field of viewing - FOV) isimli bir değişkeni daha bulunmaktadır. İlgilenilen doku hacmi küçükse görüntüleme alanının küçük, büyük ise görüntüleme alanının büyük olması istenir. Şekil 2.28’de arasındaki bağıntı belirtilmiştir.



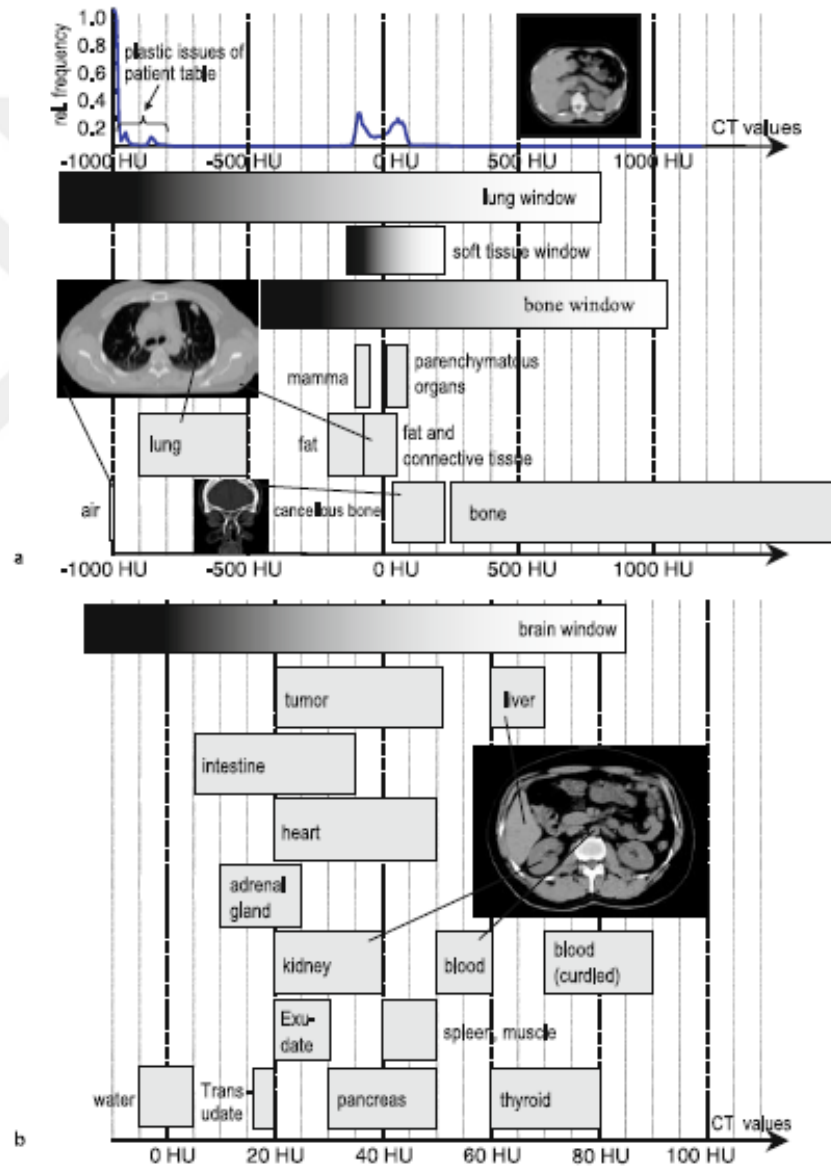
Şekil 2.28. Dicom görüntülerinde görüntüleme alanı (Yüksel, 2010, s. 22)

Şekildende anlaşılacağı üzere piksel boyutunu belirleyen denklem aşağıda belirtilmiştir.

$$d = \frac{FOV}{\text{Matris Boyutu}} \quad (2.24)$$

Matrisin her elemanındaki değer CT için Hounsfield'in geliştirdiği skala ile hangi dokuya ait olduğu belirlenir. Skalaya ait görüntü Şekil 2.29'da ve Hounsfield skalasının hesaplaması ise denklem 2.25 ile gösterilmiştir.

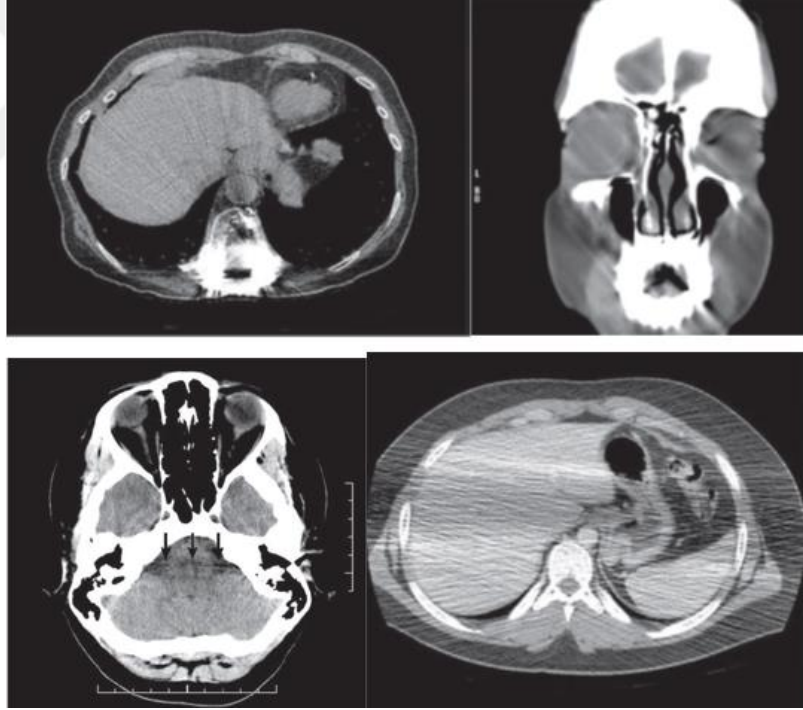
$$HU = \frac{\mu - \mu_{su}}{\mu_{su}} * 1000 \quad (2.25)$$



Şekil 2.29. Hounsfield skalası (a) tüm dokuların hounsfield zayıflatma değeri (b) sadece yumuşak dokuların zayıflatma değerleri (Buzug, 2008, s. 477)

2.4.1. Dicom görüntülerinde karşılaşılan hatalar (Artefakt)

Artefakt, taranan nesnede bulunmayan görüntüde görünen herhangi bir şey olarak kabul edilir. Artefakt birçok farklı görünüme sahiptir ve birçok nedeni olabilir. Bunlar, fizik tabanlı (veri toplama ile ilişkili fiziksel süreçlerden kaynaklanan), hasta tabanlı veya ekipmana bağlı olarak geniş ölçüde sınıflandırılabilir. Artefaktlar, bazen CT görüntülerinin kalitesini bozarken, bazense teşhis için görüntüleri kullanılmaz hale getirebilir. Çeşitli artefaktları tanımak ve neden oluştuğunu ve nasıl önlenilebileceğini veya azaltılabileceğini anlamak, görüntü kalitesini sağlamanın önemli bir yoludur. Artefaktların olası nedenlerini tanımak, önemli miktarda zaman ve para tasarrufu sağlayabilir (Romans, 2011). Şekil 2.29’da bazı artefaktlar gösterilmektedir. Bazı artefaktlar kısmi olarak görüntüyü bozmasının yanında bazı artefaktlar ise görüntüyü kullanılmaz hale getirebilirler.



Şekil 2.30. Çeşitli CT görüntülerinde oluşan artefaktlar (Romans, 2011, ss. 76–77)

2.5. Görüntü işleme

Dijital görüntü, genellikle piksel olarak adlandırılan sonlu sayıda nokta kullanarak iki boyutlu bir görüntüyü temsil eder. Her piksel bir veya daha fazla sayısal değerle ifade edilebilir (Maraques, 2011, s. 5).

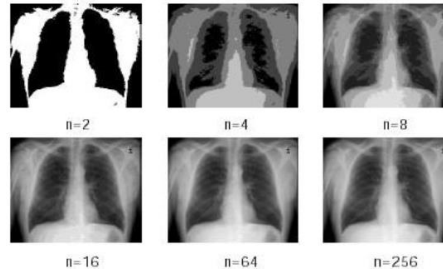
Dijital olarak görüntüler dört gruba ayrılır. Bunlar:

1. Binary (Logical) Görüntü: Pikseller 0 veya 1 değeri alırlar.
2. Gri Tonlamalı (Gray Scale) Görüntü: Pikseller 0-255 arası değer olarak gri tonlamalı görüntü oluştururlar. 0 siyah 255 ise beyaz rengi ifade eder.
3. Renkli (True Color) Görüntü: Görüntüdeki renk içeren piksellere üç farklı renkte (Red, Green Blue, RGB) değerler atanarak elde edilen görüntüdür.
4. Çok Spektrumlu Görüntüler: Görünür tayfin dışındaki bölgelerden alınan yanlış renkli görüntülerdir.

Görüntülerin piksel değerlerinin belirli sınırlar içerisinde olması gri tonlamalı görüntülerde görüntünün türünü belirler. Bunun için Denklem 2.26'daki eşitlik kullanılabilir.

$$n = 2^b \quad (2.26)$$

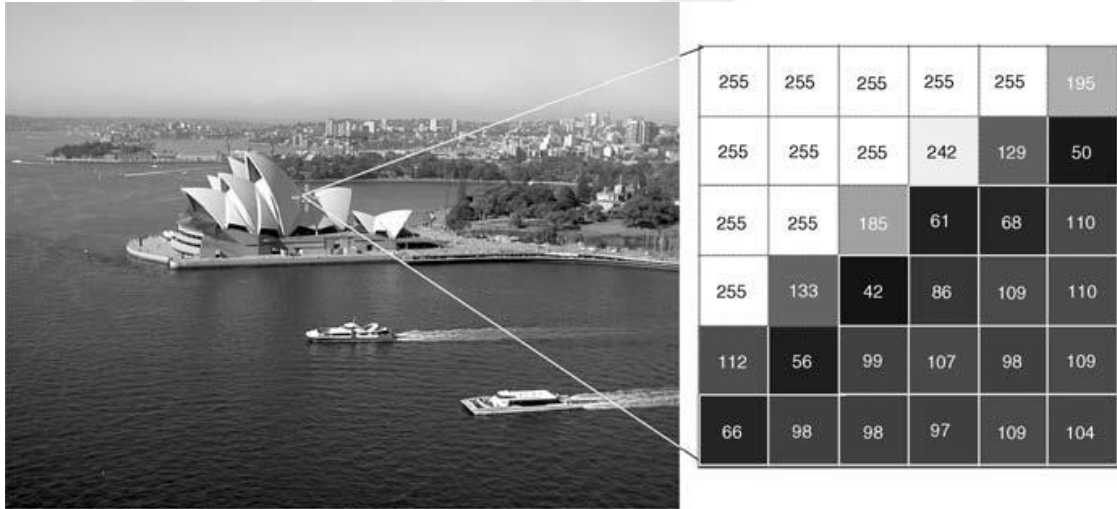
Burada piksellerin alabileceği değerleri sayısı n, b resmin bit sayısını ifade etmektedir. Örnek verecek olursak mantıksal görüntüler 1 bitlik görüntülerdir ve pikseller 1 veya 0 değeri alırlar 8 bitlik bir görüntünün pikselleri ise 256 adet farklı değer alabilirler Şekil 2.31'de farklı görüntü türleri gösterilmektedir (Osmanoğlu, 2016, s. 9).



Şekil 2.31. Aynı görüntünün farklı bit (gri tonu) sayısına göre gösterimi (Osmanoğlu, 2016, s. 9)

Görüntüler matematiksel olarak bir matris şeklinde gösterilebilir. Çözünürlük olarak ifade edilebilen (1024x768 gibi) satır ve sütunlardan oluşur ve bu elemanların hepsi görüntüdeki bir pikseldir. Bu satır ve sütunlar matrisleri oluşturur. Her pikselin görüntünün türüne göre bir sayısal değeri bulunur. Bu değerler o pikselin renk skalasındaki değerine karşılık gelen rengi o pikselde görüntüleyerek görüntüyü oluşturur. Denklem 2.2’de basit bir şekilde m*n adet piksele sahip bir resim basit bir şekilde matematiksel bir matris olarak ifade edilmiştir. Burada I resimi P ise pikselleri ifade etmektedir. Şekil 2.32’de ise resimde gösterilen bölgeye ait piksel değerleri gösterilmektedir.

$$I = \begin{bmatrix} P_{11} & \dots & P_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ P_{m1} & \dots & P_{mn} \end{bmatrix} \quad (2.27)$$



Şekil 2.32. Bir resim ve resim üzerinde gösterilen bölgeye ait piksel değerleri (Maraques, 2011, s. 24)

Görüntü işleme üzerine yapılan çalışmalar temelinde görüntüyü sayısallaştırma işlemidir ve günümüzde görüntü işleme; tasarım dan imalata, tiptan elektroniğe birbirinden farklı birçok alanda kullanılan bir çalışma alanı olarak kendini göstermektedir (Samtaş & Gülesin, 2011, s. 86).

Bu uygulamalar genellikle görüntülerden çeşitli yöntemler kullanılarak belli bir koşula göre görüntüdeki piksellerden istenen ve/veya istenmeyen değerler elde edilerek seçim

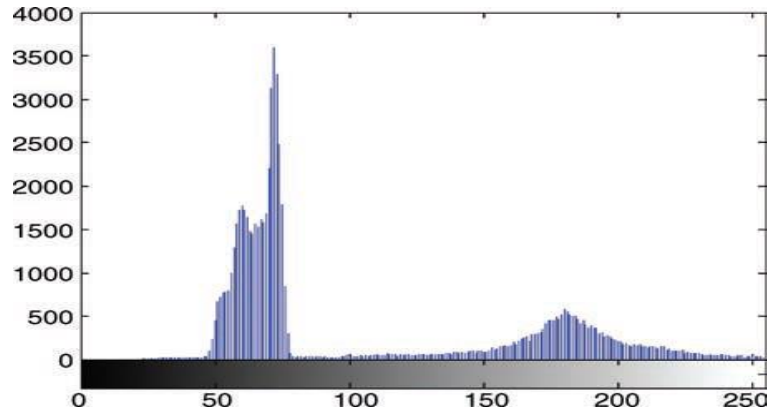
yapma, histogram işlemleri ve piksellerdeki renk değerleri değişiklikleri gibi işlemleri içerir.

2.5.1. Görüntü bölütleme

Günümüzde tıbbi görüntüleme kaliteli anatomik görüntüler alınabilmesi rağmen iç organların birbirleriyle iç içe olması nedeniyle çeşitli saydamlaştırma işlemleri ile istenilen doku elde edilememektedir. Bu işlemi gerçekleştirmek için en etkili yöntem istenen dışındaki diğer bölümlerin görüntüden çıkarılmasıdır. Bu işleme görüntü bölütleme (segmentasyon) denir (Bulu & Alpkoçak, 2007, s. 2).

Görüntü bölütleme temelde 3 ana başlık içinde incelenebilir. Bunlar; yoğunluk tabanlı segmentasyon, bölgesel tabanlı segmentasyon ve havza segmentasyondur.

Yoğunluk tabanlı yöntemler kavramsal olarak segmentasyonun en basit yoludur. Bu yöntemlerde hangi piksellerin gerekli nesneye ait olup hangi piksellerin arkaplan piksellerine dönüşmesi gerektiği ile ilgilenilirken bunun için histogram denilen piksel adedi ve piksel değeri istatistiğinden faydalanır (Maraques, 2011, s. 367). Şekil 2.33'te bir görüntüye ait histogram gösterilmektedir.



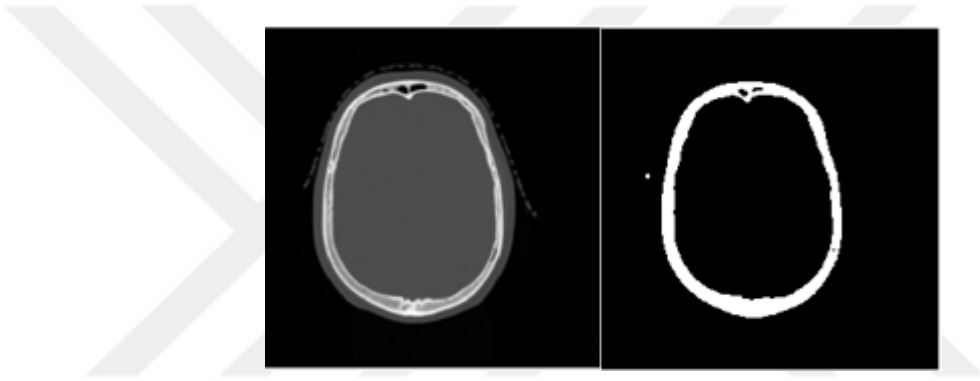
Şekil 2.33. Histogram: yatay eksen piksel renk değerleri dikey eksen ise piksel adedini ifade etmektedir (Maraques, 2011, s. 368).

Bölgesel tabanlı segmentasyon, komşuluk içindeki piksellerin bir nesnenin parçası olarak kabul edilip edilmemesinin sadece piksel değerine bağlı olmadığı gerçeğine dayanır. Komşu olan pikselin o nesneye ait olup olmadığını belirlemek için koşullar içerir. Havza segmentasyon yöntemi ise bölgeye bağlı segmentasyon yöntemi olarak kullanılır. Bu

yöntemde farkı akarsuların drenaj alanlarını ayıran çizgiler oluşturan coğrafik bir anımsatma temeline dayanır (Maraques, 2011, s. 371).

Görüntü işlemede bir çok görüntü bölütleme yöntemi vardır. Bu tez çalışmasında yoğunluk temelli görüntü bölütleme yöntemi olan eşikleme (thresholding) yöntemi kullanılarak hounsfield skalasındaki değerlere göre eşikleme işlemi yapılarak istenen dokular elde edilecek şekilde bölütleme işlemi uygulanacaktır.

Eşikleme işlemi görüntüdeki piksel değerlerinin istenen değer aralığıyla karşılaştırarak istenen değerdeki piksellerin 1, diğer piksellerin 0 değeri alarak görüntülenmesiyle bölütleme işlemi gerçekleştirilir.



Şekil 2.34. Bölütleme işlemi uygulanmış bir CT görüntüsü

Görüntü bölütlemede temel eşikleme denklemi aşağıdaki denklemde verilmektedir.

$$I(xy) = \begin{cases} 1, & g(xy) \geq T \\ 0, & \text{Diğer Şartlarda} \end{cases} \quad (2.28)$$

Yukarıdaki denklemde $I(xy)$ görüntüyü, $g(xy)$ pikselleri ve T ise eşikleme değerimizi ifade etmektedir. Bu tez çalışmasında çoklu eşikleme (multithresholding) yöntemi kullanılarak CT ve MRI görüntülerinden doku değer aralıkları eşikleme değeri olarak girilerek bölütleme işlemi gerçekleştirilecektir. Yukarıdaki denklem dönüştürüldüğünde yeni eşikleme denklemimiz aşağıdaki denklemde gösterilmektedir.

$$I(xy) = \begin{cases} 1, & T_1 \leq g(xy) \leq T_2 \\ 0, & \text{Diğer Şartlarda} \end{cases} \quad (2.29)$$

Elde edilen bu matematiksel denklem Matlab ortamında yazılıma uygulandığında işlenen görüntülerde görüntüdeki piksellerin eşikleme değer aralığındaki piksellerin piksel değerleri 1, dışında kalan pikseller 0 değeri alarak görüntüde arkaplanda kalarak yeni görüntü kümesi oluşturacaklardır.

2.6. 3B Rekonstrüksiyon

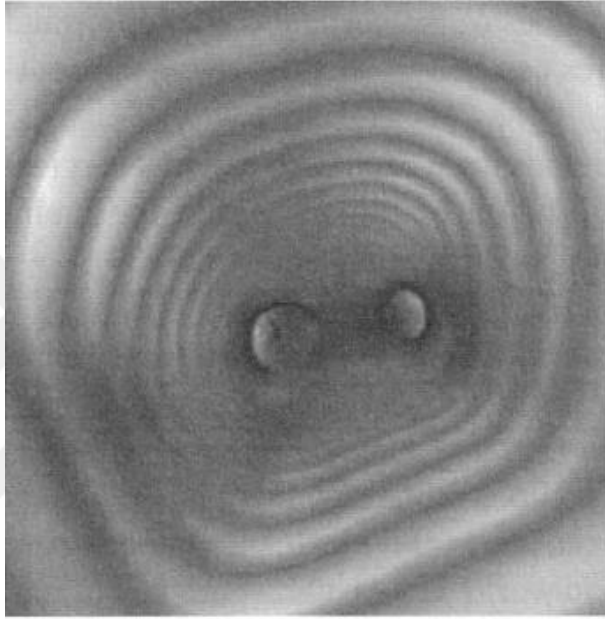
Gelişen bilgisayarlı grafik yöntemleriyle verilerin görselleştirilmesi önem kazanmıştır. Verilerin 3B olarak görselleştirilmesi anlaşılabilirliğini kolaylaştırmakta ve kullanılabilirliğini arttırmaktadır. Verilerin 3B olarak görselleştirilmesi eğlence sektörü, haritalama, medikal ve endüstriyel alanda etkin bir şekilde kullanılmakta ve giderek gelişimini sürdürmektedir. Medikal alanda CT ve MRI görüntülerinin işlenmesi ve 3B olarak görselleştirilmesi teşhis ve tedavide kullanılması önemli bir kullanım alanı haline gelmiştir. Cerrahi planların gerçekleştirilmesi implant geometrilerinin oluşturulması gibi çok önemli aşamalarda 3B görselleştirme kullanılmaktadır (Üstünelan & Erden, 2009, s. 1).

Üç boyutlu hacimsel veriler, CT, MRI veya PET gibi 3B tıbbi görüntüleme yöntemlerinde oluşturulabilir. Birçok uygulamada, 3B hacimsel basit bir 3B nesnesinin belirli bir eksen boyunca 2B görüntüsü olan bir görüntü kümesi olarak düzenlenebilir (Dhawan, 2009, s. 338).

Hacimsel veriler çok sayıda bireysel vokselden oluşur. Bu büyük bilgi kümesinden bilgi ayıklamak için bir yaklaşım, bu bilginin bir alt kümesine odaklanarak bunu yapmaya çalışır (Preim & Bartz, 2007, s. 155).

Sanal gerçeklik (Virtual Reality-VR) ve Arttırılmış Gerçeklik (Augmented Reality-AR)'nin Endüstri 4.0'in hayatımıza girişiyle çevresel etkileşim, endüstriyel tasarım ve paketleme ve pazarlama alanında kullanımı başlanmıştır.

Bilgisayar teknolojisi ve duysal giriş cihazlarındaki son gelişmeler, VR teknolojisinin hastaya özgü dinamik interaktif görselleştirme için teşhis radyolojisinde potansiyel olarak kullanılmasını sağlamıştır. Son zamanlarda, cerrahi prosedürleri simüle etmek ve görüntü tabanlı ameliyatı kolaylaştırmak için tıpta VR sistemleri araştırılmıştır. Yakın tarihte, bronşiyal hava yollarının görselleştirilmesinde sanal endoskopi (Virtusl Endoscopy - VE) kullanılmıştır. VR görselleştirmesinde bronşiyal tüplerin hacim oluşturulmuş görüntüleri şekil 2.39’da gösterilmektedir (Dhawan, 2009, s. 347).

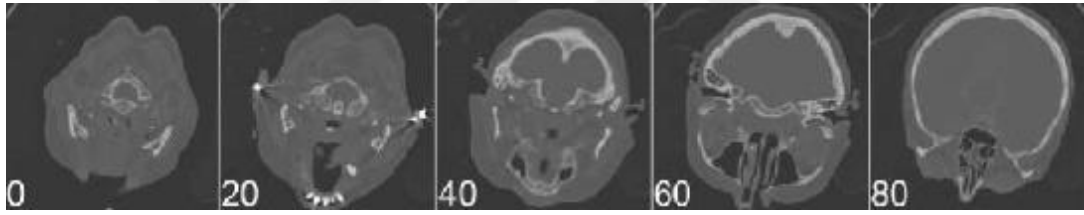


Şekil 2.35. Bronş tüpünün merkezi eksenini boyunca yol boyunca hacim oluşturan bir görüntü (Dhawan, 2009, s. 348)

3B tıbbi görüntü rekonstrüksiyonu ve görselleştirmesi, cerrahi planlama ve simülasyon, cerrahi, protez ameliyatı, radyasyon planlama and anatomisinin teşhisinde büyük öneme sahiptir. 3B rekonstrüksiyon (Marching Küpleri (MC) algoritması, Marching Tetrahedra (MT) algoritması ve Delaunaytetrahedron) 'un bilgisayarla görselleştirilmesi üzerine bir dizi çalışma yapılmıştır. 3B yeniden yapılandırma veri alanının iki türünden (yüzey oluşturma ve hacim oluşturma), yüzey işleme algoritmasındaki klasik yöntem, üçgen köşeli çizgilerin doğrusal enterpolasyonla yayılmasını saptayan, izo-yüzeyi temsil etmek için çok sayıda üçgen kullanan ve daha sonra 3B üçgen örgü yüzeyini yeniden oluşturan MC algoritmasıdır.

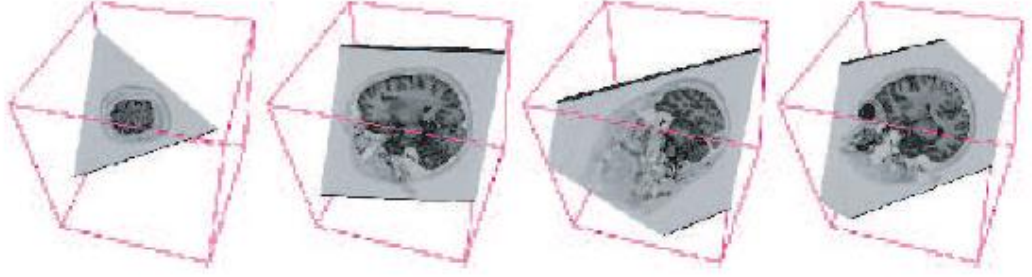
2.6.1. Düzlem tabanlı hacim oluşturma

Tıbbi rutinde yaygın olarak kullanılan bir teknik ve sonradan bir volumetrik veri setinin ayrı dilimlerinin incelendiği sine modudur. Hacimsel veri setlerinin sıklıkla anizotropik doğası nedeniyle, sine inceleme modu çoğunlukla, dilim çözünürlüğü ve voksel aralığının aynı olduğu için, birleştirme protokolü (örneğin, CT için eksenel) tarafından belirlenen DICOM dilim oryantasyonu boyunca kullanılır. Başka bir dilim yönelimi seçilirse, dilim artık bir görüntü boyutu ve birim veri kümesinin dilim sayısı ile yayıldığı için çoğu durumda çözünürlük ve voksel aralığı farklı olacaktır. Verileri birden fazla dilim yönelimi ile incelersek, Çok Düzlemli Rekonstrüksiyondan (Multi-Planar Reconstruction, MPR) söz ederiz. Şimdiye kadar, tüm dilim rekonstrüksiyonlarımız dilim görüntülerinin kapsadığı ve hacimli veri setimizi kapsayan küboid ile hizalanır. Şekil 2.40'da CT anjiyografi veri setinin sine modu incelemesi gösterilmektedir (Preim & Bartz, 2007, s. 155)



Şekil 2.36. BT anjiyografi veri setinin sine modu incelemesi. Her 20'nci dilim resim görüntülenir (Preim & Bartz, 2007, s. 156)

Farklı dilim yönlerinin her biri diğerlerine diktir. Anatomik yapıların çoğu ne veri setine ne de normal geometrik yapılara hizalanır. Sonuç olarak, standart bir dilim oryantasyonu genellikle hedef yapının sadece yetersiz bir sunumunu sağlayacaktır. Bu durumlar için, eğik hacimli dilimler daha iyi bir gösterim sağlar, çünkü bunlar veri kümesi içinde keyfi bir şekilde yönlendirilebilirler. Tüm düzlemlerde olduğu gibi, eğik dilimler, hacim veri kümesinin içindeki bir konum vektörüyle ve düzlemin normal vektörüyle tanımlanır. Hacim veri setinin ve bu dilimin kesişimindeki vokseller, eğik dilimin görsel temsilidir. Eğik dilim, birim veri kümesinin sınırlarına tutturulur. Şekil 2.41'de Bir MRI veri kümesinin eğik dilim modu incelemesi gösterilmektedir. (Preim & Bartz, 2007, s. 155).



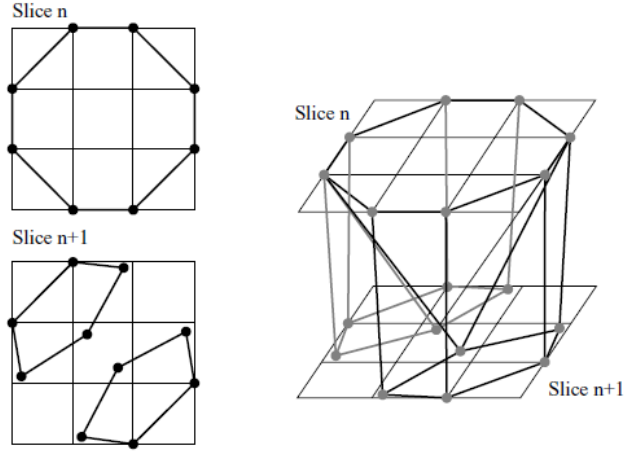
Şekil 2.37. MRI veri kümesinin eğik dilim modu ile incelenmesi(Preim & Bartz, 2007, s. 156)

2.6.2. Yüzey tabanlı hacim oluşturma

Dolaylı hacim gösteriminin yüzey temelli türleri, belirtilen sınırın görsel olarak gösterilmesini amaçlamaktadır. Tipik olarak, bu sınır aynı veya benzer yoğunluk değerine sahip vokseller üzerindedir. Bu nedenle, bu vokseller üzerinde ortaya çıkan yüzey, bir izoyüzey olarak adlandırılır. Bu kavram, aynı yükseklikteki çizgileri işaretleyen haritadaki kontur çizgilerine benzer. İzoyüzeyler, kontur çizgilerinin 3B uzantısı olarak da bilinir ve ayrıca 3B konturlar veya bazen kontur yüzeyler olarak da adlandırılırlar (Preim & Bartz, 2007, s. 156).

2.6.2.1. Kontur(alan) izleme

Kontur izleme, dijital bir görüntüdeki görüntü işlemeden sınırları çıkarmak için klasik bir yöntemdir. Kontur izleme, hacim veri setinin her bir görüntü dilimine ayrı ayrı standart bir 2B kontur izleme algoritması uygulayarak bir hacim veri setinden bir 3B konturu veya izoyüzeyi çıkarmak için de kullanılabilir. 2B konturlar çıkarıldıktan sonra birbirleriyle bağlantıya geçmeleri gerekir. Buradaki en büyük problem, n dilimindeki $v_{i,n}$ köşesinin $n+1$ dilimindeki hangi $v_{j,n+1}$ köşesine karşılık geleceğine karar verilen problemdir. En zor sorunlar, kontur içindeki topoloji değişimleri, yani dallanma sorunudur. Örneğin, anatomik yapı iki veya daha fazla alt yapıya bölünürse, kan damarlarında veya bronşlarda sık sık olduğu gibi ilgili köşe birleşimlerinin şekil 2.42'de gösterildiği gibi bölünmesi ve birleştirilmesi gerekir. Bu problem çözüldüğünde ve komşu dilimler arasındaki birleşme oluştuğunda, sonuçta ortaya çıkan kontur yüzeyi üçgenleştirilebilir (Preim & Bartz, 2007, s. 157).

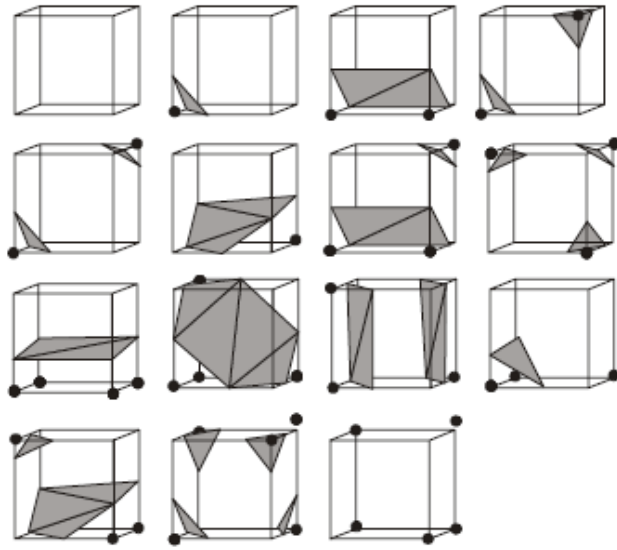


Şekil 2.38. Dilim n ve n+1 birleşmesi sorununun çözümü(Preim & Bartz, 2007, s. 158)

İzoyüzeylerin hacimsel görüntü verilerinden çıkarılması için mevcut birçok yaklaşım ve algoritma arasında, diğer birçok yaklaşımın ortaya çıkmasını destekleyen klasik bir algoritma olan MC vardır ve yayımlanması, bilgisayar grafiklerinde en çok alıntılanan bilimsel makalelerden biridir. Esasen, MC algoritması, her bir hacim hücrelerini inceler ve izoyüzey içinden geçiyorsa, içinde bir üçgenleme oluşturur. MC'nin en büyük yeniliği, olası her üçgenleme için bir durum tablosu kullanımıydı. Bu, belirtilen izoyüzeyinin belirgin ve hızlı bir şekilde üçgenlenmesini sağlamıştır (Preim & Bartz, 2007, s. 1660).

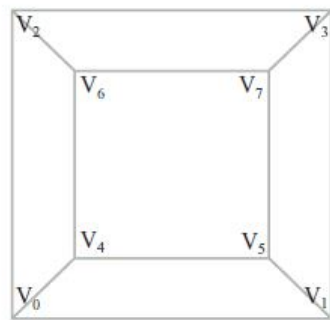
2.6.2.2. Marching küpleri(Marching cubes)

MC algoritması, sayısal şekilde oluşturulmuş skalar alanların 3B voksel verilerinden bölerek işleme mantığıyla kesitler arasında poligonlaştırma işlemi uygulayarak 3B model oluşturur. Bu şekilde oluşturulmuş alanların sekiz hacimsel noktadan oluşmuş küpler halinde bölünerek bu noktaların eşyüzeylerin içinde kalıp kalmadığının belirlenmesi sağlanır. 8 köşeli bir küp yapısında düşünülen temel hücrelerde 256 olası durum olduğu bilinmekte ve bunu 15 duruma kadar indirebilmektedir. Şekil 2.43'de bu 15 durum gösterilmemektedir (Skala & Brusi, 2000, s. 2).



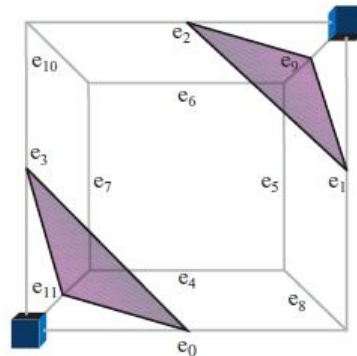
Şekil 2.39. Marching küplerindeki temel 15 durum(Skala & Brusi, 2000, s. 2)

Şekil 2.44'te Marching küpleri algoritmasının voksel ve kenar indekslenmesi gösterilmektedir. Soldaki vaka tablosu dizinini hesaplamak için, voksel endeksleri ayarlanmış veya sıfırlanmış olmasına bağlı olarak 8 bitli ikili sayı endeksini oluşturur. Sağdaki durum tablosu, kesişen kenarların bir listesini içerir. Durum 9'un bu örneğinde, e_0, e_3, e_{11} kenarları ve e_1, e_2, e_9 kenarları kesişir. Voksel konumlarındaki mavi küpler, ayarlanmış bir voksel durumunu gösterir ve diğer tüm voksellerin sıfırlama durumu vardır.



index =

V ₇	V ₆	V ₅	V ₄	V ₃	V ₂	V ₁	V ₀
----------------	----------------	----------------	----------------	----------------	----------------	----------------	----------------



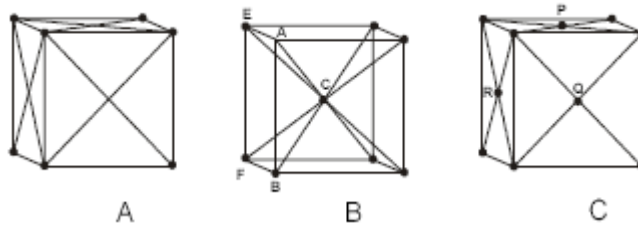
Intersected edges:

$e_0, e_3, e_{11}; e_1, e_2, e_9$

Şekil 2.40. Voksel ve kenarlarının indekslenmesi(Preim & Bartz, 2007, s. 162)

2.6.2.3. Marching tetrahedra

Marching Tetrahedra (MT) algoritması, voksel alanının tetrahedron alanına ayrışmasına dayanan farklı bir yaklaşıma dayanmaktadır. Tetrahedron 4 noktada izoyüzey ile kesişmesi nedeniyle genelde sadece iki temel durum oluşur. Yüzey, görüntülenmesinde iki üçgen yeterlidir. Bu yaklaşımın en büyük avantajı, MC algoritmalarında olabilecek yırtıklar bulunmadan görüntü oluşturma kabiliyetidir Şekil 2.45’de genel olarak kullanılan üç kübik kafes gösterilmektedir (Skala & Brusini, 2000, s. 3).



Şekil 2.41. (A) Basit kübik, (B) Hacim merkezli kübik, (C) Yüzey merkezli kübik (Skala & Brusini, 2000, s. 3)

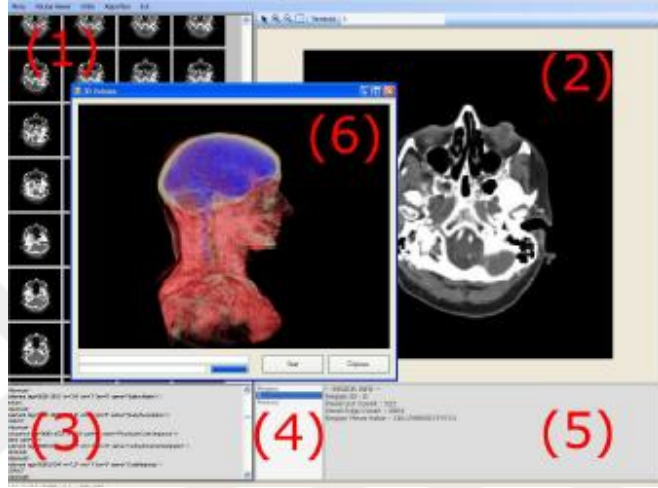
İsoyüzey ile görselleştirmede volume rendering, marching cubes ve dividing cubes tekniklerinden biri kullanılabilir. Volume rendering diğer yöntemlere göre daha çok zaman almakta ayrıca donanım tabanlı çokgen görüntüleme veya çıkartılan yüzey içinde hareket işlemi yapılacaksa marching cubes tekniği tercih edilir. Dividing cubes yöntemi ise yazılım tabanlı görüntüleme için daha uygundur. Medikal 3B modeller için marching cubes birçok üçgen üretir. Bu sebeple düşük çözünürlüklü veri kümelerinin bu yöntem ile birlikte kullanılması yöntemin verimliliğini artırır (Üstünelan & Erden, 2009, ss. 14–15).

2.7. Literatür Özetleri

Tıp alanında görüntü işleme ve 3B rekonstrüksiyon işleminin yönelik literatürde çeşitli çalışmalar vardır.

Hakan BULU ve Adil ALPKOÇAK’ın 2007 yılında yaptığı ‘Tıbbi Görüntüler için 3 Boyutlu Bölütleme Algoritmalarının Karşılaştırılması’ isimli makale çalışmasında 4 farklı görüntü bölütleme algoritmasını 3 farklı CT dicom veri kümesi üzerinde test edilmiştir. Test edilen görüntü bölütleme uygulamaları;

Tohumlu Bölge Genişlemesi (SRG), Weibull E-SD Alanlarını Kullanarak 3B Bölütleme (WESDF), OTSU Yöntemini Kullanarak Otomatik Çok Seviyeli Esikleme (OTSU) ve Tohumuz Bölge Genişlemesi (USRG)'dir. CT veri kümeleri ise karın, kafa ve boyun ve karın CT görüntüleridir. Çalışmada C# programlama dilini kullanarak bir uygulama geliştirilmiş ve 3B görselleştirmede ise Visualization Tool Kit (VTK) kullanılmıştır. Şekil 2.35'te geliştirilen uygulamaya ait bir görüntü gösterilmektedir.

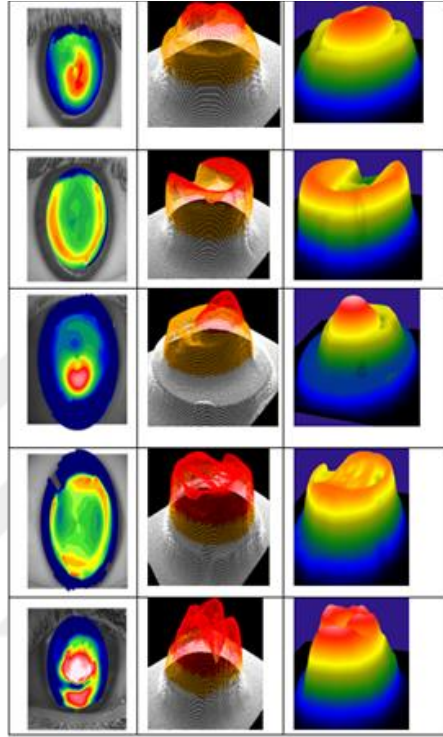


Şekil 2.42. Geliştirilen uygulamanın görüntüsü (Bulu & Alpkoçak, 2007, s. 3)

Algoritmaları, uygulamaya geçiş, gürültü dayanımı, kullanıcı etkileşimi, hız, sonuç, ve genel sonuç bağlamında değerlendirmeye aldıklarında Tohumlu Bölge Genişlemesi (SRG) algoritmasının çalışmada kullanılan en iyi algoritma olduğu sonucuna varılmıştır (Bulu & Alpkoçak, 2007, ss. 2–5).

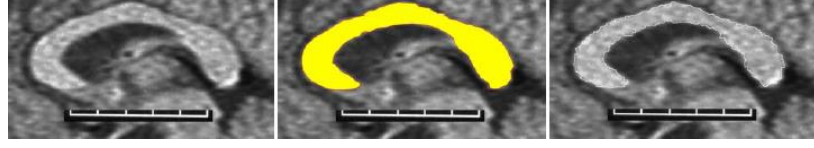
Hilal Kaya ve arkadaşlarının 2016 yılında yayınladığı ‘Görüntü Bölütleme ve Görüntü Benzetimi Yöntemleri Yardımı ile Hastalığın Teşhis ve Tedavi Sonrası Süreçlerinin Desteklenmesi: Keratokonus Örneği’ isimli makale çalışmalarında Keratokonus hastalığının teşhisinde ve tedavi sonrası iyileşme sürecinin takibinde alan uzmanlarına yardımcı olabilecek, kornea görüntülerinin bölütlenme ve benzetim süreçlerini otomatize eden bir uygulama geliştirilmiş, bu uygulamada 545 kornea görüntüsü kullanılmıştır. 3B görüntüleme sürecinden önce, hastalıktan etkilenmiş bölgeler, genel eşikleme ve havza görüntü bölütleme yöntemleri ile bölütleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Daha sonra orijinal görüntüler ve bölütlenmiş görüntüler, geliştirilmiş olan uygulama yardımı ile 3B olarak modellenmiş ve birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Çalışma, Scheimpflug kamera ve Placido

disk kombinasyonu ile alınan kornea görüntülerinden normalize edilmiş Elmas-Kare yöntemi ile 3B derinlik bilgisinin çıkarılması ve tedavinin etkin olarak izlenmesini amaçlamaktadır. Bu çalışma, keratokonus hastalığının ve iyileşme sürecinin izlenmesinin 3B görüntüleme yöntemleri ile kolaylaştırılabileceği sonucuna varılmıştır. Şekil 2.36'da örneklem üzerinden elde edilen modeller gösterilmektedir (Kaya vd., 2016, ss. 737–747).



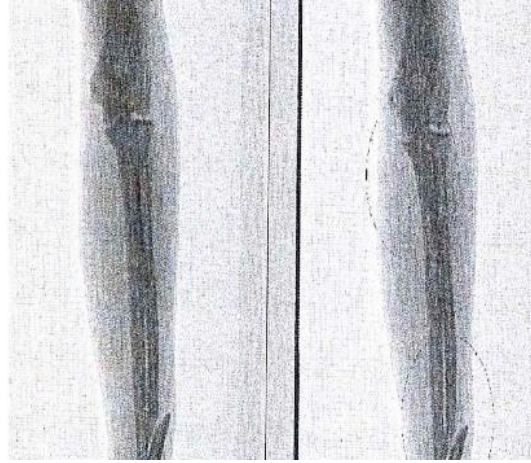
Şekil 2.43. Kullanılan veri setindeki 10 örneklem üzerinden modelleme sonuçları (Kaya vd., 2016, s. 745)

Mevlüt Topaloğlu ve ark. 2006 yılında yayımladığı ‘Watershed Dönüşümü Kullanılarak Corpus Callosumun Bölütlenmesi’ isimli makalede MRI imgelerinden corpus callosum sınırlarının belirlenmesinde watershed dönüşümü kullanılmıştır. Aşırı bölütlemeden kaçınmak için, morfolojik operatörler yardımıyla işaretçiler elde edilip daha sonra işaretçilerin içerildiği imgeye watershed dönüşümü uygulanmıştır. Sonuç olarak kullanılan yöntemin, özellikle düşük gürültülü corpus callosum görüntüleri için etkin bir yöntem olabileceği sonucuna ulaşılmıştır. Çalışma ham verisi ve çalışma neticesinde elde edilen görüntüler Şekil 2.37’de gösterilmektedir (Topaloğlu & Gangal, 2006, ss. 607–609)



Şekil 2.44. a) Bir corpus callosum imgesi, b) el ile sınırları belirlenmiş corpus callosum, c) Watershed dönüşümüyle sınırları belirlenmiş corpus callosum (Topaloğlu & Gangal, 2006, s. 609)

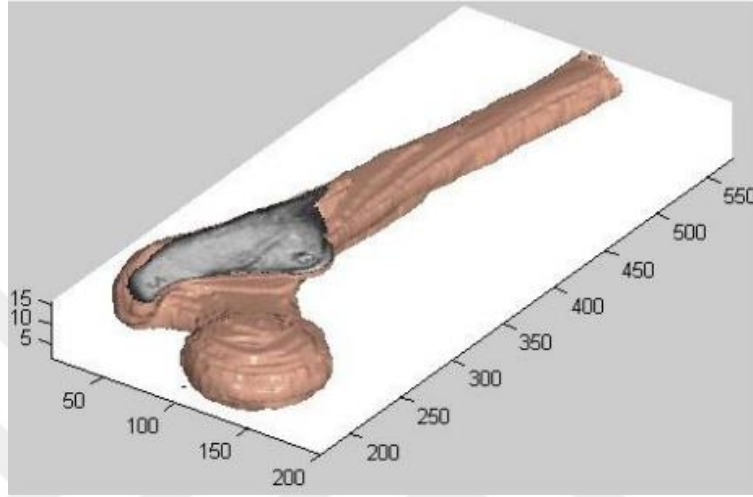
Sabri Bulut ve ark. 2015 yılında yayımlanan ‘X-Işını Görüntülerinde Segmentasyon ve Kırık Tespiti için Yeni Algoritma’ isimli makalelerinde bölütlenmiş dicom görüntüleri ile kırık tespiti üzerine birden fazla görüntü üzerinde etkili sonuç elde edecek bir algoritma Matlab ortamında geliştirilmeye çalışılmıştır. Yapılan çalışmada, bazı görüntülerde iyi bir bölütleme elde edilsede tüm görüntülerde etkili bir sonuca ulaşamamıştır. Bölütleme aşamasında karşılaşılan problemlerin kırık tespitinde sorunlara neden olduğu ve daha iyi bir kırık tespiti algoritması için daha iyi bir bölütleme yapılması gerektiği sonucuna varılmıştır. Şekil 2.38’te kırık tespitinde kullanılan bir görüntü ve kırık tespiti sonucu işaretlenmiş bir görüntü gösterilmektedir (Bulut, vd., 2015, ss. 1–4).



Şekil 2.45. Muhtemel kırık bölgelerin gösterimi (Bulut vd., 2015, s. 3)

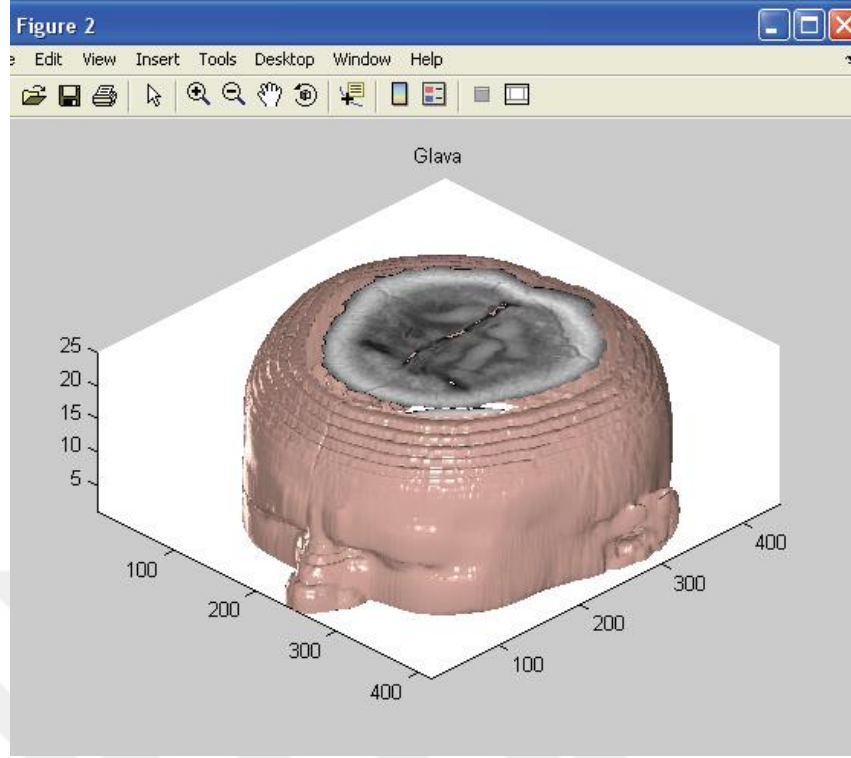
Mohammed RADOUANI ve arkadaşlarının 2013 yılında yaptığı ‘3D CAD model reconstruction of a human femur from MRI images’ isimli makale çalışmasında insan femur kemiği görüntüleri üzerinde görüntü işleme işlemleri gerçekleştirilerek MRI görüntülerinden Matlab Gui ortamında 3B model çıktısı almayı hedeflemişlerdir. MRI görüntülerindeki gürültüler giderilerek gri skala görüntülere çevirilip görüntü işleme

işlemlerine tabi tutulmuştur. Daha sonra bu görüntüleri katman katman yerleştirerek 3B modeli elde edilmiş ve STL formatına dönüştürülmüştür. Sonuç olarak geliştirilen bu tekniğin cerrahın implant seçim ve konumlandırmasındanki gerekli kararların hızlı bir şekilde vermesini sağlayacağı düşünülmektedir (Radoani, Aoura, El, & Ouzizi, 2013). Şekil 2.46’da çalışmada oluşturulan femur kemiğine ait 3B görsel gösterilmektedir.



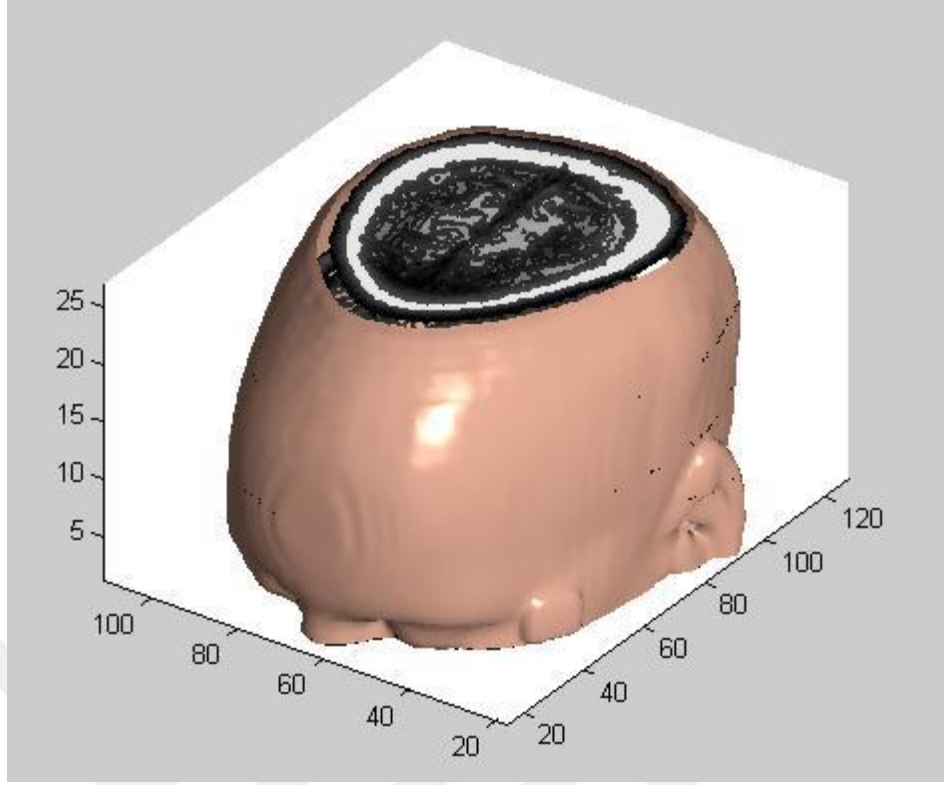
Şekil 2.46. MR görüntülerinden elde edilen bir femur kemiği görüntüsü (Radoani vd., 2013, s. 61)

Duška Kleut ve arkadaşlarının 2006 yılında yaptığı ‘3D Visualisation of MRI images using MATLAB’ isimli makale çalışmasında MRI görüntülerinin Matlab ortamında 3B rekonstrüksiyonu gerçekleştirmektedir. Çalışmada 2 adet dicom görüntü kümesi kullanılmıştır. İlki 0.95T manyetik alan yoğunluğuna, ikinci dicom görüntü kümesinde ise 1.494T manyetik alan yoğunluğuna sahiptir. Görüntüler 512x512 çözünürlüğe ve 12 bit derinliğe sahip dicom dosyalarıdır. Görüntüler 25 adet, 5 mm kalınlığa ve 5,5 mm kesitler arası boşluğa sahiptir. Görüntüler artefactları gidermek için kırılarak 460x432 çözünürlüğe düşürülmüş ve görüntü işlemede matematiksel morfoloji fonksiyonlarından faydalanarak bölütleme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Uygulama için basit bir Gui tasarımı tasarlanmış ve 3B model figure penceresinde görüntülenmiştir. Sonuç olarak bu örnekte Matlab’ın CT görüntülerinin 3B olarak nasıl görüntülenebileceğini gösterdiği ve iç hacimlerinde görüntülenebileceği sonucuna varmışlardır. Ancak büyük masterislerle çalışmanın ev bilgisayarları için çok zaman alıcı olduğunu belirtmektedirler. Şekil 2.47’de çalışmada elde edilen kafa modeli gösterilmektedir (Kleut ve ark., 2008).



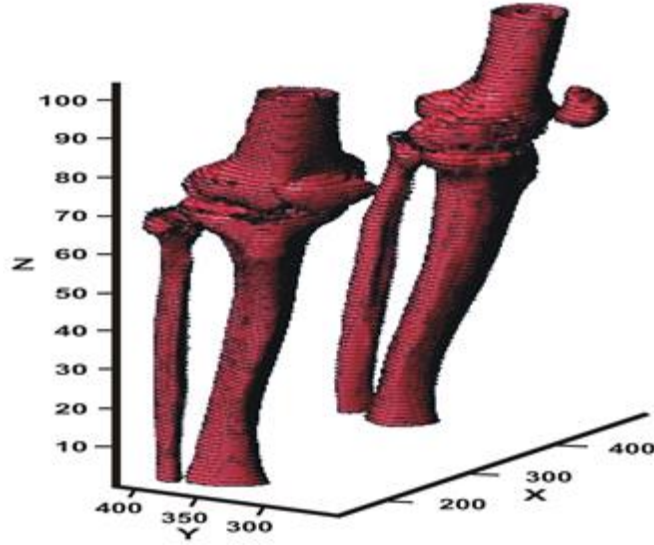
Şekil 2.47. 3B modellenmiş kafa (Kleut vd., 2008, s. 2)

Hakan Yüksel'in 'Medikal görüntü işleme için Fraktal Geometri Kullanarak Üç boyutlu Modelleme ve Hızlı Prototipleme Yazılımının Geliştirilmesi' isimli 2010 yılında yapılan yüksek lisans tez çalışmasında, MRI ve CT görüntüleri fraktal geometri yardımıyla 3B model oluşturma amaçlı kullanıcı arayüzlü bir yazılım Matlab ortamında geliştirilmesi hedeflenmiştir. Görüntülerin işlenmesinde matematiksel morfolojiden ve görüntü filtreleme yöntemlerinden faydalanılmıştır. Oluşturulan 3B modelde mesh algoritmaları kullanılmıştır. Sonuç olarak oluşturulan yazılımın bu işlemleri gerçekleştirebilen ticari yazılımlar nazarında sonuçlar elde edebileceği sonucuna varılmıştır. Ayrıca yazılımın açık kodlu olduğundan dolayı geliştirilebileceği ifade edilmektedir. Şekil 2.48'de yazılımla oluşturulan 3B model gösterilmektedir(Yüksel, 2010).



Şekil 2.48. Yüz modellemesi tamamlanmış bir simülasyon (Yüksel, 2010, s. 79)

Mohd Shafry Mohd Rahim ve arkadaşlarının 2017 yılında yayımladığı ‘3D bones segmentation based on CT images visualization’ isimli makalede Matlab ortamında dicom dosyalarını görüntü işleme proseslerine tabi tutarak 3B model oluşturmayı hedeflemişlerdir. Dicom görüntüleri Malezya Teknoloji Üniversitesi Biomedikal Bölümü’nden alınmıştır. Araştırmanın BT görüntülerinin 3D kemik modellemesi için gelişmiş bir yaklaşım sunduğu ifade edilmektedir. Ayrıca, mevcut araştırmada, medikal görüntüler, yüzey oluşturma kullanılarak 3B yeniden yapılandırılmıştır. Önerilen teknik, ön işleme, doku analizi, görüntü segmentasyonu, enterpolasyon, yüzey montajı ve görselleştirme dahil olmak üzere beş ana aşamaya sahiptir. Önerilen yaklaşım diğer organlar ve dosya formatları için de kullanılabileceği düşünülmektedir. Şekil 2.49’da oluşturulan 3B model gösterilmektedir.(Rahim, Norouzi, Rehman, & Saba, 2017).

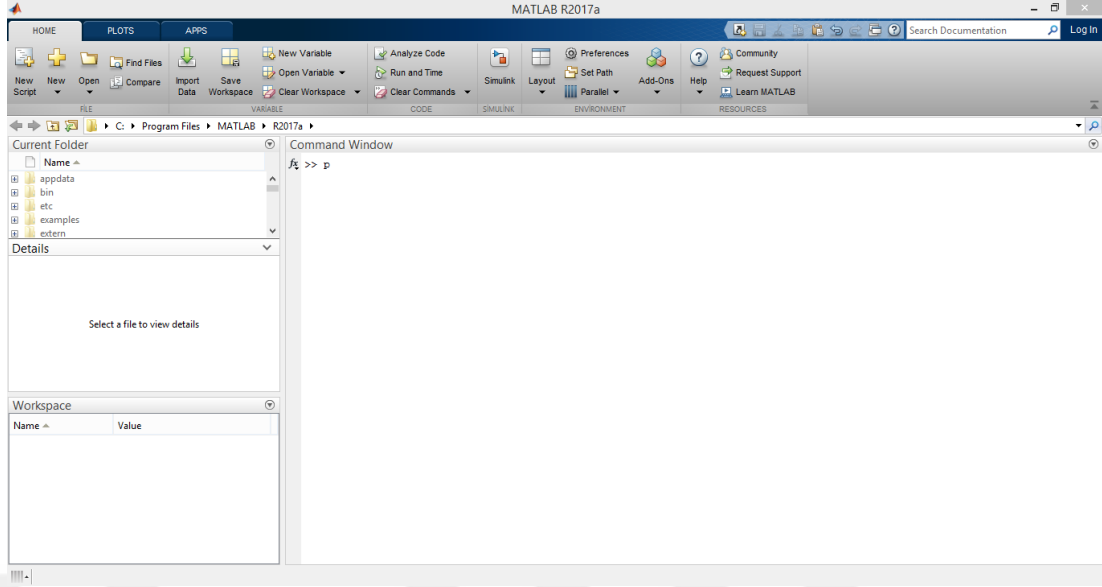


Şekil 2.49. Oluşturulan kemik dokusunun 3B görselleştirilmesi (Rahim vd., 2017, s. 3643)

2.8. Matlab Ortamı

Bir mühendis yada bilim insanının kendi alanında ve kendi alanıyla ilgili yan dallarda kullanabileceği programlama dilleri arasında en gelişmiş dil MATLAB dilidir. Adının açılımı, Matrix Laboratory kelimelerinin birleşiminden gelmektedir (S. Çiftçi, 2011, s. 105).

İlk geliştirildiğinde amaç matris işlemlerinin kullanan kişilerin kolaylıkla yapılmasını sağlamak iken Matlab'ın geliştirilmesiyle günümüzde basit matematiksel hesaplamalardan karmaşık analizlere kadar çok çeşitli alanlarda kullanılacak bir seviyeye ulaşmıştır. Bu nedenle son zamanlarda Matlab daha çok bilimsel araştırmalar için tercih edilen, popüleritesi çok yüksek ve kullanımı bir hayli yaygın yazılımdır (Savaş, 2007, s. 1). İçerisinde bulunan bir çok araçla bir yandan dijital görüntü işlemeyle çalışırken bir yandan da sinyal işleme ile uğraşılabilir. Şekil 2.50'de Matlabın açılış ekranı gösterilmektedir.



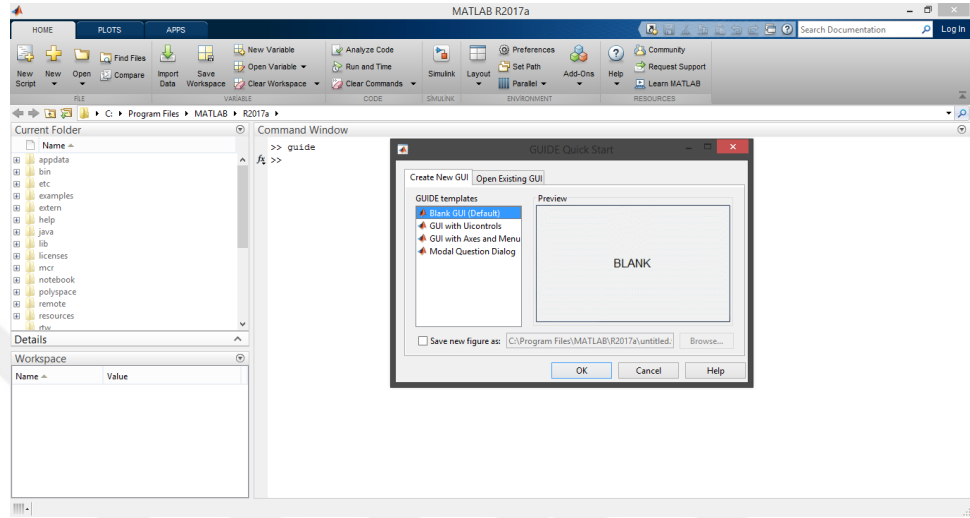
Şekil 2.50. Matlab'ın açılış ekranı

Matlab kullanıcısının matlabı rahatlıkla kullanabilmesi için matlab pencerelere ayrılmıştır. Command windows penceresi kullanıcının komut girişini sağlayan ve komut girildikten hemen sona çıktı veren bölümdür. Ayrıca script (m file) dosyalarında programın çıktılarının gösterildiği alandır. Bu alanı temizleme için 'clc' yazılması pencerenin temizlenmesini sağlayacaktır. Current Folder penceresi, matlabın herhangi bir anda çalıştığı geçerli dizini gösterir. Bu alanda dosya işlemleri yapılabilir ve geçerli klasördeki dosyalar çağırılabilir. Details pencesi, current folder alanında seçili olan dosyalar hakkındaki bilgileri gösterir ayrıca bu dosyalar bu alanda görüntüleyebilir. Workspace penceresi ise değişkenlerimizin tutulduğu, atanan isimlerinin ve değerlerinin gösterildiği alandır. Command windows alanına yazılan clear all komutu ile tüm değişkenler ve değerler alandan temizlenebilir.

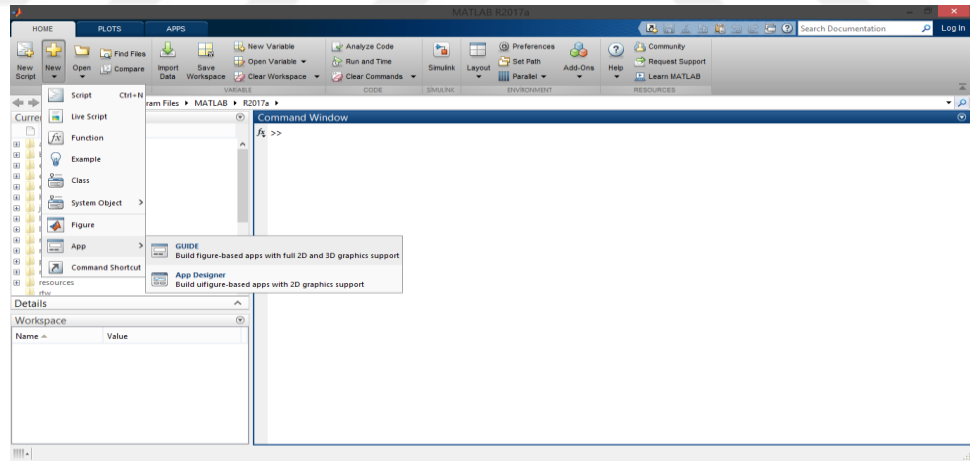
2.8.1. Grafiksel kullanıcı arayüzü(Gui)

Grafiksel kullanıcı arayüzü, elektronik cihazları tek bir kod bilmeden ve yazmadan elektronik cihazı arayüzü içerisinde bulunan nesnelere kullanılmasıyla kullanıcıyla etkileşimde bulunup kullanıcının yönetmesi için bir köprü olarak tanımlanabilir. Arayüz içerisindeki nesnelere arkaplanda yapılması gereken işlemin kodlarını çalıştırarak cihazın yönetilmesini sağlar. Matlab editör kısmında da GUI tasarlanabilir. Bunun için gerekli olan çeşitli bilgiler editör kısmına yazılarak Figure ekranında tasarım görüntülenebilir.

Matlab ortamında Gui ortamı iki şekilde çalıştırılabilir. Bunlardan birincisi Command Window bölümüne guide yazılarak başlangıç iletişim kutusu getirilir ikinci seçenek ise New araç çubuğundan Application seçeneği içerisinde açılan seçeneklerden GUIDE seçeneği seçilerek başlangıç iletişim kutusu ekrana getirilebilir. Bu yöntemler Şekil 2.51 ve Şekil 2.52’de gösterilmiştir.

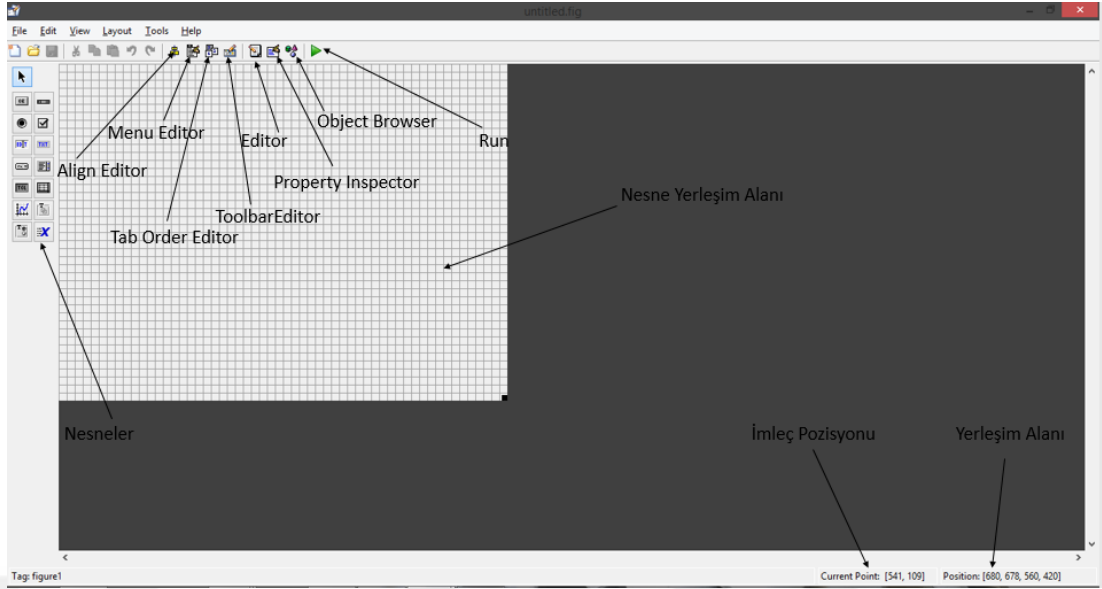


Şekil 2.51. Command Window ekranından Gui’yi çalıştırma.



Şekil 2.52. New Araç Çubuğundan Gui’yi Çalıştırma.

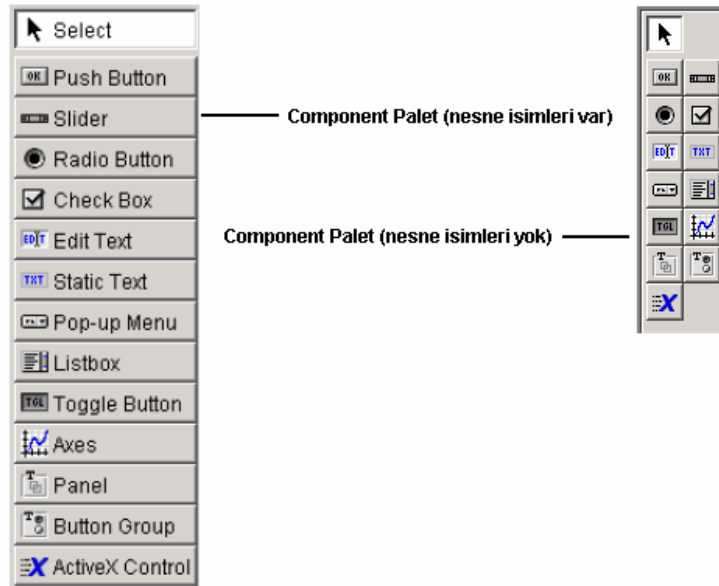
Açılan iletişim penceresinden boş bir tasarım alanına yada çeşitli şablon seçenekleri seçilebilir veya daha önce yapılan bir tasarım açılabilir. Şekil 2.53’te Matlab GUI başlangıç ekranı gösterilmektedir.



Şekil 2.53. Matlab GUI başlangıç ekranı ve araç çubukları

2.8.1.1. GUI nesneleri

Matlab Gui ortamı arayüzün tasarımını ve kullanıcı ile etkileşimi gerçekleştirecek araçları içerir. İçerisinde bulunan Gui nesneleri, istenilen amaca uygun tasarımın oluşturulması ve amaca uygun kodlanmasıyla yazılımın işlevselliği kazandırılmış olur. Bu araçlar Şekil 2.54'te gösterilmektedir.



Şekil 2.54. Matlab GUI nesneleri(Savaş, 2007)

- Push Button, basıldığı takdirde kendisine ait callback bölümüne yazılan kodları çalıştırarak işlemleri gerçekleştiren nesnedir.
- Slider, oluşturulan arayüzde kaydırma işlemlerini gerçekleştiren nesnedir.
- Radio Button, birden fazla seçenek olduğunda ve seçimin tek bir seçenek olacağı durumlarda kullanılır. Ayrıca Button Group nesnesi içerisinde yer almasıyla görüntülenen seçeneklerden sadece biri seçilebilir.
- Check Box, kullanıcıya birden fazla seçeneği seçerek yapılması gereken işlemleri gerçekleştirmesini sağlayan Gui nesnesidir.
- Edit Text, kullanıcı tarafından programa klavyeden bilgi girmesi için kullanılan nesnedir.
- Static Text, genellikle kullanıcıya gui içerisindeki nesnelere ne amaçta olduğunu ifade etmek için kullanılır. Ayrıca bir sonucu göstermek amacıyla kullanılabilir.
- Pop-up Menu, kullanıcıdan alınmak istenen bilgileri içerisindeki açılır bir listeden seçerek işlemin gerçekleştirilmesi sağlayan bir GUI nesnesidir.
- List Box, kullanıcının verileri listeli şekilde görerek veriler üzerinde işlem yapmasını sağlar. Bu veri bir resim dosyası olabileceği gibi yazılım içerisinde oluşturulan bir değişkende olabilir.
- Toggle Button, anahtar görevi görerek iki durum halinde işlemler gerçekleştirmemizi sağlayan GUI nesnesidir. Açık ve kapalı olarak çalışır.
- Axes, 3B, 2B ve resim gibi görselleri gui ortamında gösterilmesini sağlayan gui nesnesidir.
- Panel, Gui nesnelere bir arada tutulması ve ekranın bölümlendirilmesi gibi kolaylıklar sağlayıp tasarımı kolaylaştıran gui nesnesidir.
- Button Group, toggle button veya radio button nesnelere içinde barındırarak bir grup haline getirerek kullanıcının seçeneklerden tek birini seçmesini sağlayan gui nesnesidir.

- ActiveX Control ise tasarımcı ve kullanıcının sadece gui nesnelere değil, diğer yazılım ve işletim sistemindeki nesnelere de faydalanarak tasarımın oluşturulmasını sağlayan gui nesnesidir.

2.8.1.2. Diğer GUI araçları

Align Editor butonu ile gui nesnelere birbirleri ile yerleşim ilişkisi ve pencere kenarına olan uzaklıkları belirlenir. Bu uzaklık birimi piksel veya mm cinsinden belirtilebilir. Menu Editör butonu ile Split menü eklenebilir ve bu menüdeki seçeneklere kısayollar atanabilir. Ayrıca bu kısımdan sağ klik menüleri de eklenebilir.

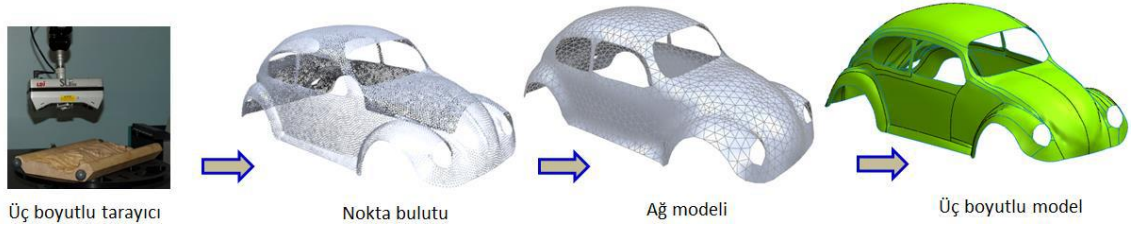
Tab Order Editor butonu klavyedeki Tab tuşu ile programdaki nesnelere arasındaki gezinme sırasının belirleneceği bir pencere açarak bu sırayı oluşturmamıza yardımcı olur. Toolbar Editör butonu ile açılan pencerede menü buton araçları ekleyebilir ve oluşturabiliriz. Ayrıca bu kısımdan arayüze anahtar menü buton araçları oluşturabiliriz. Editor butonu ile kodlama bölümüne geçerek kodlama işlemlerini gerçekleştirebiliriz. Property Inspector butonu ile seçili olan gui nesnesinin özelliklerini görebileceğimiz bir pencere açar. Açılan pencerede nesnenin özelliklerini (renk, yazı boyutu, etiket, vb.) değiştirerek hem görsel olarak yazılıma bir farklılık kazandırılabilir hemde kodlama açısından kolaylıklar sağlanabilir. Object Browser butonu gui içerisindeki tüm nesnelere bir hiyerarşi içerisinde görüntülediği kısımdır. Run butonu ise oluşturulan yazılımın gui tasarımını görüntüleyerek çalıştırıp test edilmesini sağlayan butondur.

Gui ortamında tasarımımıza eklenen nesnelere aktifleştirmede hangi işlemleri gerçekleştirmesini istediğimizi Callback olarak adlandırdığımız editor kısmındaki bu nesneye ait alana kodlamamız gerekir. Callback türleri kullanılan nesneye göre farklılık gösterebilir.

2.9. Tersine Mühendislik ve Hızlı Prototipleme

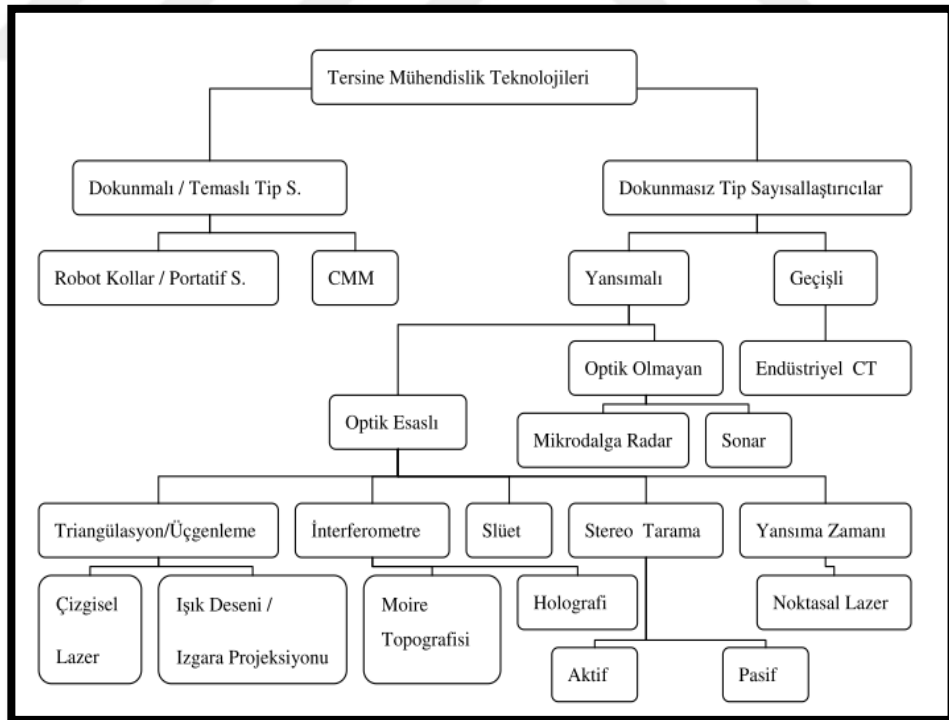
Gelişen teknoloji ve yapılan bilimsel araştırmalar ile birlikte insanlar tarafından üretilmiş yada doğal olarak varolan nesnelere dijitalize edilme ihtiyacı ortaya çıkmıştır. Bu dijitalize işlemlerin genel adı tersine mühendisliktir. Tersine mühendislik birçok endüstride kullanılan ama kavramsal olarak farkına varmadığımız bir teknolojidir.

Biomedikal başta olmak üzere birçok alanda kullanılan bu teknoloji ile nesnelerin dijital ortamda oluşturup bilgisayar marifetiyle üzerinde mühendislik hesaplamaları yapılabilir. Ayrıca bu hesaplar doğrultusunda dijitalize edilen veri 3B olarak modellendikten sonra üzerinde çeşitli değişiklikler yapılarak optimal hale getirilebilir. Şekil 2.55’te 3B geometrik modelin oluşturulması gösterilmektedir.



Şekil 2.55. 3B geometrik modelin oluşturulması (Günpınar, 2016, s. 625)

Bu teknoloji dijitalize edilecek verileri temelde temaslı yada temassız sistemler olarak iki farklı yöntemle elde edebilir.Şekil 2.56’da tersine mühendislik yöntemleri genel hatlarıyla gösterilmektedir.



Şekil 2.56. Tersine mühendislik teknolojileri (Uslu, 2006, s. 20)

Temaslı sistemler olarak endüstride Kordinat Ölçüm Makinesi(Cordinate Measurement Machine, CMM) bir hayli kullanılmaktadır. Bu yöntem veri elde etmek için dijitalize edilecek nesneye temas ettiğinde 3B kordinatı gösterecek prob olarak adlandırılan bir uç kullanır. Ayrıca bu makine yardımıyla üretilen ürünlerin birçok kalite kontrol işlemi gerçekleştirilmektedir.

Temasız sistemler ise bir lazer ışını kullanarak kaynaktan nesneye gönderilen ve nesneye çarparak geri dönen lazer ışınının ölçülmesiyle birçok nokta oluşturup bu nokta bulutunu çeşitli algoritmalarla birleştirip dijitalize eden sistemlerdir. Son yıllarda bir nesne etrafında dönerek alınan video kaydı ile 3B model elde etmekte kullanılan yeni yazılım ve algoritmalarda ortaya çıkmıştır.

Tersine mühendislik metodları ile elde edilen geometrilerin genel olarak karmaşıklığı, üretim metodu olarak hızlı prototipleme yöntemlerini kullanmayı zaruri hale getirebilmektedir. Bu yöntemler konvansiyonel üretim metodlarının aksine ürünü katman katman üreterek karmaşık geometrilere sahip modellerinde üretilmesine imkan sağlar. Endüstride bir çok hızlı prototipleme metodu bulunmakta ve bu metodlar farklı malzemeler ve farklı katman birleştirme teknikleri kullanmaktadır.

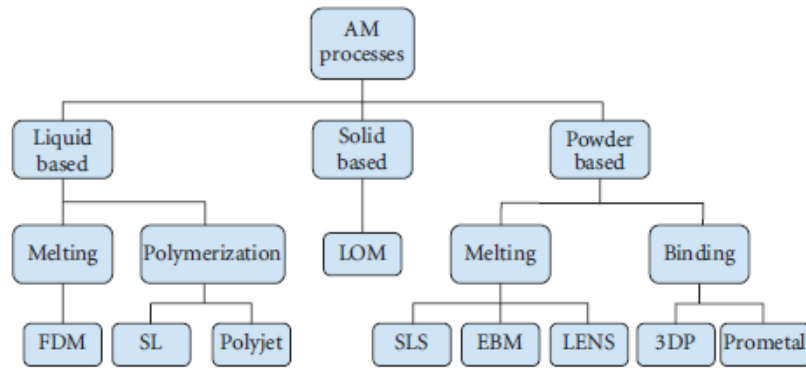
1986 yılında 3D Systems şirketi ilk hızlı prototipleme teknolojisini tanıtmıştır. Bu ilk yöntemin adı Stereolithograpy (SLA)' dir. Bu yöntemle lazer ışınına duyarlı sıvı polimer kullanılarak katman katman lazer ışınıyla gerekli alanların bir önceki katmana birleştirme işlemi gerçekleştirilmektedir. Son katmanda birleştirilerek ürün elde edilmekte ve üretim sonunda hiçbir şekilde fire malzeme oluşmamaktadır.Son işlem olarak mor ötesi ışınla serleştirilerek ürün elde edilmektedir. Şekil 2.57'da bir SLA cihazı ve bu yöntemle oluşturulan bir model gösterilmektedir.



Şekil 2.57. Tipik bir stereolithography cihazı ve bu yöntemle üretilmiş bir ürün (Gibson, 2005, s. 6)

Hemen hemen aynı yıllarda geliştirilen yeni bir teknolojiye Seçici Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering-SLS) 'dir. Bu teknoloji malzeme olarak toz halinde metal, plastik, seramik ve cam tozununda bulunduğu geniş bir malzeme yelpazesi kullanmakta ve her katman güçlü lazer ışını ile bir önceki katmanla birleştirilmektedir. Birleşim gerçekleşikten sonra tabla z ekseninde bir katman kalınlığı kadar aşağı inerek yeni bir katman toz serilmekte ve işlem son katmana kadar bu döngüde devam etmektedir. İşlemin bitirilmesinden sonra tabladan alınan ürünlere yüzey temizleme işlemleri uygulanarak nihai ürün elde edilmektedir.

Günümüzde birçok hızlı prototipleme teknoloji kullanılmakta bu teknolojilerin sayısı yüze yakındır. Şekil 2.58'de 3B baskı yöntemleri genel olarak sınıflandırılmış bir şekilde gösterilmektedir.



Şekil 2.58. 3B baskı yöntemleri (Wong & Hernandez, 2012, s. 3)

Bu yöntemlere ek olarak şekil 2.59’de 3B baskı yöntemlerine daha geniş kapsamlı ve alt yöntemlere de bakılarak malzeme, kullanım amacı, teknoloji, dış görünüş ve maliyet yönünden gösterilmiştir.



Şekil 2.59. 3B baskının kapsamlı olarak incelenmesi(Jiménez, Romero, Domínguez, Espinosa, & Domínguez, 2019, s. 7)

BÖLÜM 3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Materyal

Araştırmada, Osirix dicom görüntüleme yazılımının internet sitesindeki örnek dicom dosyaları kütüphanesinden alınan, 174 katmandan oluşan, 2 mm katman kalınlığına ve 16 bit görüntü derinliğe sahip bir dicom data kümesi kullanılmıştır (Osirix, 2016).

Stl data çıktısı için Matlab sitesinde stl data çıktısı almak için geliştirilmiş bir script (kod öbeği) kullanılmıştır (Matlab, 2016).

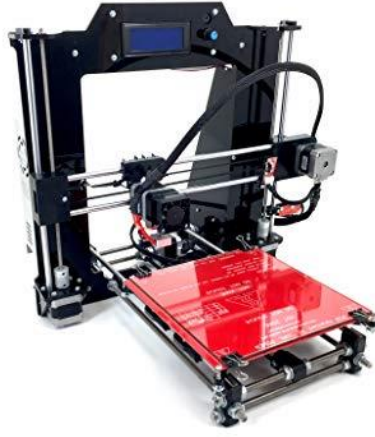
3.2. Yöntem

3.2.1. Kullanılan araç-gereçler

Yazılımın oluşturulmasında Lenovo marka G50 modelinde i5 2.2 Ghz çift çekirdeğe, 8 Gb Ram ve 1 Gb paylaşımşız ekran kartına sahip bir dizüstü bilgisayar kullanılmıştır.

Görüntü işleme, gui tasarımı, 3B rekonstrüksiyon işlemlerini gerçekleştirmek, Stl data çıktısı almak ve yazılımın C dilinde derlenmesi için Matlab 2017a sürümü kullanılmıştır.

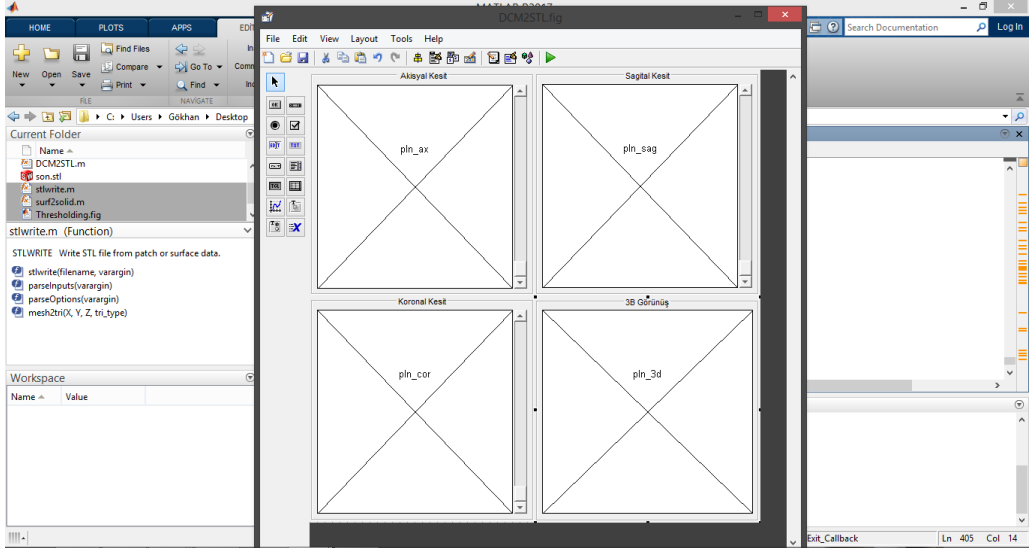
Yazılımdan elde edilen 3B model baskısında TMG BETA marka ve 400x400x400 ölçülerde bir FDM cihazı ve 1.75mm kalınlıkta bir Poliaktik Asit (PLA) filament kullanılmıştır. Şekil 3.1’de kullanılan 3B baskı cihazı gösterilmektedir.



Şekil 3.1 Kullanılan 3B baskı cihazı

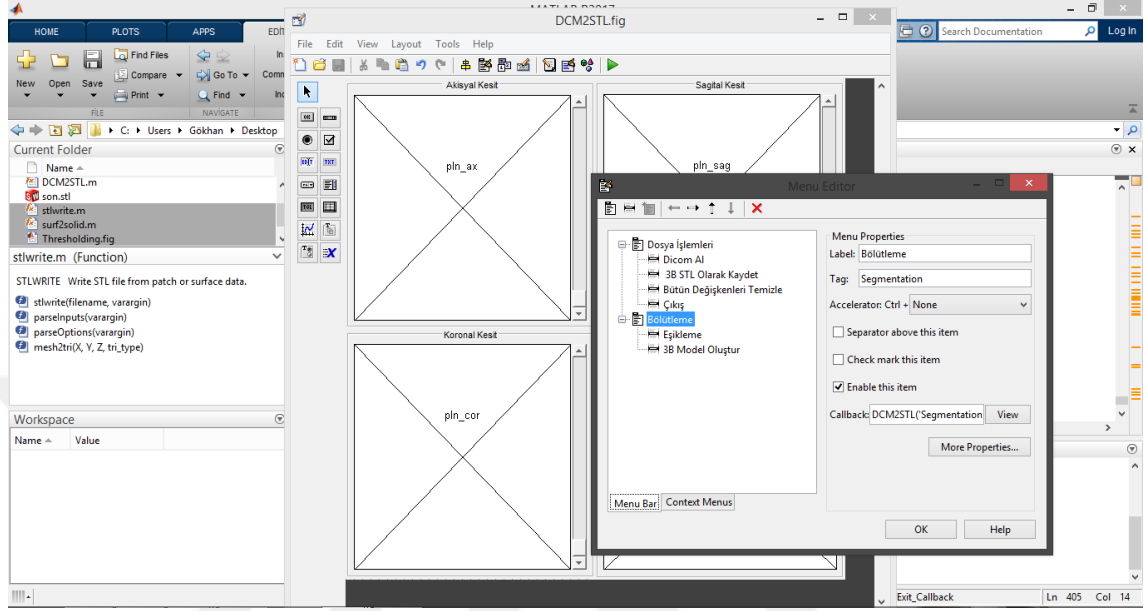
3.2.2. GUI tasarımı

Axial, sagittal, koronal kesitlerin ve 3B modelin çalışma kapsamında oluşturulan GUI ekranında görüntülenmesi için GUI görüntüleme nesnesi olan axes nesneleri, uygun boyutlarda ekrandaki ızgaralar yardımıyla oluşturuldu. Bir diğer GUI nesnesi olan slider, panel üzerine kesitler arası geçişi sağlamak için yerleştirildi. Şekil 3.2’de oluşturulan arayüz gösterilmektedir.



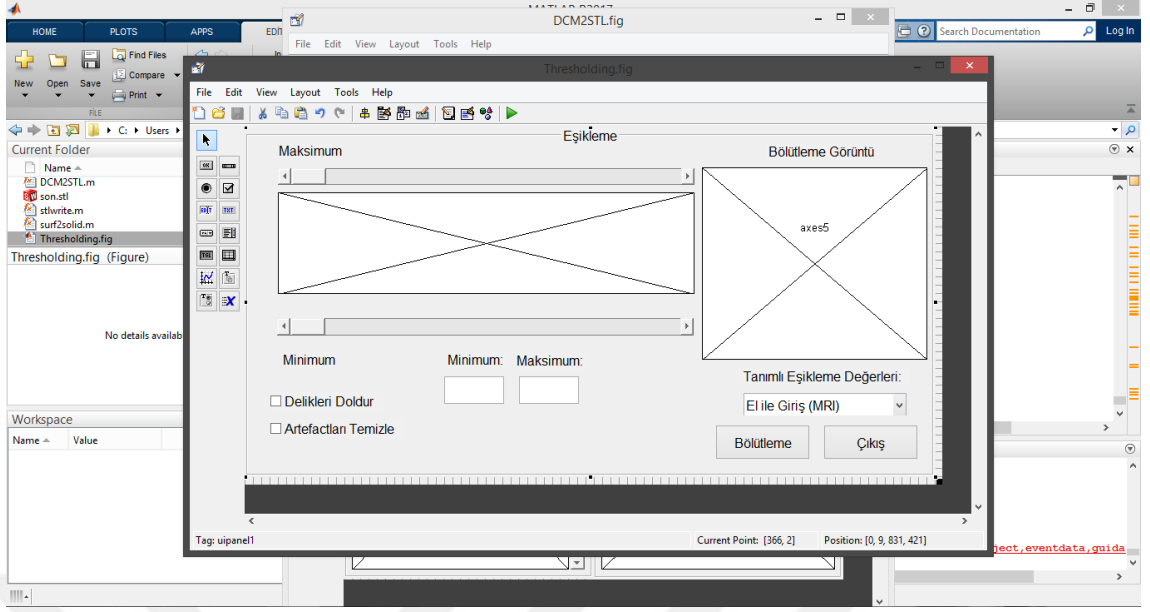
Şekil 3.2. Matlab GUI ortamında tasarlanan arayüz

Menu editor ile kullanılacak menüler oluşturuldu. Menülerin kodlama kısmında gerekli olacak nesnelere ait etiket isimleri için ve ayrıca kullanım kolaylığı sağlaması açısından kısayol tuşları belirlendi. Şekil 3.3'te menülerin oluşturulması gösterilmektedir.



Şekil 3.3. Matlab GUI ortamında menülerin oluşturulması

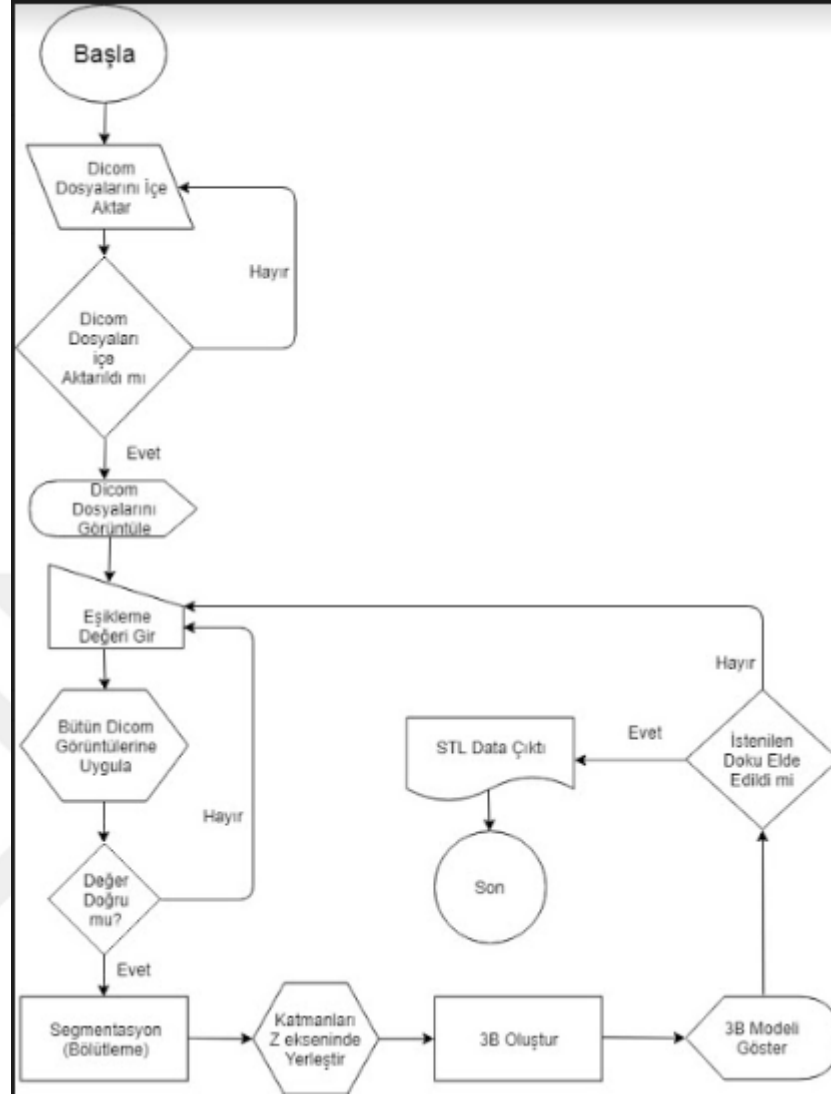
Eşikleme için yeni bir form ekranı tasarlanarak histogram görüntüsü ve bölütleme işlemi gerçekleştirildiğinde bölütlenmiş kesitleri görüntülemek için iki adet axes nesnesi, eşikleme değerleri girişi için iki adet edit text nesnesi, görüntüdeki bazı artifactları gidermek ve boşlukları doldurmak için iki adet check box, hounsfield skalası için önceden belirlenmiş doku değerlerini seçerek eşikleme işlemi kolaylaştırma amaçlı bir adet pop-up menü ve eşikleme değerlerinde belirlenen miktarda artış ve düşüş sağlamak için ve bölütleme işlemi gerçekleştirildikten sonra kesitler arası geçiş için üç adet slider nesnesi kullanıldı. Şekil 3.4'te tasarlanan eşikleme form ekranı gösterilmektedir.



Şekil 3.4. Matlab GUI ortamında eşikleme form ekranının tasarımı

3.2.3. Kodlama işlemleri

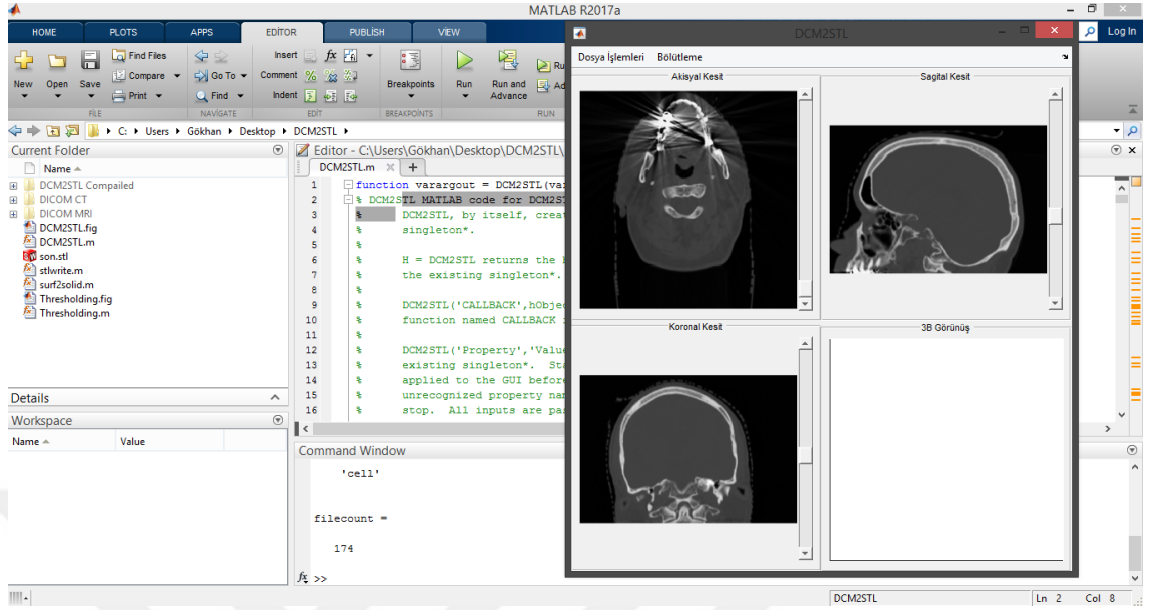
Kodlama işlemleri öncesinde yazılım için bir algoritma oluşturulmuştur. Bu algoritma ışığında kodlama işlemleri gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.5'te oluşturulan algoritma gösterilmektedir.



Şekil 3.5. Oluşturulan algoritma

3.2.3.1. Dicom dosyalarının yazılıma aktarılması ve görüntülenmesi

Dicom dosyalarının yazılımın içerisine aktarılmasında dosya seçme aracı olan uigetfile, dicom dosyalarının okunmasında ise Matlab ortamında dicom araçlarından biri olan dicomread fonksiyonları kullanılmıştır. Görüntülerin yazılıma aktarılmasında ve kesit görüntülerin çıkarılmasında waitbar etkileşim kutusu, yazılımın kullanımında yanlışlıklara neden olabilecek durumlar için msgbox etkileşim kutusu kullanılmıştır ve değişkenlerin tüm nesnelere kullanılması için değişkenler global değişken olarak tanımlanmıştır. Şekil 3.6'da dicom dosyasının yazılım içerisinde gösterilmesi ve kesitlerin elde edilmesi gösterilmektedir.

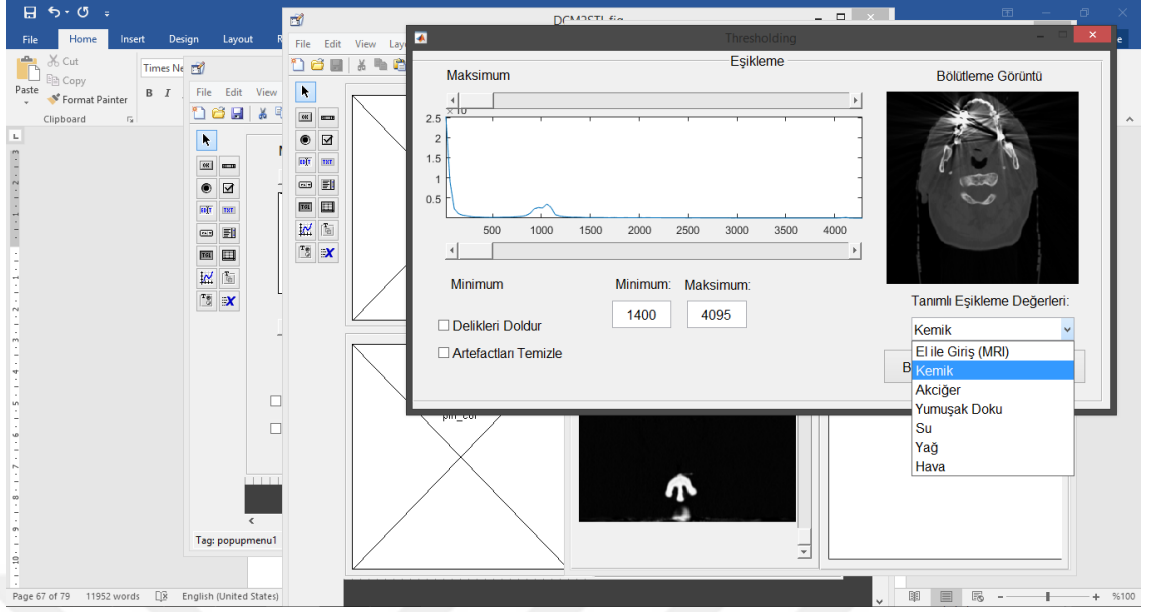


Şekil 3.6. Dicom dosyalarının yazılım içerisinde görüntülenmesi ve kesit görüntümler

3.2.3.2. Eşikleme ve bölütleme işlemleri

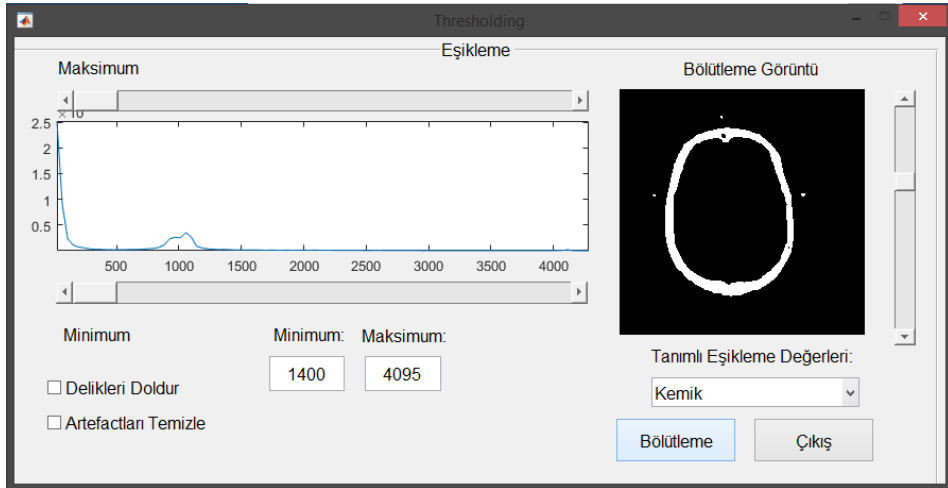
Eşikleme ve bölütleme işlemleri için farklı bir form ekran tasarlanmıştır. Bu tasarım farklı bir yazılım gibi oluşturulmuştur ancak içerisindeki değişkenler ana ekrandaki değişkenlerle aynı isme sahiptir. Böylece oluşturulan yeni form ekranı ana ekrandaki değişkenleri kullanabilecek ve ana ekrana kendi içerisinde oluşturduğu değişkenleri aktarabilecektir.

Eşikleme işlemlerinde eşikleme değerleri CT için hounsfield skalasından yararlanılarak bir pop-up nesnesi ile önceden tanımlanmış ve işlemin gerçekleştirilmesi hızlandırılmıştır. Değerler CT için hounsfield skalasından alınmış, MRI içinse değişik sekanslarda aynı dokuların farklı renk değerlerine sahip olacağından dolayı elle giriş seçeneği eklenmiştir. Şekil 3.7’de eşikleme penceresi gösterilmektedir.

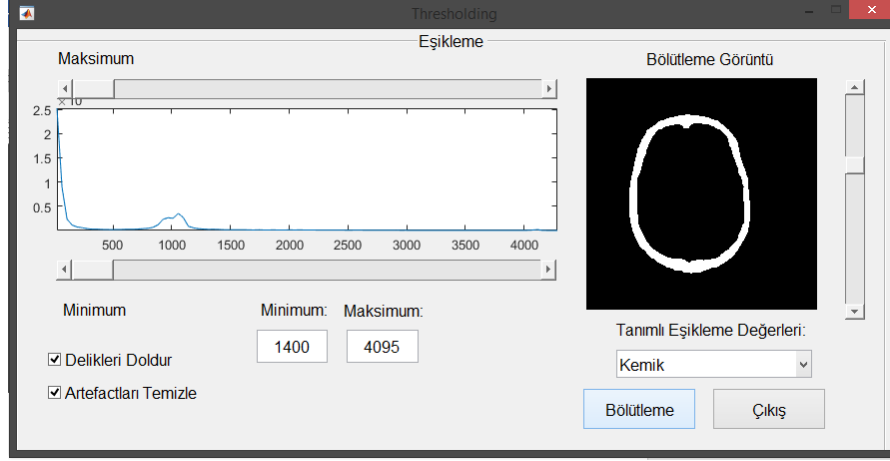


Şekil 3.7. Matlab GUI eşikleme penceresinin çalıştırılması

Görüntülerin histogramları bir ön bilgi sunması amacıyla eşikleme penceresinde gösterilmiştir. Bölütleme işleminden sonra bölütlenmiş görüntülerin gösterilmesi için bir axes nesnesi pencereye yerleştirilmiştir. Görüntülerdeki artefaktları gidermek ve görüntülerdeki boşlukları doldurmak için iki adet checkbox nesnesi kullanılmıştır. Şekil 3.8 ve Şekil 3.9’da aradaki fark gösterilmiştir.



Şekil 3.8. Artefaktları giderilmemiş ve boşlukları doldurulmamış bölütleme işlemi uygulanmış kesit



Şekil 3.9. Artefakları giderilmiş, boşlukları doldurulmuş ve bölütleme işlemi uygulanmış kesit

Şekil 3.10'da artefaktların giderilmesini içeren kod bölümü gösterilmektedir. Bu kodlama kısmında if döngüsü kullanılarak görüntüdeki 50 pikselden küçük alanların silinme işlemleri gerçekleştirilerek artefaktlar silinmiştir. İlk kod satırı if koşul satırıdır. İkinci kod satırında showthresh değişkeni bwareaopen fonksiyonunda işleme tabi tutularak dinamik değişken tanımlama ile 50 piksel altında kalan alanlar görüntüden silinmesi işlemi gerçekleştirilerek değişken güncellenmiştir. Üçüncü satırda güncellenen showthresh değişkeni görüntü matrisine atanarak yeni görüntü matrisi oluşturulmuştur. Son satır ise if döngümüzün bitirildiğini ifade etmektedir.

```

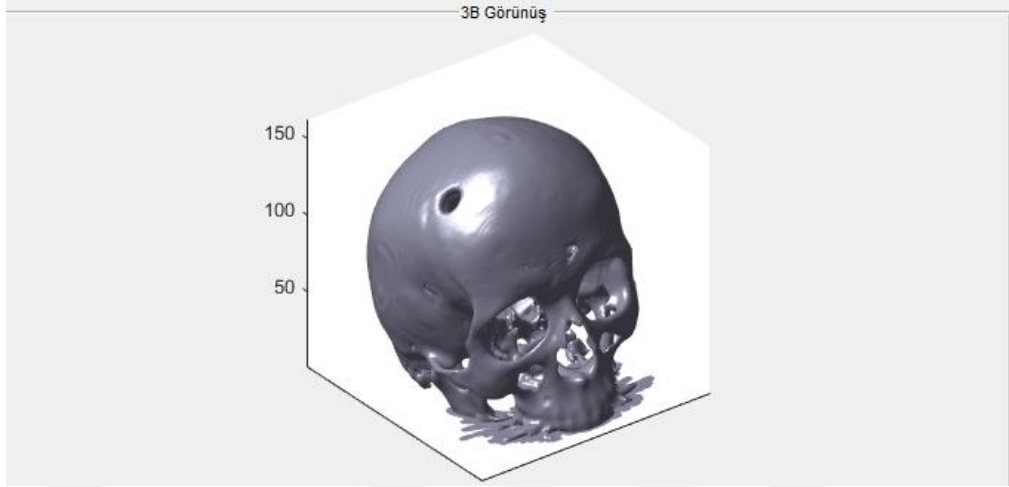
if deleteartifact==true|
showthresh = bwareaopen(showthresh, 50);
dcmmnew(:, :, i)=showthresh;
§
end

```

Şekil 3.10. Artifaktların giderilmesine ait kodlar

3.2.3.3. 3B rekonstrüksiyon

Bölütlenmiş kesitler, her dicom dosyasının içerisinde bulunan slice location bilgisinden yararlanılarak z ekseninde konumlandırılıp 3B rekonstrüksiyon işlemi 3B araçlarından isosurface fonksiyonu ile gerçekleştirilmiştir. Isosurface ile birlikte smoot3 kullanılarak yüzey pürüzlülüğü minimize edilmiştir. Şekil 3.11'de oluşturulan 3B model gösterilmektedir.



Şekil 3.11. Oluşturulan 3B model

3.2.3.4. STL data çıktısı

Matlab internet sitesinden STL data çıktısı için alınan script yazılıma entegre edilmiştir. Scriptin çalışması için dosyanın aynı klasör dizininde olması gerekmektedir. Oluşturulan 3B modelin değişkeni script fonksiyonunun bir parametresi olarak tanımlanarak yazılımdan STL data çıktı alınması sağlanır. Şekil 3.12’de programın STL çıktısı alan kod bölümü gösterilmektedir.

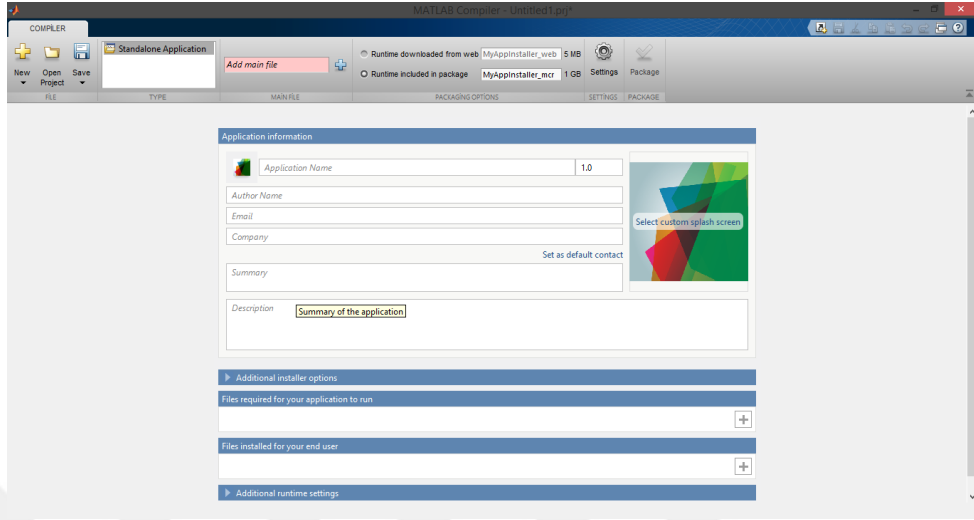
```
315  
316 -     stlwrite(filename, fv);  
317 -     else  
318 -         f = msgbox('Öncelikle 3D İşlemi Yapılmalıdır.', 'Error', 'error');  
319 -         return  
320 -     end  
321
```

Şekil 3.12. STL data çıktısı oluşturan kodlar

3.2.3.5. Yazılımın C programlama dilinde derlenmesi

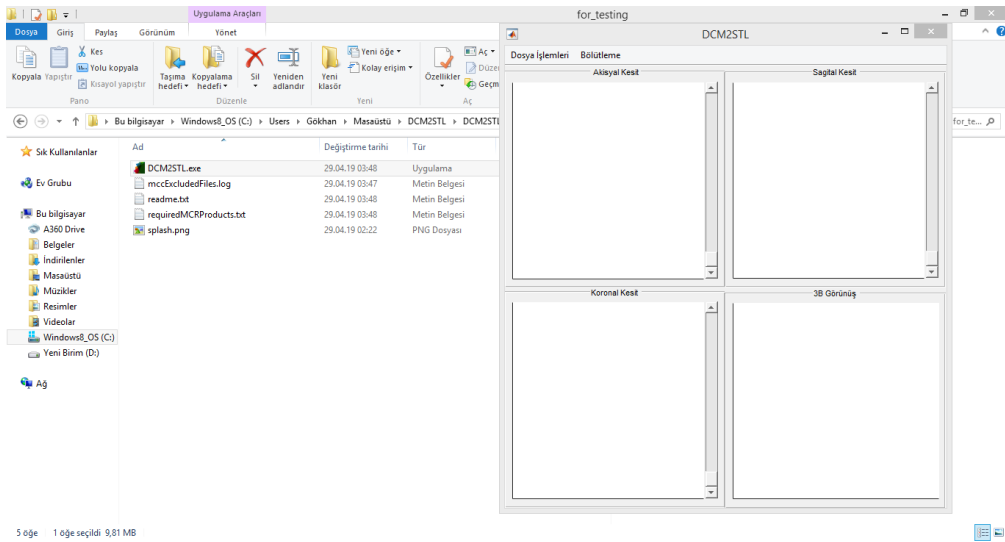
Matlab içinde bulunan Application Compiler modülü ile C programlama dilinde derleme işlemi gerçekleştirilerek Matlab ortamında kodlanan yazılım Matlab kurulu olmayan

bilgisayarlarda da çalıştırılabilmektedir. Şekil 3.13'te Matlab Compiler ekranı gösterilmektedir.



Şekil 3.13. Matlab Application Compiler Ana Ekranı

Ayrıca oluşturulan yazılım bilgisayara kurulabilir ve test için çalıştırılabilir. Şekil 3.14'te yazılımın ilk çalıştığı haldeki durumu gösterilmektedir.



Şekil 3.14. Yazılımın masaüstü bir uygulamaya dönüştürülmüş hali ve test klasörü

BÖLÜM 4. ARAŞTIRMA BULGULARI

4.1. Yazılımın Genel Değerlendirmesi

Yazılım tüm işlemlerde nispeten bu işlemleri gerçekleştiren profesyonel yazılımlara benzer hızlarda çalışmaktadır. Bütün işlemler Matlab yazılımı kapalı iken test edilmiş ve hiçbir sorun olmadan yazılım çalışmıştır. Eşikleme ve bölütleme işlemlerinde de gayet hızlı sonuçlar alınmaktadır. Çıktı alınan STL dataların boyutları profesyonel yazılımlardan alınan çıktılarla aynı boyuta sahiptir. Ayrıca alınan STL datanın yüzey kalitesi gayet tatmin edici sonuçlar vermiştir. Profesyonel yazılımlara benzer yüzey kalitesine sahip STL çıktılar alınmıştır.

Tez kapsamında yapmış olduğumuz çalışma Matereliase Mimics ve 3D Doctor yazılımları ile karşılaştırılması tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1 Oluşturulan uygulamanın diğer uygulamalarla hız bakımından karşılaştırılması

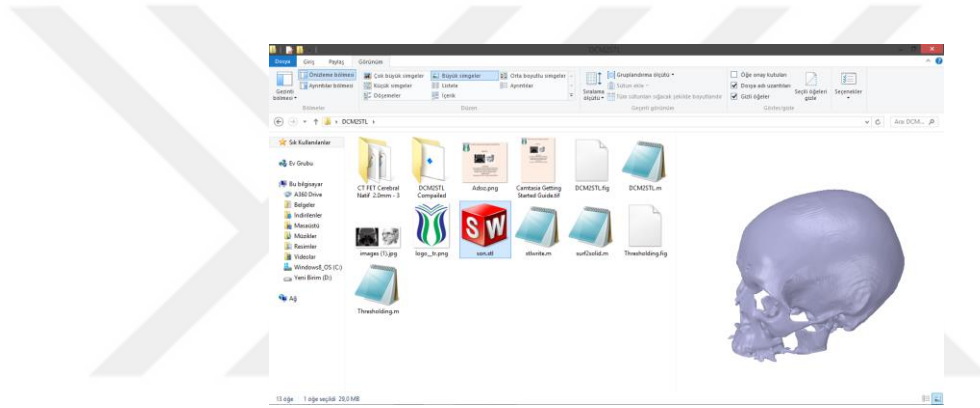
Uygulamalar	Deney Sayısı(adet)	Dicom Dosyalarının Alınması ve Görüntülenmesi(sn)	Bölütleme İşlemi(sn)	3B Rekonstrüksiyon(sn)
Matereliase Mimics	1	12,98	3,37	11,10
	2	13,65	3,12	13,21
	3	11,41	3,34	12,54
3D Doctor	1	9,82	4,87	12,71
	2	10,07	5,04	13,14
	3	9,95	4,55	12,87
DCM2STL (Oluşturulan Uygulama)	1	9,44	3,12	20,37
	2	9,94	2,22	15,42
	3	9,44	1,92	15,17

Tablo 4.1’de görüldüğü gibi her bir yazılım için 3 deney yapılmış ve sonuçlar dicom dosyalarının alınması ve görüntülenmesi, bölütleme işleme ve 3B rekonstrüksiyon işlemleri için ayrı ayrı verilmiştir. Çalışma kapsamında oluşturulan yazılım, mevcutta

kullanılan Materliase Mimics ve 3D Doctor yazılımlarından, dicom dosyalarının alınması ve görüntülenmesi ve bölütleme işlemlerini gerçekleştirme süresi olarak daha hızlı bir şekilde bu işlemleri yerine getirmektedir.

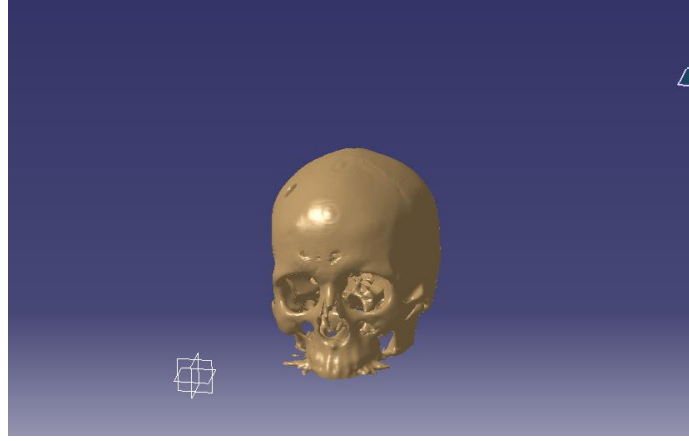
4.2. STL Datanın Diğer STL Data Açabilen Yazılımlarla Test Edilmesi

Çalışma kapsamında oluşturulan yazılımdan elde edilen STL data, STL dosyası açabilen bazı CAD yazılımlarında test edilmiştir. Bir CAD yazılımı hariç diğer yazılımlarda çalışmıştır. Hatta elde edilen STL dataları varsayılan uygulama bu CAD yazılımı olarak atandığında, klasördeki ön izleme bölmesinde görüntülenmekte ve döndürme işlemleri uygulanabilmektedir. Şekil 4.1’de bu durum gösterilmektedir.



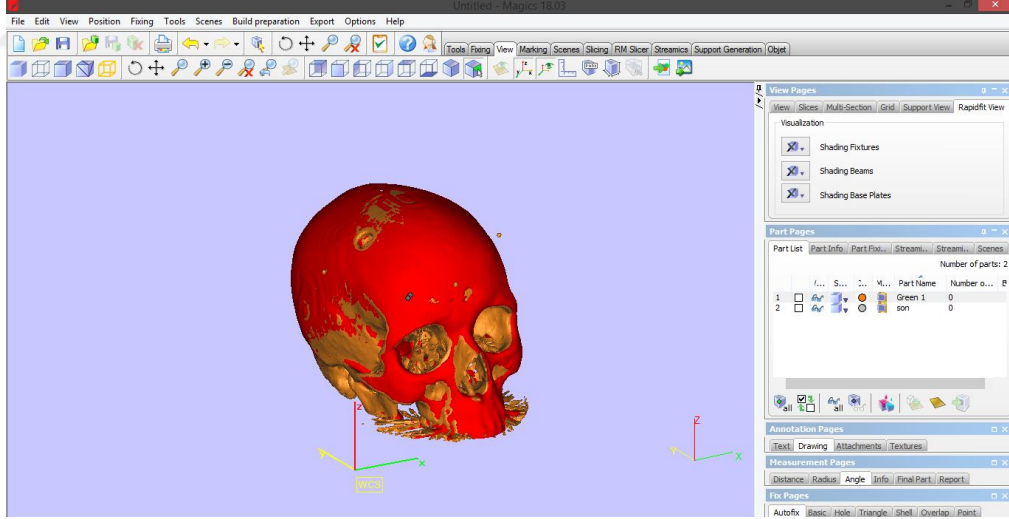
Şekil 4.1. Yazılımdan elde edilen STL datanın önizleme penceresinde görüntülenmesi

Bununla birlikte elde edilen STL data bir başka CAD uygulamasında test edilmiş ve herhangi bir soruna rastlanmamıştır. Şekil 4.2’de CAD ortamında oluşturulan 3B model gösterilmektedir.



Şekil 4.2. Yazılımdan elde edilen STL datanın diğer bir CAD ortamında açılması

Ayrıca yazılım Materliase Magics yazılımında ölçüsel kontrol amaçlı olarak profesyonel uygulamadan alınan STL data ile karşılaştırılıp test edilmiştir. Şekil 4.3 te bu işlem gösterilmektedir. Gösterilen kırmızı renkteki model bu çalışma kapsamında oluşturduğumuz yazılımdan, kahverengi renkteki model ise profesyonel yazılımdan elde edilen modeldir.



Şekil 4.3. Profesyonel yazılım ve Matlab ortamında yazılan uygulamadan alınan STL dataların karşılaştırılması

Test işleminde ölçüsel olarak bir sorun olmadığı ve boyutların tam olarak yakalandığı sonucuna varılmıştır. Ayrıca elde edilen 3B modelin FDM yöntemiyle iç detayları da görüntülenecek şekilde 3B baskısı alınmıştır. Şekil 4.4'te alınan 3B baskı gösterilmektedir.



Şekil 4.4. Uygulamadan elde edilen 3B modelin 3B baskısı



BÖLÜM 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışma kapsamında oluşturulan yazılım ile profesyonel yazılımlardan elde edilen 3B modellere çok yakın 3B modeller elde edilmiştir. Her dicom dosyasından elde edilen STL datası gibi 3B baskı öncesi STL düzenleme araçlarıyla düzenlenmesi gerekebilmektedir.

Gün geçtikçe gelişen teknoloji ve yeni yöntemlerin geliştirilmesi neticesinde son ürünlerdeki beklentiler de artış göstermektedir. Temelde aynı yöntemlere sahip tıbbi uygulamalar içinde bu gelişmeler ve beklentiler artmaktadır. Bu gelişmeler dicom görüntülerinde olabileceği gibi 3B rekonstrüksiyon işlemlerinde de olabilir.

Bu tez çalışmasında medikal görüntüleme sistemlerinden elde edilen dicom dosyaları görüntü işleme yöntemlerine tabi tutuldu. Görüntülerdeki artefactları gidermek için belli piksel adedinden düşük alanlar görüntülerden silinerek temizleme işlemi gerçekleştirildi. Bunun yanı sıra belli bir piksel adedinden küçük boşlukların doldurulması işlemleri gerçekleştirildi. Sonuç olarak yazılımın verdiği imkanlar dahilinde 3B model oluşturulmuş ve STL data çıktısı alınmıştır. Sonrasında bu 3B model ½ ölçekte küçültülerek 3B baskısı alınmıştır.

Bu konuda yapılan çalışmalar incelendiğinde dicom dosyalarının ilk olarak görüntü formatı dönüştürülmekte ve daha sonra görüntü işleme prosesleri gerçekleştirilmektedir. Çalışmamızda ise dicom dosyaları direkt olarak görüntü işleme proseslerine tabi tutularak bölütleme işlemi gerçekleştirilmektedir. Çalışmamızda doku sınırlarını belirlemek için daha önceki çalışmalarda rastlanılmamış olan çoklu eşikleme kullanılarak bölütleme işlemi gerçekleştirilmiştir.

Disiplinler arası bir çalışma olarak gerçekleştirilen bu tez çalışmasında oluşturulan yazılım geliştirmeye açıktır. Burada sunulan kullanıcı arayüzü geliştirilerek daha farklı uygulamaları içeren arayüz haline getirilebilir. Oluşturulacak bir dicom veri tabanı ile

yapay zeka ve makine öğrenimi algoritmaları kullanılarak hastanın durumu hakkında teşhisi kolaylaştırıcı bir yazılım geliştirilebilecek çalışmalar da yapılabilir.



KAYNAKLAR

- Bal, V. (2013). Veri Zarflama Analizi İle Tıbbi Görüntü ,Arşiv ve İletişim Sistemlerinin Devlet Hastaneleri Performansına Etkilerinin Araştırılması. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü Dergisi*, 6(17), 31–50.
- Bulu, H., & Alpkoçak, A. (2007). Tıbbi Görüntüler için 3 Boyutlu Bölütleme Algoritmalarının Karşılaştırılması. 15. *Sinyal İşleme Uygulamaları Kurultayı Bildiriler Kitabı*, 2–5. Eskişehir.
- Bulut, S., Ozcinar, A., Ciftcioglu, C., & Akpek, A. (2015). A new algorithm for segmentation and fracture detection in X-ray images. *2015 Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO)*, (May), 1–4. <https://doi.org/10.1109/tiptekno.2015.7374572>
- Buzug, T. M. (2008). Computed Tomography From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT. İçinde *Springer*. <https://doi.org/10.1007/978-3-540-39408-2>
- Cierniak, R. (2011). *X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering*. <https://doi.org/10.1007/978-0-85729-027-4>
- Çiftçi, M. E. (2013). *Dental Volumetrik Tomografinin Genetoksik Etkileri* (Doktora Tezi). Atatürk Üniversitesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- Çiftçi, S. (2011). *MATLAB* (İkinci Bas). İstanbul: Kodlab.
- Deniz, F. N. (2011). *Bilgisayarlı Tomografi İle Elde Edilen Volumetrik Verinin İşlenerek Üç Boyutlu Görüntüye Dönüştürülmesi* (Yüksek Lisans Tezi). İnönü Üniversitesi. Fen Bilimleri Enstitüsü
- Dhawan, A. (2009). *Medical Image Analysis* (Second Edi). <https://doi.org/10.1017/cbo9780511596803.008>
- Doğan, F., Güzeldereli, E. A., & Çetin, Ö. (2013). Medikal Görüntü İçerisine Tıbbi Bilgilerin Gömülmesi İçin Yeni Bir Yaklaşım. *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi*, 17(2), 277–286.
- Eriş, S. (2008). *Manyetik Rezonans Görüntüleme Teknikleri* (Yüksek Lisans Tezi). Pamukkale Üniversitesi. Fen Bilimleri Enstitüsü

- Fıçıcı Öğretmenoğlu, C. (2016). *MR GFeörüntülerinde Baş Bölgesine Ait Anormal Yapıların Belirlenmesi Ve Hacimlerin Hesaplanması*(Yüksek Lisans Tezi). Ankara Üniversitesi. Fen Bilimleri Enstitüsü. <https://doi.org/https://doi.org/10.3929/ethz-b-000238666>
- Gibson, I. (2005). *Advanced Manufacturing Technology for Medical Apolictions* (I. Gibson, Ed.). Hong Kong: John Wiley & Sons Ltd.
- Günpınar, E. (2016). Tersine Mühendislik Yoluyla Üç Boyutlu Geometrik Modelin Oluşturulması ve Gemi Yapım Endüstrisindeki Bazı Uygulamaları. *Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fen ve Mühendislik Dergisi*, 18(54), 624–639. <https://doi.org/10.21205>
- Hendee, W. R., & Ritrenour, E. R. (2002). *Medical Imaging Physics* (Fourth Edi). New York: Wiley-Liss, Inc.
- Iniewski, K. (2009). *Medical Imaging Principles, Detectors, and Electronics*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Jiménez, M., Romero, L., Domínguez, I. A., Espinosa, M. del M., & Domínguez, M. (2019). Additive Manufacturing Technologies: An Overview about 3D Printing Methods and Future Prospects. *Hindawi Complexity*, 2019, 1–30. <https://doi.org/10.1155/2019/9656938>
- Karagöz, İ., & Eroğlu, O. (1998). *Tıbbi Görüntüleme Sistemleri*. Haberal Eğitim Vakfı.
- Kaya, H., Çavuşoğlu, A., Çakmak, H. B., Şen, B., & Delen, D. (2016). Görüntü Bölütleme Ve Görüntü Benzetimi Yöntemleri Yardımı İle Hastalığın Teşhis Ve Tedavi Sonrası Süreçlerinin Desteklenmesi: Keratokonus Örneği. *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 31(3), 737–747. <https://doi.org/10.17341/gummfd.85749>
- Kleut, D., Jovanovic, M., & Reljin, B. (2008). 3D visualisation of MRI images using MATLAB. *Journal of Automatic Control*, 16(1), 1–3. <https://doi.org/10.2298/jac0601001k>
- Maraques, O. (2011). *Practical Image And Video Processing Using MATLAB*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Matlab. (2016). Erişim Tarihi, 25.06.2016, Erişim Adresi, (https://www.mathworks.com/login?uri=https%3A%2F%2Fwww.mathworks.com%2Fmatlabcentral%2Ffileexchange%2F20922-stlwrite-write-ascii-or-binary-stl-files&form_type=community).
- Osirix. (2016). Erişim Tarihi, 20.06.2016, Erişim Adresi, (https://pixmeo.pixmeo.com/login/download-premium.php?type=dataset&id=CEREBRIX&direct_download=1).

- Osmanoğlu, U. Ö. (2016). *Görüntü İşleme ve Analizinin Tıpta Kullanımı ve Bir Uygulama*(Yüksek Lisans Tezi). Eskişehir Osmangazi Üniversitesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Oyar, O. (2008). Magnetik Rezonans Görüntüleme (MGR)'nin Klinik Uygulamaları Ve Endikasyonları. *Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 5(2), 31–40.
- Preim, B., & Bartz, D. (2007). *Visualization in Medicine*. Burlington: Elsevier Inc.
- Radoani, M., Aoura, Y., El, B., & Ouzizi, L. (2013). 3D CAD model reconstruction of a human femur from MRI images. *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, 4(4), 59–61.
<https://doi.org/10.14569/ijacsa.2013.040410>
- Rahim, M. S. M., Norouzi, A., Rehman, A., & Saba, T. (2017). 3D bones segmentation based on CT images visualization. *Biomedical Research (India)*, 28(8), 3641–3644.
- Romans, L. E. (2011). *Computed Tomography for Technologists*.
<https://doi.org/10.1097/CEH.0000000000000106>
- Samtaş, G., & Gülesin, M. (2011). Sayısal Görüntü İşleme ve Farklı Alanlardaki Uygulamaları. *Electronic Journal of Vocational Colleges*, (Mayıs), 85–97.
- Savaş, K. (2007). *Kontrol Sistemleri İçin MATLAB'Te GUI Uygulamaları Tasarımı*. Marmara Üniversitesi(Lisans Tezi), Teknik Eğitim Fakültesi
- Schwab, K. (2016). Dördüncü Sanayi Devrimi. İçinde U. U. Bulsun (Ed.), *Dördüncü Sanayi Devrimi(Çeviri: Zülfü Dicleli)* (ss. 175–177). İstanbul: Optimist.
- Semmlow, J. L., & Griffel, B. (2014). Biosignal and Medical iMage Processing. İçinde *Journal of Clinical Epidemiology* (Third Edition). [https://doi.org/10.1016/0895-4356\(88\)90122-9](https://doi.org/10.1016/0895-4356(88)90122-9)
- Skala, V., & Brusi, A. (2000). Two Methods For Iso-Surface Extraction From Volumetric Data And Their Comparison. *Machine Graphics & Vision*, 9(1/2), 149–166. Warszawa.
- Smith, N. B., & Webb, A. (2011). *Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications*. New York: Cambridge University Press.
- Stuetens, P. (2009). *Fundamentals of Medical Imaging* (Second Edi). Cambridge: Cambridge University Press.
- Toker, İ. (2013). *Bulanık Kümeleme Algoritmaları Kullanılarak Beyin MR Görüntülerinden MS Lezyonlarının Ayrıştırılması* (Yüksek lisans Tezi). İstanbul Teknik Üniversitesi. Fen Bilimleri Enstitüsü

- Topaloğlu, M., & Gangal, A. (2006). Watershed Dönüşümü Kullanılarak Corpus Callosumun Bölütlenmesi. *UNION RADIO-SCIENTIFIQUE INTERNATIONALE (URSI)*, (2), 607–609.
- Ulaş, M., & Boyacı, A. (2007). DICOM Görüntü Standardı. *Akademik Bilişim '07 - IX. Akademik Bilişim Konferansı Bildirileri 31 Ocak - 2 Şubat 2007 Dumlupınar Üniversitesi, Kütahya*, 69–74.
- Uslu, Ü. (2006). *Tomografik Görüntü Verilerinden 3 Boyutlu Cad Modelinin Oluşturulması* (Yüksek lisans Tezi). Yıldız Teknik Üniversitesi. Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Üstünelan, D., & Erden, N. (2009). *Üç Boyutlu Medikal Görselleştirme*(Lisans Tezi). İstanbul Teknik Üniversitesi, Bilgisayar Mühendisliği.
- Wong, K. V., & Hernandez, A. (2012). A Review of Additive Manufacturing. *ISRN Mechanical Engineering*, 2012, 1–10. <https://doi.org/10.5402/2012/208760>
- Yakıncı, Z. D. (2013). Süper İletkenlik Ve Manyetik Rezonans Cihazı. *İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Dergisi*, 1(2), 1–6.
- Yüksel, H. (2010). *Medikal Görüntü İşleme İçin Fraktal Geometri Kullanarak Üç Boyutlu Modelleme ve Hızlı Prototipleme Yazılımının Geliştirilmesi* (Yüksek Lisans Tezi). Süleyman Demirel Üniversitesi. Fen Bilimleri Enstitüsü.

ÖZGEÇMİŞ

Gökhan Anli, 29/03/1992'de Tokat'ta doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini İstanbul'da tamamladı. 2010 yılında Pendik Denizcilik Anadolu Meslek Lisesi'nden mezun oldu. 2010 yılında başladığı Kocaeli Üniversitesi Gemi İnşaatı Bölümü'nü 2012 yılında bitirdi. 2012 yılında dikey geçiş yaparak Süleyman Demirel Üniversitesi İmalat Mühendisliği'nde lisans eğitimine başladı. 2015 yılında lisans eğitimini tamamladı. 2015 yılında Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi İmalat Mühendisliği Bölümü'nde yüksek lisans eğitimine başladı akabinde özel sektörde Kalite Kontrol Mühendisi olarak çalışmaya devam etti. Halen özel sektörde Kalite Kontrol Mühendisi olarak çalışmaktadır.