

**T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ANJİYOĞRAFİ
GÖRÜNTÜLERİNDE PULMONER EMBOLİLERİN
BİLGİSAYAR DESTEKLİ TESPİTİ**

DOKTORA TEZİ

Haydar ÖZKAN

Enstitü Anabilim Dalı : ELEKTRONİK-BİLGİSAYAR EĞİTİMİ

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Ali Fuat BOZ

Ortak Danışman : Doç. Dr. Onur OSMAN

Ekim 2011

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ANJİYOĞRAFİ
GÖRÜNTÜLERİNDE PULMONER EMBOLİLERİN
BİLGİSAYAR DESTEKLİ TESPİTİ


DOKTORA TEZİ


Haydar ÖZKAN


Enstitü Anabilim Dalı : ELEKTRONİK-BİLGİSAYAR
EĞİTİMİ

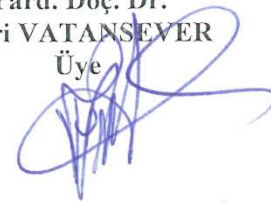
Bu tez 21 / 10 / 2011 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.


Prof. Dr.
Etem KÖKLÜKAYA
Jüri Başkanı


Prof. Dr.
Uğur ÇELTEKLİĞİL
Üye


Doç. Dr.
Ali Fuat BOZ
Üye

Doç. Dr.
Mustafa ONAT
Üye


Yard. Doç. Dr.
Fahri VATANSEVER
Üye


TEŞEKKÜR

Akademik hayatımın en önemli aktörlerinden biri olan, bana cesaret verip, yol gösteren, çok saygıdeğer hocam Prof. Dr. Taner BULAT'a, çalışmamda benden yardımlarını esirgemeyen birinci tez danışmanım Doç.Dr. Ali Fuat BOZ'a, tezimin her aşamasıyla yakından ilgilenip, beni doğru yönlendiren ve kendi emeklerini esirgemeyen ikinci tez danışmanım Doç.Dr. Onur OSMAN'a, bu tez çalışmamın tıbbi açıdan desteklenmesini sağlayan Dr. Siyami Ersek Göğüs Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi başhekimisi Prof. Dr. İbrahim YEKELER'e, bu hastaneden tıbbi veri, bilgi ve döküman temin etmemde bana yardımcı olup, yön gösteren, görüntülerdeki Pulmoner Emboli'lerin yerlerini manuel olarak belirleyip, uygulanan yöntem sonucunu değerlendiren ve onaylayan, Radyoloji bölüm şefi Doç. Dr. Sinan ŞAHİN'e, radyoloji uzmanları Dr. Mehmet Mahir ATASOY'a, Dr. Hakan BARUTÇA'ya, kalp damar cerrahisi uzmanı Dr. Adlan OLSUN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım

Bugünlere gelmemi sağlayan ve hep yanımda olduklarını hissettiğim, babam Şakir ÖZKAN'a, annem Nemciye ÖZKAN'a, kızkardeşim Sultan ÇALIŞKAN'a ve ayrıca çalışmalarım esnasında sonsuz sabır göstererek, tüm desteğiyle beni yalnız bırakmayan, sevgili eşim Seda ÖZKAN'a sonsuz teşekkür ve şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
TABLolar LİSTESİ.....	xv
ÖZET.....	xvi
SUMMARY.....	xvii
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2.	
DOLAŞIM SİSTEMİ VE FİZYOLOJİSİ.....	12
2.1. Kalp.....	12
2.1.1. Kalp kapakları.....	13
2.1.2. Kalbin çalışma dinamiği.....	14
2.2. Damarlar.....	16
2.2.1. Damarlarda basınç, akım ve direnç.....	18
2.3. Kan.....	19
2.3.1. Kan akışı.....	19
2.4. Sistemik Dolaşım, Pulmoner Dolaşım.....	23
2.5. Akciğerler.....	24
2.6. Pulmoner Emboli.....	27
2.6.1. Pulmoner emboli tanısı.....	28

BÖLÜM 3.

TIBBİ GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ	29
3.1 Röntgen.....	31
3.1.1. Röntgenogramlarda görüntü oluşumu.....	31
3.1.2. Radyoskopi (Fluoroskopi).....	34
3.1.3. Radyografi.....	35
3.1.4. Dijital röntgen.....	36
3.1.5. Mamografi.....	36
3.2. Ultrasonografi.....	37
3.2.1. Ultrasonografide gerçek zamanlı görüntüleme.....	38
3.2.2. Doppler ultrasonografi.....	39
3.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme.....	39
3.4. Nükleer Tıp Görüntüleme.....	40
3.5. Bilgisayarlı Tomografi.....	41
3.5.1. Bilgisayarlı tomografi cihazları.....	41
3.5.2. Bilgisayarlı tomografi cihazının çalışma prensibi.....	43
3.5.3. Bilgisayarlı tomografi anjiyografi.....	46

BÖLÜM 4.

GÖRÜNTÜ İŞLEMEDE TEMEL TEKNİKLER.....	48
4.1. Sayısal Görüntünün Tanımı.....	48
4.2. RGB Renk Uzayı.....	49
4.3. Histogram.....	50
4.4. Eşikleme.....	51
4.5. Konvolüsyon.....	52
4.6. Kenar Belirleme.....	53
4.6.1. Roberts operatörü.....	55
4.6.2. Sobel operatörü.....	55
4.6.3. Prewitt operatörü.....	56
4.6.4. Canny operatörü.....	56
4.7. Boşluk Doldurma Operatörü.....	56
4.8. Medyan Filtre.....	57
4.9. Bağlantılı Bileşen Etiketleme.....	57

4.10. Tıbbi Görüntü Değerlendirmelerinde Kullanılan Performans Ölçümleri.....	60
BÖLÜM 5.	
AKCİĞER BÖLÜTLEMESİ, AKCİĞER DAMAR BÖLÜTLEMESİ ve PULMONER EMBOLİLERİN BELİRLENMESİ.....	62
5.1. Veri Tabanı.....	62
5.2. Akciğer Bölütlemesi.....	65
5.3. Mediastinum Bölge Tespiti.....	70
5.4. Truncus, Sol Pulmoner Arter, Sağ Pulmoner Arter Bölütlemesi.....	71
5.4.1. Truncus, sol pulmoner arter, sağ pulmoner arter 3D kesit tespiti.....	74
5.5. Mediastinum Bölge Eşiklemesi.....	75
5.6. Subsegmenter Damar Bölütlemesi.....	77
5.7. Sağ Lobar ve Segmenter Damar Bölütlemesi.....	80
5.7.1. Sağ referans nokta tespiti.....	81
5.7.2. Mediastinum bölge sağ lobar, segmenter damar bölütlemesi.	83
5.7.3. Mediastinum bölge sonu pulmoner ven arası sağ lobar segmenter damar bölütlemesi.....	84
5.8. Sol Lobar ve Segmenter Damar Bölütlemesi.....	86
5.8.1. Sol referans nokta tespiti.....	87
5.8.2. Mediastinum bölge sol lobar, segmenter damar bölütlemesi.	89
5.8.3. Mediastinum bölge sonu pulmoner ven arası sol lobar segmenter damar bölütlemesi.....	91
5.9. Akciğer Damar Bölütlemesi.....	92
5.10. Pulmoner Emboli Tespiti.....	93
BÖLÜM 6.	
SONUÇLAR DEĞERLENDİRME VE ÖNERİLER.....	97
6.1. Sonuçlar.....	97
6.2. Değerlendirme.....	105
6.3. Öneriler.....	108

KAYNAKLAR.....	109
ÖZGEÇMİŞ.....	121

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

C0 ₂	: Karbondioksit
Q	: Kan akımı
ΔP	: Damarın iki ucu arasındaki basınç farkı (P ₂ – P ₁)
R	: Kanın akışına direnç gösteren damarın bütün iç yüzeyi
P ₁	: Damarda akan kanın başlangıcındaki basınç değeri
P ₂	: Damarda akan kanın sonundaki basınç değeri
F	: Kuvvet
A	: Birim alan
V	: Hız
p	: Kanın yoğunluğu (dansite)
μ	: Kanın viskozitesi
Re	: Akış eğilimlerinin belirlenmesinde kullanılan Reynolds sayısı
D	: Damar yarıçapı
RF	: Radyofrekans
H+	: Hasta
H-	: Hasta Değil
T+	: Pozitif
T-	: Negatif
kV	: Kilo volt
mA	: Mili amper
PE	: Pulmoner Emboli
PE	: Pulmonary Embolism
BDT	: Bilgisayar Destekli Tespit
CAD	: Computer Aided Detection
BT	: Bilgisayarlı Tomografi

CT	: Computed Tomography
BTA	: Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi
CTA	: Computed Tomography Angiography
BTAG	: Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi Görüntüsü
CTAI	: Computed Tomography Angiography Image
ILD	: Intersititial Lung Disease
BBE	: Bağlantılı Bileşen Etiketleme
CCL	: Connected Component Labeling,
HU	: Hounsfield Units
DVT	: Derin Ven Trombozu
VTE	: Venöz Tromboembolizm
PAB	: Pulmoner Arter Basıncı
EKG	: Elektrokardiyogram
EKO	: Ekokardiografi
US	: Ultrasonografi
MR	: Manyetik Rezonans
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
AgBr	: Gümüş bromür
CaPO ₄	: Kalsiyum fosfat
CC	: Craniocaudal meme görüntüleme
ML	: Mediolateral meme görüntüleme
PA	: Pulmoner Arter
TR	: Trakea, nefes borusu
CL	: Köprücük kemiği
AA	: Arkus aorta
SVC	: Superior Vena Cava
RA	: Sağ kulakçık
CoPhS	: Diyafragmatik oluk
LV	: Sol ventrikül
D	: Diyafram
L	: Karaciğer
Sca	: Kürek kemiği
R	: Kaburga

MB-R	: Sağ ana bronş
MB-L	: Sol ana bronş
DesA	: Descending Aort (Aşadı inen aort),
AscA	: Ascending Aort (Yukarı çıkan aort)
DICOM	: Digital Imaging and Communication in Medicine
RGB	: Görüntülerde renk uzayı
NTSC	: National Television Standards Committee
h	: Histogram
T	: Eşik değeri
DP	: Doğru Pozitif
YN	: Yanlış Negatif
YP	: Yanlış Pozitif
DN	: Doğru Negatif
S	: Seçicilik
Ptd	: Pozitif tahmin değeri
Ntd	: Negatif tahmin değeri
Dk	: Doğruluk
Trc	: Truncus
Sol-PA	: Sol pulmoner arter
Sağ-PA	: Sağ pulmoner arter
MB	: Mediastinum Bölge
TSSPA	: Truncus ve Sol - Sağ Pulmoner Arterler
RN	: Referans Noktası
SLLSD	: Sol Lobar, Segmenter Damar
SALSD	: Sağ Lobar, Segmenter Damar
TAG	: Tam Akciğer Görüntüsü
SLRN	: Sol Referans Noktaları
SARN	: Sağ Referans Noktaları

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.	a. Kalbin dış görünüşü ve bölümleri	
	b. Kalbin yarıdan kesiti ve bölümleri.....	13
Şekil 2.2.	Kalp kapakları.....	14
Şekil 2.3.	Kalp döngüsünde ortaya çıkan olaylar.....	15
Şekil 2.4.	Damarın yapısı.....	17
Şekil 2.5.	Damarlarda direnç, akım ve basınç farkı arasındaki ilişkiler.....	19
Şekil 2.6	Parabolik kan akışı.....	20
Şekil 2.7.	a. Laminer akış modeldi	
	b. Turbilans akış modeli	21
Şekil 2.8.	Sistemik dolaşım ve pulmoner dolaşım.....	23
Şekil 2.9.	Akciğer iç yapısı.....	26
Şekil 2.10.	Akciğer damar dalları.....	26
Şekil 2.11.	Akciğer damarlarında PE olan bir hastaya ait BTA görüntüsü.....	28
Şekil 3.1.	a. Vücudun aksiyal düzlemi	
	b. Vücudun sagittal düzlemi	
	c. Vücudun koronal düzlemi.....	30
Şekil 3.2.	Röntgen filmi üzerinde görüntü oluşumu.....	32
Şekil 3.3.	a. Göğüs (Arka-Ön) röntgenogramı normal doku,	
	b. Kanserli doku.....	33
Şekil 3.4.	Göğüs röntgenogramındaki yapılar.....	33
Şekil 3.5.	Radyoskopi görüntüleme.....	34
Şekil 3.6.	Radyografi görüntüleme tekniği.....	35
Şekil 3.7.	a. Sol memenin craniocaudal görüntüsü	
	b. Sol memenin mediolateral görüntüsü.....	36
Şekil 3.8.	Örnek ultrason görüntüsü.....	39
Şekil 3.9.	Örnek manyetik rezonans görüntüsü.....	40

Şekil 3.10.	BT cihazı ve akciğer kesit görüntüleri.....	42
Şekil 3.11	Helikal (Spiral) BT görüntüleme.....	43
Şekil 3.12.	Piksel (a x b) ve voksel (a x b x d), D: görüntü alanının çapı.....	44
Şekil 3.13.	Hounsfield Ölçeği.....	45
Şekil 3.14.	Örnek akciğer BT kesiti ve yapıları	46
Şekil 3.15.	Nodülü bulunan örnek bir akciğer BT kesiti ve yapıları.....	46
Şekil 3.16.	Örnek BTA kesit görüntüsü	47
Şekil 4.1.	Bir görüntünün x ve y koordinatları, pikselleri ve matrissel formu.....	48
Şekil 4.2.	a. Bir boyutlu dizilerin matrissel görünümü ve grafiği. b. İki boyutlu görüntülerin matrissel görünümü ve grafiği (görüntüyü tanımlarken kullanılan matris).....	49
Şekil 4.3.	RGB renk uzayı.....	50
Şekil 4.4.	Örnek bir görüntü ve histogramı.....	51
Şekil 4.5.	Konvolüsyon maske merkezinin görüntü üzerine oturtulması....	52
Şekil 4.6.	a. Orijinal görüntü b. Boşlukları doldurulmuş görüntü.....	57
Şekil 4.7.	a. BBE Yönteminin uygulama örneği, 1 ve 0 yoğunluk değerine sahip pikseller, b. Bir yoğunluklu piksellerden oluşan bağımsız yapılar.....	58
Şekil 4.8.	BBE Yönteminin Akış Diyagramı.....	59
Şekil 5.1.	Uygulanan yöntemin akış şeması.....	64
Şekil 5.2.	Akciğer bölütlemesinde izlenen aşamalar.....	66
Şekil 5.3.	a. Orijinal Görüntü b. Eşikleme yapılmış görüntü c. Subsegmenter damarların kaldırıldığı görüntü d. Akciğerlerin logical olarak belirlenmesi e. Akciğer ve soluk borusu bölütlemesi.....	67
Şekil 5.4.	a. Orijinal Görüntü b. Kenarları belirlenmiş akciğer ve soluk borusu c. Bölütlenmiş akciğer.....	68
Şekil 5.5.	a. Orijinal BTA görüntüsünden üç kesit b. Kenarları belirlenmiş akciğer ve soluk borusu kesitleri	

	c. Bölütlenmiş akciğer kesitleri.....	69
Şekil 5.6.	a. Birinci Hastaya ait 3D akciğer görüntüsü	
	b. İkinci Hastaya ait 3D akciğer görüntüsü	
	c. Üçüncü Hastaya ait 3D akciğer görüntüsü.....	70
Şekil 5.7.	a. Orjinal Görüntü	
	b. Kenarı belirlenen akciğer	
	c. Mediastinum bölge.....	70
Şekil 5.8.	TSSPA tespitinde izlenen aşamalar.....	71
Şekil 5.9.	a. Orjinal görüntü	
	b. Eşiklenmiş görüntü	
	c. Eşiklenmiş görüntünün boşlukları doldurulmuş mediastinum bölgesi	
	d. Küçük bileşenlerin yok edildiği görüntü	
	e. 3D BBE ile en büyük boyutu olan bileşenin seçilmesi	
	f. Truncus + sol pulmoner arter + sağ pulmoner arter görüntüsünün median filtreden geçirilmiş son hali.....	72
Şekil 5.10.	Birinci hastaya ait 3D truncus + sol pulmoner arter + sağ pulmoner arterin farklı açılardan görüntüleri.....	73
Şekil 5.11.	a. Birinci Hastaya ait 3D Truncus, sol pulmoner arter, sağ pulmoner arter	
	b. İkinci Hastaya ait 3D Truncus, sol pulmoner arter, sağ pulmoner arter	
	c. Üçüncü Hastaya ait 3D Truncus, sol pulmoner arter, sağ pulmoner arter.....	74
Şekil 5.12	Truncus, sol pulmoner arter, sağ pulmoner arter kesiti ve PE başlangıç noktaları.....	75
Şekil 5.13.	a. Orjinal görüntü	
	b. Eşiklenmiş görüntü	
	c. Mediastinum bölgedeki eşiklenmiş görüntü.....	76
Şekil 5.14.	a. Orjinal görüntü	
	b. Eşiklenmiş görüntü	
	c. Mediastinum bölgedeki eşiklenmiş görüntü.....	76
Şekil 5.15.	Eşiklenmiş mediastinum bölge.....	77

Şekil 5.16.	Subsegmenter damar bölütlemesinde izlenen aşamalar.....	77
Şekil 5.17.	a.Orijinal görüntü b.Eşiklenmiş görüntü c.Lobar segmenter damarı olmayan görüntü d.Fark görüntüsü e.Akciğer görüntüsü f.Tam akciğer görüntüsü g.Eşiklenmiş görüntü h.Eşiklenmiş görüntü + fark görüntüsü i.subsegment, lobar, segment damar görüntüsü.....	80
Şekil 5.18.	Sağ lobar, segmenter damar bölütlemesi akış şeması.....	81
Şekil 5.19.	Üç hastaya ait 1- AscA 2- DesA 3- SVC, 4-TSSPA.....	81
Şekil 5.20.	a. Orijinal görüntü b. SVC'nin RN belirlenmiş görüntüsü.....	83
Şekil 5.21.	a.Orjinal görüntü b.Eşiklenmiş mediastinum bölge görüntüsü c.Damarı tıkayan PE bölütlemesi d.PE ile tıkanmış bölgenin devamındaki normal damar e.Sağ lobar segmenter damar bölütlemesi.....	84
Şekil 5.22.	a. Orjinal görüntü b. Eşiklenmiş görüntü c. 6.RN belirlendiği görüntü d. Mediastinum bölge sonu ile pulmener ven arası 2D sağ lobar segmenter damar görüntülerinden biri.....	86
Şekil 5.23.	Sol lobar, segmenter damar bölütlemesi akış şeması.....	86
Şekil 5.24.	a. Orjinal görüntü b. DesA'nin RN belirlenmiş görüntüsü.....	88
Şekil 5.25.	a. Orjinal görüntü b. Akciğer Görüntüsü c. Akciğerin bir bölümüne ait görüntü.....	89
Şekil 5.26.	a. Orjinal görüntü b. Eşiklenmiş mediastinum bölge görüntüsü c. Damarı tıkayan PE bölütlemesi	

	d. PE ile tıkanmış bölgenin devamındaki normal damar	
	e. Sol lobar segmenter damar bölütlemesi.....	91
Şekil 5.27.	a. Orjinal görüntü	
	b. Pulmoner ven kalp bağlantısı görüntüsü	
	c. Mediastinum bölge sonu ile pulmener ven arası 2D sol lobar segmenter damar görüntülerinden biri.....	92
Şekil 5.28.	a. Orjinal Görüntü	
	b. 2D Bölütlenmiş tam akciğer damar görüntüsü.....	93
Şekil 5.29.	Üç hastaya ait 3D akciğer damar ağacı.....	93
Şekil 5.30.	a. Birinci, ikinci, üçüncü hastaya ait radyologların manuel Pulmoner emboli belirlemesi	
	b. Geliştirilen yöntem sonucu elde edilen PE sonuç görüntüleri...	95
Şekil 5.31.	a. Birinci hastaya ait PE belirlenmiş bir kesit görüntü	
	b. Geliştirilen yöntem sonucu elde edilen PE sonuç görüntüsü...	96
Şekil 6.1.	PE'lerin damarı tıkanma şekilleri.....	98
Şekil 6.2.	a. PE dışı hastalıklardan dolayı farklı dokuların bulunduğu orijinal görüntü	
	b. PE'lerin belirlendiği görüntü.....	99
Şekil 6.3.	Veri seti başına düşen doğru pozitif sayısı.....	102
Şekil 6.4.	Veri seti başına düşen yanlış negatif sayısı.....	102
Şekil 6.5.	Veri seti başına düşen yanlış pozitif sayısı.....	103
Şekil 6.6.	Veri seti başına düşen duyarlılık.....	103
Şekil 6.7.	Veri seti başına düşen kümülatif duyarlılık.....	104
Şekil 6.8.	Otuz üç hastaya ait Duyarlılık FROC eğrisi.....	104
Şekil 6.9.	Otuz üç hastaya ait Kümülatif Duyarlılık FROC eğrisi.....	105

TABLULAR LİSTESİ

Şekil 3.1.	Sesin farklı dokulardaki hızı.....	38
Şekil 4.1.	Temel performans ölçütleri.....	60
Şekil 6.1.	Otuz üç hastaya ait analiz tablosu.....	101
Şekil 6.2.	Daha önce yapılmış çalışmalar ile bu tezde geliştirilen yöntemin sonuçları.....	106

ÖZET

Anahtar kelimeler: Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (BTA), Akciğer Bölütlemesi, Akciğer Damar Bölütlemesi, Pulmoner Emboli (PE), Bilgisayar Destekli Tespit (BDT)

Dolaşım sistemi problemlerinden biri olan PE'ler, akciğer atardamarı veya onun dallarından bir ya da birkaçının kan pıhtısı ile tıkanması sonucu ortaya çıkan klinik tablodur. Tanısı güç olan bir hastalık olup, erken tanı ve tedavisi hayat kurtarıcıdır. Bu tez çalışmasında; BTA görüntülerinden tanısı konulabilen PE'lerin, BDT ile belirlenmesi işlemi gerçekleştirilmiştir. Literatürde PE'lerin BDT ile belirlenmesinde iki farklı yaklaşım mevcuttur. Bunlardan birincisi akciğer damar ağacının çıkartılması ile PE'lerin belirlenmesi. İkincisi ise akciğer damar ağacı çıkartmadan kızaklama (tobogganing) yöntemi ile PE'lerin belirlenmesidir. Birinci yöntem ile yapılan çalışmalarda, ilk olarak akciğer damarları, yüksek yoğunluk değerleri ile bölütlenmeye çalışılmıştır. Ancak PE olan bölgelerde damar yapısı bozuk olacağından, ikinci olarak damar yapısını düzgün devam ettirmek için PE'ler, buldukları bölgede, kendileri ile aynı düşük yoğunluğa sahip dokulardan, boyut ve biçimsel özelliklerine göre ayırt edilmeye çalışılmıştır. Daha sonra damarlar ile PE'ler, iz takibi yöntemiyle ya da damarların; bölgesel, biçimsel, hacimsel özelliklerine bakılarak birleştirilmişlerdir. Böylece akciğer damar bölütlemesi ile PE'ler belirlenmeye çalışılmıştır. Ancak PE'lerin sabit bir biçimi yoktur. Bölgesel olarak damar ağacı içerisinde herhangi bir yerde olabilir. Boyut olarak da belirli bir boyutun altı PE olarak değerlendirilmez, üstü ise değişken boyutlarda olabilmektedir. Ayrıca, damarlar tamamen tıkanmışsa, BTA görüntülerinde kopuk görüneceğinden, iz takibi yapmak zordur. Bu nedenle daha önce yapılmış çalışmalardaki yöntemlerin performansları düşüktür. Bu tez çalışmasında yeni bir yöntem geliştirilmiştir. İlk adımda akciğer bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. İkinci adımda damar bölütlemeye kullanılmak üzere, BTA görüntülerinde, anatomik yapının değişmeyen özelliklerinden yararlanarak bazı referans noktalar (RN) belirlenmiştir. Bu RN'lar sayesinde truncus, sol-sağ pulmoner arter, lobar segmenter damarlar, PE'lerle birlikte bölütlenmiştir. RN'ları ile PE'ler, aynı yoğunluklu diğer dokulardan ve eğer varsa PE dışında akciğer ya da kalp hastalığı dokularından, ayırt edilebilmiştir. Subsegmenter damarlar da akciğer bölgesindeki yoğunluk farklarından PE'ler ile birlikte belirlenmiştir. Son olarak tüm damarlar birleştirilerek akciğer damar ağacı çıkartılmıştır. Üçüncü adımda damar ağacından, PE'ler; damarların iç bölgesinde olacak şekilde, yoğunluk farkları incelenip, belirli bir boyutun altındaki bileşenler görüntülerden kaldırılarak belirlenmiştir. Bu işlemlerin sonunda elde edilen sonuçlar, tıbbi görüntü değerlendirmelerinde kullanılan performans ölçümleri ile analiz edilerek, daha önce yapılmış çalışmalarla karşılaştırılmıştır. PE tespiti için bu tez kapsamında geliştirilen yöntemin performansının literatürdeki yöntemlerden daha iyi olduğu ve tıbbi açıdan hekimlere oldukça yeterli sonuçlar verdiği belirlenmiştir.

COMPUTER AIDED DETECTION OF PULMONARY EMBOLISM IN COMPUTED TOMOGRAPHY ANGIOGRAPHY IMAGES

SUMMARY

Key Words: Computed Tomography Angiography (CTA), Lung Segmentation, Lung Vessel Segmentation, Pulmonary Embolism (PE), Computer Aided Detection (CAD)

PE, one of the circulatory system problems, is the clinical result at the end of that the lung artery or one or a few branches of them are bunged up by clot of blood. Besides it is a hard disease to diagnose, early diagnosis and treatment of it can save lives. The detection by CAD of PEs which can be diagnosed from CTA Images has been carried out at this thesis work. There are two different approaches to detect PEs by CAD in literature. The first one is to detect PEs by indicating lung vessel tree. The second one is to detect PEs by tobogganing method without indicating lung vessel tree. The lung vessels firstly have been segmented with high intensity values at the works done with the first method. However, because the vessel structure will be damaged in PE regions, secondly to continue the vessel structure smoothly, PEs have been distinguished from the tissues with the same low intensity like them in their regions according to their sizes and shapes. Then, vessels and PE have been connected by tracking method or by looking at region, shape and volume properties of the vessels. However, there is no a constant shape of PEs. It can be anywhere in the vessel tree regionally. It isn't be considered as PE under a certain size, though it can be in different size above it. Besides, if the vessels are bunged completely, it will be hard to do tracking so that it seems unconnected in CTA images. So the performances of the methods in previous works are lower. A new method has been developed at this thesis work. firstly, lung segmentation has been carried out. Secondly, by making use of the unchangeable properties of anatomical structure in CTA images, some reference points (RP) have been detected in order to use at vessel segmentation. Due to these RPs, truncus, left-right pulmonary artery, lobar segment vessels have been segmented with the PE. RP and PE have been distinguished from the other tissues having the same intensity and from the lung and heart disease tissues except for PE. Subsegment vessels have been detected with PE by looking at the differences of intensities in lung region. Lastly, lung vessel tree has been detected by connecting all of the vessels. Thirdly, PEs have been detected from the vessel tree, by examining the intensity differences in a way of inside regions of vessel and removing the components under a certain size from the image. The results at the end of these processes have been analyzed by the performance measures which are used in medical image evaluation and compared to the previous works. It has been seen that the performance of the method for PE detection at this thesis is better than the ones in literature and it gives rather enough results to the surgeries medically.

BÖLÜM 1. GİRİŞ

Tıptaki teknolojik gelişmeler ışığında biyomedikal sistemler, birçok hastalığın tanı ve tedavisinde oldukça önemli bir konuma ulaşarak, radyologların karar vermesini kolaylaştırmıştır. Özellikle insan vücudunun herhangi bir organından alınan fizyolojik işaretler veya görüntüler o organ ya da organın bağlı olduğu sistem hakkında çeşitli bilgiler içermektedir. Örneğin dolaşım sisteminin bir parçası olan akciğer damarlarının, Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (BTA) ile görüntülenmesi sonucu damarların durumu hakkında bilgi edinilebilir. Eğer damarları tıkayan Pulmoner Emboliler (PE) varsa bu görüntüler sayesinde tespit edilebilir.

Dolaşım sisteminin görevi besinleri vücut dokularına taşımak, artık maddeleri uzaklaştırmak, hormonları vücudun bir bölümünden diğer bölümüne taşımak ve genel olarak en uygun yaşam koşullarını sağlamak ve hücre işlevleri için vücudun tüm doku sıvılarında uygun çevre koşullarını sürdürmek suretiyle vücut dokularının gereksinimlerini karşılamaktır. Dolaşım sisteminin en önemli organı kalptir. Kalp, vücudun dolaşım sisteminin merkezidir. Kirli kanı vücuttan toplayıp akciğerlerde temizleyerek tekrar temiz kanı vücuda pompalamakla görevli bir organdır [1]. Dolaşım sistemi problemlerinden biri olan pulmoner emboliler, akciğer atardamarı veya onun dallarından bir ya da birkaçının kan pıhtısı ile tıkanması sonucu ortaya çıkan klinik tablodur. Akciğer embolisi derin ven trombozu adı verilen genellikle bacak ve veya baldır toplardamarlarında oluşan pıhtının bir parçasının yerinden kopup dolaşıma katılması ve nihayetinde akciğer atardamarına gelerek burada bir tıkanmaya yol açması ile oluşur. Tanısı güç olan bir hastalık olup, erken tanı ve tedavi hayat kurtarıcı olmaktadır [2]. Bu tez çalışmasında Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi Görüntülerinden (BTAG), pulmoner embolilerin Bilgisayar Destekli Tespiti (BDT) gerçekleştirilerek, geliştirilen yöntem sayesinde radyologların PE tespitine yardımcı olunması amaçlanmıştır.

BDT, ileri görüntü işleme ve örüntü tanıma teknikleri kullanılarak radyoloji uzmanlarına medikal görüntülerdeki anormalliklerin tespit edilmesi çalışmalarında yardımcı olunmasıdır [3]. BDT, çeşitli akciğer anormalliklerinin; örneğin pulmoner emboli [4-6], doku ve organlar arasında hava kalması (emphysema) [7, 8], akciğer nodülü [9, 10] ve doku içi akciğer hastalıklarının (Intersititial Lung Disease) (ILD) [11-13] tespiti, ölçülmesi, nitelendirilmesi için yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.

PE'lerin bilgisayar destekli tespiti ile ilgili literatürde iki farklı uygulama söz konusudur. Bunlardan ilki, Masutani ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada olduğu gibi, akciğer damar bölütlemesi gerçekleştirerek PE tespitidir [14,15]. İkincisi Liang ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada olduğu gibi damar bölütlemesi gerçekleştirilmeden, kızaklama (tobogganing) tabanlı metot kullanarak, PE tespitidir [16].

Bu tez çalışmasında, ilk adımda BTAG'den akciğerlerin bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. İkinci adımda akciğer damar bölütlemesi ve son olarak da PE'lerin belirlenmesi gerçekleştirilmiştir. Aşağıda bu üç aşamaya ait literatürdeki çalışmalar sırasıyla incelendikten sonra bu tez çalışmasında uygulanan yöntemin daha önceki yöntemlere göre farkları üzerinde durulmuştur.

Akciğer bölütlemesi ile ilgili literatürde yapılmış akademik çalışmaların bazıları şöyledir: Haider ve arkadaşları doku içi akciğer hastalıkları için manuel olarak takip edilebilen bölgesel büyütme tabanlı akciğer bölütlemesi geliştirmişlerdir [17]. Prasad ve arkadaşları yaptıkları çalışmada uyarlanabilir eşikleme tekniği kullanmışlardır [18]. Uchiyama ve arkadaşları eşikleme tekniği ve şekilsel (morphological) özellikler kullanmışlardır [19]. Brown ve arkadaşları Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinden akciğer bölütlemesi yapabilmek için anatomik model ile alışılmış görüntü işleme yöntemleri kullanarak bilgi tabanlı yaklaşım önermişlerdir [20]. Birçok çalışmada, düşük yoğunluklu akciğer bölgesi ile daha koyu dokular arasını ayırt etmek için bilgi tabanlı yöntemler kullanılmıştır. Hu ve arkadaşları akciğer bölütlemesi için şekilsel metotlar kullanmışlardır. Bağlantılı Bileşen Etiketleme (BBE) algoritmasını kullanarak sol ve sağ akciğer ayrımını gerçekleştirmişlerdir [21]. Armato ve arkadaşları elde ettikleri akciğer bölgesinin çevresindeki boşlukları

ve girintileri doldurmak için rolling ball algoritması kullanmışlardır [22]. Gao ve arkadaşları akciğer bölütlemesi için bölgesel büyütme, eşikleme ve rolling ball algoritmalarını birlikte kullanmışlardır [23].

Bu tezde akciğer bölütlemesi gerçekleştirilirken, eşikleme, bağlantılı bileşen etiketleme, kenar bulma, boşluk doldurma ve kenar düzeltmek için filtre tabanlı algoritmalar kullanılmıştır. Uygulanan yöntem dört adımda gerçekleştirilmiştir. Birinci adımda görüntüler belirlenen eşik değerinden geçirilmiştir. İkinci adımda akciğer bölgesinde kalan ve boyutu küçük olan subsegmenter damarlar kaldırılmıştır. Üçüncü adımda akciğer ve soluk borularının kenar belirlemesi ve bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. Dördüncü adımda soluk borusu da kaldırılarak tam akciğer bölütlemesi gerçekleştirilmiştir.

Akciğerlere ait damar ağacının bölütlenmesi, farklı tıbbi uygulamalar için temel olarak düşünülmektedir. Bunlara örnek olarak PE görüntülenmesi ve tespiti, akciğer nodül tespitinin sağlanması ve nicel damar analizi verilebilir. Her uygulamanın kendine özgü gereksinimleri vardır. Örneğin PE uygulamalarında subsegmental damarların arkasındaki damarların teşhiste pek bir önemi olmadığından göz ardı edilir. Küçük damarlara ait nicel analizde ise damar kenarlarının tam olarak bölütlenmesi ana gereksinimdir. Buna ek olarak damar topolojisinin tam olarak doğru çıkartılması arter ve ven ayrıştırma yöntemleri için önemlidir. Genel olarak çok ayrıntılı bölütlemeler her zaman yararlı olmuştur. Doğru bir bölütleme yapabilmekte karşılaşılabilen zorluklar damarlarda karışabilen kısmi hacim etkisi ve yüksek yoğunluklu nefes borusu duvarlarıdır [24,25].

Akciğer damar bölütlemesi ile ilgili literatürde yapılmış akademik çalışmaların bazıları şöyledir: Kiraly ve arkadaşları, akciğer damar bölütlemesi için, önce kontrast madde ile elde edilmiş akciğer BT verilerine eşikleme uygulamışlardır. Daha sonra eşik değerinin üzerinde olan bölgelerdeki küçük bileşenleri BBE yöntemiyle ortadan kaldırıp, geri kalan bileşenleri merkez hattı modeliyle (centerline model) analiz etmişlerdir [24]. Wu ve arkadaşları bölgesel uyarlamalı eşikleme ile bir damar belirleme yaklaşımı önermişlerdir [26]. Shikata ve arkadaşları, Frangi ve arkadaşları, Sato ve arkadaşları çizgisel filtre gibi damar görüntü iyileştirme

yöntemleri önermişlerdir. Bu yöntemlerde bir görüntüye ait birinci ve ikinci türevlerden hesaplanan Hessian matrisine ait özdeğerlerden yararlanılmıştır [27,28,29]. Aylward ve arkadaşları özellikle çizgisel filtreye iyi cevap vermeyen çatallanmalarda oluşan boşlukların doldurulması için iz takibi algoritması (tracking algorithm) kullanmışlardır [30]. Zhou, C., ve arkadaşları Hessian matrisine ait özdeğer tabanlı bir filtre geliştirilerek damar ve damar çatallanmalarını iyileştirmiş aynı zamanda damar dışındaki yapıları da ortadan kaldırmışlardır [31]. Buelow ve arkadaşları hızlı ilerleme (fast marching) tekniği gibi, çekirdek noktası (Seed Point) seçilerek başlayan algoritmalar kullanmışlardır. Kullanılan bu metot bir BT veri setinden akciğer damar bölümlerine doğru bir veya daha çok çekirdeğin yayılım işlemiyle başlar [32]. Zhou, X., ve arkadaşları kontrast maddesiz BT verilerinden akciğer damar ağacını, eşikleme ve bölgesel büyütme metodu ile çıkartmaya çalışmışlardır [33]. Kirbas ve arkadaşları ile Felkel ve arkadaşları damar ortaya çıkartma tekniklerini birçok çeşitli modellerle sınıflandırmışlardır. Kirbas ve arkadaşları tarafından yapılan 6 ana sınıflandırma şu şekildedir: 1) Şekil tanıma tekniği, 2) Model tabanlı teknik, 3) İz takibi tabanlı teknik, 4) Yapay zeka tabanlı teknik, 5) Sinir ağları tabanlı metotlar 6) Çok yönlü kategoriler. Bunlar biri diğerinin benzeri olmayan alt kategori ve metotlar olarak sadeleştirilmişlerdir [34, 35].

Bölge büyütme metodu, bir çekirdek noktadan başlayıp, hedeflenen şekle ulaşana kadar sürekli büyütme dayanan bir bölütlemedir. Zahlten ve arkadaşları tarafından ilk olarak kontrast madde verilmiş damar görüntülerine bölgesel büyütme metodu kullanarak damar bölütlemesi gerçekleştirmişlerdir [36]. Eiho ve arkadaşları da bölge büyütme yöntemi kullanarak akciğer damar ağacını çıkartmışlardır [37]. Bruijns bölgesel büyütme metodu ile damar yapısındaki voksellerden yararlanarak, damar dallarını otomatik olarak etiketlemiştir. Bu etiketlerden yararlanarak damar bölütlemesini gerçekleştirmiştir [38]. Bruijns başka bir çalışmada damarların merkez çizgisini veya iskeletini bulma işlemi gerçekleştirmiştir. Yaptığı bu çalışmada Bruijns, ilk çalışmasına göre daha iyi sonuçlar elde etmiştir [39]. Park ve arkadaşları mantık yaklaşımı denemişlerdir. 3 boyutlu bölge büyütme yöntemi kullanmışlar ve bronşlar, bronş duvarları, damarlar ve akciğer dokularını sınıflandırabilmek için kurallar dizisi tanımlamışlardır [40]. Quek ve Kirbas yaptıkları çalışmalarda; hız tabanlı bir yayılım olan, hızlı ilerleme algoritmasına

benzeyen 2 boyutlu görüntüler için, kıvrımların takibine dayalı bir damar belirleme tekniği uygulamışlardır [41, 42]. Masutani ve arkadaşları bölgesel büyütme tekniğini kullanarak, damar içindeki kıvrım sınırlarını matematiksel şekilsel (morphological) özelliklere dayalı olarak ortaya koymuşlardır [43]. Yi ve arkadaşları bölgesel büyütme metodu kullanmışlardır. Hareketli yüzeyler içeren bir küp oluşturarak bu küpün hareketi sayesinde bölütleme gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmada küp bir kez tanımlanır, özellikleri değerlendirilir ve bölgesel büyütme gerçekleştirilir. Çatallanan görüntü küpün yüzeyinde BBE tarafından etiketlenir. Küpün ilk baştaki tanımlanması hatalı yapılmış olabilir. Ancak küpün geçerliliğini belirlemek için kurallar ortaya koyarak bölütlemeyi gerçekleştirmişlerdir [44]. Tek ve arkadaşları iz takibine dayalı bir algoritma geliştirmişlerdir. Yapılan algoritma voksel geçişlerinde kontrastın değişimine bakarak bir damarın içinde elle seçilen bir noktanın iz takibiyle çalışmaktadır. Bu vokseller, damarların dış kenarlarındaki boşlukları ortadan kaldırmak için sonradan işlem yapılan damar sınırlarını belirlemektedir. Bu metot 2 boyutlu parçalar için elle başlatılmak zorundadır [45]. Dokladal ve arkadaşları 3 boyutlu karaciğer damar ağını çıkartmak için bir algoritma geliştirmişlerdir. İki adımdan oluşan bu algortmada ilk olarak damar iskeleti oluşturulmuş ve daha sonra ikinci adımda hata tespitleri yapılarak filtreleme ile hataların ortadan kaldırılması sağlamıştır [46, 47]. Malladi ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında, bir görüntüyü bölütleyebilmek için şekil modellenmiş seviye tespit metodu kullanımını göstermişlerdir. Şekil modellenmiş bölütlemeye başlangıç koşullarının adaptasyonu oldukça iyi olarak açıklanmıştır [48, 49, 50]. Lorigo ve arkadaşları bölgesel büyütme tekniğinde, başlangıçtaki yayılma yüzeylerini belirlemek için damarların merkez çizgilerini kullanan seviye tespit metodunun bir uygulaması olan kavisler (curves) tekniğini kullanmışlardır. Bu yöntemle damar çaplarının bulunmasını sağlamışlardır [51].

Organların yüzeylerini incelemek için vücudun içinde ilerleyen sanal bir kamera için yol tayin eden bir işlem olan sanal endoskopi uygulaması, bölge büyütme tekniği ile bölütleme işlemine benzer bir uygulamadır. Chen ve arkadaşları damar sınırlarına olan mesafeyi azami dereceye çıkaran 26 komşuluklu voksel olarak tanımlanan, damar iskeletini takip eden bir bölge büyütme metodu ortaya çıkartmışlardır [52]. Deschamps ve arkadaşları damar sınırlarını bulmak için 3 boyutlu damar bölütlemesi için sanal endoskopide olduğu gibi (fast marching) hızlı ilerleme algoritmasına

dayalı bir metot geliştirmişlerdir [53-55]. Sebbe ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında, damar bölütlemesi gerçekleştirebilmek için hızlı ilerleme algoritmasına benzer bir algoritma olan parçalar halinde ilerleme (slice marching) algoritmasını kullanmışlardır [56 - 59].

Damar bölütleme işlemlerinde kullanılan yöntemlerden biri de filtreleme yapmaktır. Agam ve arkadaşları damarları, onların birleştiği yerleri ve diğer doğrusal olmayan yapıları birbirinden ayıran filtre tabanlı bir metot ortaya çıkartmışlardır. Bu metot ilerleyen damarları tanıyabilmek için, damarların ve birleştikleri yerlerin nodüllerden bağımsız olarak ilerlemesini amaçlamaktadır [60]. Huang ve arkadaşları ve Montesinos ve arkadaşları da Agam ve arkadaşlarına benzer şekilde çalışmalarında, filtre tabanlı damar bölütleme tekniklerini kullanmışlardır [61,62]. Canny çalışmalarında eğrisel yapıların tespitini sağlayan bir metot ortaya koymuştur. Koller ve arkadaşları da bu metodu geliştirmişlerdir. Bu metotta merkezi çizgi, bölgesel yön ve yapının ölçütü hakkında bir çıktı halinde bilgi verilmektedir [63,64]. Zana ve Klein yaptıkları çalışmalarında, doğrusal yapılu bileşenlerle bir şekilsel operatör kümesi kullanmışlardır. Bu filtrede seçilen bileşenden daha küçük bileşenlerin görüntüden kaldırılması sağlanmaktadır. Bileşenden daha büyük olan damar parçaları görüntüde kalmaktadır. Böyle bir filtre kümesi kullanmak uzatılmış yapıların yeniden düzenlenmesine izin verir ve şekil bozukluğunun devam etmesi durumunda arka plandaki uzatılmış şekillerin atılmasını sağlar [65]. Bu metodun, damarın boyutu önceden bilindiğinde ve boyutların sınırlı bir şekilde değişiklik gösterdiği durumlarda 2 boyutlu görüntülere çok iyi uyum sağladığı gözlemlenmiştir. Poli ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarda özü gaussian yayılmasının birleşimi olan doğrusal filtreleri kullanmışlardır. Bu fikir hem damarları hem de damarların yatay sınırlarını genişletmek içindir. Bu filtreler ilerlediği bilinen damarlarda iyi sonuçlar vermişlerdir. Ancak değişken ölçülerdeki yapıları genişletmek için kullanıldığında filtre, umulan boyutlarla eşleşmeyen bulanık şekiller ortaya çıkarmaktadır [66].

Bilgi tabanlı metotlar, bölütleme görevini yerine getirebilmek için ek bilgilerden yararlanırlar. Modellerin yapısı değişebilir, bazıları daha yüksek seviyede ayrımlar ile tanınırken bazıları da daha düşük seviyede ayrımlarla belirlenebilirler. Bilgi tabanlı modellemede, sadece şeklin bölgesel özelliklerini modelleyerek değil aynı

zamanda şekiller arasındaki ilişkileri ve şekillerin özelliklerinde olan değişebilirliği de modelleme gerçekleştirilir. Kitasaka ve arkadaşları görüntüleme yaparken hastaya verilen kontrast maddenin az olduğu durumlarla ilgilenmişlerdir. Kontrast madde eksik görüntüde tek başına damarların ortaya çıkartılması oldukça zordur. Burada yapılan çalışmaya göre uygun bir model oluşturma yaklaşımı üzerine durmuşlardır. Görünen damar kenarlarından, bölgenin haritasını çıkaran bir olası görüntü çıkararak temsili damar modeli uygulamışlardır [67]. Sebbe ve arkadaşları [56-59]'da yaptıkları çalışmalarında, uyguladıkları parçalar halinde ilerleme algoritmalarını, damarların merkez çizgilerinin ve yarıçaplarının gösterildiği, bilgi tabanlı metot ile genişletmişlerdir [68-70]. Tagare 2 boyutlu nesnelere bölütlenmesi için parazitlerin ortadan kaldırıldığı, ilk başta belirlenen şartlara uyum sağlayan bir eşleştirme metodu ortaya koymuştur [71]. Sethian ile Osher ve arkadaşı da yaptıkları çalışmada bölütleme yapabilmek için, bilgi tabanlı yöntemleri kullanmışlardır [72,73]. Bu tezde akciğer damar bölütlemesi PE'ler ile birlikte bir bütün olarak gerçekleştirilmiştir.

BTAG çekilirken, hastanın damarlarına kontrast madde verilir ve kana karışan bu madde akciğer damar görüntüsünde, damarların parlak görünmesini sağlar. Ancak PE olduğu yerler, damarlardan daha koyu fakat akciğer parankim dokusundan daha parlak olarak görünürler. BTAG'de yoğunluk, Hounsfield Units (HU) olarak ölçülür. Bu özellik koyu objeleri birbirinden ayırır. Örneğin akciğer parankim bölgesi ve bronşlar -500 HU'den daha düşüktür. Kontrast madde verilmiş kan damarları ve kemikler 200 HU'den daha yüksektir [74]. PE, akciğer dokuları, damar tıkanıklığından dolayı kan gitmeyen damar boşlukları 1 - 150 HU arasındadır. Damar ağacı ortaya çıkararak PE'lerin belirlenmesinde Masutani ve arkadaşları PE'yi belirlerken yoğunluk, boy, hacim gibi özelliklerden yararlanmışlardır. Yaptıkları çalışmalarında %100 duyarlılık elde etmişler ancak az sayıda veri setinden (11 veri seti) az sayıda PE (21 PE) tespiti gerçekleştirmişlerdir [75]. Pichon ve arkadaşları, yoğunluk ile damar ve PE belirlemesini özel bir yöntemle gerçekleştirmişlerdir. Damarların yüzeyi ile orta eksenini arasındaki kısımda bulunan yoğunlukları hesaplayarak damar yüzeyini belirlemeye çalışmışlardır. Yaptıkları çalışmalarında az sayıda veri setinden (3 veri seti) az sayıda PE (22 PE) tespit ederek, %86 duyarlılığı olan sonuç elde etmişlerdir [76]. Zhou, C., ve arkadaşları akciğer damar ağacından PE belirlerken; damar ve PE'ye ait, yoğunluk, boy, hacim, biçim özelliklerini

inceleyerek sonuca ulaşmışmaya çalışmışlardır. Yaptıkları çalışmada normal sayıda veri seti (14) ve PE (225) kullanmışlar ancak %52 gibi düşük duyarlılığı olan bir sonuç elde etmişlerdir [77]. Das ve arkadaşları sadece segment ve subsegment damarlarda emboli tespiti gerçekleştirmişlerdir [78]. Digumarthy ve arkadaşları yaptıkları çalışmada akciğer damar ağacı ile PE'leri belirlemek için, veri seti seçerken görüntü iyi olan verileri seçmişlerdir. Çekim sırasında hastaların kımıldamadan durduğu ve hastaların akciğerlerinde başka hiçbir hastalıklarının olmadığı görüntüleri kullanmışlardır. Yüksek sayıda veri seti (39) ve PE (270) kullanarak %92 gibi yüksek duyarlılık elde etmişlerdir [79]. Ancak veri setinin seçilerek oluşturulması, sistem performansının her hasta için elde edilebileceğini göstermemektedir. Maizlin ve arkadaşları, Kiraly ile Buhmann ve arkadaşları da akciğer damarı bölütlemesi ile yoğunluğa bağlı olarak PE tespiti gerçekleştirmişlerdir ancak çalışmalarının sonucunda; Maizlin %58 gibi, Kiraly %50 gibi, Buhmann %47 gibi düşük duyarlılığı olan sonuçlar elde etmişlerdir [80 - 82]. Bouma ve arkadaşları akciğer damar ağacı ile PE belirlerken; PE'lerin sabit bir biçimi olmadığı için, daha önceki çalışmalarda PE'lerin biçim ile ayırt edilmesi yönteminin doğru olmadığını düşünerek damar biçimi değil de damar lümenini inceleyerek bölütleme yapmışlardır. Ayrıca PE olarak belirli bir boyutun üzerindeki yapıları belirlemişlerdir. Çalışmalarının sonunda radyologların başta belirlediği PE den %20 daha fazla emboli tespit edip daha sonra radyologlara yeniden buldukları sonucu onaylatmışlar [83].

Bu tezde PE belirlenmesi için geliştirilen yöntemde, yüksek sayıda PE'ye (338) sahip, yüksek sayıda veri seti (33) kullanılmıştır. Ayrıca kullanılan veri setinde, bazı hastalarda, PE'nin dışında farklı akciğer ya da kalp hastalıkları da mevcuttur. Sadece PE hastası olan iyi çekilmiş görüntülerin yanı sıra, akciğerinde ameliyat izleri ve hastalıklara ait farklı dokular bulunan görüntüler veri setinde kullanılmıştır. Literatürde damarlar, içinde PE olan yerler boş olarak belirlendikten sonra, PE'ler etrafındaki lenfoid dokularla ya da varsa hastalığı olan dokularla birlikte belirlenip, bu yapı aday PE gözüyle yeniden boy, bulunduğu bölge, hacimsel özellikler, şekilsel özellikler incelenerek PE'ler belirlenmeye çalışılmıştır. Oysa PE'lerde boy, hacim, biçimsel özellik ve bulunabileceği bölge bilgilerinde bir standart yoktur ve ayırt edici

bir özellik değildir. Bu sebepten yapılan çalışmaların performansları oldukça düşüktür.

Bu tez çalışmasında, literatürdeki yöntemlerden farklı olarak tamamıyla yeni bir yöntemle PE'ler, akciğer damar ağacı ile beraber adım adım takip edilerek bozulmuş damar yapısına eklenip, akciğer damar ağacının bir bütün olarak belirlenmesi gerçekleştirilmiştir. Bu işlemler sırasında insanların değişmeyen anatomik yapısı göz önünde bulundurularak, görüntülerde belirlenen bazı Referans Noktaları (RN) sayesinde PE'ler diğer dokulardan veya eğer varsa akciğer ya da kalp hastalıklarından dolayı görüntülerde ortaya çıkan farklı dokulardan doğru bir şekilde ayırt edilebilmiştir.

Akciğer damar bölütlemesi; eşikleme, bağlantılı bileşen etiketleme, kenar bulma, boşluk doldurma ve kenar düzeltmek için filtre tabanlı algoritmalar ve önceden belirlenen RN'ları kullanılarak, 4 adımda gerçekleştirilmiştir. İlk adımda Mediastinum Bölgedeki (MB) pulmoner arterin başlangıç noktaları olan trunkus sol-sağ pulmoner arterler belirlenmiştir. Burada damar yapısının PE'den dolayı bozulduğu noktalar PE başlangıç RN'ları olarak belirlenerek bölütleme gerçekleştirilmiştir. İkinci adımda görüntülerdeki sağ akciğer tarafına doğru uzanan, içinde PE bulunan lobar segmenter damarların belirlenmesinde, superior vena cava RN'ları olarak belirlenerek bölütleme gerçekleştirilmiştir. Üçüncü adımda görüntülerdeki sol akciğer tarafına doğru uzanan ve içinde PE bulunan lobar segmenter damarların belirlenmesinde, inen aort (DesA) RN'ları olarak belirlenerek bölütleme gerçekleştirilmiştir. Ayrıca BTAG'lerinde kalp ortaya çıkmaya başladığı anda, sol akciğere doğru büyüme yapar ve bu noktadan sonra damarlar akciğerin alt bölgelerine doğru ilerler. Kalbin büyümeye başladığı noktalar, her bir 2 boyutlu 2D (2 Dimension) görüntüde, RN'ları olarak tespit edilerek, kalbinde rahatsızlığı olan ameliyat olmuş ya da kalp bölgesindeki akciğerinde rahatsızlığı olan hastalara ait görüntülerdeki olumsuzluklar bu referans noktalar sayesinde ortadan kaldırılmıştır. Buna ek olarak bölütlemede MB dışındaki bileşenler görüntülerden kaldırıldığı için, bu bölgenin dışında kalan akciğerlerin kenarlarında eğer hastalıklı farklı dokular varsa, görüntülerden kaldırılmıştır ve böylece literatürdeki uygulamalardan daha iyi sonuçlar elde edilmiştir. Dördüncü adımda subsegmenter damarlar herhangi bir

referans noktasına gerek kalmadan akciğer bölgesindeki yoğunluk farklarından tespit edilmiştir. Bu dört aşamadan elde edilen sonuçlar birleştirilerek, 2D görüntüler 3 boyutlu 3D (3 Dimension) haline getirilmiştir ve PE'leri içinde barındıran, tam akciğer damar bölütlemesi gerçekleştirilmiştir.

Bu işlemlerden sonra, akciğer damar ağacı bir maske olarak kullanılarak, PE'ler 3 adımda belirlenmiştir. İlk adımda, PE bölgesel olarak damarın iç bölgelerinde olacağından, 3D olarak belirlenmiş damar ağacı etrafında damara değmeyen yapılar varsa damar ya da PE olmadığı için görüntüden kaldırılmıştır. İkinci adımda gerçek görüntü üzerindeki yoğunluk farklarından PE yoğunluğundaki bileşenler tespit edilmiştir. Üçüncü adımda PE yoğunluğundaki bileşenlerden, belirli bir boyutun altında çok küçük olanlar, PE olarak kabul edilmeyip görüntüden kaldırılmışlardır. Sonuç olarak PE'ler, damar ağacı çıkarıldıktan sonra buldukları bölge, yoğunluk ve boyuta göre tespit edilmişlerdir.

Bu çalışmanın sonunda; akciğer bölütlemesi, akciğer damar bölütlemesi ile PE'lerin belirlenmesi işlemlerine ait sonuçların doğruluğu, Dr. Siyami Ersek Göğüs Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji bölümündeki bir ekip tarafından onaylanmıştır.

Bu tez aşağıdaki şekilde düzenlenmiştir.

Tezin ikinci bölümünde dolaşım sistemi ve fizyolojisi hakkında bilgi verilmiştir. Dolaşım sisteminin en önemli organı olan kalp incelenerek yapısı, çalışma şekli üzerine durulmuştur. Damarlar, kan, kan akışı hakkında bilgiler verilmiştir. Sistemik dolaşım, pulmoner dolaşım anlatılmıştır. Pulmoner dolaşım sisteminin önemli organı olan akciğerin; yapısı, çalışma şekli incelenmiş ve pulmoner emboli hakkında bilgi verilmiştir.

Üçüncü bölümde medikal görüntüleme kullanılan yöntemlerden; Röntgen, fluoroskopi, radyografi, dijital röntgen, mamografi, ultrasonografi, Doppler ultrasonografi, Manyetik rezonans görüntüleme, nükleer tıp görüntüleme, bilgisayarlı

tomografi, bilgisayarlı tomografi anjiyografi anlatılarak, bu yöntemlerle elde edilmiş görüntülerin özelliklerinden bahsedilmiştir.

Dördüncü bölümde, görüntü işlemede temel teknikler ve özellikle bu tezde PE belirlenmesi için uygulanan yöntemlerde kullanılan eşikleme (Thresholding), kenar bulma (Sobel), boşluk doldurma (İmfill), kenar düzeltme filtresi (Medyan Filtre), bağlantılı bileşen etiketleme BBE (Connected Component Labeling, CCL), uygulamaları incelenmiştir. Ayrıca bu bölümde medikal görüntü değerlendirmelerinde kullanılan performans ölçümleri anlatılmıştır.

Beşinci bölümde bu tezde, PE tespiti için uygulanan yöntemler anlatılmıştır. İlk olarak akciğer bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. İkinci olarak akciğer damar bölütlemesi ve son olarak da elde edilen damar ağacı maske olarak kullanılıp, PE'lerin tespiti gerçekleştirilmiştir. Bu işlemlerin tümü Matlab programında gerçekleştirilmiştir.

Altıncı bölümde, bu tezde PE tespiti için uygulanan yöntemin sonucu değerlendirilip, daha önceki çalışmalarla karşılaştırılması yapılarak bundan sonra yapılabilecek çalışmalar için önerilerde bulunulmuştur.

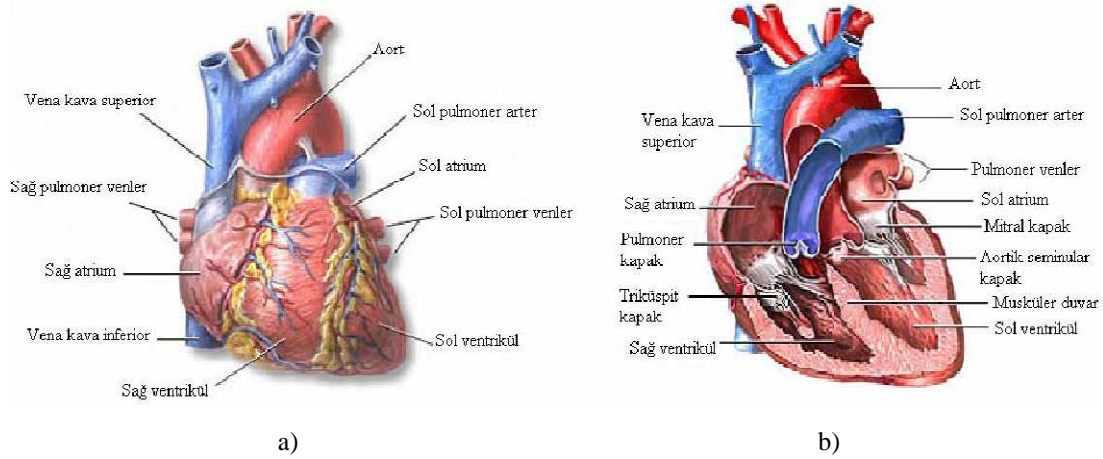
BÖLÜM 2. DOLAŞIM SİSTEMİ VE FİZYOLOJİSİ

Fizyolojik yapının görevi; iç ortamın, sürekli olarak madde enerji ve veri akışı ile normal kabul edilen değerler arasında sabit tutulmasını yani homeostazı sağlamaktır. Kendini sürekli düzenleyen, yenileyen bir sistem durağan yani statik olamaz. Bu dinamik bir homeostazdır ve amacı organizmanın optimum şartlarda işlevsel yaşamını sürdürmesini sağlamaktır. Bütün insanlar ve omurgalı hayvanlar dolaşım sistemine sahiptirler. Dolaşım sistemi üç temel ögeden oluşur. Bunlardan ilki dolaşım sisteminin merkezi olan kalp, ikincisi vücuttaki tüm organ ve dokulara kadar uzanarak onlara dolaşım sıvısını ulaştıran damarlar, üçüncüsü vücudun her noktasına oksijen taşıyan, dolaşım sıvısı kandır [84]. Bu bölümde dolaşım sisteminin üç temel ögesi olan kalp, damarlar ve kan hakkında bilgi verildikten sonra dolaşım sistemini ikiye ayıran, sistemik dolaşım ve pulmoner dolaşım anlatılmıştır. Daha sonra, pulmoner dolaşımın en önemli organı olan akciğerler anlatılıp, akciğer damarlarında görülebilen pulmoner emboliler hakkında bilgi verilmiştir

2.1. Kalp

Kalp dolaşım sisteminin merkezindedir, damarlar ise kalpten çıkıp, kalbe tekrar geri dönen kapalı bir boru sistemini oluşturmaktadır. Dolaşım sisteminin temel görevi, kanın, damar sistemi içinde belli bir basınç altında dolaşmasını sağlamaktır. Bu dolaşım esnasında; hücrelerin iç ortamdan madde alış verışı, beslenmesi, onarımı, sıcaklığın vücudun her tarafına eşit şekilde dağılması, hormonların vücuda dağılımı gibi olaylar gerçekleşmektedir. Kan, sıvıların akış prensiplerine dayalı olarak belli bir basınç farkı altında, basıncın yüksek olduğu bölgeden düşük olduğu bölgeye doğru akmaktadır. Kalp bir emme basma tulumba gibi, yüksek ve düşük basıncı oluşturacak şekilde bir pompa görevi ile kanın vücutta dolaşımını sağlamaktadır [85].

Kalp, insanın göğüs boşluğunun sol tarafında iki akciğerin arasında ve göğüs kemiğinin hemen arkasında yer alır. Ergin kadında ortalama 230-280 gr. erkekte ise 280-340 gr ağırlığındadır. İlerleyen yaşlarda kalbin ağırlığı ve büyüklüğü de artar. Kalp 4 odacık oluşur bunların 2'si ventrikül (karıncık) ve 2'si atriyum (kulakçık) olarak isimlendirilir. Atriyumlar kanı venöz (toplardamar) sistemden almakla, ventriküller ise arteryel (atardamar) sisteme pompalamakla görevlidir. Sağ atriyum ve sağ ventrikül birlikte sağ pompa olarak, sol atriyum ve sol ventrikül birlikte sol pompa olarak adlandırılır. İki pompa arasında kan akımının karışmasını önleyen musküler duvar (interventriküler septum) bulunur [86]. Şekil 2.1a'da kalbin dış görünüşü, bölümleri ve bağlı damar yapıları, Şekil 2.1b'de kalbin yarıdan kesiti ve bölümleri görülmektedir.



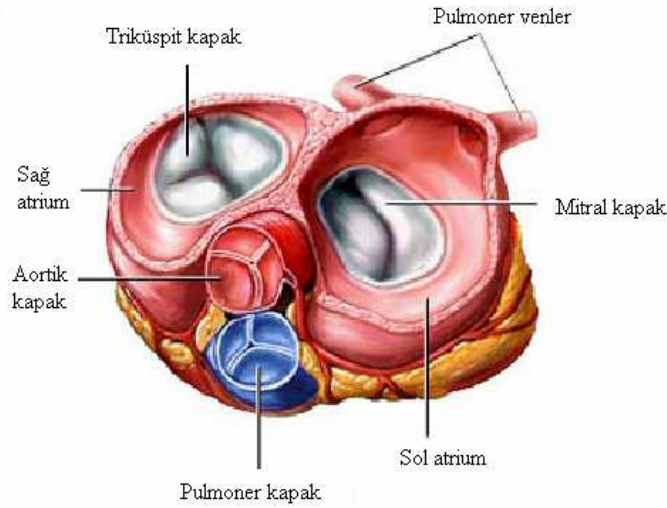
Şekil 2.1a. Kalbin dış görünüşü ve bölümleri
b. Kalbin yarıdan kesiti ve bölümleri [86]

Kalbin dört odacığından, damarlara kanın pompalanması esnasında odacıklara kanın giriş çıkışına sağlayan kalp kapakları mevcuttur.

2.1.1. Kalp kapakları

Kalbin her odacığında, kan giriş çıkışını kontrol altında bulunduran kalp kapakları vardır. Bunlardan ikisi Atriyum ve ventrikül kaslarının orta noktasındaki bağ dokusunun içinde bulunan, atriyovenriküler kapaklardır. Sağ atriyum ve sağ ventrikül arasında triküspit kapak, sol atriyum ve sol ventrikül arasında biküspit

kapak (mitral kapak) bulunur. Diğer ikisi ise aort ve pulmoner trunkusun çıkış noktasında bulunan, aortik seminar kapak ve pulmoner kapaktır. Kapakların açılış ve kapanışları basınç farkı ile gerçekleşir ve böylece kanın tek yönlü hareket etmesi sağlanır [86]. Şekil 2.2’de kalbe ait dört kapakçık görülmektedir. Bu kapakların çalışmasında triküspit ve mitral kapaklar açık iken, aort ve pulmoner kapaklar kapalı, aort ve pulmoner kapaklar açık iken, triküspit ve mitral kapaklar kapalıdır.



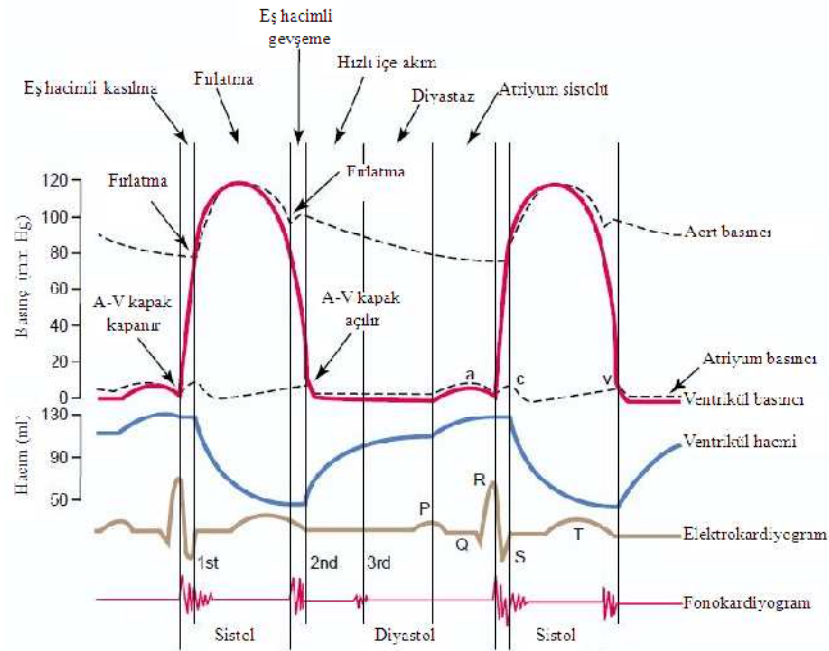
Şekil 2.2. Kalp kapakları [109]

2.1.2. Kalbin çalışma dinamiği

Kalp, üç tip kalp kasından meydana gelmektedir. Bunlar; atriyum kası, ventrikül kası ve uyarıcı-iletici kas lifleridir. Kalp kası, yapı bakımından çizgili kasa benzese de çizgili kas gibi isteğimizle değil, istemsiz çalışmaktadır [87]. Sinir ve kas dokusu uyarılabilen dokulardır. Uyarılabilen dokular herhangi bir uyarıya karşı hücre zarlarının elektriksel özelliğini değiştirerek aksiyon potansiyeli oluşturup, iletebilme özelliği göstermektedirler. Kalp kasında kasılma süresini aksiyon potansiyeli belirlemektedir. Aksiyon potansiyeli, hücrelerin aktif oldukları sırada bazı iyonların hücre içine ve dışına hareketleri sonucunda zarında oluşan bir dizi potansiyel değişikliklerdir [85]. Kalp kası aksiyon potansiyeli başladıktan birkaç milisaniye sonra kasılmaya başlar, son bulmasından birkaç milisaniye sonrasına kadar devam eder. Bu kasılma sayesinde kalp pompa görevi görür. Sol taraf pompası ile akciğerden gelen temiz kanı vücuda gönderir. Sağ taraf pompası ile vücuttan gelen

kirli kanı temizlemek üzere akciğere gönderir. Bu çalışmada tespit edilmeye çalışılan pulmoner emboliler sağ pompa vasıtasıyla vücuttan gelip akciğer bölgesine giderek akciğer damar darlarında tıkanmalara neden olurlar.

Bir kalp atımı başladığı andan, bir sonraki kalp atımının başladığı ana kadar gerçekleşen kalp olaylarına kalp döngüsü (kardiyak siklus) adı verilmektedir. Sinüs düğümünde bir aksiyon potansiyelinin kendiliğinden oluşması ile bir döngü başlamaktadır. Kalp uyarısı, atriyumlardan ventriküllere 0.1 saniyeden daha uzun süren bir gecikme ile geçmektedir. Bu gecikme, atriyumların ventriküllerden daha önce kasılarak, ventrikül kasılmasından önce kanın ventriküllere dolmasını sağlamaktadır. Sonuç olarak, atriyumlar ventriküller için hazırlayıcı pompalar olarak, ventriküller ise kanı damar sistemine gönderen ana güç kaynağı olarak çalışmaktadırlar [87,88]. Kalp döngüsü, kalbin kan ile dolduğu bir gevşeme döneminden (diyastol) ve bunu izleyen, bir kasılma döneminden (sistol) meydana gelmektedir. Diyastol ve sistol sürecinde kalpte meydana gelen bazı basınç ve hacim eğrileri Şekil 2.3’de görülmektedir.



Şekil 2.3. Kalp döngüsünde ortaya çıkan olaylar [88]

Şekil 2.3’de en üstteki üç eğri sırasıyla aort (ana atardamar), sol atriyum ve sol ventrikül basınç değişimlerini göstermektedir. Dördüncü eğri ventrikül hacmindeki değişimleri, beşinci eğri elektrokardiyogramı, altıncı eğri ise kalbin pompalama işlemini yaparken çıkardığı seslerin kaydı olan fonokardiyogramı temsil etmektedir.

Kanın yaklaşık %75’lik kısmı atriyumlar kasılmadan önce, atriyumların içinden geçip ventriküllere direk akmaktadır. Devamında ki atriyum kasılması, sırasında ventriküllerin dolmasının geri kalan %25 tamamlanır. Bu yüzden, atriyumlar ventriküllerin pompa olarak etkinliğini %25 oranında artıran hazırlayıcı pompa olarak görev yapmaktadırlar. Çoğu durumda, bu %25’lik ek etkinlik olmasa dahi, kalp yeterli düzeyde çalışmaya devam edebilmektedir. Çünkü kalp, normalde vücudun kan gereksiniminden %300-400 daha fazlasını pompalama kapasitesine sahiptir [88]. Dolaşım sisteminin en önemli organı olan ve sistemin çalışmasını sağlayan kalp oldukça güçlü dinamik bir yapıya sahiptir.

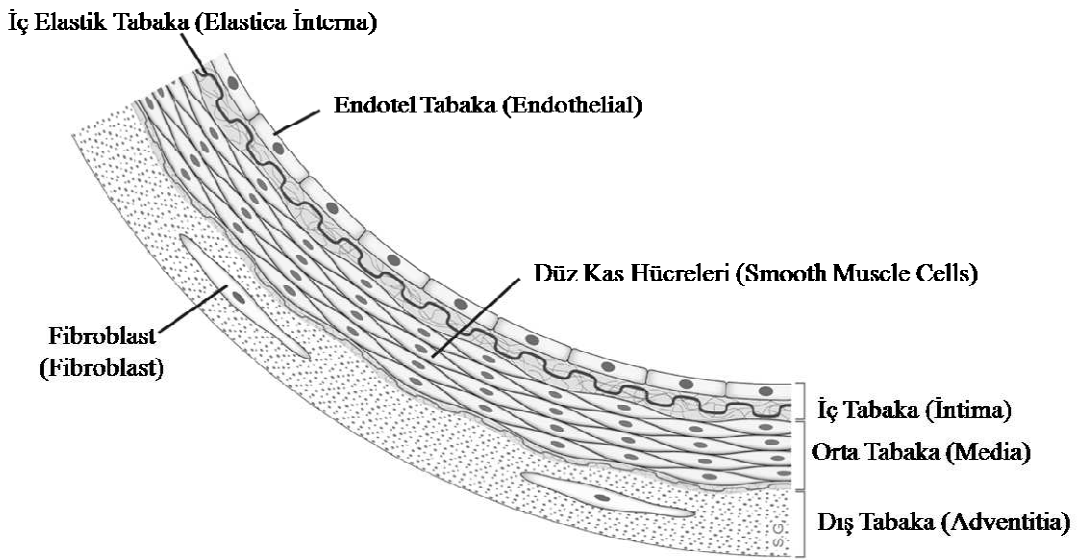
2.2. Damarlar

Dolaşım sistemine sahip tüm canlılarda olan ince ya da kalın borulara benzeyen damarlar, canlı vücudundaki tüm organ ve dokulara kadar uzanarak onlara dolaşım sıvısını ulaştırmaktadırlar.

Damarlar, başlıca görev ve yapılarına bakılarak iki farklı isim ile adlandırılmaktadırlar. Bunlar, kalpten çıkan kanı tüm organ ve dokulara taşıyan arterler (atar damar) ile tüm doku ve organlardan kanı toplayarak kalbe getiren venler (toplar damar) olmak üzere buldukları yer ve yapılarına göre kendi içlerinde de bölümlere ayrılmaktadırlar. Örneğin, kalınlık ve yapılarına göre, arterler; elastik tip (büyük boy), musküler tip (orta boy) ve arteriyol (küçük boy) olarak adlandırılmaktadırlar. Venler de yine benzer şekilde büyük boy, orta boy ve küçük boy olmak üzere üç tipe ayrılmaktadırlar [91].

Şekil 2.4’de görüldüğü gibi; damarlar, üç tabakadan oluşmaktadırlar. Damar duvarı olarak adlandırılan en dışta ince bir tabaka bulundurmaktadır. Bu tabakada, uzunlamasına dizilmiş bağ dokusu lifleri, birkaç düz kas hücresi ve çok ince

damarlar bulunmaktadır. Damar duvarını oluşturan ortadaki ikinci yapı, bağ dokusu hücreleri ve lifleri ile dairesel konumda düz kas hücreleri içermektedir. Damarların kan ile temas eden en iç kısmı ise, endotel adı verilen ve epitelyum hücrelerinden oluşan zarımsı bir örtü ile kaplıdır. Arterlerin duvarları, kan basıncına dayanıklılığı artıran elastik liflerle örtülmüştür. Bu elastik lifler venlerde bulunmamaktadır. Fakat venlerin içinde de kanın geri akmasını önleyecek kapakçıklar bulunmaktadır. Kapaklar da arterlerde görülmemektedir [92].



Şekil 2.4. Damarın yapısı [92]

Venlerin ve arterlerin çeperlerinin ortasında kalın bir kas tabakası bulunmaktadır. Bu tabaka halkasal liflerden oluşmakta ve kasılma halinde damarların çapını daraltmaktadır. Damarların dış tabakasında bulunan boyuna liflerin kasılması sırasında damarların boyları kısaltılmaktadır. Kas tabakasının iç ve dış yüzeyindeki esnek lif yapıları da damarları her yönde küçültmeye çalışmaktadır.

Düz kas hücreleri arter yapılarında görülürken, venlerde daha az görülmektedir. Bu nedenle arterler duvarlarını kasarak kanı iletmezler. Venler çevresindeki kasların kasılmasıyla damarın sıkıştırılması sonucu kanı ileri doğru itilebilmektedirler. vasküler sistemin en önemli özelliklerinden biri bütün damarların gerilebilir olmasıdır. Bütün damarlar içerisinde en fazla gerilebilme yeteneğine sahip olan damarlar venlerdir. Oldukça küçük bir basınç artışında dahi venlerde 0.5-1 litre

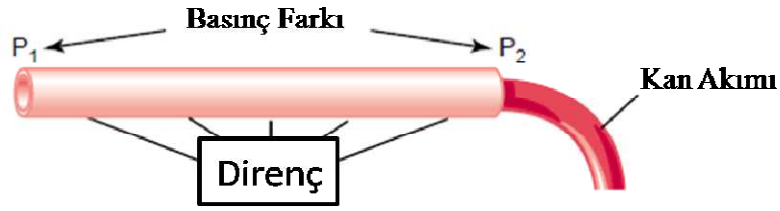
fazladan kan depolanabilmektedir. Bu yüzden venler, büyük miktarlarda kanın depolanmasını sağlamaktadırlar. Damarlardaki gerilebilme yeteneği, basınçtaki her bir mmHg artışa karşılık gelen hacim artışı oranıyla denklem 2.1'deki gibi formüle edilebilmektedir.

$$\text{Vasküler Gerilebilirlik} = \frac{\text{Hacim Artışı}}{\text{Basınç Artışı} \times \text{Orijinal Hacim}} \quad (2.1)$$

Venler arterlere göre 8 kat daha fazla gerilebilme yeteneğine sahiptirler. Çünkü anatomik olarak arterlerin duvarları venlerinkinden çok daha kalındır. Yani belirli bir basınç artışı, aynı boyutlardaki bir vende, bir arterinkine oranla 8 kat fazla kan birikmesine neden olabilir. Kalbin her bir vuruşuyla yeni bir kan dalgası arterlere dolmaktadır. Arterlerin gerilebilme yetenekleri ile kan akımına karşı dirençlerin oluşturduğu kombinasyon, kanın kapillere ulaşınca kadar neredeyse hiçbir vuruş kalmayacak şekilde vuruşu azaltmaktadır. Bu yüzden dokuların kan akımı pulsatil değil sürekli [88]. Bu sebepten dolayı dokularda rahatlıkla kanın, kimyasal bileşimi ve fiziksel özellikleri değişime uğrar. Ana damarlardan kapillere doğru damarlar incelirler ve yüksek basınçtan düşük basınca doğru kan akarken kanın akışına karşı gösterilen direnç vardır. Bu noktada damarlardaki kan basıncı, akımı ve kan akımına karşı gösterilen direnç aralarındaki ilişki incelenmelidir.

2.2.1. Damarlarda basınç, akım ve direnç

Bir damarın iki ucu arasındaki basınç farkı ve damar direnci gibi iki faktörle kan damarındaki akım belirlenmektedir. kanı damarlara doğru iten kuvvet olan basınç farkı, basınç gradyanı olarak adlandırılmaktadır. Damar direnci ise damar boyunca kan akımına karşı gösterilen zorluk ile ifade edilmektedir. Şekil 2.5'de dolaşım sistemindeki herhangi bir damar kesitinin direnç, akım ve basınç farkı ilişkisi gösterilmektedir.



Şekil 2.5. Damarlarda direnç, akım ve basınç farkı arasındaki ilişkiler [93]

Damarın başlangıcındaki basınç değeri P_1 ile, diğer uçtaki basınç değeri ise P_2 ile ve akıma karşı gösterilen zorluk olan direnç, R ile gösterilmektedir. Direnç, kan akımı esnasında damarların iç yüzeylerindeki sürtünmeden dolayı oluşmaktadır. Damar içindeki akım, denklem 2.2 ile hesaplanır ve bu denklem, Ohm yasası olarak adlandırılır [93].

$$Q = \Delta P / R \quad (2.2)$$

Burada Q kan akımını, ΔP damarın iki ucu arasındaki basınç farkını ($P_2 - P_1$), R ise direnci göstermektedir. Bu formüle göre damarlardaki kan akımı basınç farkı ile doğru, fakat direnç ile ters orantılı olarak değişmektedir [88,94]. Kan akımını damarın iki ucu arasındaki basınç farkı belirlemektedir. Damarın iki ucu da aynı basınç değerine sahip ise iki uç arasında basınç farkı bulunmadığından, kan akımı da olmamaktadır.

2.3. Kan

Kan plazma adı verilen bir sıvı ortam ile bu ortam içinde süspansiyon halinde dağılan hücrelerden oluşan bir dokudur. Herhangi bir sıvı içerisinde katı maddenin çözünmeden asılı olarak kalması olayı süspansiyon anlamına gelmektedir. Kan dolaşım sisteminde, tüm vücuda yayılmış durumda olan damarların içinde, kalbin pompalama gücü ile dolaşmaktadır.

2.3.1. Kan akışı

Kan akımı, dolaşımdaki damarların belirli bir noktasından belirli bir zaman içerisinde geçen kan miktarıdır. Kan akımı genellikle dakikada milimetre ya da dakikada litre

ile belirtilebildiği gibi, saniyede milimetre ya da başka bir akım birimi ile de ifade edilebilmektedir. Dinlenme pozisyonundaki bir yetişkin insanda tüm dolaşımdaki kan yaklaşık olarak dakikada 5000 ml kadardır. Birim zamanda kalp tarafından pompalanan kan miktarına kalp debisi adı verilmektedir. [95]. Akış bilgisinin, kanın normal damarlar içerisindeki, kalp vuruş hızı ve damarların anatomik yerleşimi ile değişen karmaşık bir yapısı vardır ve sürekli değişkenlik göstermektedir [96].

Kanın düzgün bir akış modeli, uzun düz bir damardan sabit bir hızla akışı ile oluşmaktadır. Bu akışta kan tabakaları damar çeperinden aynı uzaklıkta akmaya devam etmektedir. Aynı şekilde kanın orta bölümü de damarın merkezinde sabit bir şekilde hareket etmektedir. Bu çeşit akışa laminer (düzgün akış) adı verilmektedir. Laminer akış meydana geldiği zaman, damarın merkezindeki akış hızı kenarlardaki akış hızından çok daha fazla olmaktadır. Bu olay Şekil 2.6'da gösterilen deney ile açıkça gösterilmiştir.



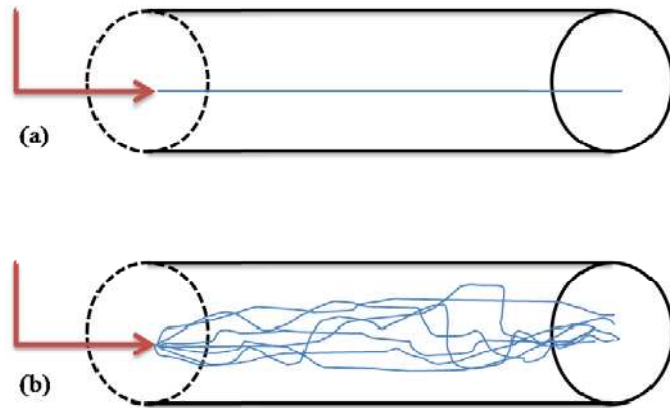
Şekil 2.6. Parabolik kan akışı [94]

Bu deneyde, A borusunun sol tarafına renkli bir sıvı, sağ tarafına ise berrak bir sıvı konulmaktadır ve boruda akış yoktur. Sıvılar akıtılmaya başlarsa, çok kısa bir süre sonra sıvıların akışı, B borusunda görüldüğü gibi, iki sıvı arasında parabolik bir sınır çizgisi oluşarak devam eder. Damarın kenarlarına yakın sıvı hiç hareket etmediği halde kenardan, damarın merkezine doğru daha fazla ilerleyen bir akış meydana gelmektedir. Bu şekilde oluşan akım, kan akış hızının parabolik profili olarak adlandırılmaktadır.

Parabolik profil, damara temas eden sıvı moleküllerinin damar kenarı ile aralarındaki adhezyon kuvveti adı verilen iki farklı maddenin molekülleri arasındaki çekim kuvveti nedeniyle meydana gelmektedir. Bu nedenden dolayı, damar kenarına yakın sıvı molekülleri zor hareket etmektedirler.

Damar çeperinden daha uzakta merkeze doğru olan sıvı molekül tabakaları kenara yakın tabakaların üzerinden kaymaktadır. Üçüncü tabaka ikinci tabakanın üzerinden, dördüncü tabaka üçüncü tabakanın üzerinden sürekli bu şekilde kaymaktadırlar. Orta bölümle kenar arasında birçok kayan sıvı molekül tabakası olduğundan dolayı, damarın ortasındaki sıvı hızlı hareket etmektedir. Başka bir ifadeyle, laminer akışta sıvının akış hızı sabittir ve borunun ekseninde maksimum düzeydedir. Ancak boru kenarına doğru yaklaştıkça kanın akım hızı düşmektedir. Dolaşım sisteminde damarlar, kalpten uzaklaştıkça dallara ayrılırlar. Dallanma nedeniyle ortaya çıkan damarın sayısı, toplam kesit alanı ve çapları farklılıklar göstermektedir.

Kan, damarın dallara ayrıldığı, akım hızının çok arttığı ve dar bir bölgeden geçtiği, durumlarda düz bir akımla akmamaktadır. Dönüşler oluşturarak, sadece boyuna değil, enine doğruda akışlar yaparak, girdaplı bir akış modeli oluşturmaktadırlar. Bu akış modeline turbilans akış denir. Şekil 2.7a. laminer akış modeline Şekil 2.7b. ise turbilans akış modeline birer örnek görüntülerdir.



Şekil 2.7a. Laminer akış modeldi
b. Turbilans akış modeli [94]

Newton'un tanımına göre, sıvı akışı sonsuz sayı ve incelikteki sıvı tabakalarının birbiri üzerinde kaymasıdır. Buna göre, sabit bir yüzey üzerinde kayan sıvı kitlesinin birim alanına uygulanan " F " kuvveti, kuvvetin uygulandığı en üst tabakada " v " hızında bir harekete neden olmaktadır. Hareket hızı sabit yüzeye doğru gidildikçe azaldığından dolayı, örneğin bir " x " kalınlığındaki sıvı kitlesi içinde, sıvı tabakaları arasındaki sürtünme sebebiyle bir hız gradyenti ortaya çıkmaktadır. Sıvının

akışkanlığı, hız gradyenti ile birim alana uygulanan kuvvet arasındaki ilişki ile belirlemektedir. Bu tanımdan yola çıkarak; bir sıvının viskozitesi birim alana uygulanan kuvvetin (F / A), hız gradyentine oranı (v / x) olarak tarif edilebilir. Sıvının birim alana uyguladığı kuvvete kayma gerilimi, sıvı tabakası içindeki hız gradyentine ise kayma hızı denilmektedir ve denklem 2.3 ile ifade edilmektedir.

$$\text{Viskozite} = \frac{\text{Kayma Gerilimi}}{\text{Kayma Hızı}} = \frac{\frac{F}{A}}{\frac{v}{x}} = \frac{\frac{\text{dyn}}{\text{cm}^2}}{\frac{1}{\text{saniye}}} \quad (2.3)$$

Laminer akış ve turbilans akış gibi farklı akışları nitelemek için Reynolds sayısı kullanılır. Reynolds sayısı, akışkanlar mekaniğinde, denklem 2.4 ile ifade edildiği gibi bir akışkanın, atalet kuvvetlerinin viskozite kuvvetlerine oranı olarak bilinir

$$Re = \frac{(V.D.p)}{\mu} \quad (2.4)$$

$V \left(\frac{m}{sn} \right)$ kanın akış hızını, $p \left(\frac{kg}{m^3} \right)$ kanın yoğunluğunu (dansite), $D (m)$ damar yarıçapını, $\mu (Pa.sn)$ kanın viskozitesini göstermektedir.

Eğer reynold sayısı yüksek ise turbilans akışın ortaya çıkma olasılığı yüksektir. Reynold sayısı 1000-1200 değerinden büyükse turbilans akış ortaya çıkmaktadır. Viskozite fiziksel bir parametredir ve sıvının şekil değişimine karşı gösterdiği direnme yeteneğinin bir ölçütüdür. Dolayısıyla kan akışına karşı gösterilen direnç, kanın viskozitesi ve damar çapına bağlı olmaktadır. Damarlardaki kan akışı içerisindeki hızlar, kanın viskozitesinden kaynaklanan sürtünme kuvvetleri ile değişimler göstermektedir. [94-98].

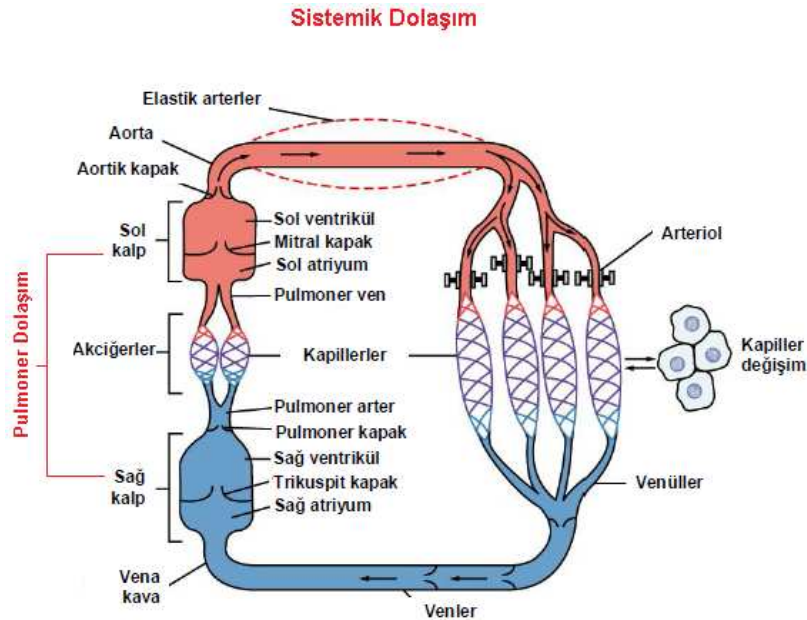
Dolaşım sisteminin en önemli organı olan kalbin damarlar sistemi içerisindeki kanı tüm vücuda pompalamasıyla dolaşım döngüsü sürekli devam etmektedir. Bu dolaşım döngüsü sistemik dolaşım ve pulmoner dolaşım olarak iki şekilde işlemektedir.

2.4. Sistemik Dolaşım, Pulmoner Dolaşım

Kalpten iki ana damar çıkar bunlardan birisi aort diğeri pulmoner arterdir. Aort arter sisteminin ana damarıdır ve sol ventrikülden çıkarak, temizlenmiş oksijence zengin kanı, tüm vücut dokularına dağıtır. Pulmoner arter ise sağ ventrikülden çıkarak, kirlenmiş CO₂ li kanı, oksijenlenmesi için akciğerlere götüren sistemin, ana damarıdır. Kalbe damarlar atriumlarla bağlanırlar.

Superior vena cava ve inferior vena cava sağ atriuma giren iki damarlardır ve tüm vücudun CO₂ konsantrasyonu artmış kanını sağ atriuma getirirler. Pulmoner venler ise akciğerlerde temizlenerek oksijenlenmiş kanı sol atriuma getirirler.

Dolaşım sistemini ikiye ayırmak mümkündür (Şekil 2.8). Bunlardan biri sistemik dolaşım başka bir ifadeyle büyük dolaşım olup, kalbin sol ventrikülünden başlayıp vücudu dolaştıktan sonra sağ atriyumda sonlanır. Diğeri pulmoner dolaşım başka bir ifadeyle küçük dolaşım olup, sağ ventrikülden başlayıp, akciğerleri dolaştıktan sonra sol atriyumda sonlanmaktadır [85]. Sistemik dolaşım yüksek basınçlı, pulmoner dolaşım düşük basınçlı bir dolaşım sistemidir.



Şekil 2.8. Sistemik dolaşım ve pulmoner dolaşım [110]

Kan, kalbin pompa yapması ile fırlatılması sonucu, önce arterlere sonra kapiller (kılcal) damarlara oradan da venlere geçerek tekrar kalbe döner. Kanın, kapiller damarlardan geçerken kimyasal bileşimi ve fiziksel özellikleri değişime uğrar. Diğer iki sistemde böyle bir değişiklik olmaz. Arterler kanı kalpten, kapiller bölgeye getirirler, venlerde kapiller bölgede değişime uğrayan kanı kalbe geri götürürler [85].

Dolaşım sisteminde en fazla kan, sistemik venlerde bulunur. Vücuttaki tüm kanın %84' ü sistemik dolaşımında, %16' sı ise akciğer ve kalptedir. Sistemik dolaşımında bulunan %84' ün %64' ü venlerde, %13' ü arterlerde ve %7' si de sistemik arteriyol ve kapillerde bulunmaktadır. Tüm kanın yüzde yedisi kalpte, yüzde dokuzu pulmoner damarlarda bulunmaktadır [89]. Bu sonuca göre yüksek basınç altındaki kan miktarı az düşük basınçtaki kan miktarı daha fazladır.

Kalp, kanı sürekli olarak aortdan vücuda pompaladığı için, aortdaki basınç değeri yaklaşık 100 mmHg gibi yüksek bir değerdedir. Artelyel basınç değeri 120 mmHg ile sistolik ve 80 mmHg ile diyastolik basınç arasında değişmektedir. Kanın, sistemik dolaşımın başından sonuna doğru ilerledikçe basınç değeri, giderek düşmekte ve kalbin sağ atriyumuna boşaldığı zaman yaklaşık 0 mmHg olmaktadır [88,90]. Düşük basınçta dolaşım sağlayan, pulmoner dolaşımın merkezinde akciğerler vardır.

2.5. Akciğerler

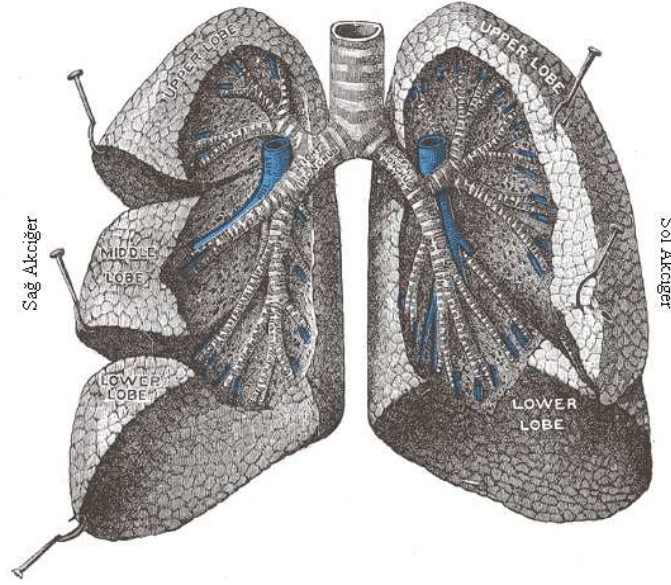
Akciğerler; göğüs boşluğunda kalbin yan taraflarında yer alan, solunum yoluyla alınan oksijen ile kan arasındaki gaz alışverişini gerçekleştiren çift organdır. İki akciğer arasında kalp, yemek borusu, soluk borusu ve pulmoner damarların yer aldığı mediastinum bölge bulunur. Her bir akciğer, pleura adı verilen çift katmanlı bir membranın oluşturduğu bir kese içinde yer alır. Bu membranın, akciğerin dış yüzünü saran katmanına visseral pleura, göğüs kafesinin iç yüzündeki katmana parietal pleura denir [99]. Akciğer damarları bölütlenirken bahsedilen mediastinum bölge önceden tespit edilerek pulmoner damarların bulma işlemi kolaylaştırılabilir.

Göğüs kafesinin büyüklüğüne bağlı olarak akciğerlerin büyüklüğü değişebilir. Bu ilke ile değişik kişi ve cinsteki (kadın-erkek) farklılıklar açıklanabilir. Erkeklerdeki

akciğerler kadınlara göre daha büyüktür. Kalbin sol tarafta olması sebebiyle bir kişinin sağ akciğeri, sola göre % 10 oranında daha büyüktür [99]. Bu çalışmadaki 33 hastaya ait verilerdeki hastalar kadın erkek olarak karışık seçilmiştir ve bahsedildiği gibi akciğer boyutları cinsiyete ve göğüs kafesinin boyutuna göre değişmektedir. Her bir akciğer, apexi ve basisi olan irregüler bir koni şeklindedir. Üç yüzü ayırt edilir. Thorax duvarına uyan konveks dış yüzüne *facies costalis*, diafragmaya oturan alt yüzüne *facies diaphragmatica*, birbirlerine bakan iç yüzlerine de *facies mediastinalis* denir. Mediastinal yüzde akciğere girip çıkan yapılar için bir kapı (*hilum pulmonis*) bulunur. Her bir akciğerde iki keskin kenar vardır. Costal ve mediastinal yüzleri birleştiren ön kenara *margo anterior*, diafragmatik ve kostal yüzleri birleştiren alt kenara *margo inferior* denir. Sol akciğerin ön kenarında *incisura cardiaca* olarak adlandırılan bir çentik bulunur.

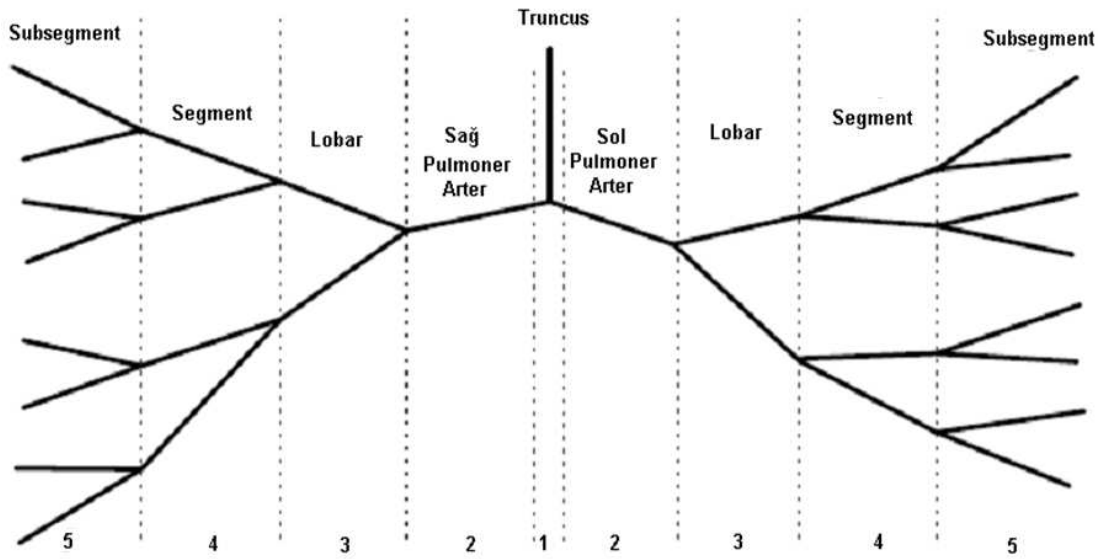
Akciğerler, bazı yarıklarla (*fissura*) loblara (*lobus*) ayrılmıştır. Sağ akciğerde 2 sol akciğerde 1 yarık mevcuttur. Her iki akciğerde de oblik yarık (*fissura obliqua*) vardır ancak sadece sağ akciğerde horizontal yarık (*fissura horizontalis*) bulunur. *Fissura obliqua* ve *fissura horizontalis* sağ akciğerde *lobus superior*, *lobus medius*, *lobus inferior* (üst, orta, alt loblar) olarak üç lob, sadece *fissura obliqua* sol akciğerde *lobus superior* ve *lobus inferior* olarak iki lob meydana getirmiştir. Sol akciğerin üst lobunun *incisura cardiaca*'ya doğru uzanan dil şeklindeki bölümü *lingula pulmonis sinistri* veya *lobus lingularis* olarak adlandırılır [99].

Akciğerler, insan vücudunun yaklaşık hacimce %6'sını kaplayan geniş organlardır çok geniş iç yüzey alanına sahiptirler. Akciğerlerde alveoller bulunur ve bu alveoller sayesinde solunum yoluyla alınan oksijen ile kan arasındaki gaz değişimi gerçekleşir [100]. Bu gaz değişimi sayesinde kirli kan temizlenerek vücuda gönderilmek için tekrar kalbe gönderilir. Şekil 2.9'da sol akciğer, sağ akciğer ve iç yapıları görülmektedir.



Şekil 2.9. Akciğer iç yapısı [101]

Şekil 2.9’da görülen sol ve sağ akciğerlerin içine doğru girip, dallara ayrılan yapılardan, gri ve beyaz renkte olanlar bronşlar, mavi renkte olanlar ise pulmoner arterler ve alt dallarıdır. Sol ve sağ akciğere doğru uzanan damar dallanmalarına verilen isimler: Truncus, sol pulmoner arter, sağ pulmoner arter, lobar, segment ve subsegment’tir. Şekil 2.10’da akciğer dallanmaları ve isimleri görülmektedir [101].



Şekil 2.10. Akciğer damar dalları [101]

Pulmoner dolaşımında kanın oksijenlenmesini sağlayan akciğerlere kan dolaşımı esnasında emboliler gelirse, bu emboliler pulmoner arterde tıkanmalara neden olur. Bunlara pulmoner emboli denir.

2.6. Pulmoner Emboli

Pulmoner Emboli, sık karşılaşılabilen bir kardiyovasküler acil durumdur [102]. Sıklıkla (%90) alt ekstremitelerin proksimal derin venlerinde oluşan trombüsün pulmoner arter dallarını tıkanmasıyla ortaya çıkan, sık rastlanan ancak güç teşhis edilebilen, mortalitesi oldukça yüksek bir hastalıktır [103,104]. Akciğer embolisi, genellikle bacak ve veya baldır toplar damarlarında oluşan pıhtının bir parçasının yerinden kopup, dolaşıma katılması ve kalpten geçip, nihayetinde akciğer atardamarına gelerek burada bir tıkanmaya yol açması ile oluşur [105]. Pulmoner arterlerin tıkanmasıyla, kanın oksijenlenip pulmoner venler ile kalbe geri dönmesi zorlaşmaktadır. Hayati öneme sahip bu oluşum erken tanı ve teşhis konulmazsa ani ölümlerle sonuçlanmaktadır.

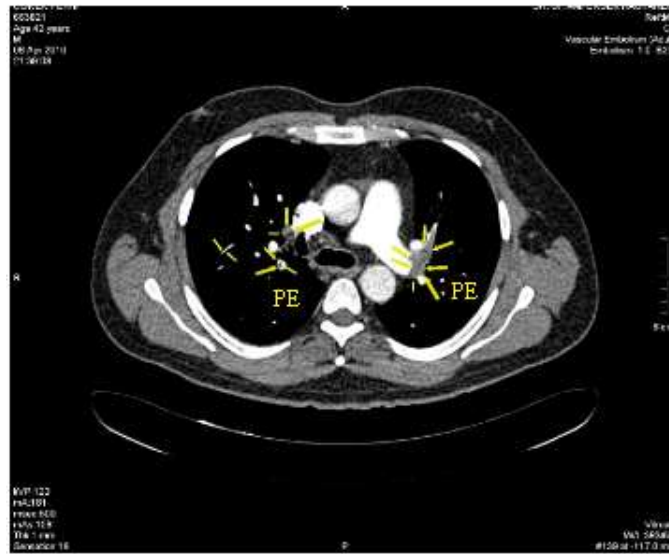
PE tanılı olguların %70' ine Derin Ven Trombozu (DVT) eşlik etmekte olup, DVT tanılı olguların %50' sinden fazlasında da PE gelişmektedir. Pulmoner emboliler, sıklıkla 60 yaş üzeri hastalarda DVT sonucu gelişmektedir. Bu iki klinik durum genellikle birlikte görülmesi nedeniyle, tanımlarken iki olayı birden ifade eden Venöz Tromboembolizm (VTE) terimi de kullanılmaktadır [106-108].

PE oluşumunda kazanılmış risk faktorleri ileri yaş, şişmanlık, uzun süreli seyahat, major cerrahi (pelvik, abdominal), kanser, konjestif kalp yetersizliği, inme, östrojen tedavisi, kemoterapi, santral venöz kateter, spinal kord yaralanması, gebelik, travma sayılabilir. Kanıtlanmış genetik risk faktorleri ise; antitrombin III eksikliği, Protein C eksikliği, Protein S eksikliği gibidir.

PE hastalarında eğer damar yatağının % 50'sinden fazlası aniden tıkanırsa (masif embolizm), Pulmoner Arter Basıncı (PAB) kısa surede 40 mmHg'nin üzerine çıkar ve akut sağ ventrikül dilatasyonu, sistolik disfonksiyonu ve kardiyovasküler kollaps (sistemik hipotansiyon, şok) gelişir [105].

2.6.1. Pulmoner emboli tanısı

Pulmoner embolide erken tanı hayati öneme sahiptir. Yapılan çalışmalarda erken teşhisle önlenebilir ölüm nedenlerinin başında pulmoner embolinin geldiği saptanmıştır. Pulmoner emboli nedeniyle yaşamını yitirmiş hastaların büyük çoğunluğunun tanı konulamamış ve dolayısıyla tedavi başlanamamış hastalar olduğu yapılan çalışmalarla belirlenmiştir. Ancak pulmoner embolinin teşhis edilebilmesi pek kolay değildir. Çünkü hastalık belirtileri, başka hastalıklarda da ortaya çıkan belirtiler olduğu için, sadece PE'ye özgü belirtiler değildir ve çoğu kez fizik muayene ve ilk planda yapılan akciğer grafisi, EKG, hemogram gibi tetkikler normaldir. Tanı için standart akciğer grafisi, arter kan gazı analizi, EKG, EKO kardiografi, bacak ve baldır toplardamarlarının Doppler ultrasonografisi, akciğer sintigrafileri ve BTA gibi yöntemlerden yararlanır [105]. Şekil 2.11'de bu tezde kullanılan veri setinden, akciğer damarlarında PE olan bir hastaya ait 2D, BTA görüntüsü görülmektedir.



Şekil 2.11. Akciğer damarlarında PE olan bir hastaya ait BTA görüntüsü

Şekil 2.11'deki görüntüde sol tarafta ve sağ tarafta sarı uzun oklarla PE'lerin yerleri radyologlar tarafından belirlenmiştir. Bu çalışmada BTA görüntülerinden, PE'lerin BDT ile belirlenmesi için geliştirilen yöntem sayesinde, radyologların PE'leri belirlemesi kolaylaştırılmaya çalışılmıştır.

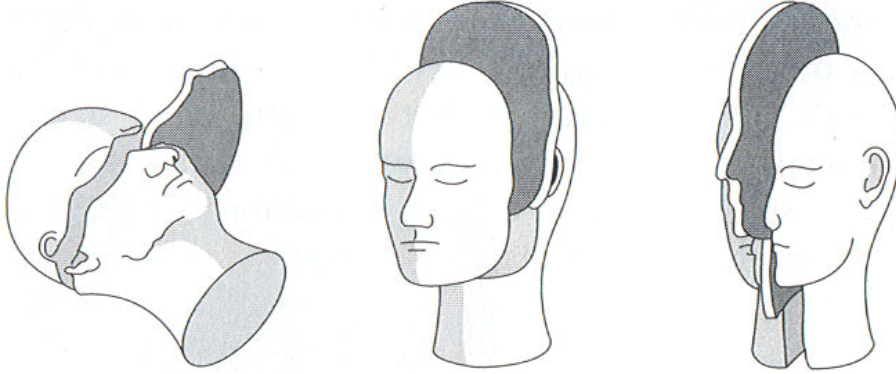
BÖLÜM 3. TIBBİ GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

Tıbbi görüntüleme tekniklerinin gelişimi, 1895 yılında X ışınının keşfedilmesiyle başlamıştır. Daha sonra 1970 lerin başında, Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography) cihazlarının geliştirilmesi ile bilgisayarlar tıbbi görüntüleme kullanılmaya başlamıştır. Tıbbi görüntüler, görsel olarak bilgi içerirler ancak gözlemciler tarafından yapılan incelemelerde; gözlemcinin yorgunluğuna bağlı hatalar, kişiler arası yorumlama farklılıkları ve gözlemcinin tecrübesi gibi özelliklerden dolayı sonuçlar öznel olabilmektedir. Bilgisayarların gelişmesi ve görüntü analizinde kullanılması ile ortaya çıkan sonuçlar öznellikten uzaklaşıp nesnellığe doğru geçiş yapmıştır.

Teşhise yönelik görüntüleme kullanılan Röntgen, fluoroskopi, radyografi, dijital röntgen, mamografi, ultrasonografi, Doppler ultrasonografi, Manyetik rezonans görüntüleme, nükleer tıp görüntüleme, bilgisayarlı tomografi, bilgisayarlı tomografi anjiyografi ve diğer görüntüleme yöntemleri, hasta ve normal yapılar hakkındaki bilgileri arttırmış, teşhis ve tedavi yöntemlerinin vazgeçilmez bir parçası olmuşlardır [111].

Röntgende görüntüler iki boyutlu olarak çekilirler, üçüncü boyut olarak derinlik olmadığı için ışının geçtiği yapılar üst üste düşer (projeksiyon görüntüleri). Bilgisayarlı Tomografi (BT), Manyetik Rezonans (MR) ve Ultrason'da (US) ise görüntülerde üst üste düşme yoktur, vücut bir kesit şeklinde görüntülenir. Şekil 3.1'de görüldüğü gibi vücudun birbirine dik aksiyal, sagittal ve koronal olmak üzere üç ana düzlemi vardır. Şekil 3.1a'da görülen aksiyal düzlemdir. Görüntü vücudun uzun yapısına dik olarak dilimler halinde çekilir, Şekil 3.1b'de görülen sagittal düzlemdir. Görüntü önden arkaya doğru çekilir, Şekil 3.1c'de görülen koronal düzlemdir görüntü bir yandan diğerine doğru uzanan kesit düzlemler olarak çekilir.

Üç düzlem de birbirlerine diktir. MR ve US' de istenilen oblik düzlemlerde de kesitler alınabilir [112].



Şekil 3.1a. Vücudun Aksiyal düzlemi
 b. Vücudun Sagittal düzlemi
 c. Vücudun Koronal düzlemi [112]

Radyolojik görüntüler, renkli Doppler dışında hem projeksiyon hem de kesit görüntülerinde, siyah ve beyaz renkler arasında bulunan gri tonlardan oluşur [113]. Röntgende ve BT'de kullanılan enerji x-ışını, MR'de kullanılan enerji radyofrekans ve manyetizma, US'de ise yüksek frekanslı sestir. Tıbbi görüntüler; röntgende ve BT'de x-ışınlarının vücudu geçerken tutulma farklılıkları, MR'de hidrojen çekirdeklerinin miktarındaki ve radyofrekans enerjisini geri verme süresindeki farklılıklar, US'de ise sesin doku yüzeylerinden yansıma farklılıklar oluşmaktadır.

Röntgen ve BT'de kullanılan x-ışınının, görüntülerde oluşturduğu koyu tonlar x-ışını az tutan (çok geçiren), açık tonlar ise tersine çok tutan (az geçiren) dokuları temsil ederler. MR görüntülerinde gri tonların anlamları değişiktir çünkü kullanılan enerji türü farklıdır. MR'da görüntü oluşturulurken kullanılan parametreler değiştirilirse aynı dokular farklı tonlarda görülebilir, bu sebepten MR görüntülerinin yorumlanması daha karmaşıktır. Ultrason görüntülerinde ise yüksek frekanslı ses kullanıldığından, sesin az yankılandığı yerler koyu tonlarda, çok yankılandığı yerlerde açık tonlarda görülürler. Sesin hiç geçmediği yapılar ya da hiç yankılanmanın olmadığı sıvıyla dolu yapılar siyah görülür [114]. Görüntüleme teknikleri ilk olarak x-ışınıyla ortaya çıktıktan sonra gelişerek değişik görüntüleme teknikleri ortaya çıkmıştır. Bunların görüntüleme birbirlerine göre üstünlükleri vardır.

3.1 Röntgen

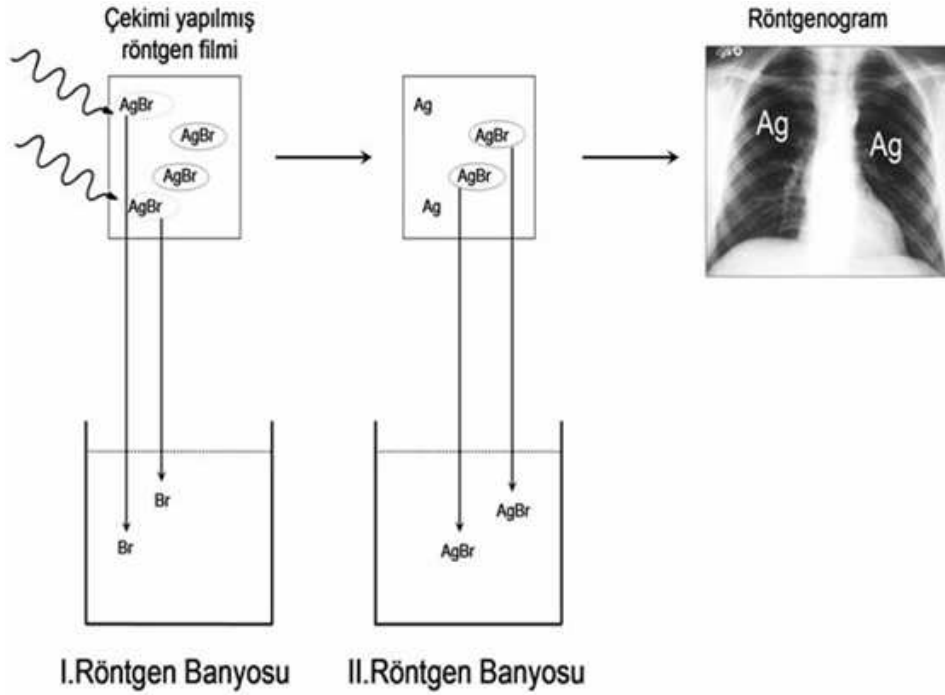
Temel tanı yöntemlerinden ilki Röntgendir. Görüntü oluşumunda kullanılan x-ışınını 1895 yılında Alman fizik profesörü Wilhelm Kodrad Röntgen bularak görüntüleme yöntemine kendi ismini vermiştir. X-ışınları, bir ucunda radyo dalgaları diğesinde kozmik ışınlar bulunan, içerisinde görülebilen ışığın da bulunduğu elektromanyetik radyasyon spektrumunda yer alır [116].

Bir projeksiyon makinesinin üzerine konan bir şekil ya da yazının perdeye yansması gibi, x-ışınları da vücudun iç yapılarını röntgen filmi üzerine o şekilde yansıtır. İnsan vücudu eni, boyu ve derinliğiyle üç boyutludur. Röntgen filminde derinlik olmadığı için, vücudun derinliği olan üçüncü boyuttaki yapılar üst üste düşerler. Örneğin, bir göğüs röntgenogramında omurga, nefes borusu (trakea), kalp, göğüs kemiği üst üste düşer ve eğer bu yapıların her birin açık bir şekilde görüntülenmek istenirse röntgen çekimi yeterli değildir [113]. Bu sorun, BT ve MR gibi kesit görüntüleme yöntemleri ile çözümlenebilmiştir.

X-ışını, elektrik enerjisinin kinetik enerjiye çevrilmesi ile elde edilir. Alternatif gerilim, transformatörlerle yükseltilir ve doğru gerilime çevrilir. Bu yüksek gerilim, havası boşaltılmış bir cam tüp içerisindeki katot ile anot arasına uygulanırsa, hızla anoda çarpan elektronların kinetik enerjilerinin büyük bir bölümü ısıya, çok az bir bölümü de x-ışını enerjisine dönüşür [116].

3.1.1. Röntgenogramlarda görüntü oluşumu

Röntgen filmi üzerine gümüş bromür (AgBr) emülsiyonu sürülmüş plastik bir yapraktır. Vücudu geçen x-ışınları, bir röntgen filmi üzerine, ya doğrudan ya da Flouresans özellikteki bir levha aracılığıyla, ultraviole ışığı şeklinde düşürülür. Şekil 3.2'de görüldüğü gibi bir röntgen filmi bazı kimyasal solüsyonlarla karşılaştırılırsa, etkilenen moleküllerdeki gümüş ve brom birbirlerinden kolayca ayrılır.



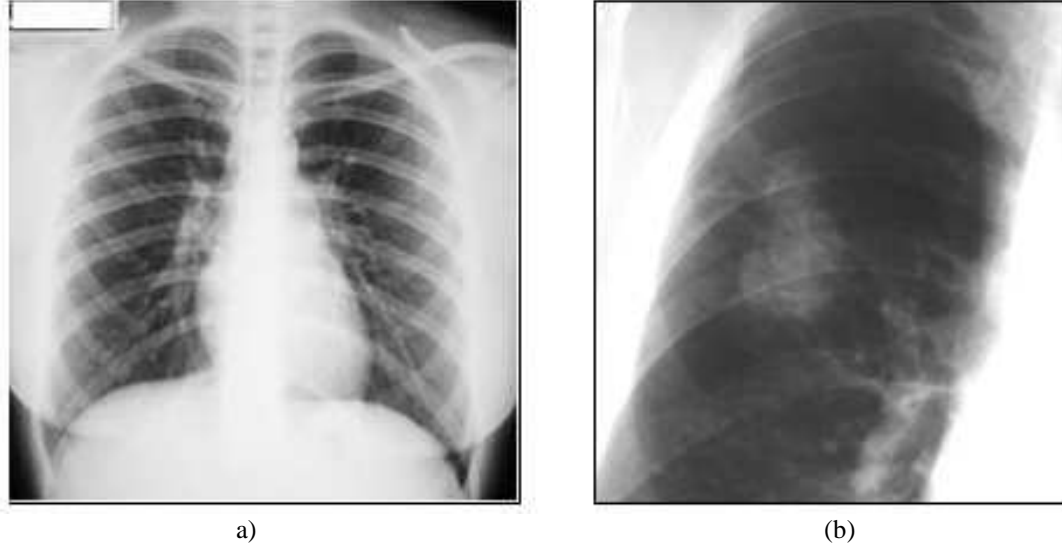
Şekil 3.2. Röntgen filmi üzerinde görüntü oluşumu [113]

Tek kalan gümüş oksitlenerek röntgenogramlar üzerindeki siyah kesimleri oluşturur. Işın düşmemiş bölgelerdeki gümüş bromür molekülleri ise film üzerinden alınır ve beyaz olan plastik baz ortaya çıkar. Bu işleme “film processing” (Röntgen banyosu) adı verilir. [116].

İnsan vücudundaki yumuşak dokular su, hidrojen, oksijen, karbon, azot ve bazı nadir elementlerden oluşur ve bu dokuların ortalama atom numarası yüksek değildir. Kemikler kalsiyum fosfat (CaPO_4) kristallerinden oluşur. Kalsiyumun atom numarası yumuşak dokulara göre oldukça yüksektir. Kaburgalar ince olmalarına rağmen x-ışını fazla tutmalarının nedeni kalsiyumun atom numarasının yani elektron sayısının yumuşak dokulardakinden yüksek olmasıdır. Bu sebepten kaburgalar açık tonda görünürler. Akciğerler de, içi hava dolu olduğundan yoğunluğu düşük olduğu için, aynı kalınlıkta olan karaciğere göre daha koyu gri tonlardadırlar [115].

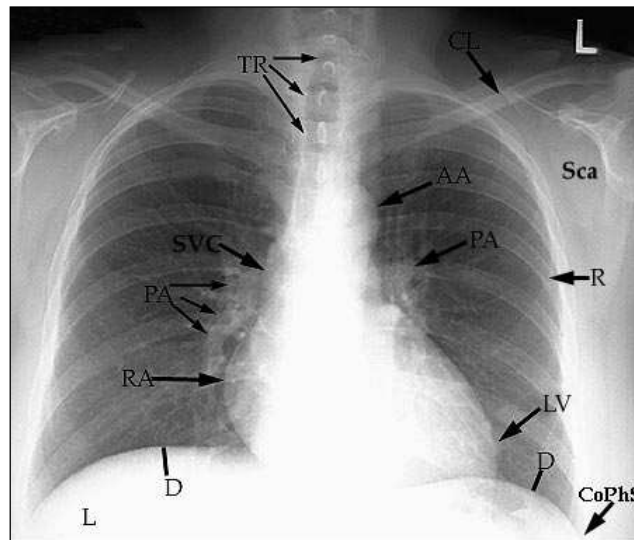
İçi hava ile dolu akciğerler, göğüs röntgeninde çok iyi görünürler. Şekil 3.3a’da görülen normal bir göğüs röntgeninde, iki yanda koyu renkte akciğerler simetrik olarak açık renkteki kaburgaların altında görülmektedirler. Görüntüde derinlik

olmadığı için vücut derinliğindeki yapılar üst üste görülmektedirler. Şekil 3.3b’de örnek bir kanserli dokusu olan akciğer görülmektedir.



Şekil 3.3a. Göğüs (Arka-Ön) röntgenogramı normal doku,
b. Kanserli doku [113]

Şekil 3.4’de göğüs röntgeninde görülebilecek yapılar işaretlenmiştir. Bu yapılar ve açılımları şu şekildedir: PA (pulmoner arter), TR (Trakea, Nefes borusu), CL (köprücük kemiği), AA (arkus aorta), SVC (superior vena kava), RA (Sağ kulakçık), CoPhS (diyafragmatik oluk), LV (sol ventrikül), D (diyafram), L (karaciğer), Sca (kürek kemiği) ve R (kaburga)’dır.



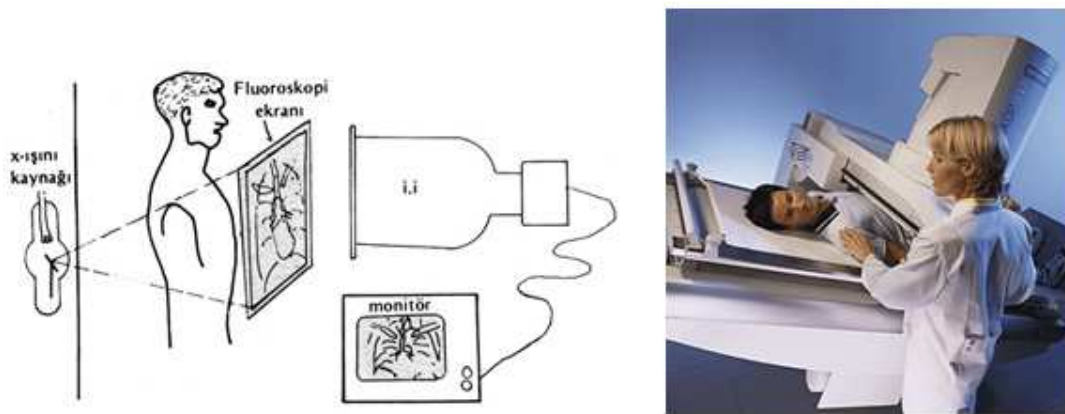
Şekil 3.4. Göğüs röntgenogramındaki yapılar [113]

X-ışınının, insan vücuduna zararlı etkisi vardır. Bu nedenle radyoloji çalışanlarının X-ışınlarından zarar görmelerini engellemek amacıyla kullandıkları önlüklerin içine 0.25-0.5 mm kalınlığında kurşun tabakalar yerleştirilir. Ayrıca röntgen odalarının duvarları ince kurşun levhalarla kaplanırlar. Çünkü kurşun atom numarasından ve dolayısıyla elektron sayısının çok yüksek olmasından dolayı x-ışınını az geçirir [113].

Gümüş bromür görüntülerinin elde edildiği yönteme konvansiyonel röntgen adı verilir ve konvansiyonel röntgende, radyoskopi (fluoroskopi) ve radyografi olmak üzere iki yönteme ayrılır. Bir başka röntgen çeşidi ise x-ışınlarının dedektörlerle ölçülerek görüntünün bilgisayar aracılığı ile katot tüpünde oluşturulduğu yöntem olan dijital röntgendir [116]. Bu yöntemlerde görüntülerin nasıl oluştuğu aşağıda anlatılmıştır.

3.1.2. Radyoskopi (Fluoroskopi)

Bu yöntem ile görüntüleme tekniğinde floresan ekranlar kullanılmaktadır. Floresan ekranlar, üzerine x-ışını düştüğünde ultraviyole ışık yayan maddelerle kaplanmış levhalardır. Vücudu geçen x-ışınları bu ekran üzerinde ultraviyole ışığı şeklinde izlenebilir [113]. Şekil 3.5’de radyoskopi görüntüleme örneği görülmektedir.

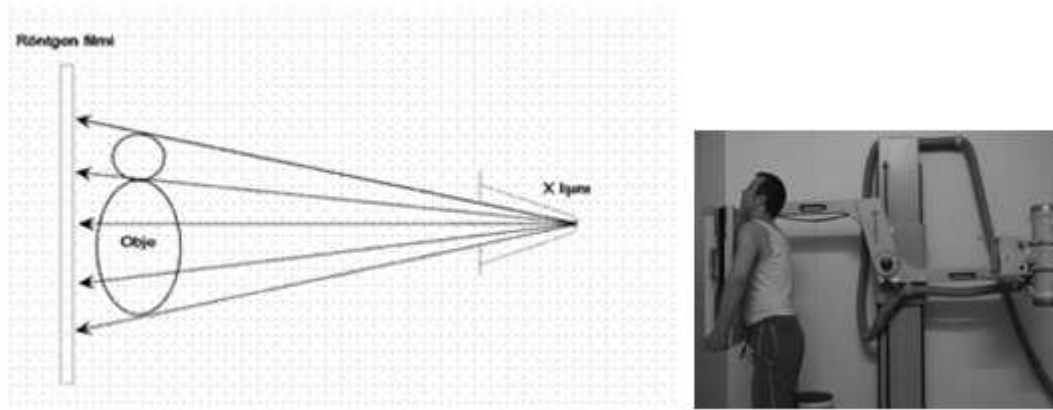


Şekil 3.5. Radyoskopi görüntüleme [113]

Görüntünün izlenebilmesi için gözün karanlığa uyum sağlanması gereklidir. Bu olumsuzluğu gidermek için görüntünün aydınlıkta görülmesini sağlayan görüntü kuvvetlendirici aygıtlar geliştirilmiştir. Görüntü kuvvetlendiriciler sayesinde, x-ışını daha az kullanıldığı için hastanın ve hekimin aldığı zararlı ışın dozu azalmaktadır. Görüntü bir televizyon ekranında görüntü kuvvetlendiriciler sayesinde izlenebilir. Radyoskopik görüntüleme diyafram gibi hareketli organlar izlenerek tanıya varılabilir [116]. Ayrıca kalp atışları gözlenebildiği gibi, sindirim borusunun hareketleri de incelenebilir [113].

3.1.3. Radyografi

Bu yöntemle Şekil 3.6'de görüldüğü gibi, hastayı geçen x-ışınları, bir röntgen filmi üzerine düşürülerek görüntü elde edilebilir. Görüntü çekilmiş röntgen filmine radyogram ya da başka bir ifadeyle röntgenogram adı verilir. Radyografi ile görüntüleme iki şekilde yapılabilir. Birincisinde incelenecek bölgeden doğrudan x-ışını geçirilerek (düz radyografi) görüntüleme yapılır. İkincisinde ise incelenecek yapının içine veya çevresine kontrast madde verdikten sonra x-ışını geçirerek (kontrastlı radyografi) yapılır [116].



Şekil 3.6. Radyografi görüntüleme tekniği [113]

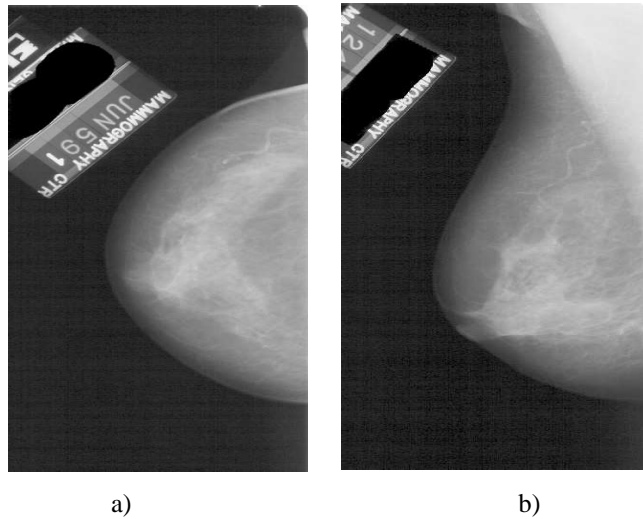
Radyografi ile Radyoskopi arasında bazı farklılıklar vardır. Örneğin Radyoskopi'nin Radyografi'den temel farkı görüntünün canlı izlenebilmesidir. Röntgenogramlarda görüntü fotoğraf gibi sabit bir kayıt iken, radyoskopide görüntü, canlı olarak izlenebilir [113].

3.1.4 Dijital röntgen

Dijital röntgende görüntüler bilgisayar aracılığı ile oluşturulurken, vücudu geçen x-ışınları ya detektör zinciriyle ya da görüntü plağı ile veya da radyoskopi ekranının dijitalizasyonu ile saptanarak, oluşturulur [116]. Dijital röntgen ile görüntülemenin konvansiyonel röntgene göre bazı üstünlükleri vardır. Örneğin dijital röntgenler bilgisayara kayıt edilebileceğinden konvansiyonel görüntü filmlerinin arşiv sorunu ortadan kalkmaktadır. Dijital röntgende görüntü çekimi, konvansiyonel görüntüleme yöntemlerine göre daha kolay işlemler ile gerçekleştirilir, film banyo işlemi olmadığı için işlem süresi kısadır. Hastanın vücuduna uygulanan ışın dozu azdır ve dijital röntgenin maliyeti düşüktür.

3.1.5 Mamografi

Mamografi görüntüleme, memenin röntgenogramını özel üretilmiş röntgen cihazıyla elde etme yöntemidir. Mamografi cihazları, konvansiyonel röntgen çekimlerinde olduğu gibi memeyi, x-ışınları göndererek incelerler. Mamaografi çekimi iki şekilde yapılmaktadır. Bunlardan ilki craniocaudal (CC) adı verilen memenin yukarıdan aşağıya doğru görüntülenmesi, ikincisi mediolateral (ML) adı verilen memenin yandan içten dışa doğru görüntülenmesidir [113]. Şekil 3.7a'da CC görüntü, Şekil 3.7b'de ise ML görüntü görülmektedir.



Şekil 3.7a. Sol Memenin Craniocaudal görüntüsü
b. Sol Memenin Mediolateral Görüntüsü [113]

3.2. Ultrasonografi

Ultrason görüntüleme, klinik uygulamalarda oldukça çok kullanılan, sabit bir yerde durmaya gerek kalmadan taşınabilen, tanısal görüntüleme yöntemidir. Ultrason görüntüleme, genellikle gebelikte anne karnındaki bebeğin görüntülenmesinde, karaciğer, böbrek ve damarlardaki kan akışını görüntülemeye kullanılır [117]. Ultrasonografi, çok yüksek frekanslı ses dalgalarını vücuda göndererek farklı doku yüzeylerinden gelen ekoları (yankıları) saptama esasına dayanan bir görüntüleme yöntemidir. Ultrason insan kulağının işitmeyeceği kadar çok yüksek frekanslı ses dalgasıdır [116].

İnsan işitme sisteminin duyabileceğinden 20 kHz (kilohertz) daha fazla frekanslar için ultrason yani ultra ses ifadesi kullanılır. Tipik bir ultrasonografi tarayıcısı 2 – 13 MHz (megahertz) frekans aralığında çalışır. Bir ultra ses transdüseri tarafından oluşturulan ses, görüntülenmek istenen dokuyla direkt gönderilir. Dokuya ulaşan ses vücuttaki yapılardan geri yansır. Yansıyan ses dalgaları transdüserine geri ulaştığında transdüserde bulunan elemanları titretir. Bu titreme elektrik darbelerine dönüşür ve bu darbeler işlenerek bir ultrasonik görüntü oluşturulur [113].

Yoğunluğu yüksek maddeler sesi az iletirler. Bu sebepten yoğunluk ses hızı ile ters orantılıdır. İnsan vücudunda da sesin yayılma hızı dokudan dokuya göre değişir. Kemik hariç tüm vücut dokuları sıvı gibi davranmakta ve sesi yaklaşık olarak aynı hızda iletmektedirler. Yumuşak dokularda ses hızları 1540 m/sn civarında birbirine yakın değerler alırken, kemik dokusunda ses hızı 4080 m/sn gibi çok yüksek değer almaktadır [116]. Tablo 3.1’de sesin farklı dokulardaki iletme hızları görülmektedir.

Tablo 3.1. Sesin farklı dokulardaki hızı

DOKU – MADDE	HIZ (m/sn)
Hava	348
Kan	1570
Kemik	4080
Yağ	1500
Karaciğer	1550
Kas	1580
Yumuşak Dokular	1540
Su	1480

Tablo 3.1'e göre sesi; hava çok düşük hızda, kemik çok yüksek hızda, kan, yağ, karaciğer, kas ve su ise birbirlerine yakın değerlerde ortalama hızlarda geçirmektedirler.

Ultrasonografide temel iki tanı yöntemi kullanılmaktadır. Gerçek zamanlı (Real-time) görüntüleme ve Doppler ultrasonografidir

3.2.1. Ultrasonografide gerçek zamanlı görüntüleme

Ultrasonografi ile gerçek zamanlı görüntülemede prob hasta üzerinde dolaştırılırken ekrandaki görüntü sürekli izlenebilir. Ultrasonografi ile hareketli yapılar incelebilmektedir. Görüntüleme esnasında prob istenilen düzlemde tutularak farklı düzlemlerde görüntü elde edilebilmektedir. Vücuda gönderilen ses dalgası sürekli değildir darbeler halindedir. Bu sayede yüzeyden ve derinden yansıyan ekolar birbirine karışmamaktadır.

Gerçek zamanlı görüntülemede vücuda saniyede 500-3000 arasında kısa ultrason darbeleri gönderilerek dokulardan gelen yansımalar kaydedilmektedir [116]. Şekil 3.8'de örnek bir ultrasonografi görüntüsü görülmektedir.



Şekil 3.8. Örnek ultrason görüntüsü [118]

3.2.2. Doppler ultrasonografi

Doppler ultrasonografiyle damarlardaki kan hücrelerinden yansıyan ekoların frekans değişiklikleri tespit edilerek kan akımının yönü ve şiddeti tespit edilebilmektedir. Transdüser adı verilen bir alet incelenecek damarın üzerindeki ciltte gezdirilir. Kan akımı incelenirken yüksek frekansta ses dalgaları kullanılır ve daha çok sesin saçılması özelliğinden faydalanılır. Ses dalgaları damara belli bir açıyla gönderilir. Ses dalgasının damara dik olması durumunda akım hakkında bilgi edinmek mümkün değildir. Transdüser yaklaşan ve uzaklaşan kan hücrelerinden yansıyan ses dalgaları damarların farklı renklere boyanmasına neden olur. Böylece vücutta normalde ters yönde akım taşıyan atar ve toplar damarlar birbirinden ayırtedilebilir [116]. PE'lerin belirlenmesi yöntemlerinde, Doppler ultrasonografi de kullanılabilir.

3.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme

Vücudumuz genel olarak yağ ve sudan oluşmaktadır ve hidrojen atomları bu oluşumların moleküler yapısında ağırlıklı olarak yer almaktadır. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), su ve yağın, dolayısı ile de vücudumuzun büyük bir bölümünün yapısında mevcut bulunan (%63) hidrojen atomlarının, güçlü bir manyetik alan içerisinde, kendilerini rezonansa uğratacak bir radyofrekans (RF) dalgası ile uyarılıp titreştirilmesinden elde edilen sinyallerin görüntüye dönüştürüldüğü ileri radyolojik

görüntüleme tekniğidir [119]. Şekil 3.9’da örnek bir manyetik rezonans görüntüsü görülmektedir.



Şekil 3.9. Örnek manyetik rezonans görüntüsü [118]

MRG kanser, kas-iskelet düzensizlikleri, kalp ve damar rahatsızlıkları ve eklem rahatsızlıklarında geniş bir kullanım alanına sahiptir. MRG ile kemiklerin yakınındaki ve çevresindeki yumuşak dokuların çok temiz görüntülerini elde etmek mümkündür. Bu sebepten spor yaralanmalarında örneğin; diz, omuz ve bilek gibi eklemlerin görüntülenmesinde kullanılmaktadır. MRG, diğer görüntüleme yöntemleri ile görülemeyecek bazı vücut yapılarının değerlendirilmelerine imkan sağlar [113].

3.4 Nükleer Tıp Görüntüleme

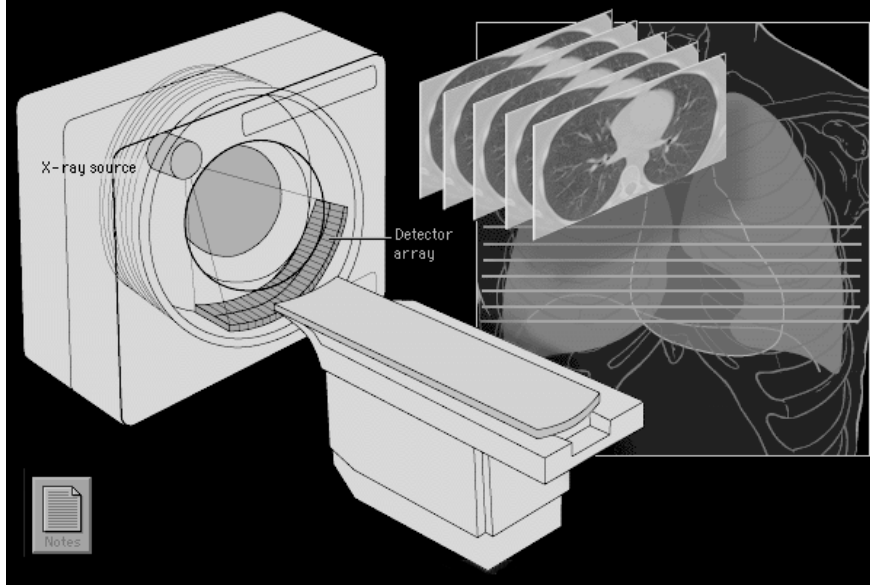
Nükleer tıp hastaya, kimyasal veya radyoaktif izotop içeren bileşimin, solunum yoluyla verildiği veya ağız yoluyla enjekte edildiği radyoloji dalıdır. Hastanın vücut yapısına göre bileşim vücuda yayıldıktan sonra, radyoaktif bozulma sırasında yayılan X ve/veya gamma ışınları radyasyon detektörleri ile tutulur ve görüntü elde edilir. Bu yöntem sintigrafi de denilmektedir. çünkü gamma ışınları detektörde bir sintilasyon şeklinde görülmektedirler [113].

3.5. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayar yardımıyla elde edilen ilk medikal görüntüleme yöntemi olan, Bilgisayarlı Tomografi (BT), 1970'li yılların başlarından itibaren kullanılan bir X-ışını yöntemidir. Görüntüler kesitler halinde olduğu için, röntgenogramlardaki üst üste düşmeler ortadan kalkmıştır. Bu yüzden BT görüntüleri röntgenden çok daha ayrıntılıdır. Bir BT kesiti oluşturabilmek için, kesit düzlemindeki her noktadan x-ışını geçirilir ve yapılan çok sayıdaki ölçümün güçlü bilgisayarlarla işlenmesi ile görüntülerin sayısal değeri elde edilir. Bulunan bu sayısal değerler, karşılığı olan gri tonlarla boyanarak kesit görüntüleri elde edilir. Yöntemin kullandığı enerji X-ışını olduğu için, görüntülerdeki gri tonların anlamı röntgendekiyle aynıdır: yani açık gri tonlar, koyu tonlara göre X-ışınlarının daha çok tutulduğu bölgeleri gösterir [112].

3.5.1. Bilgisayarlı tomografi cihazları

Bu cihaz X-ışını ile görüntüleme yapan cihazların en gelişmişidir. Bu cihazda da diğer röntgen cihazlarında olduğu gibi bir x-ışını tüpü vardır. Ancak bu cihazdaki x-ışını tüpü sabit bir tüp yapısı yerine, hareketli bir Gantry üzerine monte edilmiştir. Görüntüsü çekilmek istenen bölgede bu gantry sürekli ve belirli bir hızda dönerek tarama yapar. Bu tarama esnasında, x-ışını dedektörüne gelen veriler görüntü işleme bilgisayarlarıyla BT görüntülerini oluştururlar. Oluşturulan bu görüntü MR görüntülerine oldukça benzemektedir [116]. Şekil 3.10'da BT cihazı ve çekilmiş BT görüntü kesitleri görülmektedir.



Şekil 3.10. BT cihazı ve akciğer kesit görüntüleri [116]

BT cihazı üç ana kısımdan oluşmaktadır. Bunlar:

- Gantry
- Kabinetler
- Görüntü İşleme ve Operatör Bilgisayarlarıdır

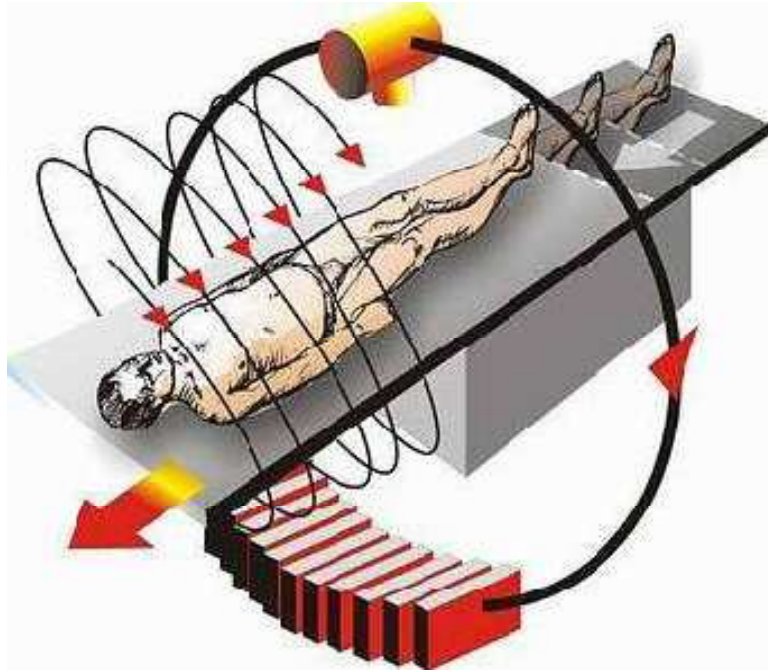
Gantry BT cihazlarının ilk ve en önemli bileşenidir ve halka şeklinde bir geometrik yapıya sahiptir. Bu halkanın bir ucunda gelişmiş ve yüksek kapasiteli bir X-ışını tüpü, karşı ucunda da bu X-ışın tüpünden gelen ışınları algılayabilecek bir dedektör bulunur. Gantry belirli bir hızla dönerken, belirli periyotlarla x-ışını göndererek; dedektörden geri gelen sinyalleri alır ve görüntülerini oluşturmak üzere kabinetlere gönderir.

Kabinetler, gantrynin devamlı dönmesini sağlayan bileşenleri taşırlar ve görüntü bilgisayarı ile gantry arasındaki veri akışı için arayüz oluştururlar. Kabinetlerde BT cihazına güç sağlayan kaynakların kontrol kartları ve ayrıca gantrynin hareketi ve çalışma periyodu için kontrol kartları, bulunur.

Görüntü İşleme ve Operatör Bilgisayarları BT cihazının ürettiği verileri görünür hale getiren parçalardır. BT cihazının Dedektörlerinden alınan veriler iletim hatları aracılığıyla Görüntü İşleme Bilgisayarına gelirler. Sinyal işleyicisi olarak çalışan bu bilgisayarlar, gelen sinyalleri yorumlarlar ve bu sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan Operatör Bilgisayarına iletirler. Böylece BT kesit görüntüleri oluşturulmuş olur. Operatör bilgisayarındaki görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları alınabilir ya da görüntü çekimi tekrarlanabilir [116].

3.5.2. Bilgisayarlı tomografi cihazının çalışma prensibi

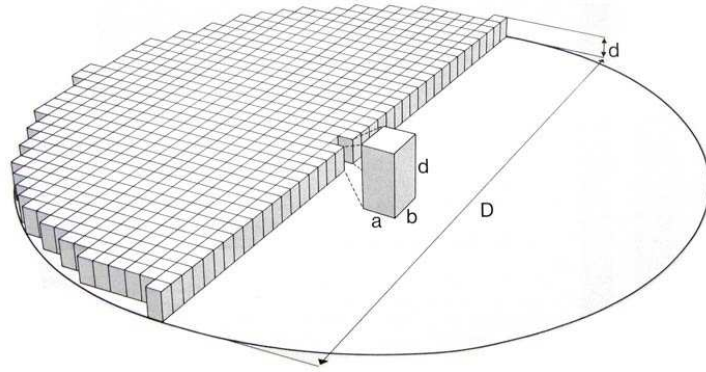
Helikal (spiral) BT’de; hasta masası şekil 3.11’de görülen ok işareti yönünde sürekli kayar tüp ise inceleme sırasında sürekli döner. Bir nefes tutma süresinde 40-80 cm’lik bir alan taranabilir. Çok kesitli BT görüntüleme tekniğinde tek detektör halkası yerine, yan yana sıralanan detektör halkaları ile bir detektör bloğu oluşturur. Böylece detektör blokları sayesinde halka sayıları 64’e kadar çıkartılabilir. Bu sayede aynı anda taranabilen bölgenin hacim miktarı artmış olur [113].



Şekil 3.11. Helikal (Spiral) BT Görüntüleme [116]

BT’de görüntü çekimi esnasında yapılan işlemler 3 aşamada özetlenebilir:

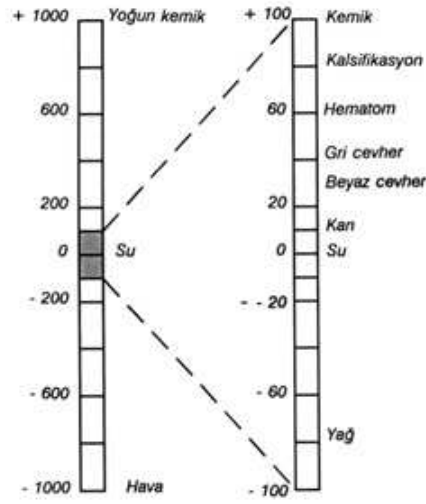
Birinci aşamada; x-ışını tüpü, görüntülenecek düzlemin çevresinde 360 derece dönmesi esnasında, x-ışınları vücuda gönderilirken ve vücudu geçtikten sonra ölçülür. İki ölçüm aradaki fark hesaplanır ve detektörlerin karşısına gelen dokuların x-ışınına ne oranda tuttuğu bulunur ve bu ölçümler sonunda bilgisayar işlemleriyle görüntü oluşturulur. Bütün dijital görüntülerdeki gibi, BT görüntülerinde de en küçük yapı piksellerden oluşur ve bu piksellerden oluşmuş yapıya görüntü matrisi denir. Matris görüntünün “x” ve “y” boyutundaki piksel sayılarının çarpımı şeklinde gösterilir. Bu tez çalışmasında kullanılan görüntülerin oluşturduğu matris 512x512 boyutundadır. Bu görüntüler aslında bir kalınlığı olduğu için iki boyutlu değildirler; dolayısıyla bir BT görüntüsünde “x” ve “y” boyutundaki pikseller görüntünün tabanını oluştururken, yüksekliğini de kesit kalınlığı oluşturmaktadır. Böyle bir yapıdaki pikseller ve kesit kalınlığı bir dikdörtgen prizma oluşturur [115]. Bu prizmalara voksel adı verilir. voksel hacim elementi anlamına gelmektedir. Şekil 3.12’de x-y pikseli ile görüntü kesit kalınlığından dolayı oluşan voksel adı verilen dikdörtgen prizmaları temsil eden bir örnek görüntü verilmiştir.



Şekil 3.12. Piksel (a x b) ve voksel (a x b x d), D: görüntü alanının çapı [115]

Şekil 3.12’de görülen dikdörtgen prizmalardan biri boyutlandırılmıştır. Bu prizma $a \times b$ pikselleri ve d kesit kalınlığının bir araya gelmesiyle bir vokseli oluşturmuşlardır. Bu tez çalışmasında kullanılan veri setine ait görüntülerdeki bir piksel 0,8 mm’den oluşmuştur. Kesit kalınlığı da, 1 mm olduğu için bir görüntüdeki bir vokselin hacmi $0,8 \times 0,8 \times 1 \text{ mm}^3$ tür.

İkinci aşamada detektörlerin dokulardaki x-ışınlarını tutma değerleri bilgisayarlar aracılığıyla sayısal değerlere dönüştürülür. Bu işlem için kullanılan bir cetvel vardır. Bu cetveli, oluşturanlardan biri olan İngiliz fizikçi Hounsfield'den dolayı Hounsfield cetveli denir ve bu cetveldeki sayılara da BT birimi veya Hounsfield Units (HU) adı verilir. HU cetveli, Şekil 3.13'de görüldüğü gibi, suyun x-ışınını tutma değerini 0 kabul eden, bir ucu -1000 diğer ucu +1000 olan bir cetveldir.

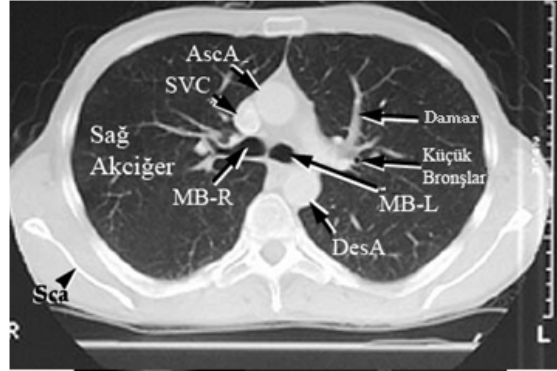


Şekil 3.13. Hounsfield Ölçeği [113]

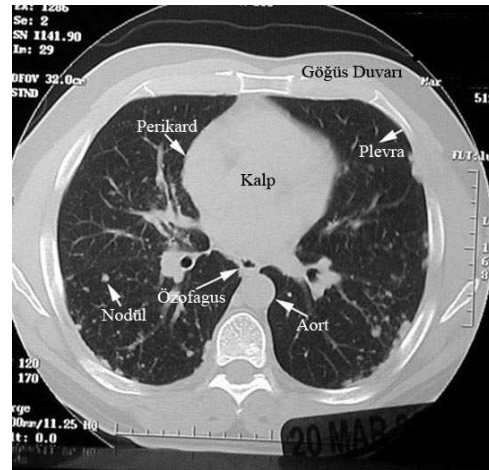
Son olarak üçüncü aşamada sistemin yapacağı son işlem görüntülerdeki her bir vokseli, Hounsfield cetveline göre aldığı sayısal değere uygun olarak siyah, beyaz ve aradaki gri tonlarla boyamaktır. Bunun için artı ucu beyaz, eksi ucu siyah olan gri bir dağılım kullanılır [113]. Bir voksel, içerisindeki bütün yapıların ortalama değeri alınarak sayısallaştırılır. Bir BT kesitinde gördüğümüz en küçük noktadaki bir piksellerin rengi, aslında ait olduğu vokselin ortalama rengidir. Dijital röntgende ise, x-ışınının geçtiği bütün vücut kalınlığının x-ışınını tutma değerinin karşılığı piksel rengini oluşturur [115].

Şekil 3.14 örnek bir akciğer BT kesiti görülmektedir. Bu görüntüdeki yapılar şunlardır: MB-R (sağ ana bronş), MB-L (sol ana bronş), Sca (kürek kemiği), DesA (inen aort), AscA (çıkan aort) ve SVC (superior vena kava). Şekil 3.15'de ise farklı bir BT kesiti görülmektedir. Bu görüntüdeki yapılar ise şunlardır: kalp, göğüs duvarı,

perikard, plevra, aort, özofagus ve anormal bir yapı olarak nodül görülmektedir [113].



Şekil 3.14. Örnek akciğer BT kesiti ve yapıları [113]



Şekil 3.15. Nodülü bulunan örnek bir akciğer BT kesiti ve yapıları [113]

Şekil 3.14 – 15’de görüldüğü gibi damarlar çok belirgin değildir. Eğer damarların içinde PE var ise görülmemektedir. Damarları belirgin olarak görüntülemek için bilgisayarlı tomografi anjiyografi görüntüleme tekniği kullanılmaktadır.

3.5.3 Bilgisayarlı tomografi anjiyografi

Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (BTA), vücut damarlarındaki kan akımını gösterebilen özel bir BT tetkikidir. Çekim esnasında hasta BT masasına yatırılır ve en uygun kol toplar damarına ince bir iğne yerleştirilir ve kontrast madde enjekte edilir.

BTA çekimi 3 veya 4 aşamada yapılır. İlk aşamada toraksın topogramı (skenogram) alınarak inceleme alanının sınırları belirlenir. Genel olarak karina düzeyi ile kalp apeksi arasındaki mesafe taranır, ancak baypas greft değerlendirilmesinde arkus aorta ile diyafram arası taranmalıdır. İkinci aşamada, eğer hasta 40 yaşın üzerinde ve koroner arter hastalığı açısından risk taşıyorsa, koroner kalsiyum skorlaması yapılır. Üçüncü aşamada, test enjeksiyonu veya bolus izleme yöntemi kullanılarak aort kökünden ölçüm yapılır ve maksimum kontrastlanma zamanı bulunur. Bu sureye 5 sn eklenerek koroner arterlerin optimum kontrastlanması için gecikme zamanı hesaplanır. Dördüncü aşamada ise, intravenöz kontrast madde enjeksiyonunu takiben, uygun gecikme zamanı sonrasında aort kökünden kalp kaidesine kadar 10-15 cm' lik mesafeden BT anjiyografik görüntüler alınır [120]. BTA çekilirken, hastanın damarlarına verilen kontrast madde kana karışır ve bu madde Şekil 3.16'da görüldüğü gibi akciğer damar görüntüsünde, damarların parlak görünmesini sağlar [74].



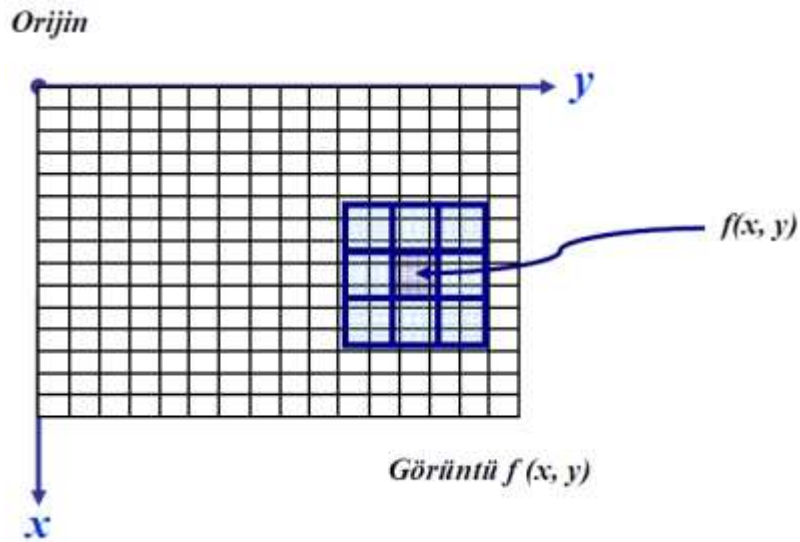
Şekil 3.16. Örnek BTA kesit görüntüsü

Şekil 3.16'daki BTA görüntüsü bu tez çalışmasında kullanılan veri setindeki hastalardan birine ait görüntülerden bir kesittir. Bu görüntü, Şekil 3.14'deki BT görüntüsü ile karşılaştırılıp, özellikle MB'deki damarlar incelenirse, BTA ile çekilen görüntüdeki damarların kontrast maddeden dolayı daha parlak olduğu görülebilir. BTA görüntüleri, tarayıcı sistemleri tarafından *.dcm formatında kaydedilirler. Tarayıcıların dedektörlerinden elde edilen bu ham veriler DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) formatında, saklanırlar [134].

BÖLÜM 4. GÖRÜNTÜ İŞLEMEDE TEMEL TEKNİKLER

4.1. Sayısal Görüntünün Tanımı

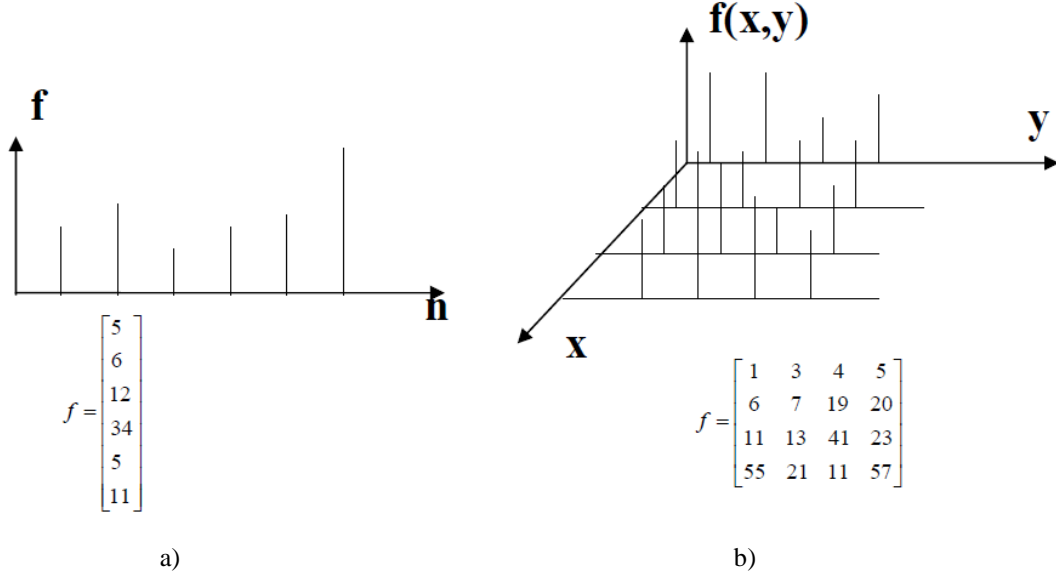
Bir görüntü iki boyutlu olarak $f(x,y)$ şeklinde tanımlanırsa, x ve y koordinatları gösterirken, f ise x - y koordinatlarındaki noktanın gri seviyesini veren bir fonksiyondur [121]. Herhangi bir (x,y) koordinatındaki f 'in değeri görüntünün o noktadaki yoğunluğu (intensity) olarak adlandırılır [122]. Sayısal (dijital) görüntü, f fonksiyonunun sonlu sayıdaki ayrık bileşenlerinden oluşan görüntüdür. Sonlu sayıdaki ayrık bileşenlerin her birine piksel veya resim elemanı denir. f 'nin değeri veya genliği, (x,y) uzaysal koordinatlarında pozitif skaler bir değerdir. Bu değer anlamını fiziksel görüntünün kaynağı belirler. Şekil 4.1'de bir görüntünün x ve y koordinatları, bu koordinatlardaki pikselleri ve piksellerin bütününün oluşturduğu görüntünün matrissel formu görülmektedir [123].



Şekil 4.1. Bir görüntünün x ve y koordinatları, pikselleri ve matrissel formu [123].

Bir ayrık eleman dizisi bir boyutlu (1D) bir vektör veya dizi şeklinde ifade edilirken, görüntü ise iki boyutlu (2D) ve (x,y) koordinatlarda belli bir gri seviyesi olan bir

fonksiyonun matrisi şeklinde ifade edilebilir [124]. Bu durum matris ve grafiklerle Şekil 4.2’de gösterilmiştir.

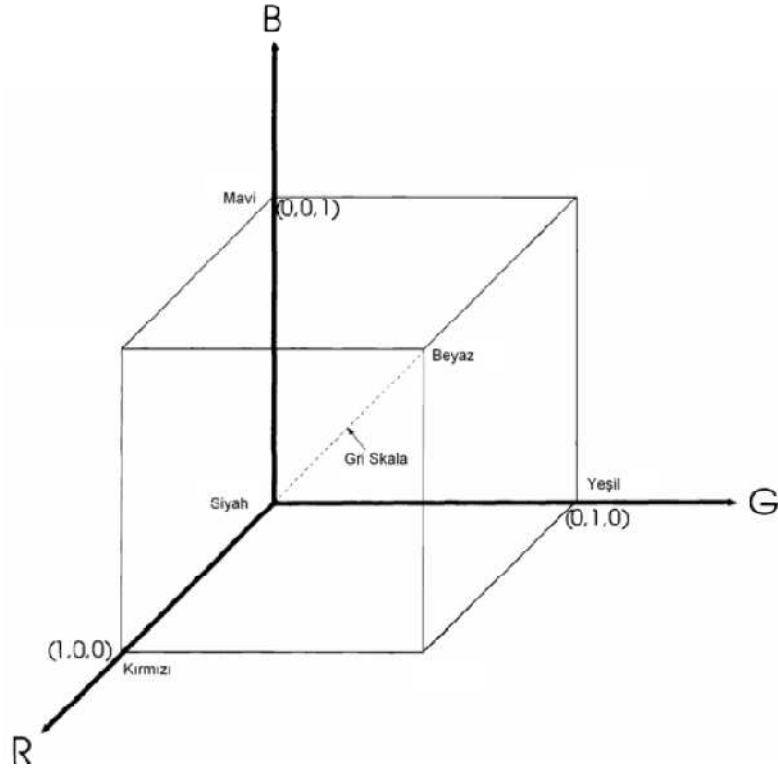


Şekil 4.2a. Bir boyutlu dizilerin vektörel görünümü ve grafiği.

b. İki boyutlu görüntülerin matrisel görünümü ve grafiği
(görüntüyü tanımlarken kullanılan matris) [124]

4.2. RGB Renk Uzayı

Tıbbi görüntüleme tekniklerinde renkler RGB renk uzayı ile temsil edilmektedirler. RGB Red, Green, Blue (kırmızı, yeşil, mavi) kelimelerinin baş harflerini temsil ederler ve görüntülerdeki renkleri ya da renklerin birbirleriyle ilişkilerini belirlemede kullanılan bir yoldur. Değişik amaçlar için kullanılan birden çok renk modeli bulunmaktadır. RGB renk uzayı, Şekil 4.3’te görüldüğü gibi 3-boyutlu bir küp ile temsil edilir ve bu küpün orijininde siyah, orjinin karşı ucunda beyaz ve eksenlerinde ise; kırmızı, yeşil ve mavi renkler bulunur. Siyah ile beyazı birleştiren doğru üzerinde grilik skalası bulunur.



Şekil 4.3. RGB renk uzayı [125]

Eğer, RGB görüntülerin, grilik skalasına dönüştürülmesi gerekirse; Bu iş için;

$$\text{Gri Lik Skalası Yoğunluğu} = 0.299 R + 0.587 G + 0.114 B \quad (4.1)$$

denklemini kullanılır. Bu denklem bir NTSC (National Television Standards Committee) standarttır. Bir başka sıkça kullanılan RGB grilik skalası dönüşümü ise, ortalama alınan :

$$\text{Gri Lik Skalası Yoğunluğu} = 0.333 R + 0.333 G + 0.333 B \quad (4.2)$$

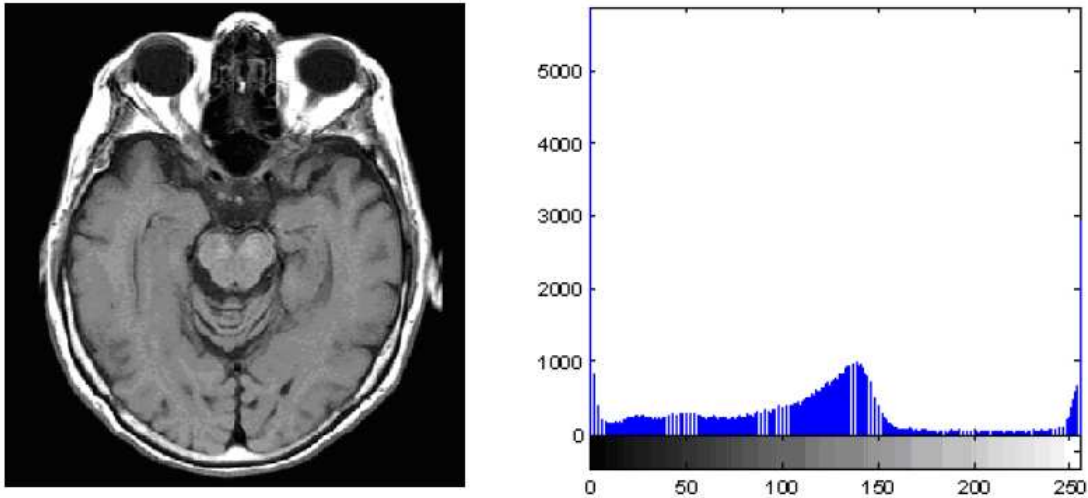
denklemdir [125].

4.3. Histogram

Histogram, bir görüntünün genel yoğunluk dağılımı ve kontrastı hakkında bilgidir ve $h(rk) = nk$ formülü ile tanımlanır. Burada rk , k . gri düzeyi ve nk da görüntüdeki rk gri

düzeyine sahip piksellerin sayısını ifade eder. Histogram normalize edilirken; histogramın her bir değeri, n ile gösterilen görüntüdeki toplam piksel sayısına bölünür. Normalize sonucunda bir histogram $p(rk)=nk/n$ şeklinde ifade edilir. $p(rk)$, gri düzeyi, rk nın meydana gelme olasılığını belirtir.

Histogramın görünümü bir görüntüye ait piksel yoğunluklarının çubuk grafiğidir. Bu grafik x ve y koordinatlarından oluşur ve piksel yoğunlukları x ekseninde, her bir yoğunluğun görüntüde ortaya çıkma sıklığı da y ekseninde dağılır. Görüntülerde piksel yoğunluk dağılımları koyu renkli görüntülerde, sol tarafa doğru olan histogramlara sahip iken, açık renkli görüntülerde ise piksel dağılımları sağ tarafa doğru olan histogramlara sahiptirler. İdeal bir görüntü histogramında, piksel yoğunlukları, histogram boyunca düzenli bir şekilde dağılmaktadır [122]. Şekil 4.4’de örnek bir görüntü ve histogramı görülmektedir.



Şekil 4.4. Örnek bir görüntü ve histogramı

4.4. Eşikleme

Bir görüntüyü bölütlemeye (segmentation) kullanılan yöntemlerden biridir. Ayrıca gri tonlu (gray scale) görüntülerin, ikili (binary) görüntüye dönüştürülmesinde de eşikleme kullanılmaktadır. Eğer bir görüntüde bölütlenmek istenen bileşenin gri seviyesi biliniyorsa, ya da histogram yardımı ile tespit edilebiliyorsa, o bileşenin

bölütlenmesi ve istenilen bileşen dışındaki parçaların görüntüden kaldırılması için eşikleme uygulanabilir.

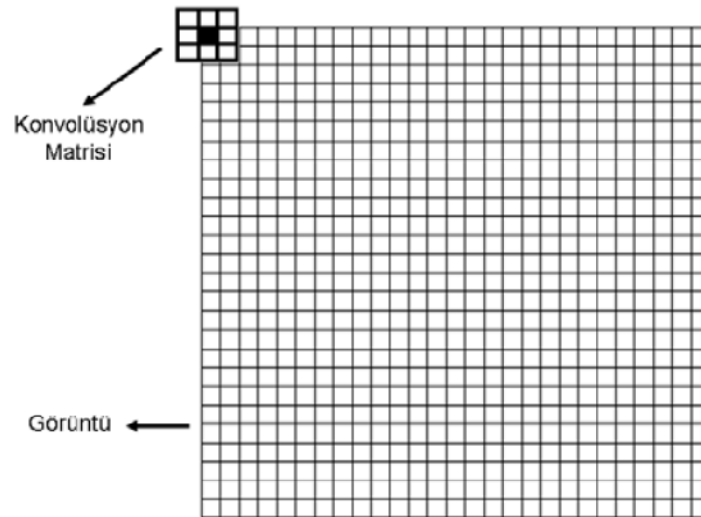
Eşikleme sonunda bir pikselin yeni değeri,

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & f(x, y) \geq T \\ 0, & f(x, y) < T \end{cases} \quad (4.3)$$

formülü ile hesaplanmaktadır. Burada T eşik değerini aşan piksellerin yeni değeri 1, bu değer altında kalan piksellerin yeni değeri ise 0 olarak atanmaktadır [126].

4.5. Konvolüsyon

Konvolüsyon, bir pikselin komşuluğundaki piksellerin ağırlıklı toplamıdır. Konvolüsyon maskesi ya da konvolüsyon kerneli olarak adlandırılan bir matris tarafından, ağırlıklar belirlenir. Matrisin x ve y koordinatlarındaki boyutları genellikle tek sayıdır, bu sayede matrisin ortası merkez olarak belirlenir ve bu Maske merkezi, görüntüdeki her bir piksel üzerinde dolaştırılır (Şekil 4.5).



Şekil 4.5. Konvolüsyon maske merkezinin görüntü üzerine oturtulması [125]

Konvolüsyon işlemi ile belirlenen yeni piksel değeri, komşuluktaki piksel değerleri ile onlara karşılık gelen ağırlıkların çarpılması ve bu çarpımların toplanması ile elde

edilir. Boyutları $M \times N$ olan bir görüntünün, boyutları $m \times n$ olan bir w konvolüsyon maskesi ile işleme sokulması sonucu ortaya çıkan yeni piksel değeri,

$$g(x, y) = \sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b w(s, t) f(x + s, y + t) \quad (4.4)$$

denklemi ile hesaplanır. Burada $a = (m - 1) / 2$ ve $b = (n - 1) / 2$ dir. Konvolüsyon maskesindeki ağırlıkların toplamı, elde edilen çıktı görüntüsünün genel yoğunluğunu etkilemektedir. Kullanılan birçok konvolüsyon maskesinin ağırlıklarının toplamı 1 dir. Bu sayede çıktı görüntüsü, orijinal görüntüyle aynı ortalama yoğunluğa sahip olarak ortaya çıkar. Yine kullanılan birçok konvolüsyon maskeleri ise negatif ağırlıklara sahiptir ve ağırlıklar toplamı 0 dır. Konvolüsyon işleminde, görüntünün sınırları üzerindeki pikseller ile nasıl işlem yapılacağı bir sorundur. Örneğin Şekil 4.5'de görüldüğü gibi konvolüsyon maskesinin merkezi, görüntünün (0,0) koordinatındaki ilk pikseli üzerine oturtulduğunda, bazı katsayılar görüntünün dışına kalmaktadırlar. Bu sorunu gidermenin yollarından birincisi, görüntünün dışına taşan ve boşta kalan maskenin piksel değerlerini 0 olarak kabul etmektir. Bir diğer yöntem ise konvolüsyon maskesini (0,0)'dan başlatmak yerine, görüntünün dışına taşmayacak bir piksele oturtmaktır. Yani konvolüsyon maskesinin merkezini, görüntünün (0,0) pikseline değilde, maskenin sol üst kenarını yani maskenin (0,0) piksel değerini, görüntünün (0,0) pikseline getirerek bu sorun giderilebilir. Bu sorunu gidermek için uygulanabilecek bir başka yöntem ise, konvolüsyon işleminden önce görüntüyü genişletmektir. Görüntünün alt ve üst sınırları genişletilerek bu sorun giderilebilir [125].

4.6. Kenar Belirleme

Kenar belirleme yöntemleri ile görüntülerdeki bileşenlerin sınırları ortaya çıkartılır. İki farklı bölgeyi birbirinden ayıran sınır bir kenardır. Bir görüntüdeki yoğunluklara ait belirgin bölgesel değişikliklerin tespit edilmesi işlemi kenar belirleme işlemidir. Yoğunluk seviyesindeki değişiklik, görüntünün gradyanı ile ölçülmektedir. Görüntü, $f(x,y)$ şeklinde bir fonksiyon olarak ifade edildiğinden, görüntünün gradyanı;

$$\nabla f = \begin{bmatrix} Gx \\ Gy \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{df}{dx} \\ \frac{df}{dy} \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

olarak gösterilir.

Gradyanın boyu;

$$mag(\nabla f) = \sqrt{Gx^2 + Gy^2} \quad (4.6)$$

ya da sayısal görüntüler için;

$$mag(\nabla f) = |Gx| + |Gy| \quad (4.7)$$

şeklinde hesaplanır.

Gradyanın yönü ise;

$$\theta(x, y) = \tan^{-1} \left(\frac{Gy}{Gx} \right) \quad (4.8)$$

olarak hesaplanır.

Gradyan işlemi için iki maske gereklidir. Bunlardan biri x-yönündeki gradyanı, diğeri de y-yönündeki gradyanı hesaplamak için kullanılır.

Görüntüde gradyan yaklaşık olarak;

$$\begin{aligned} Gx &= f(i+1, j) - f(i, j) \\ Gy &= f(i, j+1) - f(i, j) \end{aligned} \quad (4.9)$$

şeklinde hesaplanabilir [128].

Karmaşık sınırları bulunan nesnelerin olası kenarları, kenar arama yöntemleri ile belirlenirken, her bir olası kenarın yönü de aynı zamanda belirlenir. Daha sonra bulunan olası kenar değişimleri, yön bilgileri de kullanılarak birleştirilir ve kenarların son şekli elde edilir [127].

Birçok araştırmacı tarafından kenar belirleme yöntemleri geliştirilmiştir. Bunlardan en popülerleri, Roberts, Sobel, Prewitt ve Canny kenar belirleme yöntemleridir. Bu kenar belirleme yöntemlerinde, verilen maskeler yardımı ile gradyan boyu

hesaplanır. Eğer işlemlerin sonunda elde edilen gradyan boyu belirli bir eşik değerinden yüksek ise, bir kenarın belirlendiği anlaşılır [128].

4.6.1. Roberts operatörü

Roberts operatörü çapraz farkları hesaplamak için 2x2 lik komşulukları kullanır. Roberts operatörü maskeleri,

$$\begin{bmatrix} -1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ ve } \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix}$$

dir. Bu maskeler, sol üst elemanı işlenmekte olan piksel üzerine gelecek şekilde oturtulur. Bu iki maskenin gradyan boyu denklem (4.10)'de görüldüğü gibi mutlak değerlerinin toplamı ile hesaplanır [129].

$$\text{mag}(\nabla f) = |f(i+1, j+1) - f(i, j)| + |f(i+1, j) - f(i, j+1)| \quad (4.10)$$

4.6.2. Sobel operatörü

3x3 lük komşulukları kullanan bir operatördür. Sobel operatörü konvolüsyon maskeleri:

$$\begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \text{ ve } \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}$$

dir. Bu iki maske görüntüye ayrı ayrı uygulanır, böylece G_x ve G_y değerleri aşağıdaki gibi bulunur.

$$\begin{aligned} G_x &= [f(i-1, j-1) + 2f(i-1, j) + f(i-1, j+1)] \\ &\quad - [f(i+1, j-1) + 2f(i+1, j) + f(i+1, j+1)] \end{aligned} \quad (4.11)$$

$$\begin{aligned} G_y &= [f(i-1, j-1) + 2f(i, j-1) + f(i+1, j-1)] \\ &\quad - [f(i-1, j+1) + 2f(i, j+1) + f(i+1, j+1)] \end{aligned} \quad (4.12)$$

Gradyan boyu, $|G_x| + |G_y|$ şeklinde hesaplanabilir [129].

4.6.3. Prewitt operatörü

Sobel operatörüne benzemektedir. Farklı maske katsayıları vardır.

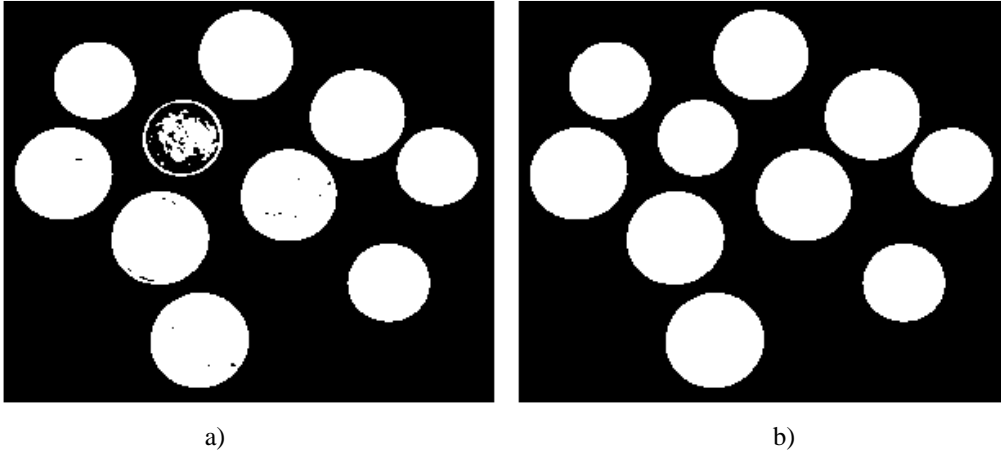
$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \text{ ve } \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}$$

4.6.4. Canny operatörü

Canny operatörü birden çok adım içeren bir operatördür. Görüntüye ilk adımda Gauss yumuşatma filtresi ile konvolüsyon işlemi uygulanır. Ardından yumuşatılmış görüntü üzerinde gradyan hesaplamaları yapılır. Sonuçta elde edilen kenarlar, genelde bir pikselden daha geniştir. Bu genişlik, maksimum olmayı bastırma (non-maxima suppression) yöntemi ile azaltılır. Bu işlemden sonra elde edilen gradyan görüntüsü hala pek çok yanlış kenar noktaları içeriyorsa; bu yanlış kenar noktalarını yok etmek için, $T1$ ve $T2$ ile gösterilen iki eşik değeri seçilir. Burada, $T2 > T1$ dir. $T2$ eşik değerini geçen noktalar seçilerek, kenar oluşturmaya başlanır. Seçilen noktanın komşuluğundaki noktaların değerleri $T1$ in altına inmediği sürece kenarın oluşturulmasına devam edilerek, istenen görüntünün kenarları tespit edilir [129].

4.7. Boşluk Doldurma Operatörü

Kapalı bir bölge içerisinde kalan boşlukların doldurması işlemi için, imfill (boşluk doldurma) operatörü kullanılır. 2 boyutlu görüntüde 4 ya da 8 komşuluğu olan bağlantılı bileşenle tarama yapılır. 3 boyutlu görüntülerde ise 6, 18 ya da 26 komşuluklu bağlantılı bileşen ile tarama yapılır. Tarama yapılan bölge içinde kalan boşluklar operatör tarafından doldurulur. Şekil 4.6a'da beyaz bölgelerin içerisinde boşluklar görülmektedir. Bu görüntüye boşluk doldurma operatörü uygulandıktan sonra elde edilen görüntü Şekil 4.6b'deki gibidir [130].



Şekil 4.6a. Orijinal görüntü
b. Boşlukları doldurulmuş görüntü [130]

4.8. Medyan Filtre

Medyan filtre darbe gürültüsünün bastırılmasında en etkili filtreleme yöntemlerinden biridir. Medyan filtre uygulamasında sonlu bir dizinin değerleri büyükten küçüğe ya da küçükten büyüğe sıralanır ve en ortadaki değere veya değerlere ortanca değer denir. Eğer dizi iki boyutlu ise öncelikle bu dizinin değerleri tek bir boyuta indirgenerek sıralanır ve ortanca değeri hesaplanır. İki boyutlu dizilerde Ortanca değer hesaplanırken; eğer dizi elemanlarının sayısı tek sayı ise orta değer doğrudan alınabilir. Eğer dizi elemanlarının sayısı çift sayı ise dizinin ortasında kalan iki elemanın değerinin aritmetik ortalaması alınarak ortanca değeri hesaplanır.

Bir medyan filtre uygulamasında örneğin 3x3 komşu alanın (10, 20, 20, 20, 15, 20, 20, 25, 10) şeklinde verilen dizi değerlerine sahip olduğu düşünülürse. Bu değerler küçükten büyüğe doğru (10, 15, 20, 20, 20, 20, 20, 25, 100) şeklinde sıralanır ve bu dizinin medyanı 20 olduğu ortaya çıkar. Bu nedenle medyan filtrelerinin başlıca işlevi, belirgin gri seviyelere sahip olan noktaları daha fazla komşu alanlardaki gibi olmak üzere zorlamaktır [123].

4.9. Bağlantılı Bileşen Etiketleme

Bağlantılı Bileşen Etiketlemenin (BBE) işlevi, bir görüntüdeki birbirine değmeyen, bağımsız bileşenlerin etiketlenmesi ve bu bileşenleri oluşturan piksellerin

koordinatlarının kayıt altına alınmasıdır. Şekil 4.7a'da 1 ve 0 yoğunluk değerlerine sahip piksellerden oluşmuş bir örnek görüntü verilmiştir. Bu görüntüdeki 1 yoğunluk değerlerine sahip pikseller birbirine değmeyen bağımsız yapı oluşturmuşlardır. Bu görüntüye BBE algoritması uygulandığında, Şekil 4.7b'de görüldüğü gibi birbirinden bağımsız yapılar ve piksel koordinatları ayrı ayrı elde edilebilmiştir.

0	1	1	0	1	0	0	0
0	1	1	0	1	0	0	1
1	1	1	0	1	0	0	1
0	0	0	0	1	1	1	1
0	1	0	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	1	1	0
0	1	1	1	0	0	0	0

a)

0	1	1	0	1	0	0	0
0	1	1	0	1	0	0	1
1	1	1	0	1	0	0	1
0	0	0	0	1	1	1	1
0	1	0	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	1	1	0
0	1	1	1	0	0	0	0

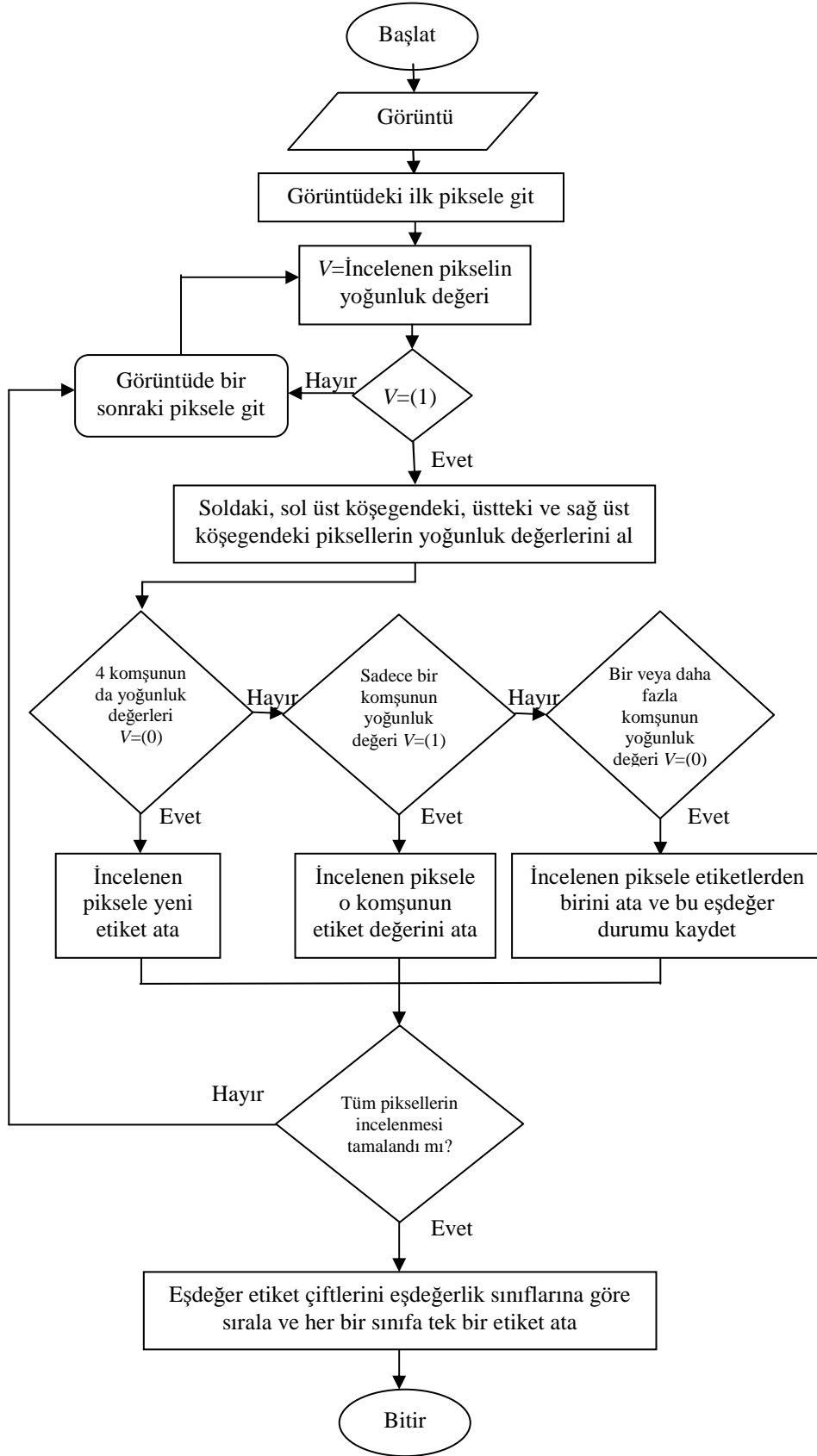
b)

Şekil 4.7a. BBE Yönteminin uygulama örneği, 1 ve 0 yoğunluk değerine sahip pikseller,
b. Bir yoğunluklu piksellerden oluşan bağımsız yapılar [113].

BBE'de görüntü piksel piksel yukarıdan aşağıya ve soldan sağa taranarak incelenir [113,131]. Bu taramada aynı V yoğunluk değerindeki birbiriyle bağlantılı komşu pikseller belirlenir. Resmin taranması işlemi satır boyunca devam eder ve $V=\{1\}$ yoğunluğuna sahip herhangi bir p noktasına gelince bekletilir ve bu p noktasının tarama işleminden geçmiş 4 komşusu incelenir. Bu komşular: 1- p 'nin sol komşusu, 2- p 'nin üst komşusu ve 3- p 'nin sol üst köşegen komşusu 4- p 'nin sağ üst köşegen komşusu dur. Buna göre p noktasının etiketlenmesi şu şekilde oluşur:

- Eğer 4 komşunun da yoğunluk değeri $V=\{0\}$ ise, p noktasına yeni etiket atanır,
- Eğer sadece bir komşunun yoğunluk değeri $V=\{1\}$ ise, p noktasına o komşunun etiket değeri atanır,
- Eğer bir veya daha fazla komşunun yoğunluk değeri $V=\{1\}$ ise, etiketlerden biri atanır ve bu eşdeğer durumu kaydedilir.

Eşdeğer etiket çiftleri tarama işleminin sonunda eşdeğerlik sınıflarına göre sıralanır ve her bir sınıfa tek bir etiket atanır. BBE'de benzer özelliklerdeki komşu yapılar aynı değerle etiketlenirler. BBE yönteminin akış diyagramı Şekil 4.8'de görülmektedir [113,132,133].



Şekil 4.8. BBE Yönteminin Akış Diyagramı [113]

4.10. Tıbbi Görüntü Değerlendirmelerinde Kullanılan Performans Ölçümleri

Bu bölümde bir tıbbi görüntünün değerlendirilmesinde, sıkça kullanılan bazı ölçütler tanımlanmıştır. Bir görüntüde eğer bulgu gözlemlenmiş ise bu duruma “pozitif” gözlem, gözlemlenmemiş ise bu duruma “negatif” gözlem denir. Bir gözlem bir testin sonucudur. Bir “gerçek bulgu” ise gerçekten var olan bir durumu ifade eder. Gerçek bulgu ve gözlem sonucundan Tablo 4.1’ de görüldüğü gibi dört temel ölçüt tanımlanır [113,114]:

Tablo 4.1. Temel performans ölçütleri

		Gerçek Bulgu		
		Hasta (H^+)	Hasta Değil (H^-)	
BDT Gözlemi	Pozitif (T^+)	Doğru pozitif (DP) a	Yanlış pozitif (YP) b	$T^+ = a + b$
	Negatif (T^-)	Yanlış negatif (YN) c	Doğru negatif (DN) d	$T^- = c + d$
		$H^+ = a + c$	$H^- = b + d$	

Tıbbi görüntülere uygulanan tüm testlerin sonuçlarının değerlendirilmesinde performans kriteri olarak Tablo 4.1’deki ölçütler kullanılarak aşağıdaki değerler hesaplanabilir.

Duyarlılık (Sensitivity): BDT yöntemi kullanılarak elde edilen bulguların sonucuna göre pozitif (hasta) olarak saptanan bireylerin, gerçek bulgu değerlendirmesinde hasta olduğu saptanan vakaların ($a+c$) oranına BDT sisteminin hastalığa duyarlılığı denir ve denklem 4.13 ile hesaplanır.

$$D = \frac{a}{a+c} \times 100 \quad (4.13)$$

Seçicilik (Specificity): BDT yöntemi kullanılarak elde edilen bulguların sonucuna göre negatif (hasta olmayan) olarak saptanan bireylerin, gerçek bulgu değerlendirmesinde hasta olmadığı saptanan bireylerin $(b+d)$ oranına özgüllük veya BDT sisteminin sağlıklı bireylere karşı seçiciliği denir denklem 4.14 ile hesaplanır.

$$S = \frac{d}{(b+d)} \times 100 \quad (4.14)$$

Pozitif tahmin değeri (Positive predictive value): BDT testlerinin sonucuna göre pozitif (hasta) olan vakaların, hasta olarak belirlenen tüm vakalara $(a+b)$ oranıdır.

$$Ptd = \frac{a}{(a+b)} \times 100 \quad (4.15)$$

Negatif tahmin değeri (Negative predictive value): BDT testlerinin sonucuna göre hasta olmadığına karar verilen vakaların, hasta olmayan olarak belirlenen vakalara $(c+d)$ oranıdır.

$$Ntd = \frac{d}{(c+d)} \times 100 \quad (4.16)$$

Doğruluk (Accuracy): BDT değerlendirilmesi sonucunda elde edilen tüm doğru kararların toplam verilen karar sayısına oranıdır. [113 - 115].

$$Dk = \frac{(a+d)}{(a+b+c+d)} \times 100 \quad (4.17)$$

BÖLÜM 5. AKCİĞER BÖLÜTLEMESİ, AKCİĞER DAMAR BÖLÜTLEMESİ ve PULMONER EMBOLİLERİN BELİRLENMESİ

5.1. Veri Tabanı

Bu tez çalışmasında kullanılmak için; içlerinde sadece PE hastası olan, ya da bazıları hem PE hastası hem de başka akciğer rahatsızlıkları, ya da kalbinde problemleri olan, 33 hastaya ait veriler, Dr Siyami Ersek Göğüs Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nden alınmıştır.

Verilerin alınmasında izlenen işlem sırası şöyledir: Tüm pulmoner BTA incelemeleri 16 dedektörlü BT (Somatom Sensation 16, Siemens, AG, Erlanger, Germany) cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Hastalara nefes tutma konusunda bilgi verilmiştir. Görüntüleme “bolus pro” programı kullanılarak yapılmıştır. Öncelikle skenogram alınarak, alınan skenogram üzerinde ana pulmoner konus seviyesinden geçen kesit seçilerek tekrar görüntü alınmıştır. Alınan kontrastsız kesitte pulmoner konusa işaret konarak, işaretlenen pulmoner arterin opasifikasyon seviyesi için eşik değer 100 HU olarak belirlenmiştir.

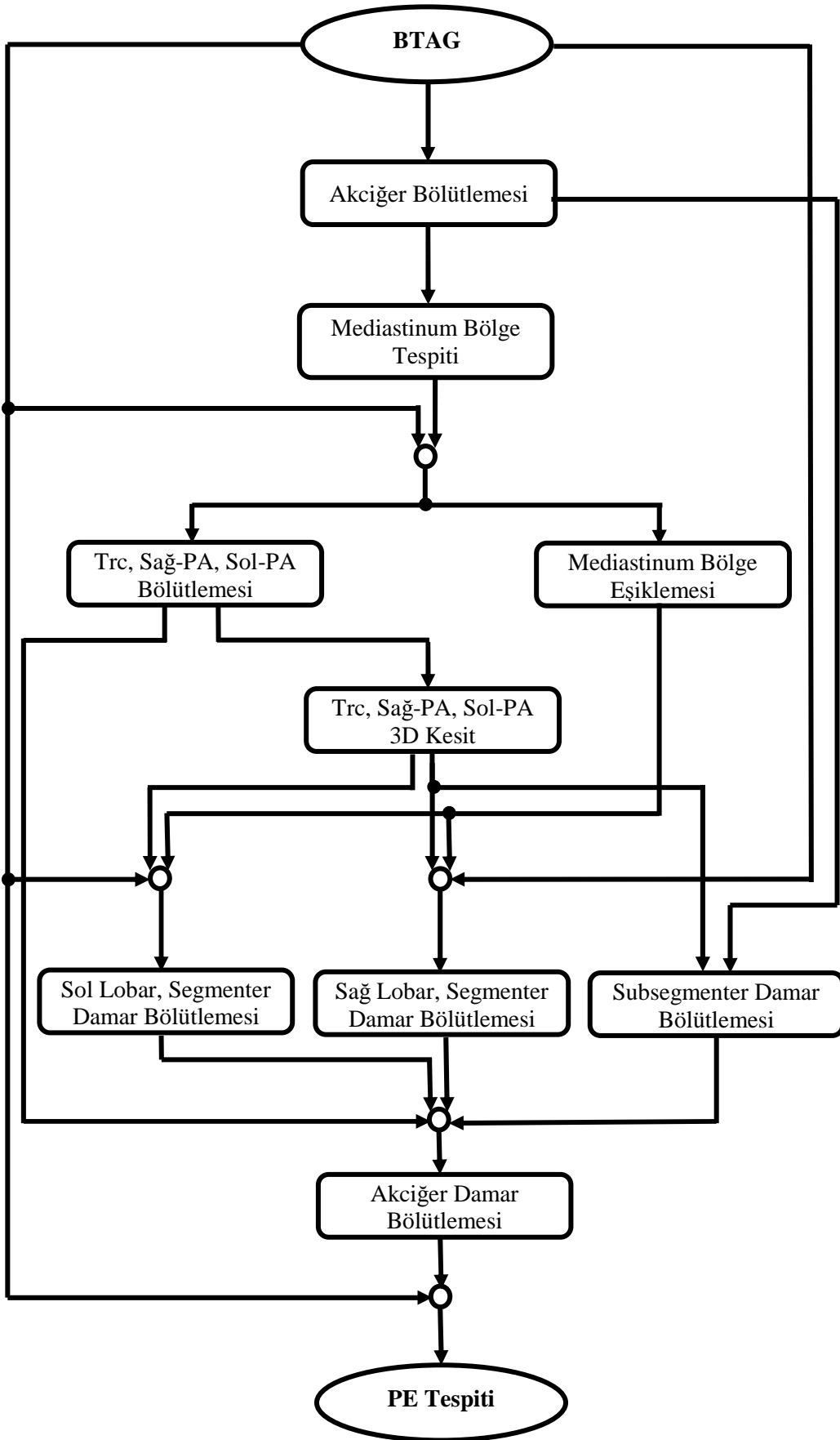
Otomatik enjektörle (Ulrich 200, Germany) noniyonik kontrast madde 4 mL/saniye hızla verilirken işaretlenen pulmoner arterdeki opasifikasyon seviyesi eşik değerine ulaştığında daha önceden skenogram üzerinde işaretlenen supraklavikuler bölge ile diyafragma arasında kalan alan otomatik olarak taranmıştır. Enjeksiyon antekübital vene yerleştirilen 18-20 G (Gauge) intraket yoluyla yapılarak, hastalarda 70 mL noniyonik iyotlu kontrast madde kullanılmıştır.

Çekim parametreleri; 120 kV, 80-120 mA, kesit kalınlığı 1 mm, pitch 1.0-1.2 olarak belirlenmiştir. Elde edilen görüntüler 1 mm ve 5 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilerek mediasten penceresinde (WW 300, WL 50) iş istasyonu monitörü (Wizard,

Siemens, AG, Erlanger, Germany) üzerinden aksial, koronal, sagital ve gerektiğinde oblik planlarda değerlendirilmiştir.

Akciğere ait elde edilen bu görüntüler 400 - 500 arası iki boyutlu görüntülerdir ve bu görüntülerden her biri 512×512 znrlğe sahiptir. Her bir hasta için elde edilen 2D BTAG'den, 251 tanesi işlem yapmak için kullanılmıştır. 400 – 500 görüntü içerisinden işlem yapılmak için arka arkaya gelen BTA kesitlerinden, akciğer başlangıç noktası ile bitiş noktası arası görüntüler seçilmiştir. Her hastada Truncusun başladığı kesit ve akciğerlere doğru giren damarların bittiği kesit numaraları önceden belirlenmiştir.

Bu tez çalışmasında; BTAG'lerinden, PE'lerin, BDT ile belirlenmesi işlemlerinde, izlenen aşamalar Şekil 5.1'de verilmiştir.



Şekil 5.1. Uygulanan yöntemin akış şeması

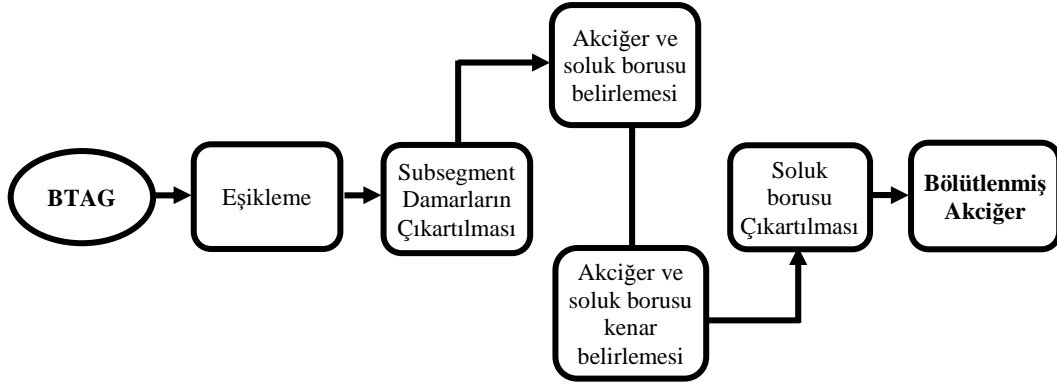
Şekil 5.1’de akış şemasından da görüldüğü gibi, PE tespiti için uygulanan yöntemde izlenen aşamalar şöyledir:

İlk adım olarak akciğer bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. Devamında iki akciğer arasında kalan, akciğerlere giren - çıkan damarların ve bronşların olduğu Mediastinum Bölge (MB) tespit edilmiştir. Mediastinum bölge içerisinde kalan pulmoner dolaşımın başlangıç damarları olan Truncus ve Sol - Sağ Pulmoner Arterler (TSSPA) tespit edilmiştir. TSSPA’rin belirli aralıklarla 3D kesitleri tespit edilerek, PE’den dolayı tıkanan bölgelerdeki kesit değişimleri, bölütlemeye Referans Noktaları (RN) olarak belirlenmiştir. Bölütlemeye kullanılmak için MB eşikleme; hem damarlar için, hem de PE için yapılmıştır. Subsegmenter damarların belirlenmesi gerçekleştirilmiştir. TSSPA’in devamı olan Sağ Lobar, Segmenter Damar (SALSD) bölütlemesi ve Sol Lobar, Segmenter Damar (SLLSD) bölütlemesi gerçekleştirilmiştir.

Elde edilen bu damarlar TSSPA, subsegmenter damarlar, SALSD, SLLSD bir araya getirilerek toplanmış ve böylece akciğer damar bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. 2D olarak Matlab’da elde edilen görüntüler *.mat uzantılıdır. Bu görüntüler *.dcm uzantılı görüntüler haline getirilerek, “ORS visual” programında akciğer damar bölütlemesi 3D hale getirilmiştir. Son olarak da elde edilmiş olan akciğer damar ağacı bir maske olarak kullanılarak PE’lerin BDT’i gerçekleştirilmiştir. Bu aşamaların detayları aşağıda sırayla anlatılmıştır.

5.2. Akciğer Bölütlemesi

Çeşitli akciğer hastalıklarının BDT’i için, BT görüntülerinden; akciğer bölütlemesi, yapılan ilk işlemlerden biridir. Bu çalışmada PE’lerin BDT’i için, ilk adım olarak akciğer bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. Bu işlemi gerçekleştirmek için Şekil 5.2’deki aşamalar izlenmiştir.



Şekil 5.2. Akciğer bölütlemesinde izlenen aşamalar

Yapılan işlemler her bir hastaya tek tek uygulanmıştır ve işlem sırası şu şekildedir: İlk olarak her bir orijinal 2D görüntüye;

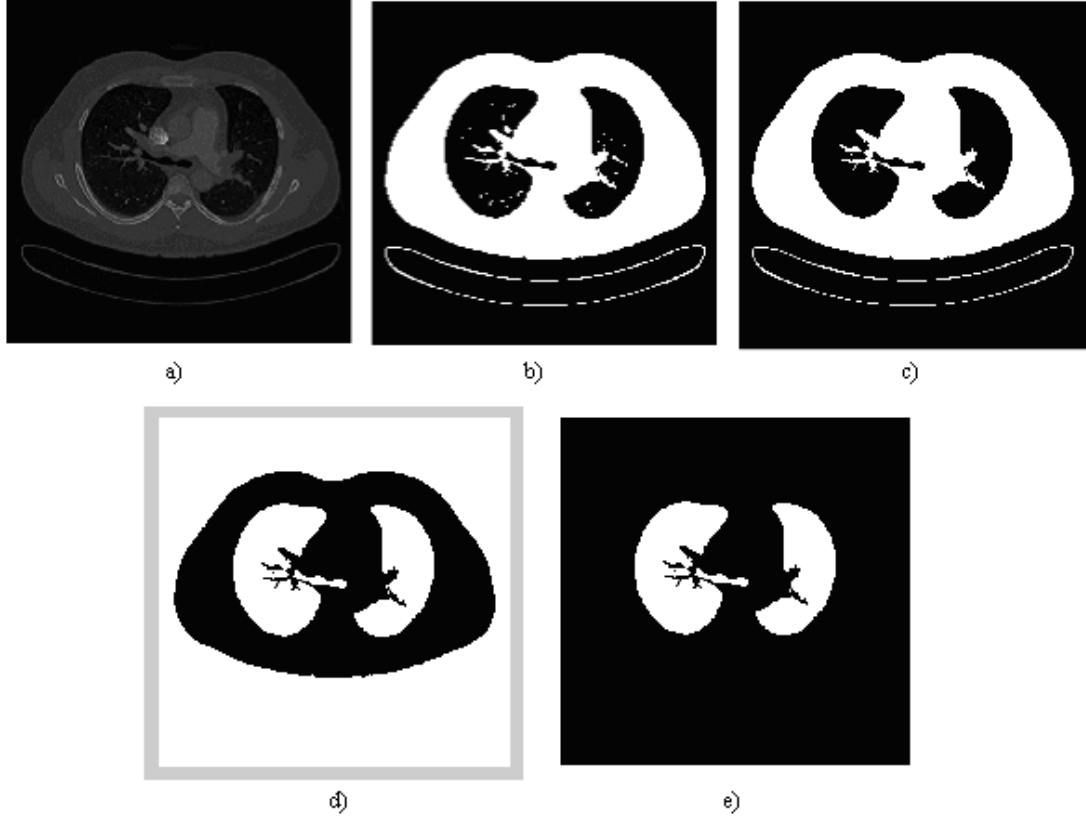
$$\text{Görüntü} > -300;$$

olacak şekilde eşikleme yapılmıştır. Veri tabanındaki 1. hastaya ait 98. görüntü Şekil 5.3a'da görülmektedir. Şekil 5.3b'de görüldüğü gibi eşikleme sonunda elde edilen yeni görüntüler logical değerde olacaktır. Bu yeni görüntülerin her birinde akciğer bölgesinde subsegmenter damarlar mevcuttur.

İkinci adımda akciğeri bir bütün olarak elde edebilmek için öncelikle bu damarlar kaldırılmıştır. İlerleyen bölümlerde yeniden tespit edilen subsegmenter damarlar bu bölümde kaldırılırken şu yöntem izlenmiştir: öncelikle her bir 2D görüntü tek tek ele alınarak, görüntülerdeki her bir bileşen, BBE algoritması ile etiketlenmiştir. Daha sonra etiketlenen her bir parçanın boyutuna bakılıp, voksel sayısı 100'ün altında olan parçalar görüntüden kaldırılmıştır (Şekil 5.3c).

BBE algoritmasıyla etiketlenen parçalardan en büyük boyutlu parça, hastanın vücududur. Bu en büyük boyutlu parça alınıp diğerleri görüntüden kaldırılmıştır. Daha sonra görüntünün tersi alınmıştır. Logical olarak "0" lar "1", "1" ler ise "0" yapılmıştır (Şekil 5.3d).

Elde edilen Şekil 5.3d'deki görüntüde vücut dışında kalan parçanın 1. veya 512. vokselleri logical 1 olacağından bu şartı sağlayan parçalar görüntüden kaldırılmıştır. Sonuç olarak akciğer ve soluk borusu görüntüsü Şekil 5.3e'deki gibi elde edilmiştir [135].

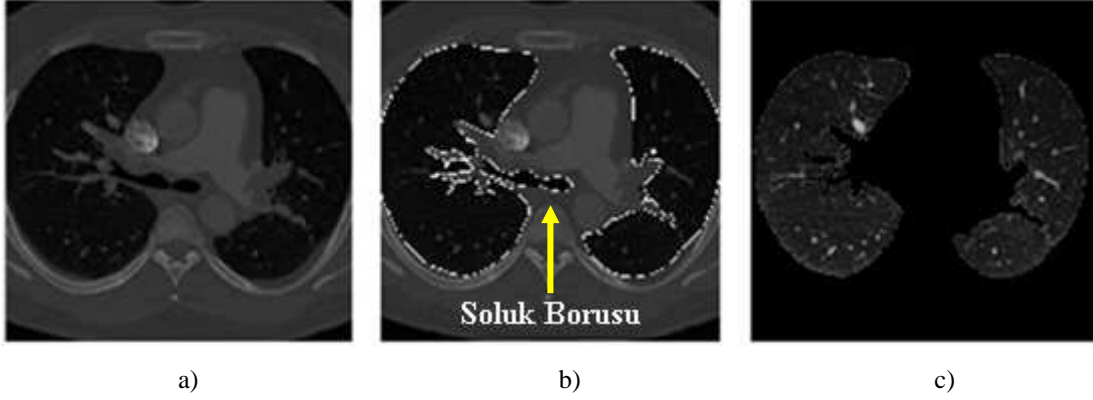


Şekil 5.3a. Orijinal Görüntü
 b. Eşikleme yapılmış görüntü
 c. Subsegmenter damarların kaldırıldığı görüntü
 d. Akciğerlerin logical olarak belirlenmesi
 e. Akciğer ve soluk borusu bölütlemesi [135]

Elde edilen Şekil 5.3e'deki görüntünün sobel algoritmasıyla kenarları bulunup, orijinal görüntüyle toplanmış ve orijinal görüntüdeki akciğer bölgesinin ve soluk borusunun kenarları Şekil 5.4b'de gösterilmiştir. Soluk borusu akciğer boyutuna göre çok küçük olacağından her bir görüntü BBE algoritmasıyla yeniden etiketlenmiş ve vokselle boyutu 1000 den küçük olan bileşenler soluk borusu olarak belirlenerek görüntüden çıkartılmıştır.

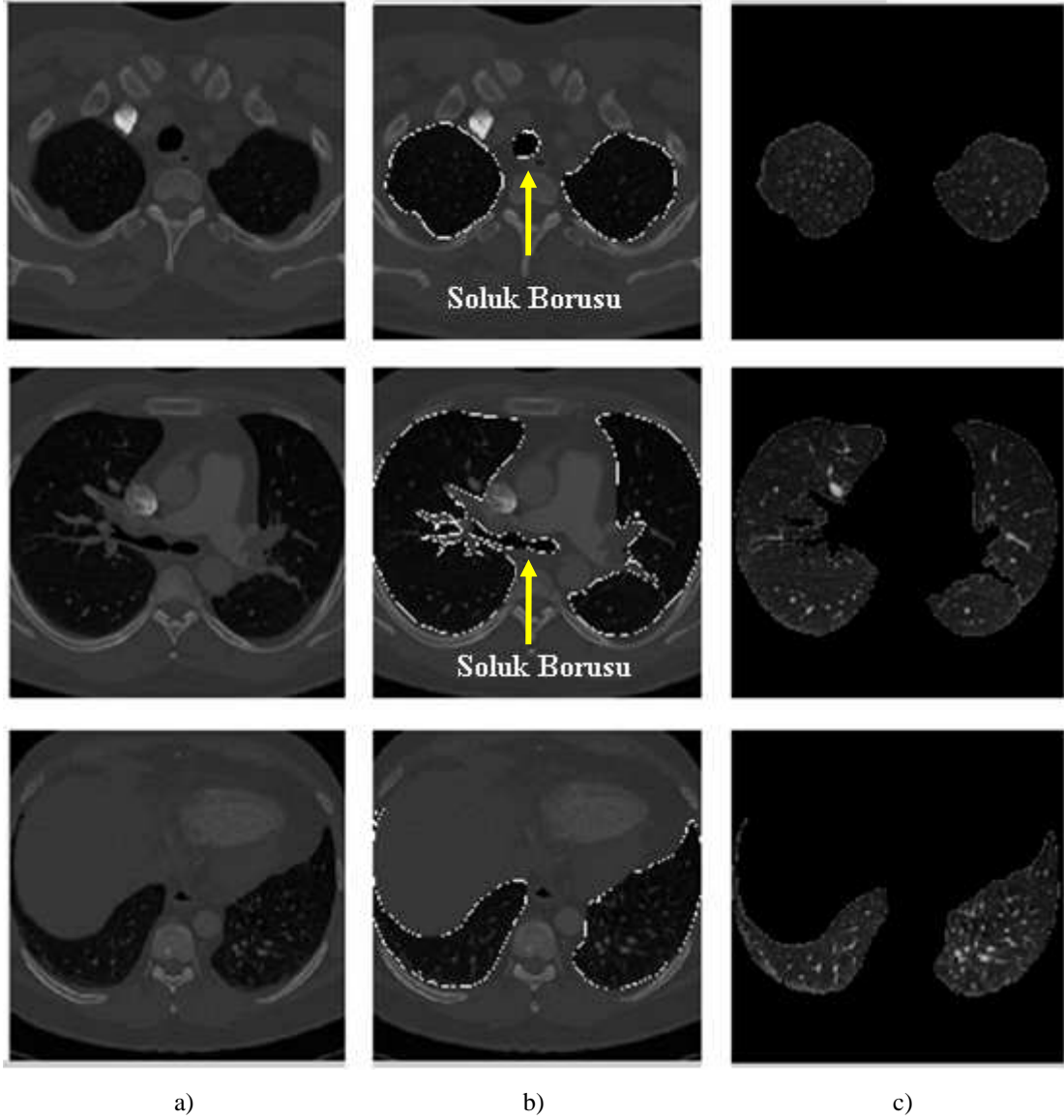
Elde edilen son görüntü istenilen akciğerin bölütlenmiş halidir ancak logical değerdedir. Bu görüntü, orijinal akciğer BTA görüntüsüyle matematiksel olarak

çarpılarak her bir vokselin orijinal yoğunluk değeri yeniden elde edilmiştir ve böylece akciğer bölütlemesi 2D olarak Şekil 5.4c'deki gibi gerçekleştirilmiştir [135].



Şekil 5.4a. Orijinal Görüntü
b. Kenarları belirlenmiş akciğer ve soluk borusu
c. Bölütlenmiş akciğer [135]

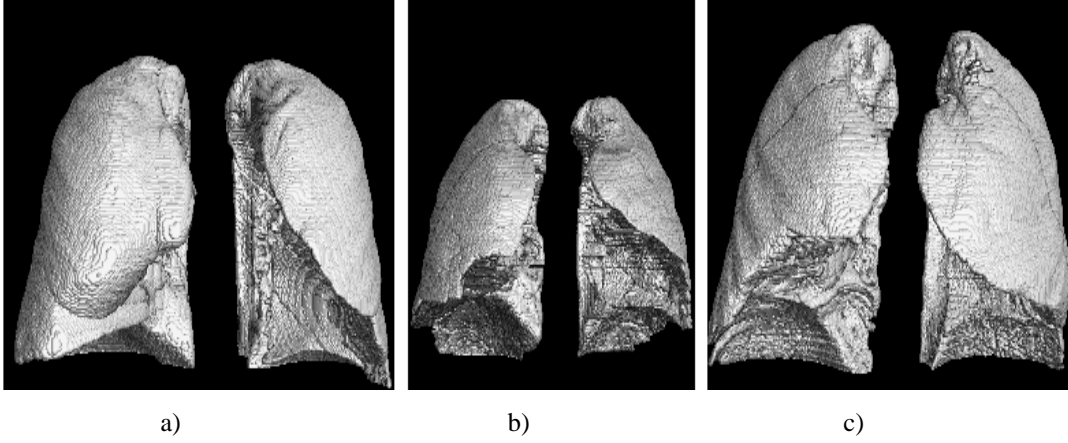
Aynı hastaya ait farklı 2D görüntü sonuçlarından 3 tanesi sırasıyla Şekil 5.5'de görüldüğü gibi elde edilmiştir.



Şekil 5.5a. Orijinal BTA görüntüsünden üç kesit
 b. Kenarları belirlenmiş akciğer ve soluk borusu kesitleri
 c. Bölütlenmiş akciğer kesitleri [135]

Şekil 5.5a'daki görüntüde 1. hastaya ait 2D görüntülerden; başlardan, ortaldan ve sonlardan sırasıyla, birer tane orijinal görüntü görülmektedir. Şekil 5.5b orijinal görüntülerdeki akciğerlerin ve nefes borularının kenarları belirlenmiş görüntülerdir. Şekil 5.5c ise 2D olarak akciğer bölütlemesi gerçekleştirilmiş görüntülerdir.

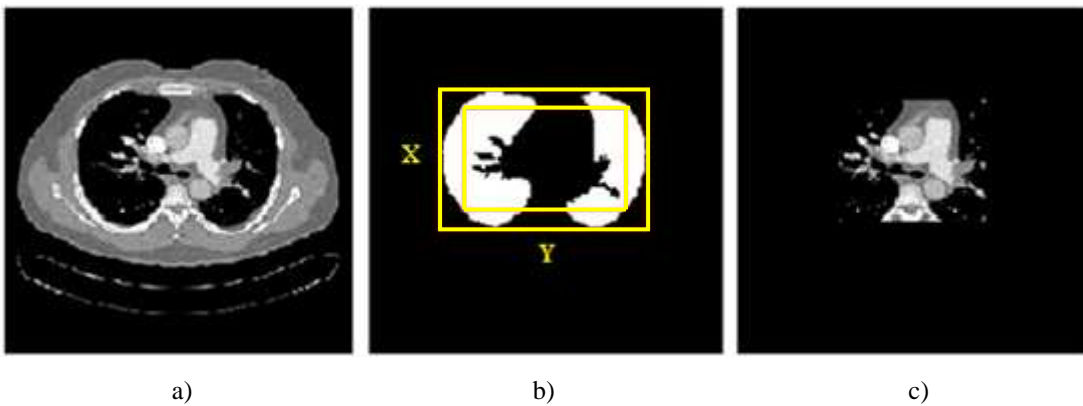
Elde edilen bu 2D görüntüler *.dcm uzantılı görüntüler haline getirilip, daha sonra 3D görüntüler elde edilmiştir [135]. Bahsedilen yöntemle elde edilmiş, 3 farklı hastaya ait 3D bölütlenmiş akciğer görüntüleri Şekil 5.6'da görülmektedir.



Şekil 5.6a. Birinci Hastaya ait 3D akciğer görüntüsü
 b. İkinci Hastaya ait 3D akciğer görüntüsü
 c. Üçüncü Hastaya ait 3D akciğer görüntüsü [135]

5.3. Mediastinum Bölge Tespiti

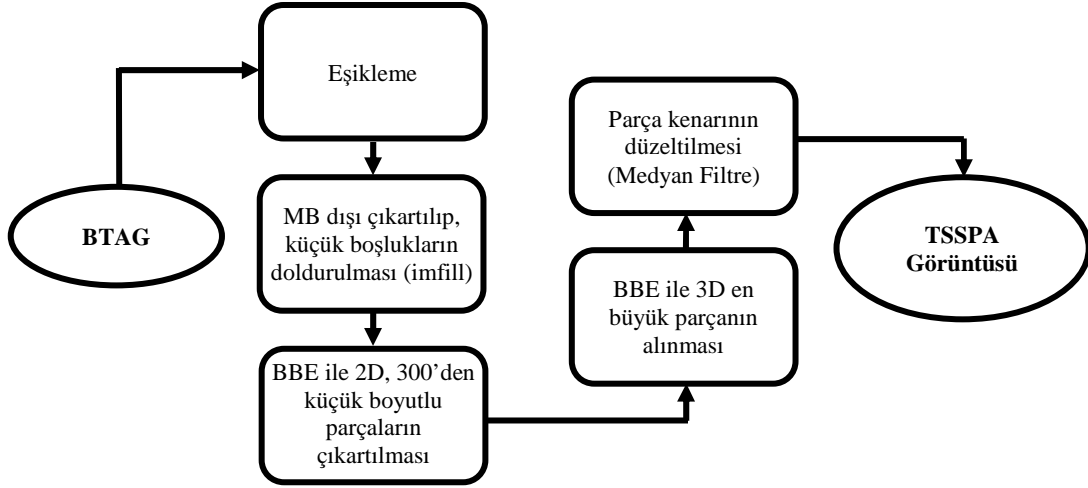
BTAG'de her bir kesite ait MB tespit edilirken, Bölüm 5.2'de elde edilen 2D akciğer görüntüsünde logical 1 değerindeki akciğer bileşeninin, min X – max X noktaları ile min Y – max Y noktaları tespit edilmiştir. (Şekil 5.7b'deki dış sarı kenar çizgisi) ve bu noktalardan arada kalan bölge 10 voksel daha küçültülmüştür (Şekil 5.7b'deki iç sarı kenar çizgisi). Böylece MB için min X – max X noktaları ile min Y – max Y noktaları içerde kalan sarı çizginin voksel değerleri olarak tespit edilmiştir. Şekil 5.7a'daki orijinal görüntüden bu noktalar arasında kalan bölge yeni bir görüntüye kopyalanarak MB tespit edilmiştir (Şekil 5.7c).



Şekil 5.7a. Orijinal Görüntü
 b. Kenarı belirlenen akciğer
 c. Mediastinum bölge

5.4. Truncus, Sol Pulmoner Arter, Sağ Pulmoner Arter Bölütlemesi

Bu işlemi gerçekleştirebilmek için Şekil 5.8'deki aşamalar izlenmiştir.

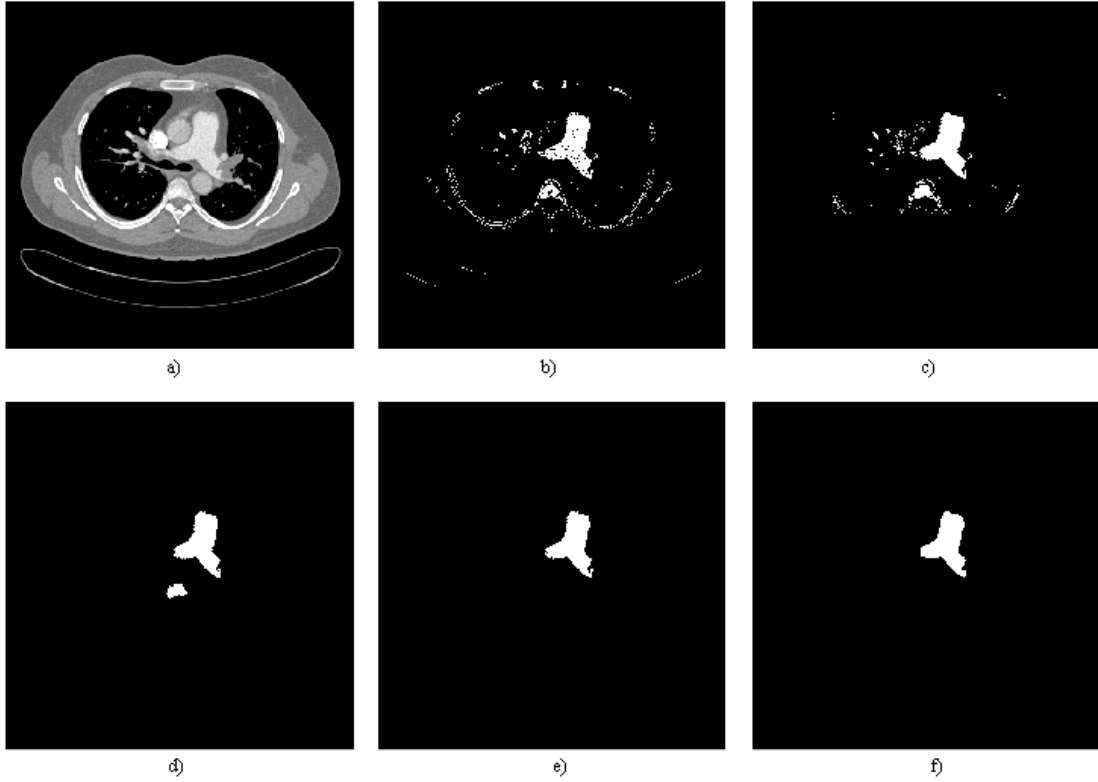


Şekil 5.8. TSSPA tespitinde izlenen aşamalar

Yapılan işlemler her bir hastaya tek tek uygulanmıştır ve işlem sırası şu şekildedir: İlk adımda 2D orijinal görüntülerin her birine

$$300 < \text{Görüntü} < 500$$

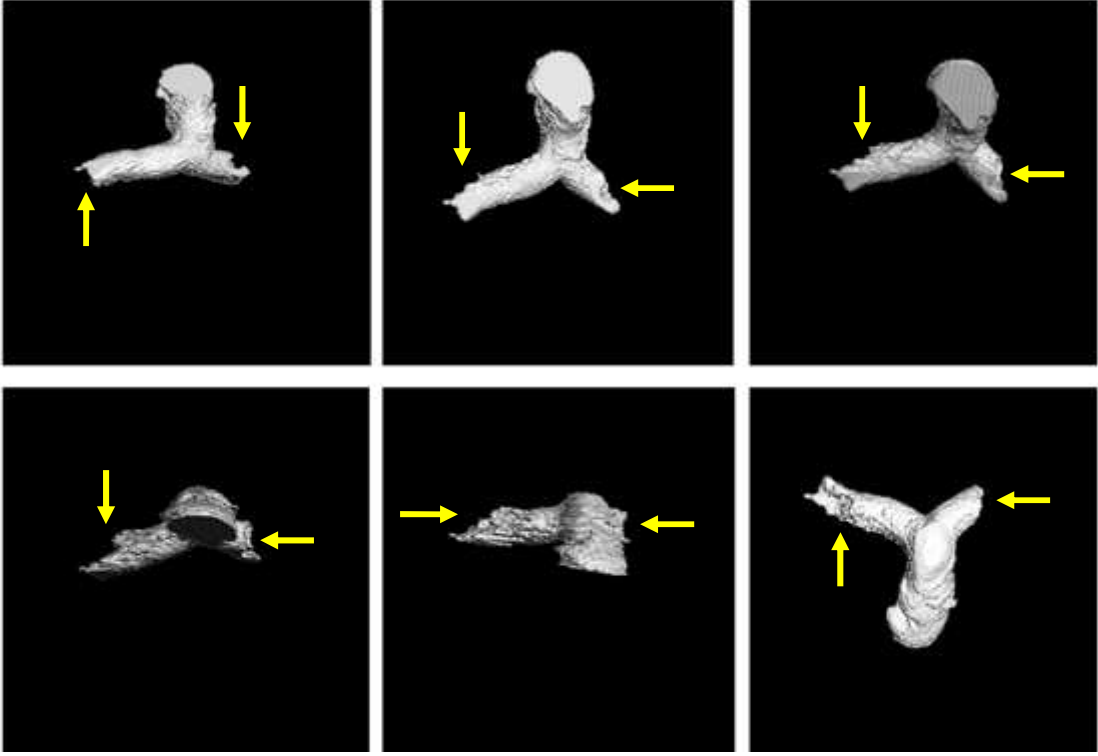
olacak şekilde eşikleme yapılmıştır (Şekil 5.9b). Burada damar eşik değeri; TSSPA, aort ve superior vena cava'nın birbirlerinden ayırt edebilmeleri için yüksek tutulmuştur. İkinci adımda MB dışında kalan bölgeler görüntüden çıkartılmış ve boşluk doldurma (imfill) algoritmasıyla Şekil 5.9b'de görülen TSSPA üzerindeki küçük boşluklar doldurularak Şekil 5.9c elde edilmiştir. Üçüncü adımda elde edilen görüntülere BBE algoritması uygulanarak boyutu 300 den küçük parçalar kaldırılmıştır (Şekil 5.9d). Dördüncü adımda görüntüye BBE algoritması 3D olarak uygulanmış ve boyutu en büyük olan parça yeni boş görüntüye kopyalanmıştır (Şekil 5.9e). Son olarak elde edilen görüntüye median filtre algoritması uygulanarak damarın kenarları düzeltilmiştir. Böylece elde edilen Şekil 5.9f'deki son görüntü akciğer damar başlangıcı olan TSSPA görüntüsü olarak elde edilmiştir.



Şekil 5.9a. Orijinal görüntü

- b. Eşiklenmiş görüntü
- c. Eşiklenmiş görüntünün boşlukları doldurulmuş mediastinum bölgesi
- d. Küçük bileşenlerin yok edildiği görüntü
- e. 3D BBE ile en büyük boyutu olan bileşenin seçilmesi
- f. Truncus + sol pulmoner arter + sağ pulmoner arter görüntüsünün median filtreden geçirilmiş son hali

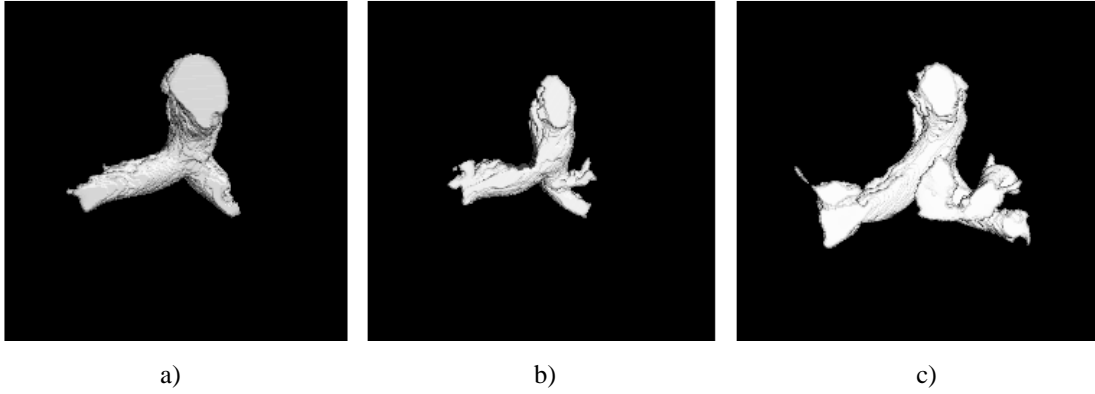
Sonuç olarak hastalardan elde edilen 2D TSSPA görüntüleri birleştirilerek, 3D görüntüler elde edilmiştir. Bu çalışmada incelenen 1. hastaya ait TSSPA arter 3D görüntüsünün farklı açılardan gösterilişi, Şekil 5.10'daki gibidir.



Şekil 5.10. Birinci hastaya ait 3D truncus, sol ve sağ pulmoner arterin farklı açılardan görüntüleri

Şekil 5.10'da farklı açılardan görülen sol ve sağ pulmoner arter uzantıları, damarın çapına bağlı olarak kalından inceye doğru yavaş yavaş düzgün bir şekilde ilerlemesi gerekirken, PE'lerden kaynaklı olarak, sarı oklarla farklı açılardan solda ve sağda gösterilen noktalardan sonra, damar yapısının bozulmaya başladığı ve damar çapının düzgün ilerlemediği görülmektedir. Damar yapısının bozulmaya başladığı noktalar PE'lerin damarı tıkamaya başladığı noktalardır.

Üç farklı hastaya ait 3D, TSSPA görüntüleri ve sol sağ pulmoner arter uzantılarındaki damar çaplarına ait bozulmalar, Şekil 5.11 a – b – c'de görülmektedir.



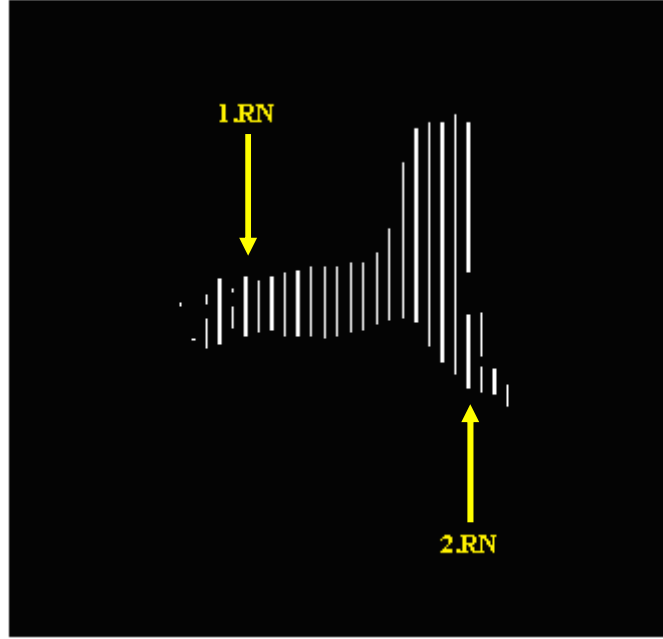
Şekil 5.11a. Birinci Hastaya ait 3D Truncus, sol pulmoner arter, sağ pulmoner arter
 b. İkinci Hastaya ait 3D Truncus, sol pulmoner arter, sağ pulmoner arter
 c. Üçüncü Hastaya ait 3D Truncus, sol pulmoner arter, sağ pulmoner arter

Eğer Akciğer damarlarında PE yoksa truncustan devam eden damarlar sol – sağ pulmoner arterden, lobar, segmenter, ve subsegmenter damarlara doğru düzgün bir şekilde ilerleyecektir. Ancak damarlarda eğer varsa, PE'nin eşik değerinden dolayı damar çapları düzgün ilerlemeyecektir. Damar çapının truncustan başlayıp arterlere doğru ilerken bozulduğu ilk noktaların, PE başlangıç noktaları olarak belirlenebilmesi için, TSSPA'ye ait 3D kesit tespiti, Bölüm 5.4.1'de anlatılmıştır.

5.4.1. Truncus, sol pulmoner arter, sağ pulmoner arter 3D kesit tespiti

Sol ve sağ pulmoner arterlerin devamında lobar bölgeye doğru devam eden damarın, içerisinde eğer varsa PE'leri başlangıç noktalarının belirlenmesinde izlenen yöntem şöyledir: Şekil 5.11a'daki ilk hastaya ait görüntüdeki TSSPA ait her bir vokselin X-Y-Z koordinatlarındaki yerleri bir vektöre yüklenmiştir. Bu vektör sayesinde bileşenin 'Y' boyutunda, min Y ile max Y noktaları bulunmuştur. Daha sonra min Y noktasından başlanarak, 5 voksel aralıklarla max Y noktasına kadar olan 3D kesitler alınarak yeni bir görüntüye yüklenmiştir (Şekil 5.12). Her bir kesitteki bileşenin boyutu (voksel sayısı) hesaplanmış ve daha sonra yine min Y den başlanarak, max Y ye kadar yan yana ikişer ikişer kesit boyutları arasındaki farklar alınmıştır. Truncusun devamındaki sol ve sağ pulmoner arterden başlayıp, normal bir şekilde devam eden kesitler arası farklar birbirine yakın değerlerdedir. Ancak PE'den dolayı çapı bozulmuş kesitin ilk başladığı noktada, normal kesit ile çapı küçülmüş kesit arasındaki fark diğerlerinden çok büyük olacaktır. Farkın büyük olduğu noktadaki çapı normal olan kesitin, solda ve sağda 'Y' boyutundaki değerleri, PE'lerin

başlangıç noktaları olarak belirlenerek, bu noktalar ilerleyen bölümlerde bölütleme işleminde kullanabilmek için, Şekil 5.12’de görüldüğü gibi, sağ taraftaki 1.RN, sol taraftaki 2.RN olarak tespit edilmiştir. Bu yöntemle elde edilen 1.RN’sı ve 2.RN’sındaki kesitler sayesinde, lobar ve segmenter damarların, Z boyutundaki başlangıç ve bitiş noktaları da tespit edilebilmiştir [136].



Şekil 5.12. Truncus, sol pulmoner arter, sağ pulmoner arter kesiti ve PE başlangıç noktaları [136]

5.5. Mediastinum Bölge Eşiklemesi

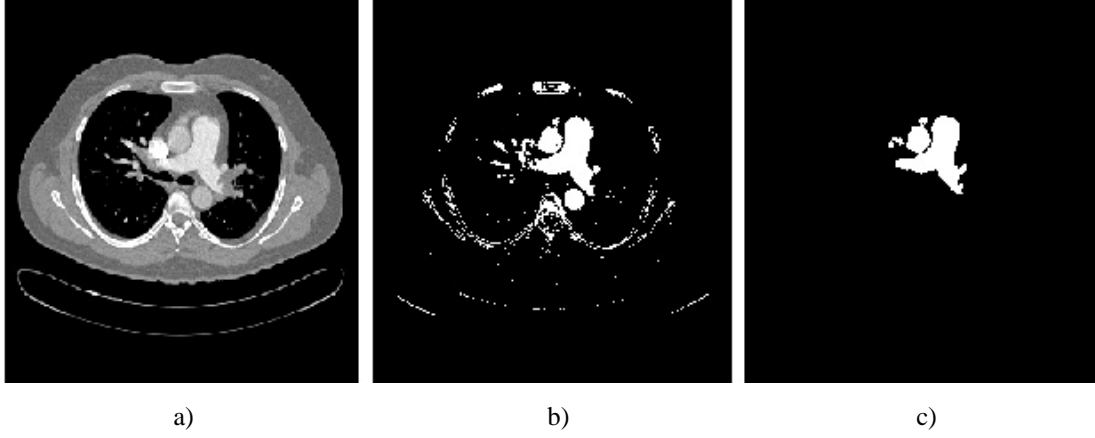
Bu bölümde sol ve sağ lobar ve segmenter dalları bulabilmek için kullanılacak olan, MB eşiklemesi gerçekleştirilmiştir.

Damar için;

$$150 < \text{Görüntü} < 500$$

olacak şekilde eşikleme yapılmıştır (Şekil 5.13b). Daha sonra her bir 2D görüntüden MB dışında kalan kısımlar atılmıştır. Elde edilen görüntüye 2D olarak BBE algoritması uygulanmış ve her bir etiket boyutuna bakılarak boyutu 1000 den

küçük olan parçalar görüntüden çıkartılmıştır. Her bir görüntüye kenarları düzgün olması için median filtre algoritması uygulanmıştır. Elde edilen son görüntü Şekil 5.13c'deki gibidir.

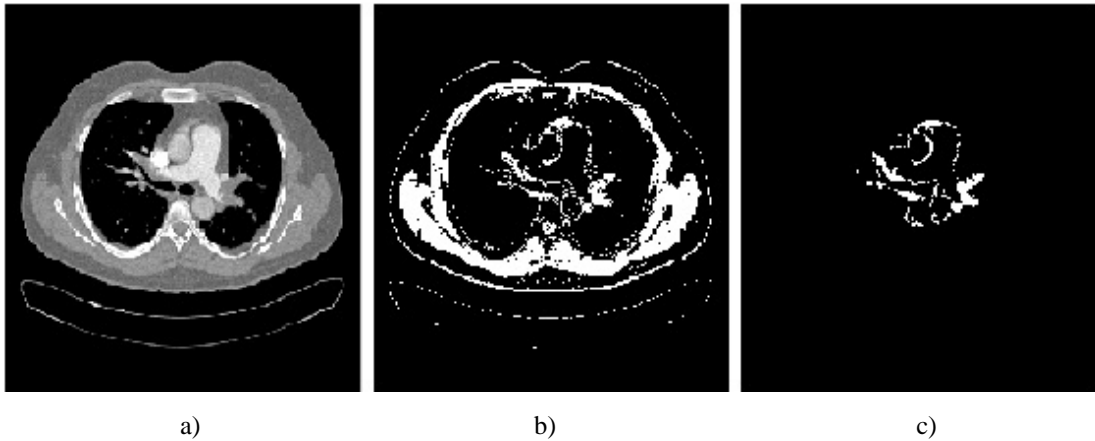


Şekil 5.13a. Orijinal görüntü
b. Eşiklenmiş görüntü
c. Mediastinum bölgesindeki eşiklenmiş görüntü

PE için;

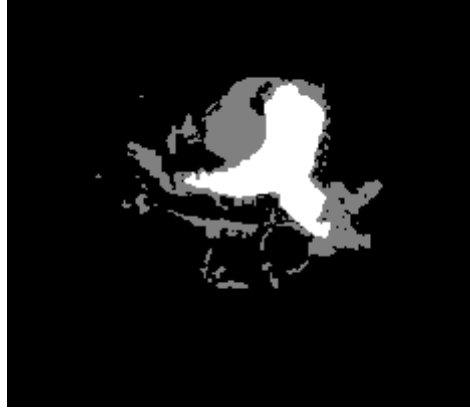
$$1 < \text{Görüntü} < 150$$

olacak şekilde eşikleme yapılmıştır (Şekil 5.14b). Daha sonra MB dışında kalan kısımlar atılarak elde edilen görüntüye median filtre uygulanmıştır. Elde edilen son görüntü Şekil 5.14c'deki gibidir.



Şekil 5.14a. Orijinal görüntü
b. Eşiklenmiş görüntü
c. Mediastinum bölgesindeki eşiklenmiş görüntü

Sonuç olarak Şekil 5.13c ile Şekil 5.14c görüntüleri, Bölüm 5.4’de elde edilen TSSPA görüntüleriyle toplanmıştır. Elde edilen görüntü Şekil 5.15’deki gibi elde edilmiştir.

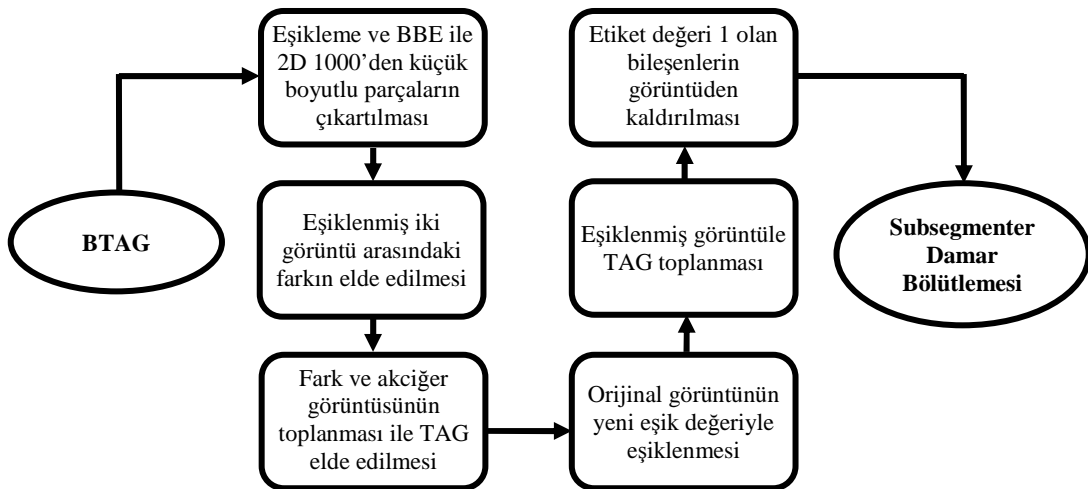


Şekil 5.15. Eşiklenmiş mediastinum bölge

TSSPA devamındaki PE bölgesi Şekil 5.15’de daha ayrıntılı ve sade olarak elde edildiği görülmektedir. Ayrıca TSSPA, toplama işlemi sonucunda voksel değeri 2 olduğu için beyaz renkte, diğer tarafların voksel değeri 1 olduğu için gri renkte görülmektedir.

5.6. Subsegmenter Damar Bölütlemesi

Bu işlemi gerçekleştirebilmek için Şekil 5.16’deki aşamalar izlenmiştir.



Şekil 5.16. Subsegmenter damar bölütlemesinde izlenen aşamalar

Yapılan işlemler her bir hastaya tek tek uygulanmıştır ve işlem sırası şu şekildedir: İlk adımda her bir orijinal görüntüye;

$$\text{Görüntü} > -300$$

olacak şekilde eşikleme uygulanmış ve bu görüntüler, BBE algoritmasıyla etiketlenmiş ve boyutu 1000'den küçük olan bileşenler görüntüden kaldırılmıştır (Şekil 5.17b - c).

İkinci adımda Şekil 5.17b'deki görüntü ile Şekil 5.17c'deki görüntünün farkları alınmıştır (Şekil 5.17d). Burada Şekil 5.17c'deki görüntü akciğer bölgesine doğru uzanan, lobar ya da segmenter damarlar ortaya çıkmamış, truncusun ilk ortaya çıkmaya başladığı görüntüdür. Şekil 5.17b'deki görüntü ise Şekil 5.17c'deki görüntüden bir sonraki görüntüdür ve bu görüntüde artık lobar segmenter damarlar akciğer bölgesine doğru giriş yapmaya başlamışlardır [137]. Bir sonraki görüntülerde fark alabilmek için ikinci adımda elde edilen Şekil 5.17d'deki fark görüntüsü, farkı alınan Şekil 5.17b'de ki görüntüden kaldırılmıştır. Yeni görüntü 5.15c'deki gibi lobar segmenter damarı olmayan görüntü haline getirilmiştir. Bu şekilde fark alma işlemi, lobar segmenter damarların akciğerlere girmeye başladığı görüntülerden başlanılarak, ikişer ikişer ve sırayla, MB'de sol sağ pulmoner arter devamındaki, lobar segmenter damarların, başladığı kesite kadar devam ettirilmiştir.

Üçüncü adımda Şekil 5.17e'de görülen akciğer görüntüsüyle Şekil 5.17d'de görülen fark görüntüsü toplanarak Şekil 5.17f'deki Tam Akciğer Görüntüsü (TAG) elde edilmiştir.

Dördüncü adımda her bir 2D orijinal görüntüye;

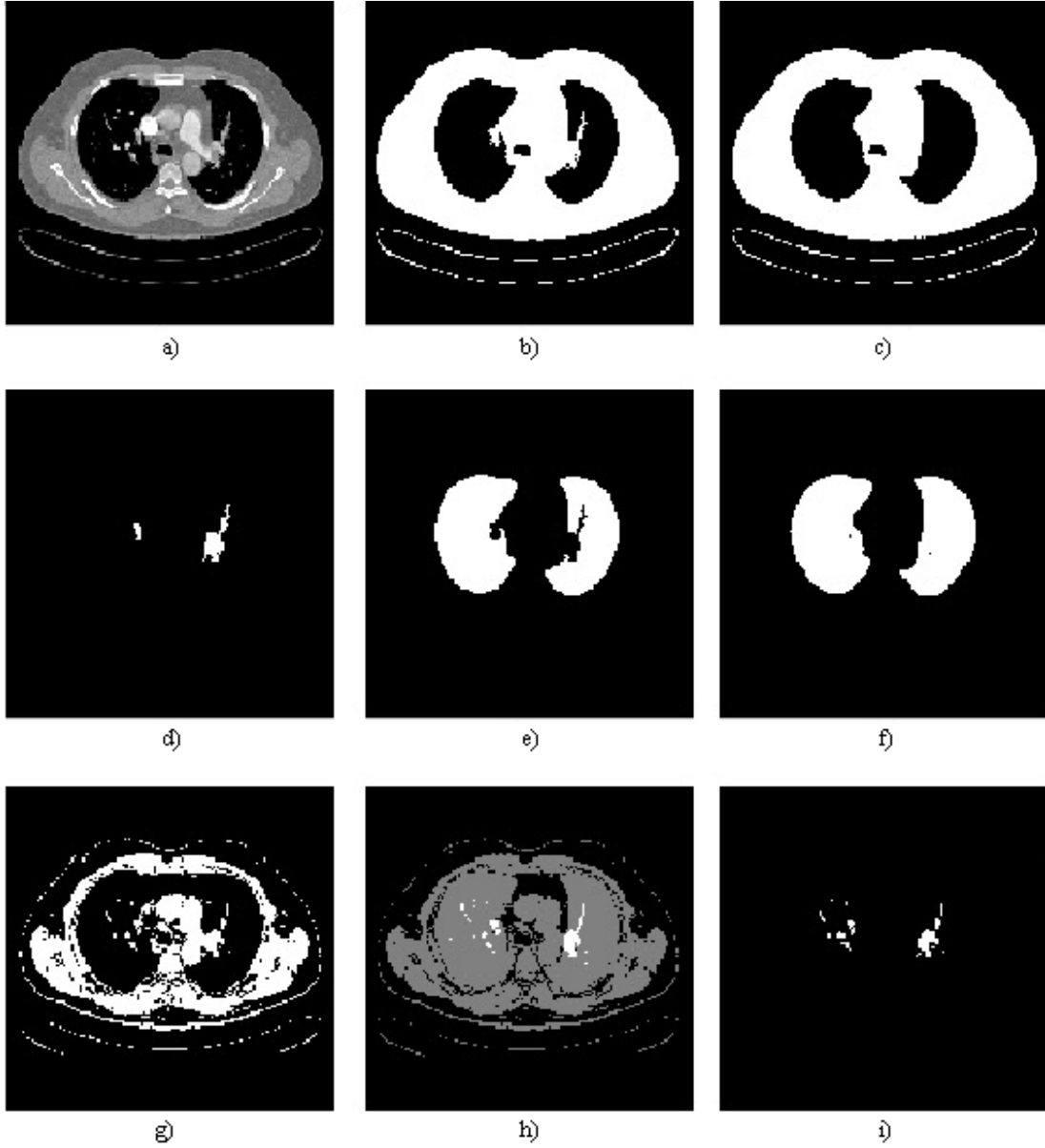
$$1 < \text{Görüntü} < 500$$

olacak şekilde eşikleme uygulanmıştır (Şekil 5.17g). Bu eşikleme değeri damarların ortaya çıkarılması için uygulanan eşikleme değeridir.

Beşinci adımda eşikleme yapılmış görüntü olan Şekil 5.17g ile TAG olan Şekil 5.17f toplanarak, Şekil 5.17h görüntüsü elde edilmiştir. Burada toplama sonucuna göre gri görünen bileşenlerin değeri 1, beyaz görünen bileşenlerin değeri 2'dir.

Altıncı adımda etiket değeri bir olan bileşenler görüntüden kaldırılarak Şekil 5.17i'deki görüntü elde edilmiştir. Bu son görüntüdeki bileşenlerden fark görüntüsü Şekil 5.17d, dışında kalan bileşenler subsegment damarlardır. Fark görüntüsündeki damarlar lobar, segmenter damarlardır.

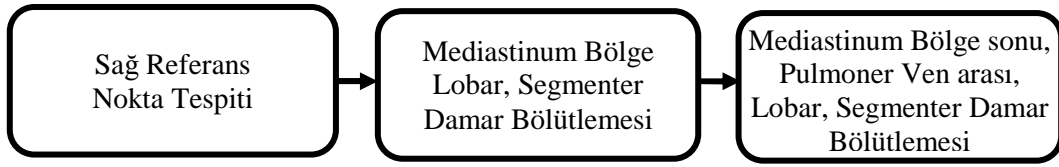
Bu bölümde elde edilen lobar segmenter damarlar, Bölüm 5.4.1'de elde edilen sol ve sağa doğru uzanan pulmoner arterin, Z boyutundaki başlangıç noktalarına kadar olan damarlardır. Bahsi geçen noktadan sonraki damarlar Bölüm 5.7 ve 5.8'deki yöntemlerle elde edilmiştir. Bunun sebebi: BTAG'de 2D görüntüler başlangıç noktasından kalbe doğru ilerlerken MB'de ortaya çıkan damarlar sırasıyla: truncus, sol-sağ pulmoner arter, lobar, segmenter damarlardır. Bu yüzden Şekil 5.17a'da görülen kesitte, truncus devamında sol pulmoner arter oluşmuş ancak sağ pulmoner arter henüz ortaya çıkmamıştır. Ancak solda ve sağda mediastinum bölgeye bağlı görülen, ama aslında mediastinum bölgedeki truncus sol sağ pulmoner arterden, devam edip gelen lobar segmenter damarların uzantısı olan lobar segmenter damarlar görülmektedir. Bu sebepten, Bölüm 5.4.1'de elde edilen sol ve sağa doğru uzanan pulmoner arterin, Z boyutundaki başlangıç noktasının bulunduğu görüntüden önceki görüntülerde lobar ve segmenter damarlar mevcutsa bu bölümdeki yöntemlerle elde edilmiştir.



Şekil 5.17a. Orijinal görüntü
 b. Eşiklenmiş görüntü
 c. Lobar segmenter damarı olmayan görüntü
 d. Fark görüntüsü
 e. Akciğer görüntüsü
 f. Tam akciğer görüntüsü
 g. Eşiklenmiş görüntü
 h. Eşiklenmiş görüntü + fark görüntüsü
 i. subsegment, lobar, segment damar görüntüsü

5.7. Sağ Lobar ve Segmenter Damar Bölütlemesi

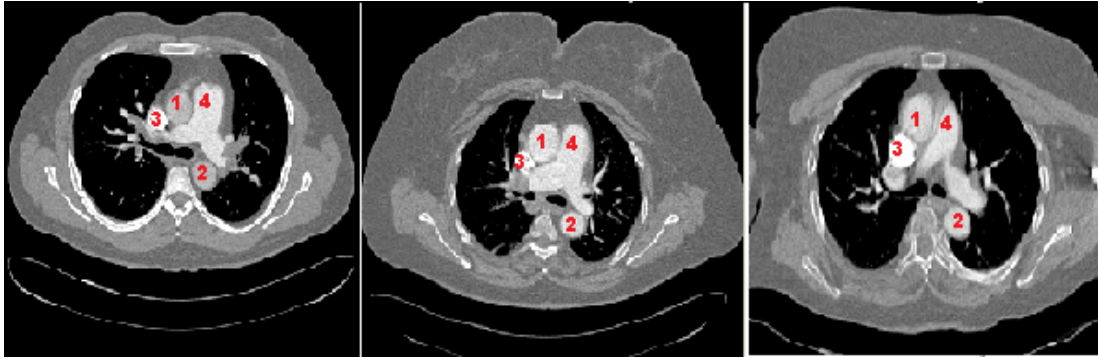
Sağ lobar ve segmenter damar (SALSD) bölütlemesi 3 adımda gerçekleştirilmiştir. Akış şeması Şekil 5.18'deki gibidir:



Şekil 5.18. Sağ lobar, segmenter damar bölütlemesi akış şeması

5.7.1. Sağ referans nokta tespiti

Akciğer damarlarının, sağ pulmoner arterden sağ akciğere doğru devam ederken bölütlemesini yapabilmek için bazı referans noktalarının belirlenmesi gerekmektedir. Bu nedenle Şekil 5.19’de görüldüğü gibi, üç farklı hastaya ait 2D görüntüler incelendiğinde, 1- Çıkan aort (AscA) (Ascending Aort) 2- İnen aort (DesA) (Descending Aort) 3-Superior Vena Cava (SVC), 4-TSSPA’nın bulunduğu konumlar birbirlerine göre aynı taraflardadırlar



Şekil 5.19. Üç hastaya ait 1- AscA 2- DesA 3- SVC, 4-TSSPA

Bu sebepten bu çalışmada SALSD bölütlemesi yaparken, sağ akciğere doğru uzanan SALSD’in sağ pulmoner arterden sonra uzantıları, her hastada SVC bölgesinden başladığı için, 3 numaralı SVC, Sağ Referans Noktalarının (SARN) belirlenmesinde kullanılmıştır.

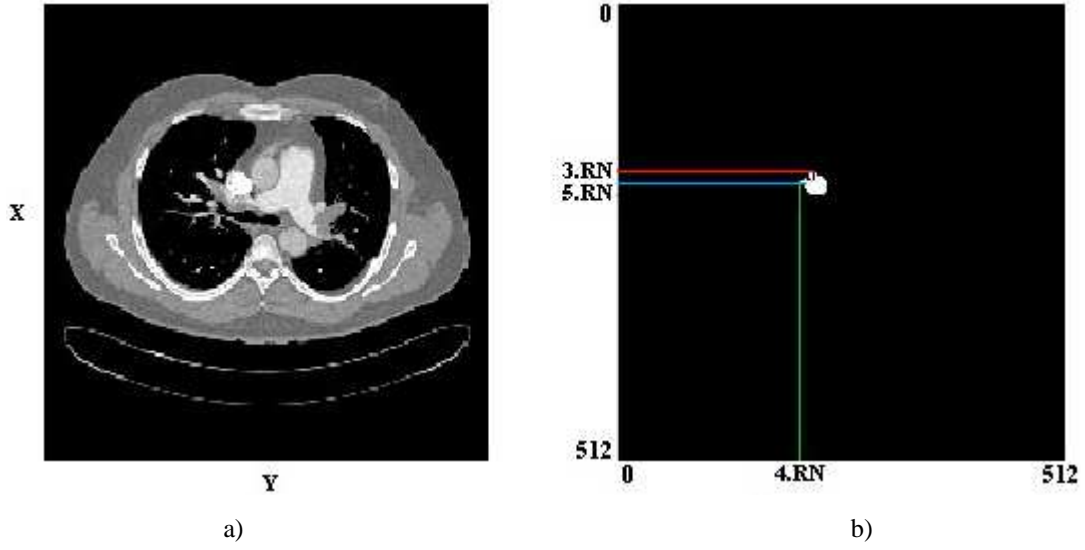
SARN belirlenebilmesi için öncelikle, her bir iki boyutlu görüntüde SVC’nın yerleri truncusun başladığı görüntüden sol – sağ pulmoner arterin bittiği görüntüye kadar tespit edilmiştir. Bunun için kullanılan yöntemde birinci adımda;

Görüntü > 500

olacak şekilde eşikleme yapılmıştır. SVC, hastaya verilen kontrast maddenin damarlara ilk girdiği nokta olduğu için en parlak olan kısımdır. Bu sebepten eşik değeri yüksektir. İkinci adımda görüntüden MB dışında kalan kısımlar atılmış, imfill algoritmasıyla küçük boşluklar doldurulmuş ve median filtre algoritmasıyla bileşenlerin kenarları düzeltilmiştir. Üçüncü adımda her bir görüntü, BBE algoritmasıyla 2D etiketlenerek boyutu 100 den küçük olan bileşenler görüntüden kaldırılmıştır. SVC tespitinde kullanılan ilk görüntüde henüz TSSPA ortaya çıkmadığı için görüntüde sadece SVC olacaktır. Dördüncü adımda SVC bileşeni find (bul) komutuyla bulunarak, min X noktasındaki min Y noktası belirlenmiştir. Daha sonra görüntülerin tamamı BBE algoritmasıyla 3 boyutlu etiketlenmiştir. Bu etiketlemede ilk görüntüde belirlenen SVC'nin min X, Min Y noktalarındaki vokselle değerlerine bakılarak SVC'nin o noktadaki 3D etiketi belirlenmiştir ve bu etikete ait 3D bileşeni yeni boş bir görüntüye kopyalanmıştır.

Elde edilen son görüntü 3D olarak SVC görüntüsüdür. Burada hastanın fiziksel yapısına bağlı olarak, 3D görüntünün her bir 2D kesitinde, SVC eğer 100 vokselin altında çok küçükse ve bazı görüntülerde '0' olarak belirlenmişse, bu durumda görüntüye bir önceki 2D görüntüdeki bileşen kopyalanmıştır. Böylece aranan bölgedeki SVC bütün hastalarda fiziksel yapısı nasıl olursa olsun tespit edilebilmiştir

Referans Noktaları (RN) tespit edilirken, izlenen yöntem: Şekil 5.20b'de görüldüğü gibi her bir 2D görüntüde tespit edilen SVC'nin min X değeri 3.RN, min Y değeri 4.RN noktası ve SVC bileşeninin X boyutunda orta noktadaki değeri 5.RN, olarak belirlenerek, her bir RN ayrı ayrı bir vektöre bulunduğu 2D kesit numarasıyla yüklenmiştir.



Şekil 5.20a. Orijinal görüntü
b. SVC'nin RN belirlenmiş görüntüsü

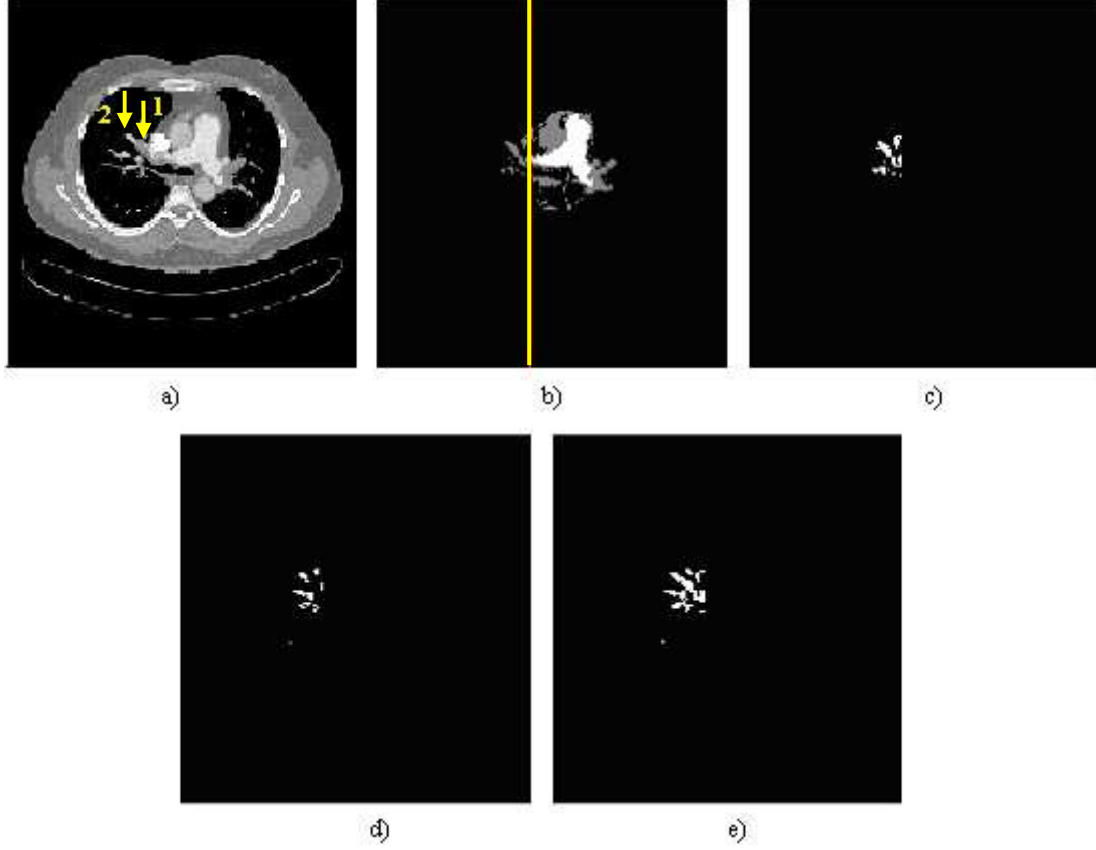
5.7.2. Mediastinum bölge sağ lobar, segmenter damar bölütlemesi

SALSD bölütlemesi gerçekleştirilirken izlenen yöntem: Birinci adımda Şekil 5.21a'da 1 numaralı ok ile gösterilen, damarı tıkayan PE bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. Bunun için Bölüm 5.5'de MB eşikleme sonucu elde edilen görüntüler kullanılmıştır (Şekil 5.21b). Şekil 5.21b'de ki görüntüde Y boyutunda 1.voksel ile Bölüm 5.4.1'de elde edilen 1.RN arası bileşenler alınıp, 1.RN ile 512. voksel arası bileşenler kaldırılmıştır. Böylece Şekil 5.21c'deki damarı tıkayan PE bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. İkinci adımda Şekil 5.21a'da 2 numaralı ok ile gösterilen, PE'nin devamında bulunan damarlar bölütlenmiştir. Bunun için öncelikle her bir görüntüye;

$$150 < \text{Görüntü} < 500$$

arası eşikleme uygulanmıştır ve 512x512 matris şeklinde olan görüntüde Y boyutunda 1. vokselde Bölüm 5.7.1'de tespit edilen 4.RN arası bileşenler alınmış, 4.RN ile 512. voksel arası olan bileşenler görüntüden çıkarılmıştır (Şekil 5.21d). Son olarak Şekil 5.21c ve d'de elde edilen görüntüler toplanarak MB sağ lobar segmenter damar bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. Bu işlem Bölüm 5.4.1'de belirlenen, sağ lobar

segmenter damarın Z boyutundaki başlangıç noktasından bitiş noktasına kadar tüm 2D kesitler için gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5.21a.Orjinal görüntü
 b.Eşiklenmiş mediastinum bölge görüntüsü
 c.Damarı tıkayan PE bölütlemesi
 d.PE ile tıkanmış bölgenin devamındaki normal damar
 e.Sağ lobar segmenter damar bölütlemesi

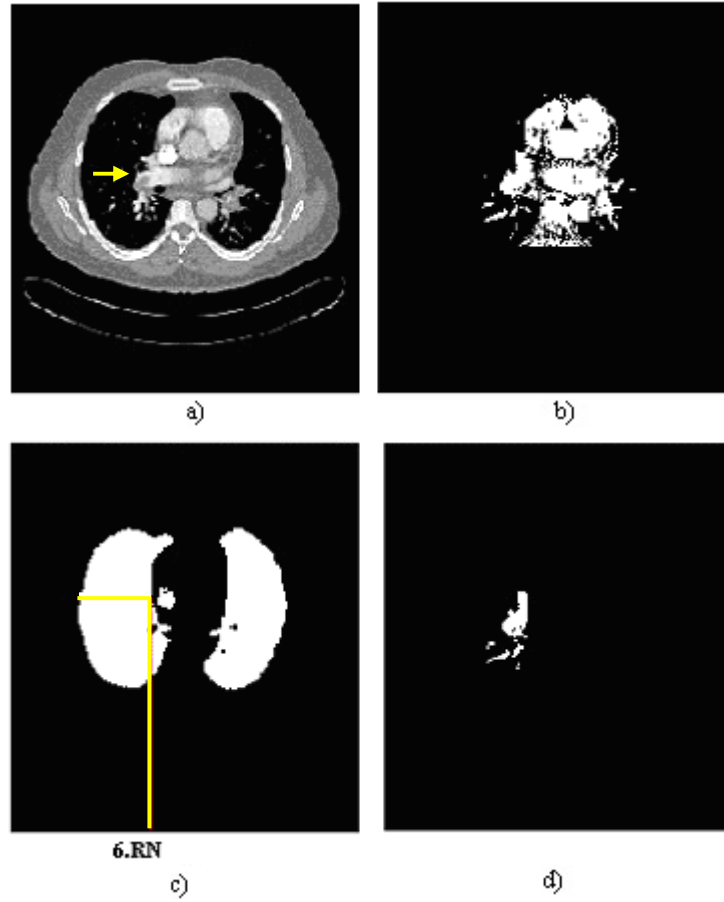
5.7.3. Mediastinum bölge sonu pulmoner ven arası sağ lobar segmenter damar bölütlemesi

MB'deki TSSPA ve devamındaki lobar segmenter damarlar 2D görüntülerin sonuna doğru Şekil 5.22a'daki gibi biterek, MB dışında akciğer bölgesinden devam edip, pulmoner ven aracılığıyla kalbe bağlanırlar. Şekil 5.22a'daki görüntüde ok ile gösterilen SALSD artık MB dışında akciğerin içinde devam etmektedir. Akciğerde devam eden damarların bölütlenmesi için ilk adımda;

olacak şekilde eşikleme yapılmıştır. Daha sonra bu görüntüden MB dışında kalan kısımlar çıkartılmıştır (Şekil 5.22b).

İkinci adımda bölütleme yapabilmek için yeni bir Referans Noktası belirlenmiştir. Bu referans noktası MB'den çıkıp, akciğerin içine doğru uzanan damarları bölütlemek için olacağından, damarların akciğere girdiği nokta 6.RN'sı olarak belirlenmiştir. TAG'sünde, sağ akciğerin X boyutunda 5.RN'sına denk gelen kesitin, max Y değeri 6.RN olarak belirlenmiştir (Şekil 5.22c).

Üçüncü adımda Şekil 5.22b'de elde edilen görüntüde; Y boyutunda 1.vokselden 6.RN'sına kadar olan bileşenler alınmış, 6.RN'dan 512. voksele kadar olan bileşenler görüntüden kaldırılmıştır. Ayrıca bu noktadan sonra kesitler ilerledikçe sağ akciğerin üst kısımlarında karaciğer görüntüsü ortaya çıkmaya başlamaktadır ve damarlar sağ akciğerin alt bölgelerine doğru ilerlemektedir. Bu sebepten X boyutunda 1. vokselden 3.RN'sına kadar olan bileşenler görüntüden kaldırılmıştır. Bu şekilde MB dışından, pulmoner vene kadar olan sağ lobar segmenter damar bölütlemesi Şekil 5.22d'deki gibi gerçekleştirilmiştir. Bu işlem Bölüm 5.4.1'de belirlenen, sağ lobar segmenter damarın Z boyutunda ki bitiş noktasından başlayarak akciğerlere giren damarların bittiği noktaya kadar her bir 2D görüntüye uygulanmıştır.

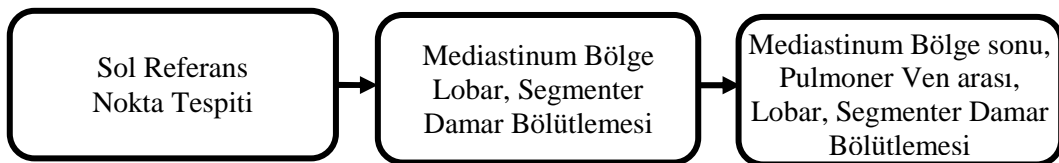


Şekil 5.22a. Orijinal görüntü
 b. Eşiklenmiş görüntü
 c. 6.RN belirlendiği görüntü
 d. Mediastinum bölge sonu ile pulmoner ven arası 2D sağ lobar segmenter damar görüntülerinden biri

Bölüm 5.7.2 ve Bölüm 5.7.3'deki sonuçlar toplanarak SALSD bölütlemesi tamamen gerçekleştirilmiştir.

5.8. Sol Lobar ve Segmenter Damar Bölütlemesi

Sol Lobar ve Segmenter Damar (SLLSD) bölütlemesi 3 adımda gerçekleştirilmiştir. Akış şeması Şekil 5.23'deki gibidir.



Şekil 5.23. Sol lobar, segmenter damar bölütlemesi akış şeması

5.8.1. Sol referans nokta tespiti

SLLSD bölütlemesi yaparken sol akciğere doğru uzanan, SLLSD'in sol pulmoner arterden sonra uzantıları, her hastada DesA bölgesinden başladığı için, Şekil 5.19'de 2 numara ile farklı hastalara ait gösterilen DesA görüntüleri, Sol Referans Noktalarının (SLRN) belirlenmesinde kullanılmıştır.

SLRN belirlenebilmesi için öncelikle; her bir iki boyutlu görüntüde DesA'nın yerleri, truncusun başladığı görüntüden, damarların pulmoner ven ile bağlantısının bittiği görüntüye kadar, tespit edilmiştir.

Bunun için kullanılan yöntemde birinci adımda;

$$150 < \text{Görüntü} < 500$$

olacak şekilde eşikleme yapılmıştır.

İkinci adımda görüntünün MB dışında kalan kısımları atılarak imfill algoritmasıyla küçük boşluklar doldurulmuş, medyan filtre algoritmasıyla da kenarları düzeltilmiştir.

Üçüncü adımda her bir görüntü, BBE algoritmasıyla 2D etiketlenerek boyutu 250'den küçük olan bileşenler görüntüden kaldırılmıştır.

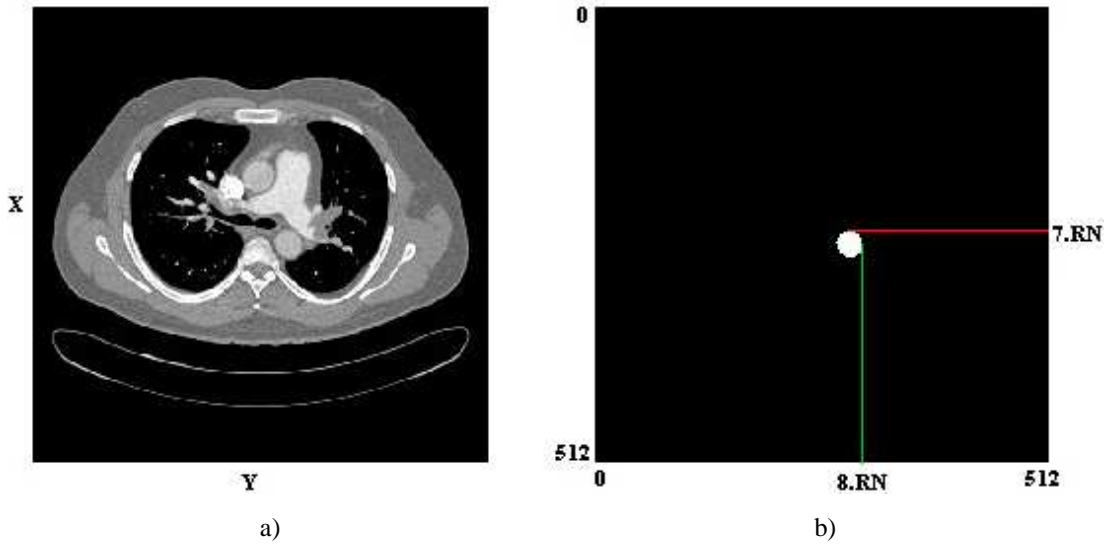
Dördüncü adımda DesA tespitinde kullanılan ilk görüntüde henüz TSSPA ortaya çıkmadığı için görüntüde SVC, AcsA, DesA olacaktır bu bileşenler logical 1 değerindedir ve en sağdaki bileşen DesA'dur. Logical 1 değerindeki bileşenlerin max Y noktasında bulunan bileşen DesA olarak tespit edilmiştir.

Beşinci adımda ilk görüntüden elde edilen DesA görüntüsü, bir sonraki görüntü ile toplanmıştır. İki görüntüdeki aortlar üst üste geleceği için toplama sonucunda DesA'nın matematiksel değeri 2 olacaktır. Etiketli 1 olan bileşenler görüntüden kaldırılmıştır. Elde edilen bileşenin max X voksel noktası ile max Y voksel noktası

tespit edilmiştir. İkinci görüntü BBE algoritmasıyla 2D etiketlenmiş ve elde edilen X-Y vokselindeki etiket değeri tespit edilerek ikinci görüntüden, bu etiketteki bileşen alınıp, yeni bir görüntüye kopyalanmıştır.

Bu şekildeki işlem son görüntüye kadar tekrarlanarak her 2D görüntüdeki DesA tespit edilmiştir. Bileşenlerin birbirlerine değme ihtimalleri göz önünde bulundurularak her bir 2D görüntüde, DesA'ların boyutları arasındaki farklar sürekli kontrol edilmiştir. DesA'nın boyutu sürekli değişmeyeceğinden boyutlar arası farklar küçük ve birbirine yakın olacaktır. Eğer fark 50'den büyükse o zaman yan bileşenlerle bağlantılı olabileceğinden, bu görüntü kaldırılmış ve bir önceki görüntü yanlış olan görüntünün yerine kopyalanmıştır.

RN tespit edilirken izlenen yöntem: Her bir 2D görüntüde tespit edilen DesA'un min X değeri 7.RN'sı, max Y değeri 8. RN'sı olarak belirlenerek her bir RN ayrı ayrı bir vektöre, her bir 2D görüntü numarasıyla yüklenmiştir (Şekil 5.24b).



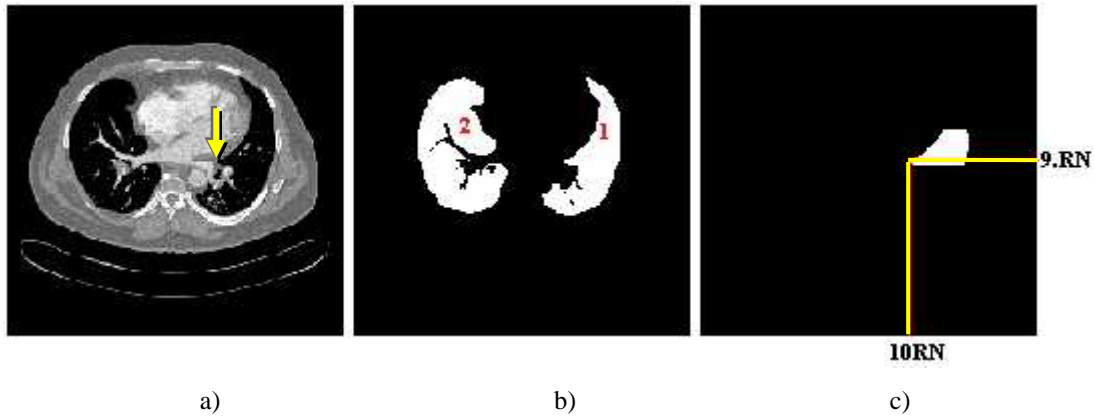
Şekil 5.24a. Orijinal görüntü
b. DesA'un RN belirlenmiş görüntüsü

2D, BTAG'leri sona doğru ilerlerken, kalp görüntüsü ortaya çıkmakta ve Şekil 5.25b'de görülen 1 numaralı akciğer bölgesine doğru kalp büyümektedir. Büyüme esnasında lobar ve segmenter damarlar, Şekil 5.25a'da ok işaretiyle gösterilen

büyüme noktasının altında kalmaktadır. Bu sebepten 9.RN'sı ve 10.RN'sı bahsi geçen, büyüme noktasından elde edilmiştir.

Büyüme noktasının tespiti için uygulanan yöntem: Birinci adımda Şekil 5.25b'deki 1 numaralı akciğerin, Bölüm 5.7.1'de elde edilen SVC'ye ait ilk görüntüdeki 3.RN ile, bu bölümde elde edilen DesA'a ait her bir görüntüdeki 7.RN arasında kalan bölge alınıp, yeni bir görüntüye yüklenmiştir (Şekil 5.25c).

İkinci adımda Şekil 5.25c'deki görüntünün, min Y değeri, ve min Y değerindeki kesitinin, max X değeri belirlenmiştir. Burada elde edilen max X değeri 9.RN, minY değeri ise 10.RN olarak tespit edilmiştir. Bu yöntem truncusun ortaya çıktığı ilk görüntüden başlanılarak, akciğere giren lobar ve segmenter damarların bittiği görüntüye kadar, tüm görüntülere uygulanıp bulunan referans noktaları görüntü numaralarıyla birer vektöre yüklenmiştir.



Şekil 5.25a. Orijinal görüntü
b. Akciğer Görüntüsü
c. Akciğerin bir bölümüne ait görüntü

5.8.2. Mediastinum bölge sol lobar, segmenter damar bölütlemesi

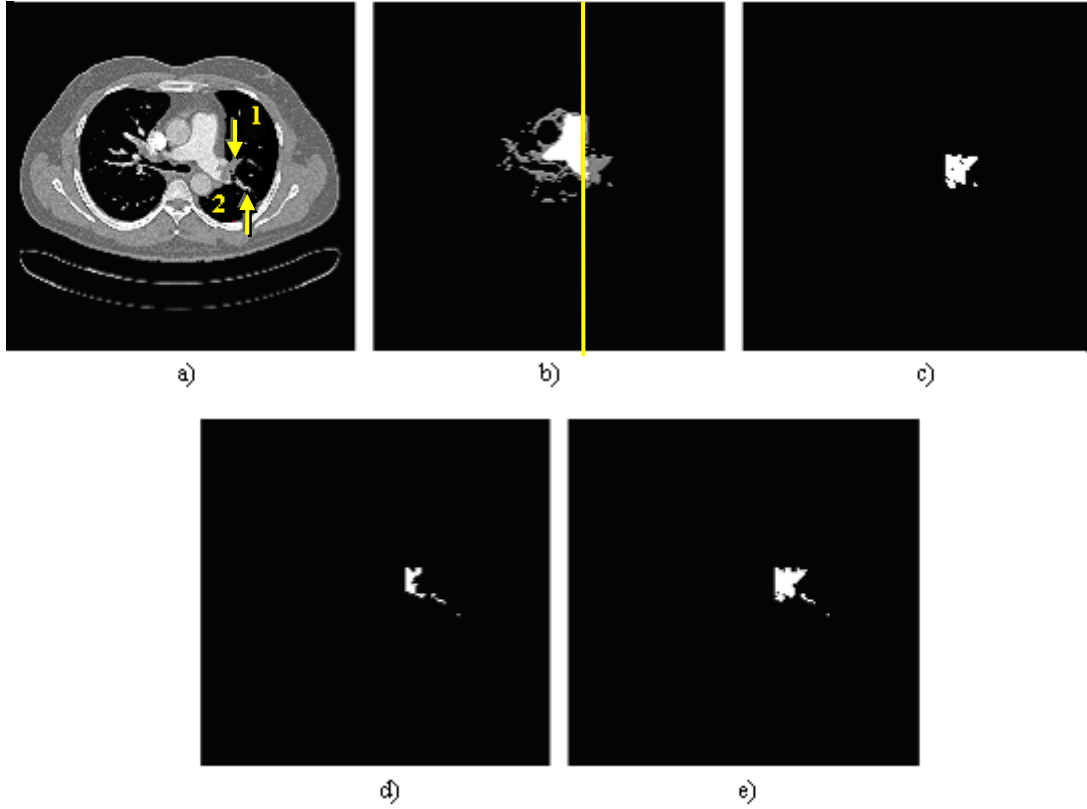
SLLSD bölütlemesi gerçekleştirilirken izlenen yöntem: Birinci adımda Şekil 5.26a'da 1 numaralı ok ile gösterilen, damarı tıkayan PE bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. Bunun için Bölüm 5.5'de MB eşiklemesi sonucu elde edilen görüntüler kullanılmıştır (Şekil 5.26b). Şekil 5.26b'de ki görüntüde, Y boyutunda 1.voksel ile Bölüm 5.4.1'de elde edilen 2.RN arası bileşenler kaldırılıp, 2.RN ile 512.

voksel arası bileşenler alınmıştır. Böylece Şekil 5.26c'deki damarı tıkayan PE bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. Ayrıca Şekil 5.26b'deki görüntüde, X boyutunda; 1. voksel noktasından, 9.RN kadar, Y boyutunda; 2.RN'dan, 10.RN kadar olan kısımdaki bileşenler kaldırılmıştır.

İkinci adımda Şekil 5.26a'da 2 numaralı ok ile gösterilen, PE'nin devamında bulunan damarlar bölütlenmiştir. Bunun için öncelikle her bir görüntüye;

$$150 < \text{Görüntü} < 500$$

Arası olacak şekilde eşikleme uygulanmış, MB dışında kalan bileşenler görüntüden çıkarılmıştır ve 512×512 matris şeklinde olan görüntüde; Y boyutunda 1. voksel ile Bölüm 5.4.1'de tespit edilen 2.RN arası bileşenler kaldırılmış, 2.RN ile 512. noktalar arası olan bileşenler alınmıştır. Daha sonra elde edilen görüntüden, X boyutunda; 1. voksel değerinden, 9.RN kadar, Y boyutunda; 2.RN'dan, 10.RN+10 voksel değerine kadar olan kısımdaki bileşenler kaldırılmıştır (Şekil 5.26d). Şekil 5.26c ve d'de elde edilen görüntüler toplanarak MB sol lobar segmenter damar bölütlemesi gerçekleştirilmiştir (Şekil 5.26e).



Şekil 5.26a. Orijinal görüntü

b. Eşiklenmiş mediastinum bölge görüntüsü

c. Damarı tıkayan PE bölütlemesi

d. PE ile tıkanmış bölgenin devamındaki normal damar

e. Sol lobar segmenter damar bölütlemesi

5.8.3. Mediastinum bölge sonu pulmoner ven arası sol lobar segmenter damar bölütlemesi

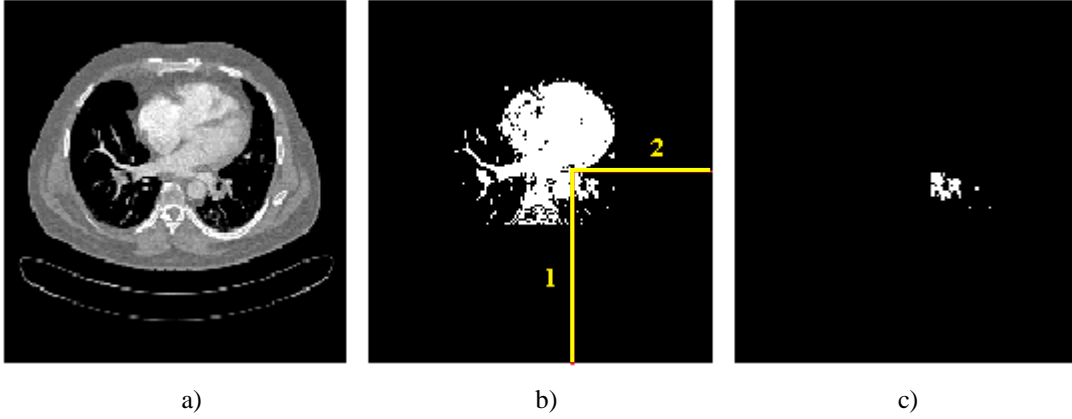
MB'deki TSSPA ve devamındaki lobar segmenter damarlar 2D görüntülerin sonuna doğru biterek, MB dışında akciğer bölgesinden devam edip, pulmoner ven aracılığıyla kalbe bağlanırlar. Bu şekilde ki görüntülerden birisi Şekil 5.27a'daki gibidir. Bu görüntüden lobar ya da segmenter damarları bölütlemek için daha önce belirlenen 8.RN ile 9.RN'ları kullanılır.

Uygulanan yöntem: Birinci adımda her bir görüntüye;

$$1 < \text{Görüntü} < 500$$

arası olacak şekilde eşikleme uygulanmış, MB dışında kalan bileşenler görüntüden çıkarılmıştır (Şekil 5.27b).

İkinci adımda Y boyutunda 1. vokselleme değerinden, Şekil 5.27b'de 1. çizgi ile gösterilen 8.RN arası bileşenler kaldırılmış, 8.RN ile 512. vokselleme arası bileşenler alınmıştır. X boyutunda 1. vokselleme noktasından, Şekil 5.27b'de 2. çizgi ile gösterilen 9.RN arası kaldırılmış, 9.RN ile 512. vokselleme arası bileşenler alınmıştır. Bu şekilde MB dışından, pulmoner vene kadar olan sol lobar segmenter damar bölütlemesi Şekil 5.27c'deki gibi gerçekleştirilmiştir. Bu uygulama tüm 2D görüntülere uygulanmıştır.

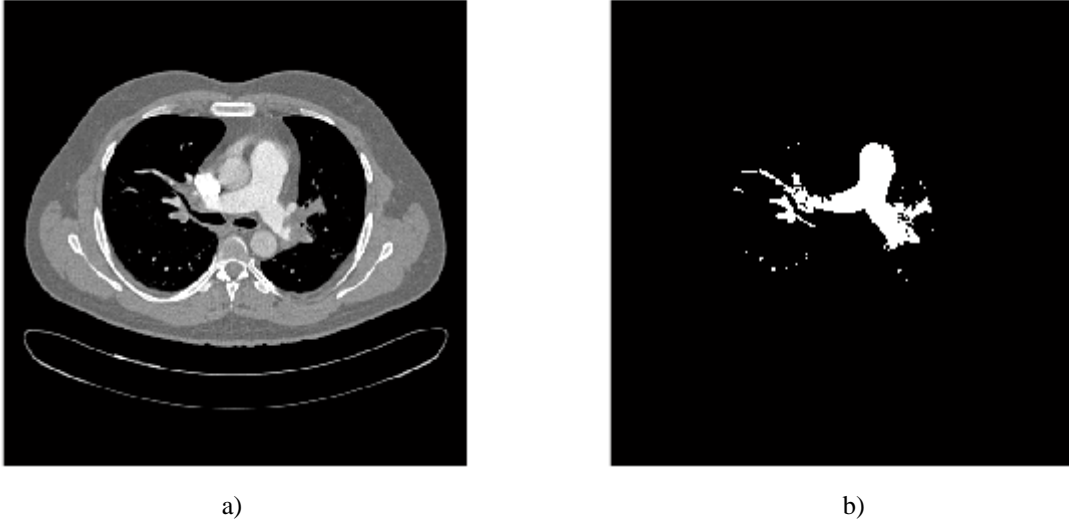


Şekil 5.27a. Orijinal görüntü
 b. Pulmoner ven kalp bağlantısı görüntüsü
 c. Mediastinum bölge sonu ile pulmoner ven arası 2D sol lobar segmenter damar görüntülerinden biri

Bölüm 5.8.2 ve Bölüm 5.8.3'deki sonuçlar toplanarak SLLSD bölütlemesi tamamen gerçekleştirilmiştir.

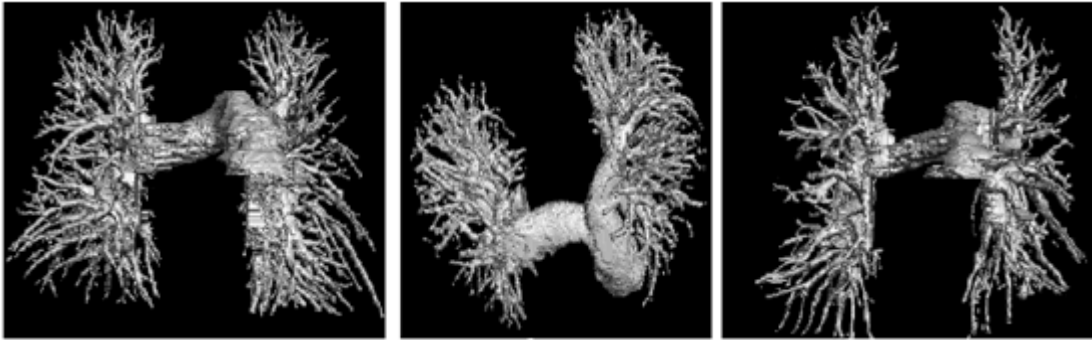
5.9. Akciğer Damar Bölütlemesi

Tam Akciğer damar bölütlemesini gerçekleştirebilmek için, Bölüm 5.4, Bölüm 5.6, Bölüm 5.7 ve Bölüm 5.8'deki sonuçlar toplanmıştır. Elde edilen son görüntü, toplam akciğer damar görüntüsüdür (Şekil 5.28b).



Şekil 5.28a. Orijinal Görüntü
b. 2D Bölütlenmiş tam akciğer damar görüntüsü

Şekil 5.28b'deki bölütlenmiş tam akciğer damar görüntüsü logical değerdedir, bu görüntüler gerçek görüntü değerleriyle matematiksel olarak çarpılarak, voksel değerleri orijinal görüntüdeki değerlerine getirilmiştir. Elde edilen görüntüler *.dcm uzantılı dosyalar haline getirilerek 2D 251 adet görüntünün, 3D hali ortaya çıkarılmıştır. Şekil 5.29'de 3 farklı hastaya ait 3D tam bölütlenmiş akciğer damar ağacı görüntüleri, farklı açılardan görülmektedir.



Şekil 5.29. Üç hastaya ait 3D akciğer damar ağacı

5.10. Pulmoner Emboli Tespiti

Bölüm 5.9'da elde edilen akciğer damar ağacı PE'leri içinde barındırmaktadır. Bu damarlardan PE'lerin belirlenebilmesi için uygulanan yöntem:

İlk olarak emboliler bölgesel olarak damar ağacı içerisinde olması gerektiğinden, Şekil 5.29'deki görüntülerde olduğu gibi her bir hasta için elde edilen, 3D damar ağacı, BBE algoritması ile 3D olarak etiketlenmiş ve en büyük tek etiket damar ağacı olması gerektiği için, eğer bu damar ağacının dışında kalan ve damar ağacına değmeyen küçük bileşenler varsa, emboli ya da damar olmadıklarından görüntüden kaldırılmışlardır.

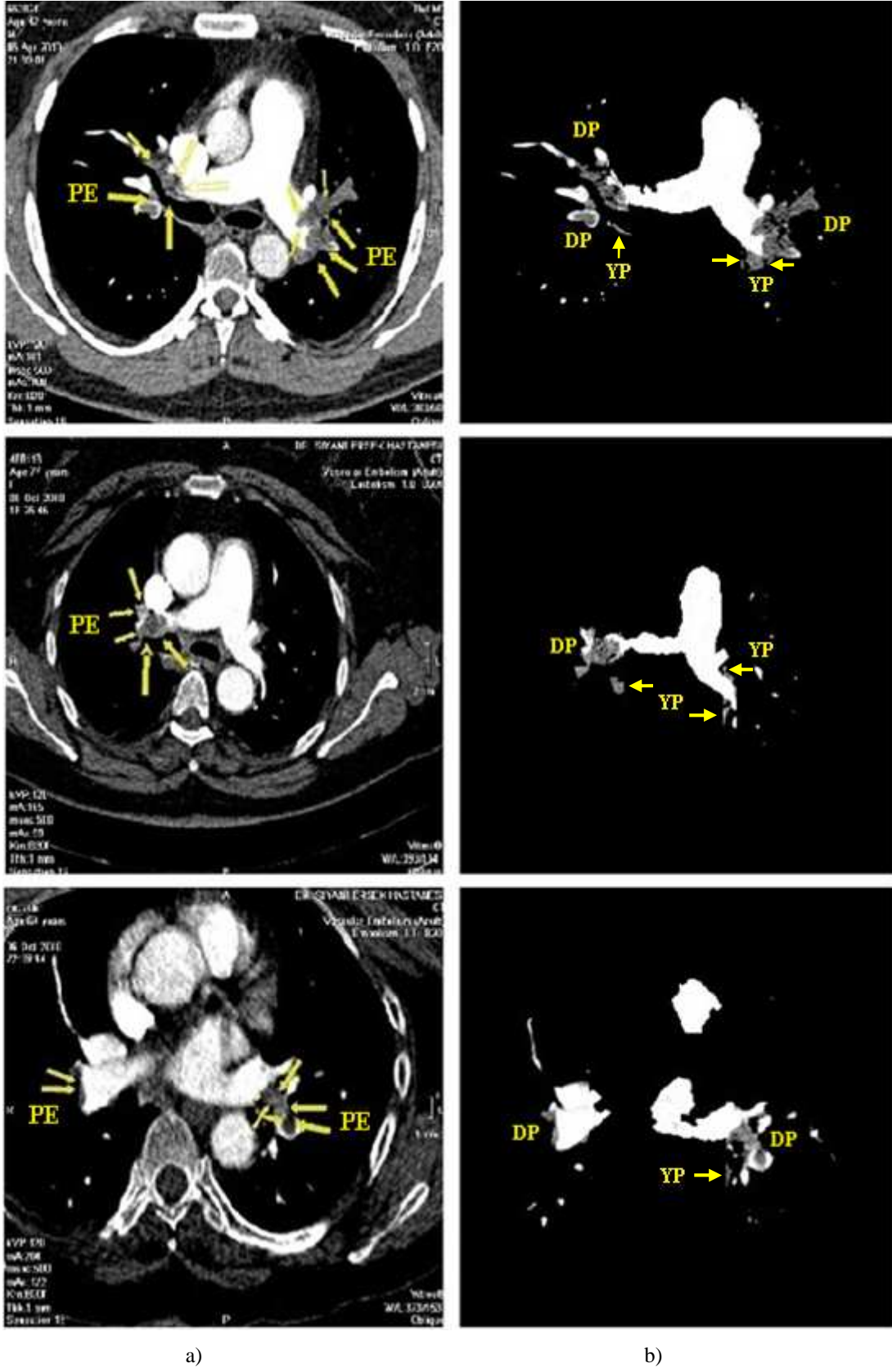
İkinci olarak içerisinde PE barındıran damar ağacı bir maske olarak kullanılıp gerçek görüntüde ki yoğunluk farklarından PE'yi tespit edebilmek için her bir 2D görüntüye;

$$1 < \text{Görüntü} < 150$$

olacak şekilde eşikleme yapılmıştır.

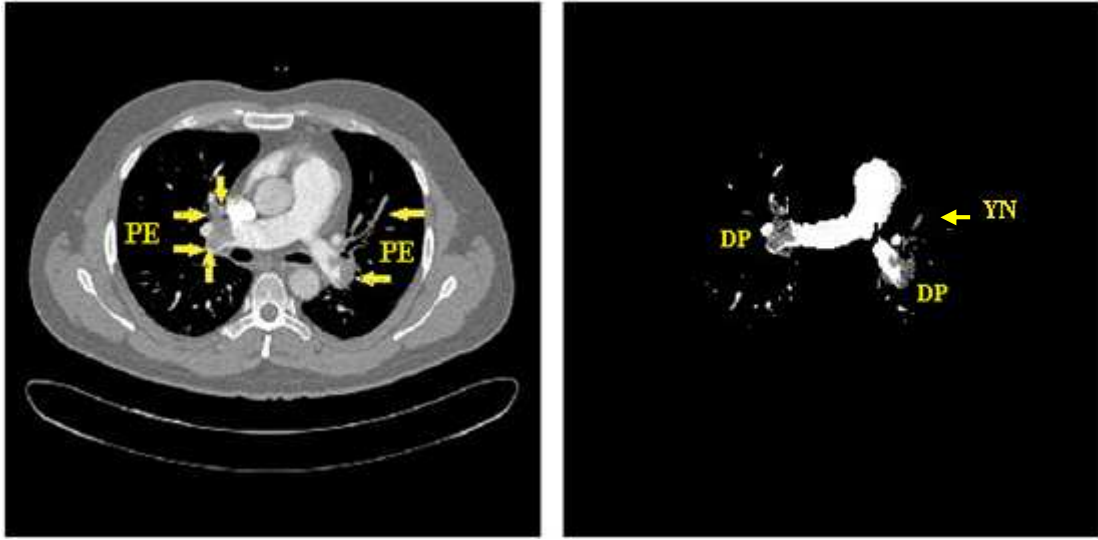
Üçüncü olarak literatürdeki çalışmalarda da olduğu gibi boyutu çok küçük olan parçalar PE kabul edilmeyerek, eşikleme sonunda ortaya çıkan 2D olarak 20 piksel den daha küçük bileşenler ve 3D olarak 40 voksel den daha küçük bileşenler görüntüden kaldırılarak elde edilen son bileşenler PE olarak tespit edilmişlerdir.

Şekil 5.30a'da sırasıyla birinci, ikinci ve üçüncü hastaya ait, radyologların sarı oklarla manuel olarak pulmoner embolileri tespit ettikleri görüntü, Şekil 5.30b'de bu çalışmada uygulanan yöntemler sonucu tespit edilen, 2D akciğer damar ağacı ve PE'ler gerçek HU değerleriyle gösterilmiştir. Doğru Pozitif (DP) olarak belirlenen bu görüntülerdeki PE'ler, Şekil 5.30a'da radyologlar tarafından sarı uzun oklarla belirlenen PE'ler ile karşılaştırıldığında sonuçların örtüştüğü gözlemlenmektedir. Ayrıca Şekil 5.30b'de kısa oklarla gösterilen bazı küçük dokular, Yanlış Pozitif (YP) olarak bulunmuştur.



Şekil 5.30a. Birinci, ikinci, üçüncü hastaya ait radyologların manuel Pulmoner emboli belirlemesi
b. Geliştirilen yöntem sonucu elde edilen PE sonuç görüntüleri

Şekil 5.31a'da, Şekil 5.30a'daki ilk görüntüye sahibi olan hastaya ait başka bir kesit görüntü verilmiştir. Bu görüntüde sağ üst köşedeki ok ile gösterilen PE, şekil 5.31b'de görüldüğü gibi tespit edilemediği için Yanlış Negatif (YN) olarak değerlendirilmiştir.



a)

b)

Şekil 5.31a. Birinci hastaya ait PE belirlenmiş bir kesit görüntü
b. Geliştirilen yöntem sonucu elde edilen PE sonuç görüntüsü

Geliştirilen yöntem veri setinde kullanılan 33 hastaya uygulanmıştır. Sonuçların analizi Bölüm 6'da gerçekleştirilmiştir.

BÖLÜM 6. SONUÇLAR DEĞERLENDİRME ve ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

Bu tez çalışmasında Bölüm 1’de bahsedildiği ve öneminin vurgulandığı gibi; akciğer bölütlemesi, akciğer damar bölütlemesi ve pulmoner embolilerin belirlenmesi işlemleri gerçekleştirilmiştir. Bölüm 2’de verilen tıbbi bilgiler göz önünde bulundurularak, Bölüm 3’de bahsedilen tıbbi görüntüleme yöntemlerinden, BTAG’leri veri tabanı olarak temin edilmiştir.

Elde edilen veri seti kullanılarak bölütleme ve PE tespit işlemleri, MATLAB programında yapılmıştır. Bölüm 4’de bahsedilen görüntü işleme tekniklerinden; eşikleme, kenar bulma, boşluk doldurma, kenar düzeltme filtresi, bağlantılı bileşen etiketleme gibi teknikler ile bölütlemede kullanmak için, önceden belirlenen bazı Referans Noktalar (RN) kullanılıp, şekilsel (morfolojik) özelliklerden yararlanılarak, uygulama gerçekleştirilmiştir.

Bu tezde, akciğer bölütlemesi, akciğer damar bölütlemesi ve PE’lerin belirlenmesi için geliştirilen yöntemlerin Literatürdeki diğer çalışmalara göre bazı üstünlükleri ve farkları şu şekilde sıralanabilir:

- 1- Akciğer damar bölütlemesi gerçekleştirilirken literatürde kullanılan yöntemlerden farklı yeni bir yöntemle damar ağacı PE ile birlikte çıkartılmıştır. Bölüm 1’de bahsedildiği gibi, literatürdeki çalışmaların çoğunda önce damarlar yüksek yoğunluk değerleriyle parça parça PE olan bölgeleri boş olarak tespit edilmiştir. Daha sonra damar içinde damarın yapısını bozan ya da iki damar arasının tamamıyla ayrılmış olarak görünmesine neden olan, düşük yoğunluk değerine sahip PE’ler, aynı yoğunluğa sahip olabilen etrafındaki lenfoid dokular, eğer varsa hastalıklı dokular ile aynı anda tespit edilmiş ve bunların tamamı PE adayı olarak ele

alınıp boy, hacim, biçimsel ve bölgesel özelliklerine bakarak PE'ler diğer dokulardan ayırt edilmeye çalışılmıştır. Oysa PE'lerin Şekil 6.1'de görüldüğü gibi boy, hacim, biçimsel ve bölgesel özelliklerinde bir standart yoktur.

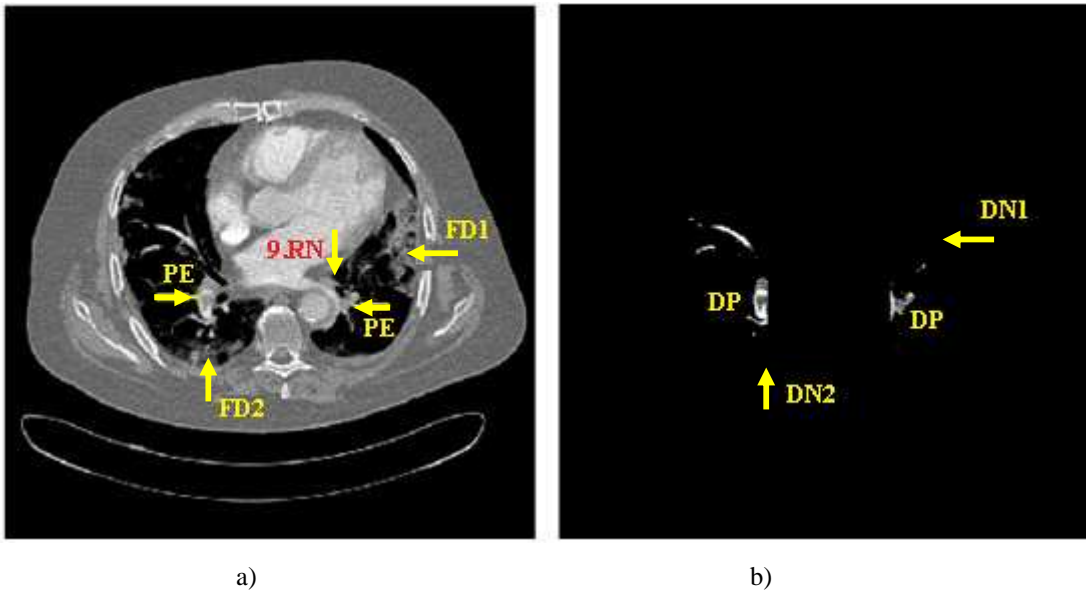


Şekil 6.1 PE'lerin damarı tıkkama şekilleri [101]

Damarı kısmen tıkkayarak damar duvarına yapışık veya uzun olduğu bölgelerde bir kısmı damar duvarına yapışık bir kısmı sanki damarın ortasında boşa duruyormuş gibi olabildiği gibi damarı tamamıyla da tıkkayabilmektedir. Bu özelliklerin ayırt edici özellik olmadığı anlaşılmaktadır. Bu çalışmada uygulanan yeni yöntemle PE'ler, damarlarla beraber belirlenerek, literatürdeki çalışmalardan daha yeni bir yöntem geliştirilmiştir ve birçok çalışmaya göre daha iyi sonuçlar elde edilebilmiştir. Geliştirilen yöntemde akciğer damar ağacı 4 aşamada ortaya çıkarılmıştır. İnsanların anatomik yapılarında; kalbin vücuttaki yeri, akciğerin konumu, pulmoner arter, aort, superior vena cava hep aynı bölgelerdedir. Bu sebepten ilk üç aşamada geliştirilen algoritmalar ile bölütlemede kullanılmak için bazı RN'lar tespit edilmiştir. Bu RN'lar sayesinde bölütleme gerçekleştirilerek ortaya çıkarılan damar ağacı PE ile birlikte elde edilmiştir. Dördüncü aşama subsegmenter damarların belirlenmesidir. Bu damarların belirlenmesinde herhangi bir referans noktasının belirlenmesine gerek görülmemiştir.

- 2- RN'ları sayesinde PE'ler bulunduğu damar içindeki, şekilsel yapısıyla birlikte daha doğru olarak belirlenebilmiştir.
- 3- Tespit edilen RN'ları sayesinde, MB'de PE ile aynı yoğunluktaki lenfoid dokular ve PE den hariç farklı akciğer hastalıkları olan hastaların, BTA görüntülerindeki hastalıklı dokular, görüntüden kaldırılarak PE'ler daha doğru olarak tespit edilebilmiştir

- 4- Her hastadan alınan ve arka arkaya gelerek birbirini takip eden 2D aksial BTA görüntülerinde, sol tarafta olan kalp görüntüsü, sol akciğerin üst bölgesine doğru yavaş yavaş büyüyerek görünmeye başlar. Büyümeye başladığı noktanın üst tarafında akciğer yapısı küçülmeye başlar ve akciğere giren damarlar kalbin büyümeye başladığı noktanın altından, akciğerin alt bölgelerine doğru devam ederler. Bu çalışmada gerçekleştirilen bir algoritma ile, Şekil 6.2.a'daki örnek orijinal görüntüde gösterildiği gibi büyüme noktaları, X boyutunda her bir 2D görüntüde tek tek 9.RN'ları olarak tespit edilmiştir ve bölütleme gerçekleştirilirken, kalp ortaya çıkmaya başladığı anda bu 9.RN'sının üstünde kalan bileşenler görüntüden kaldırılmıştır. Bu işlem sayesinde Şekil 6.2a'da görülen, 1. Farklı Doku (FD1), görüntüden kaldırılmıştır. Uygulama sonucunda elde edilen görüntü olan Şekil 6.2b'de görüldüğü gibi, FD1 görüntüde yoktur. FD1, PE ya da damar olmadığı için bulunmaması gereken ve bulunamayan, 1. Doğru Negatif (DN1) olarak değerlendirilmiştir. Böylece eğer hastanın PE'den başka kalbinden bir rahatsızlığı varsa ya da ameliyat geçirmişse, aynı şekilde kalp bölgesindeki akciğerlerinde bir rahatsızlık var ise bu hastalıklardan dolayı meydana gelen farklı dokular tamamıyla görüntüden kaldırılmıştır. Bu yöntemle literatürdeki birçok çalışmaya göre PE'ler, daha doğru olarak belirlenebilmiştir.



Şekil 6.2a. PE dışı hastalıklardan dolayı farklı dokuların bulunduğu orijinal görüntü
b. PE'lerin belirlendiği görüntü

- 5- Mediastinum bölge önceden belirlenerek, çalışmalarda mediastinum bölge dışındaki kısımlar görüntüden kaldırıldığı için, eğer akciğerlerin mediastinum bölge dışında kalan dış kenarlarında, hastalıklı dokular varsa görüntüden kaldırılarak damar ya da PE olarak değerlendirilmesi önlenmiştir. Şekil 6.2a örnek orijinal görüntüde FD2 olarak gösterilen mediastinum bölge dışında kalan farklı doku, Şekil 6.2b'de görüldüğü gibi bulunamamış ve 2. Doğru Negatif (DN2) olarak değerlendirilmiştir. Böylece FD1 ve FD2 gibi yapılar akciğer damarı ya da PE olarak yanlış değerlendirilmeden eğer varsa bütün görüntülerden kaldırılmıştır.
- 6- Damarlar mediastinum bölge içi mediastinum bölge dışı hem sağda hem de solda ve akciğerin içindeki küçük subsegmenter damarlar ayrı ayrı bulunduğu için bu damarlar birbirleriyle adım adım 3D olarak birleştirilmiştir. Böylece eğer varsa birbirini takip etmeyen ve birbirine değmeyen yapılar, damar yapısı ya da PE olamayacağı sonucu çıkartılarak görüntüden kaldırılmıştır. Böylece damar takibi baştan sona doğru 3D olarak gerçekleştirilerek doğru sonuçlar elde edilmiştir.

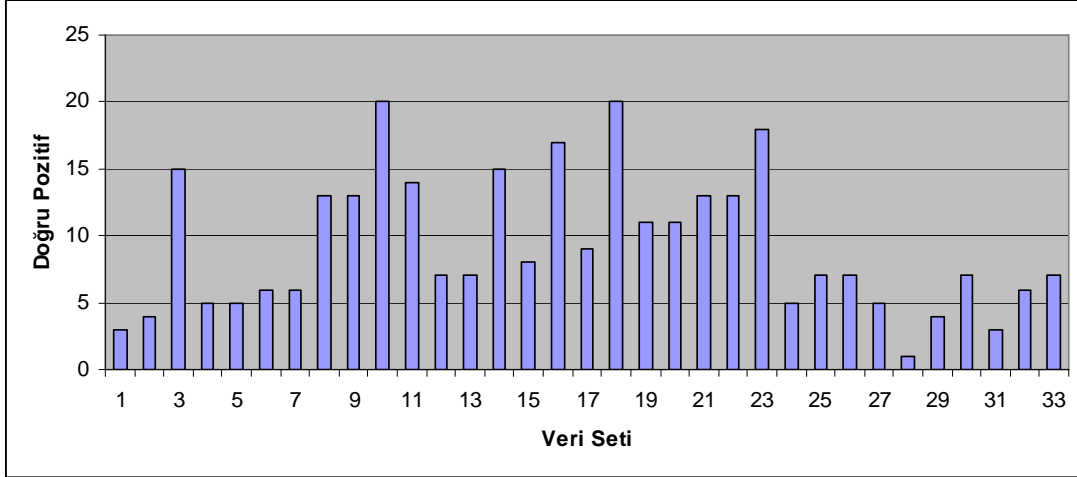
Bu çalışmada PE'lerin bulunması için 33 hastaya uygulanan yöntemin sonucunda elde edilen bulgulardan 3 hastaya ait görüntüler; Bölüm 5.10'da Şekil 5.30 – 29'da görülmektedir.

Her bir hastaya ait bulgular: Doğru pozitif (DP), Yanlış Pozitif (YP), Yanlış Negatif (YN), duyarlılık, kümülatif duyarlılık, veri seti başına düşen yanlış pozitif oranı (YP/vs) başlıklarıyla Tablo 6.1'de verilmiştir. Duyarlılık hesaplanırken Bölüm 4.'de bahsedilen duyarlılık hesaplama formülü kullanılmıştır. Kümülatif duyarlılık hesaplanırken 1. hastadan başlanılarak sırayla ilk iki hastanın duyarlılığı, ilk üç hastanın duyarlılığı ve bu şekilde son hastaya kadar toplam duyarlılıklar sırayla hesaplanmıştır. Veri seti başına düşen yanlış pozitif oranında ise, yanlış pozitif olarak bulunan değerler sırasıyla toplanarak veri sayısına bölünmüştür.

Tablo 6.1. Otuz üç hastaya ait analiz tablosu

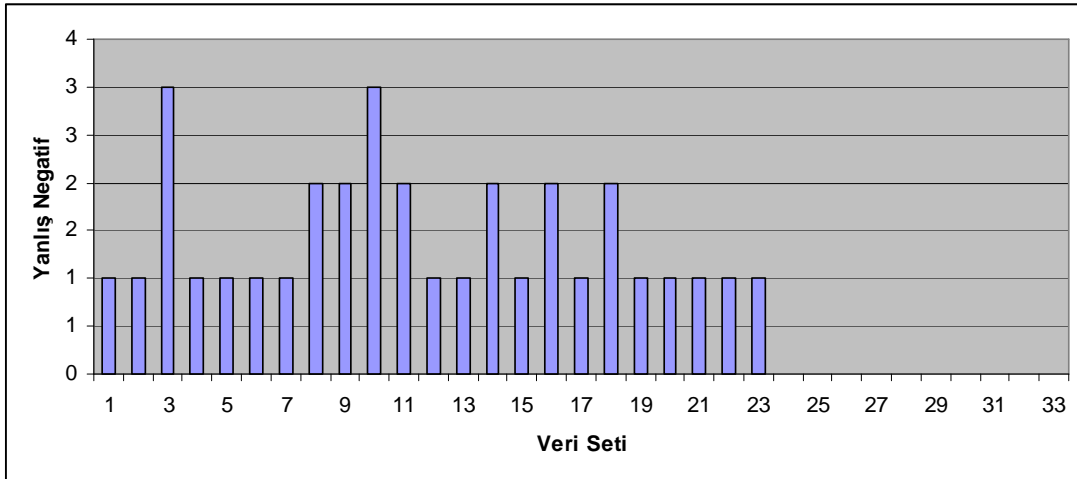
Hasta	DP	YN	YP	Duyarlılık (%)	Kümülatif Duyarlılık (%)	YP/vs
1 .hasta	3	1	20	75	75	0,6
2 .hasta	4	1	13	80	77,8	1
3 .hasta	15	3	13	83,3	81,5	1,4
4 .hasta	5	1	8	83,3	81,8	1,6
5 .hasta	5	1	15	83,3	82,1	2,1
6 .hasta	6	1	10	85,7	82,6	2,4
7 .hasta	6	1	15	85,7	83	2,8
8 .hasta	13	2	5	86,7	83,8	3
9 .hasta	13	2	12	86,7	84,3	3,4
10 .hasta	20	3	16	87	84,9	3,8
11 .hasta	14	2	9	87,5	85,2	4,1
12 .hasta	7	1	11	87,5	85,4	4,5
13 .hasta	7	1	27	87,5	85,5	5,3
14 .hasta	15	2	13	88,2	85,8	5,7
15 .hasta	8	1	19	88,9	86	6,2
16 .hasta	17	2	7	89,5	86,3	6,5
17 .hasta	9	1	18	90	86,5	7
18 .hasta	20	2	15	90,9	87	7,5
19 .hasta	11	1	12	91,7	87,2	7,8
20 .hasta	11	1	11	91,7	87,4	8,2
21 .hasta	13	1	15	92,9	87,7	8,6
22 .hasta	13	1	15	92,9	88	9,1
23 .hasta	18	1	17	94,7	88,5	9,6
24 .hasta	5	0	12	100	88,7	9,9
25 .hasta	7	0	10	100	88,9	10,2
26 .hasta	7	0	21	100	89,2	10,9
27 .hasta	5	0	8	100	89,4	11,1
28 .hasta	1	0	10	100	89,4	11,4
29 .hasta	4	0	15	100	89,5	11,9
30 .hasta	7	0	4	100	89,8	12
31 .hasta	3	0	15	100	89,8	12,5
32 .hasta	6	0	20	100	90	13,1
33 .hasta	7	0	17	100	90,2	13,6
Toplam	305	33				
Ortalama				90,2	90,2	13,6

Bu sonuca göre; uygulanan yöntemle radyologların 33 hasta için toplam belirledikleri 338 PE'den, 305 tanesi tespit edilmiş, 33 tanesi tespit edilememiştir. Tablo 6.1'e göre, veri seti başına düşen doğru pozitif sayısına ait grafik Şekil 6.3'deki gibidir.



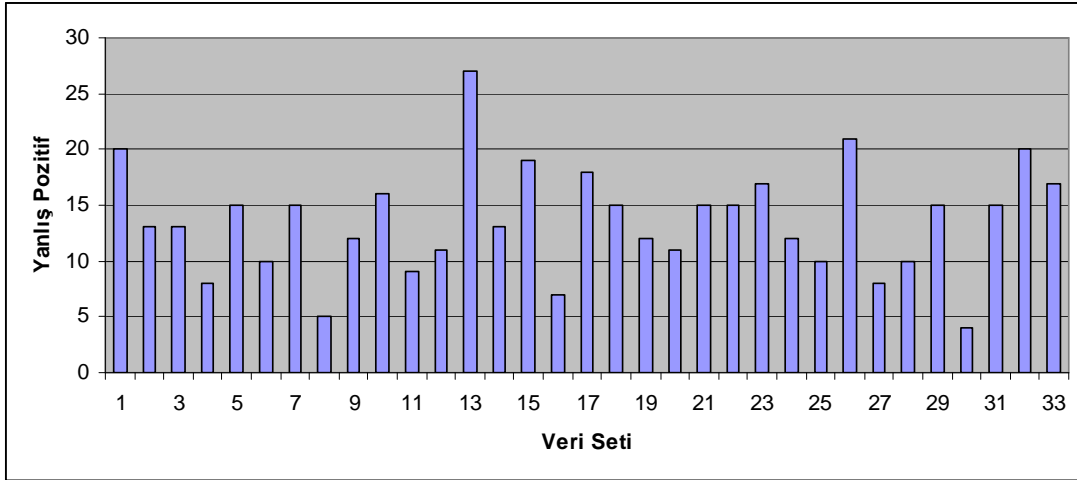
Şekil 6.3. Veri seti başına düşen doğru pozitif sayısı

Veri seti başına düşen yanlış negatif sayısına ait grafik Şekil 6.4'deki gibidir.



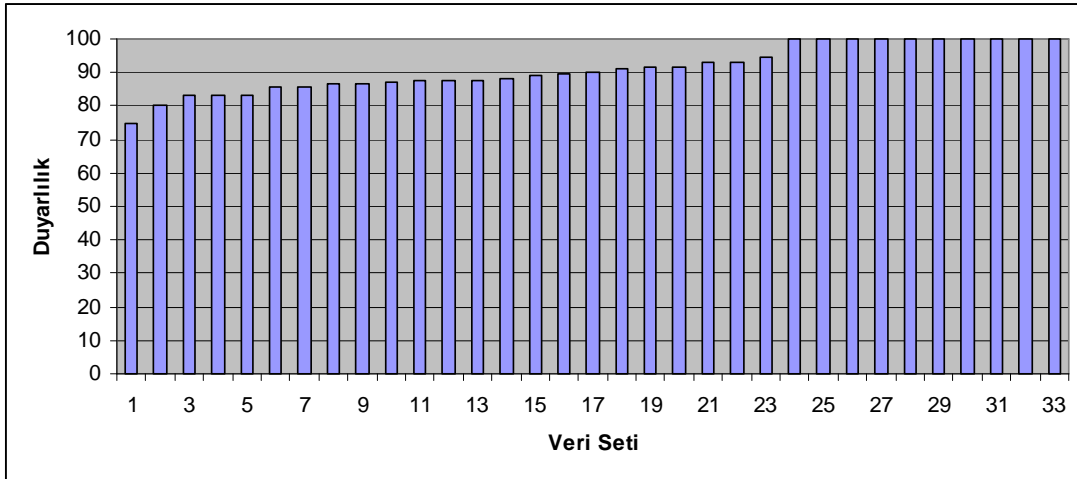
Şekil 6.4. Veri seti başına düşen yanlış negatif sayısı

Veri seti başına düşen yanlış pozitif sayısına ait grafik Şekil 6.5'deki gibidir.



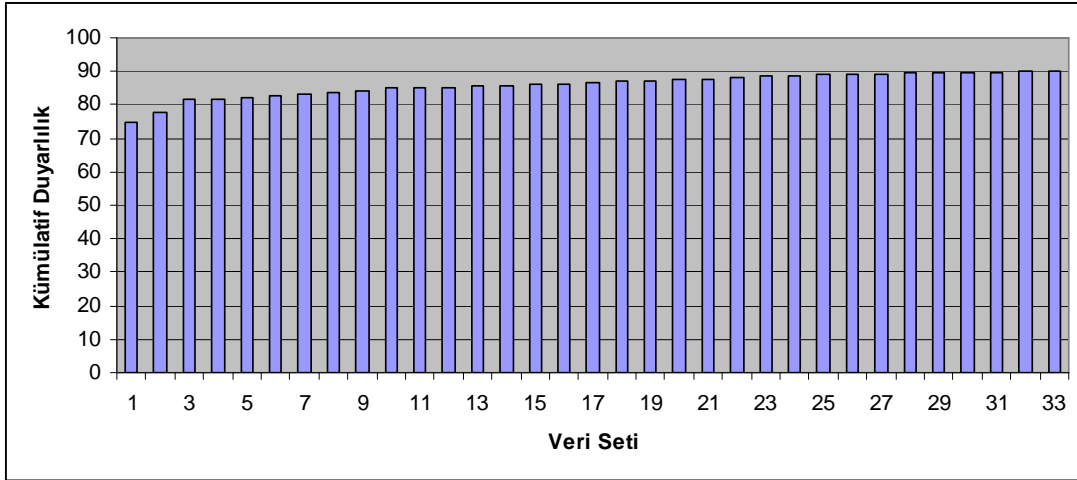
Şekil 6.5. Veri seti başına düşen yanlış pozitif sayısı

Veri seti başına düşen duyarlılığa ait grafik Şekil 6.6'deki gibidir.



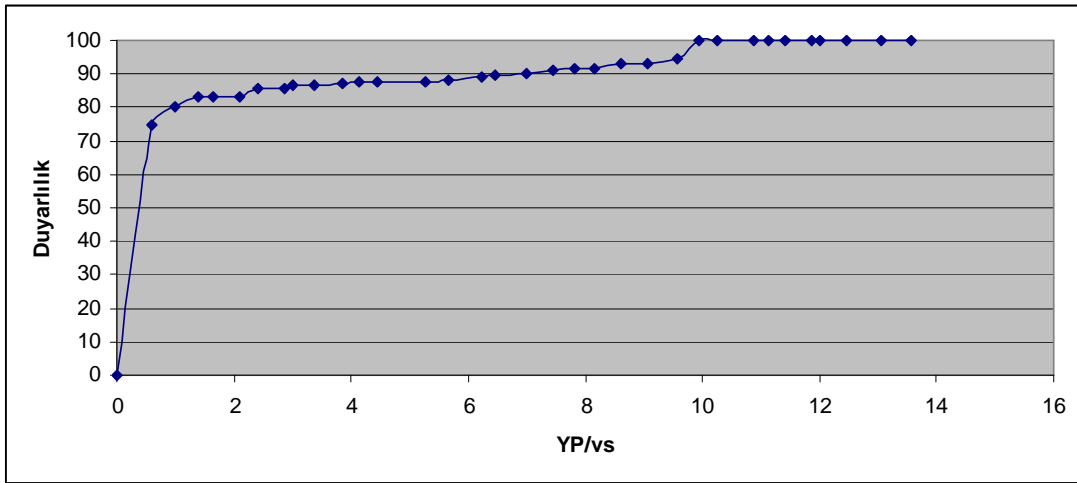
Şekil 6.6. Veri seti başına düşen duyarlılık

Veri seti başına düşen kümülatif duyarlılığa ait grafik Şekil 6.7'deki gibidir.



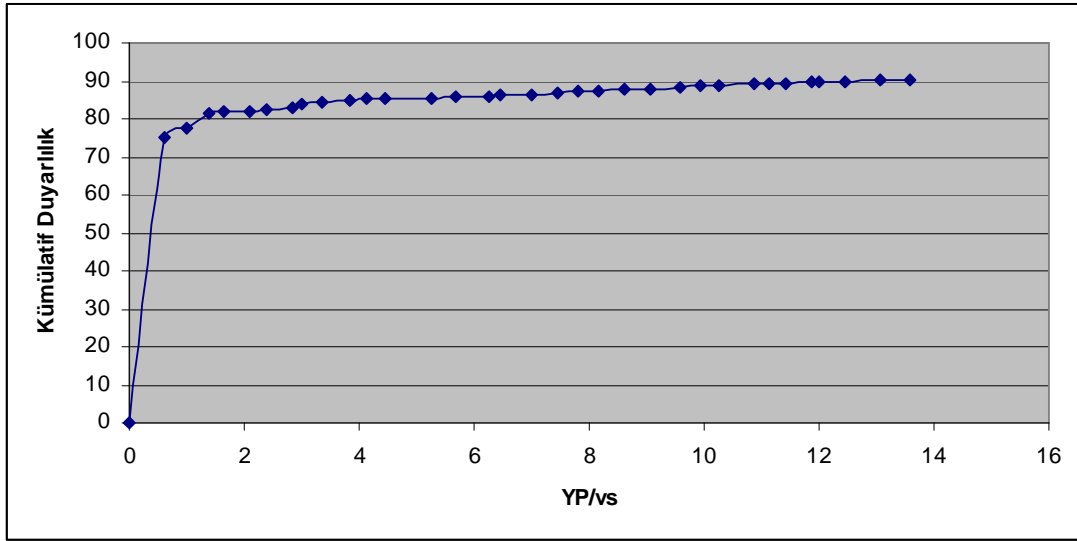
Şekil 6.7. Veri seti başına düşen kümülatif duyarlılık

Duyarlılık ile veri seti başına düşen yanlış pozitif miktarını gösteren, serbest yanıtlı karar işletim karakteristiği FROC (Free-Response Receiver Operating Characteristic) eğrisi Şekil 6.8’de görülmektedir.



Şekil 6.8. Otuz üç hastaya ait Duyarlılık FROC eğrisi

Kümülatif duyarlılık ile veri seti başına düşen yanlış pozitif miktarını gösteren, FROC eğrisi Şekil 6.9’da görülmektedir.



Şekil 6.9. Otuz üç hastaya ait Kümülatif Duyarlılık FROC eğrisi

Elde edilen sonuçlara göre, otuzüç hastaya ait kümülatif duyarlılığın; %75 ile %90,2 arasında dağıldığı ve veri seti başına düşen yanlış pozitif oranının da; 0,6 ile 13,6 arasında dağıldığı görülmektedir.

6.2. Değerlendirme

Bouma ve arkadaşları PE belirleme ile ilgili yaptıkları çalışmalarında, kendi çalışmaları ile literatürde yapılmış olan, daha önceki çalışmaların performans sonuçlarını karşılaştırmışlardır [83]. Bu tez çalışmasında geliştirilen yönteme ait performans sonuçları da, bahsedilen daha önceki çalışmalara ait performans sonuçları ile Tablo 6.2'de verilerek karşılaştırmaları yapılmıştır.

Tablo 6.2. Kaynak, PE sayısı, kullanılan Veri Seti sayısı (vs), Duyarlılık (%), veri seti başına düşen Yanlış Pozitif Oranı (YP/vs) ve Yorum başlıklarından oluşmaktadır.

Tablo 6.2. Daha önce yapılmış çalışmalar ile bu tezde geliştirilen yöntemin sonuçları

Kaynak	PE	vs	Duyarlılık (%)	YP/vs	Yorum
Masutani [75]	21	11	100	7,7	Az PE
Pichon [76]	22	3	86	6,3	Az PE
Das [78]	168 seg 120sub	33	88 78	4	Sadece küçük damarlarda PE
Digumarty [79]	270	39	92	2,8	Akciğerlerinde başka hastalığı olmayan vs
Maizlin [80]	45	8	58	6,4	Düşük duyarlılık düşük vs
Kiraly [81]	69	8	50	-	Düşük duyarlılık düşük vs
Zhou, C. [77]	225	14	52	11,4	Düşük duyarlılık
Buhmann [82]	352	40	47	3,9	Düşük duyarlılık
Bouma [83]	116	19	58 63 73	4,0 4,9 15	Radyolog tespitinden sonra %20 fazla PE tespiti
Geliştirilen Yöntem	338	33	75 90,2	0.6 13,6	Akciğerlerinde başka hastalığı olabilen vs

Tablo 6.2’de görülen sonuçlara göre: Masutani ve arkadaşları yaptıkları çalışmaların sonucunda duyarlılığı yüksek elde etmişler (%100), ancak az sayıda veri setinden (11), düşük sayıda PE (21) tespit etmeye çalışmışlardır. Aynı şekilde Pichon ve arkadaşları yine az sayıdaki veri setinden (3), düşük sayıda PE (22) tespit etmeye çalışmışlardır. Buna rağmen duyarlılıkları bu çalışmadan düşük çıkmıştır (%86).

Das ve arkadaşları bu çalışmadaki veri seti ile aynı sayıda veri seti kullanmışlardır (33). Tespit etmeye çalıştıkları PE sayıları da, segmenter bölgede 168, subsegmenter bölgede 120 olarak, bu çalışmadan düşük ancak diğer çalışmaların bazılarında yüksektir. Ancak PE tespit performansı tam net değildir. Çünkü çalışmada sadece segmenter ve subsegmenter damarlardaki embolileri tespit etmişlerdir.

Digumarthy ve arkadaşları, yüksek veri seti sayısı (39) ile bu çalışmadan düşük ancak diğer çalışmaların bazılarında yüksek PE (270), tespit etmeye çalışmışlar ve bu çalışmaya göre duyarlılık sonuçları yüksek (%92), veri seti başına düşen yanlış pozitif oranını ise daha düşük (2,8) çıkmıştır. Ancak kullandıkları veri setindeki hastalar, PE dışında farklı hastalıkları olmayan hastalardır. Bu tez çalışmasında ise, kullanılan veri setindeki hastaların bazıları sadece PE hastası, bazıları da hem PE hastası hem de başka akciğer rahatsızlıkları ya da kalbinde problemleri olan hastalardır. Bu hastaların BTA görüntülerinde, farklı hastalıkların veya ameliyatların izleri mevcuttur. Bu koşul düşünüldüğünde bu çalışmadaki duyarlılığın biraz düşük çıkması (%90.2) ve veri seti başına düşen yanlış pozitif oranının (13,6) biraz yüksek çıkması normaldir. Maizlin ve arkadaşları az sayıda veri setinden (8) düşük sayıda PE (45) tespit etmeye çalışmışlardır ve bu çalışmaya göre duyarlılıkları, daha düşük çıkmıştır (%58).

Zhou, C., ve arkadaşları, Kiraly ve arkadaşları, Buhmann ve arkadaşları, bu çalışmadaki veri setinden düşük veri seti, düşük PE sayısı ve buna rağmen düşük duyarlılık elde etmişlerdir. Bu çalışmadaki veri seti başına düşen yanlış pozitif oranı bu üç çalışmadan kötü ancak veri seti sayısı ve PE sayısına bakılarak elde edilen duyarlılık incelenirse, bu üç çalışmaya göre oldukça iyi sonuçlar elde edildiği ortaya çıkmaktadır.

Bouma ve arkadaşları, radyologların başta belirlediği PE den %20 daha fazla emboli tespit edip daha sonra radyologlara yeniden buldukları sonucu onaylatmışlar ancak yaptıkları çalışma sonucu elde ettikleri maksimum duyarlılık (%73) ve veri seti başına düşen maksimum yanlış pozitif oranı (15) bu çalışmadan daha kötü çıkmıştır.

6.3. Öneriler

Bu tez çalışması kapsamında, radyolojideki önemli sorunlardan biri olan Pulmoner Emboli'lerin belirlenmesinde önemli sonuçlar elde edilmiştir. İlerleyen çalışmalarda, bir arayüz tasarımı gerçekleştirilerek, BTA görüntülerinin sisteme tanıtılması ve otomatik akciğer damar ağacının çıkartılarak, PE'lerin belirlenmesi gerçekleştirilebilir. Bir başka çalışma olarak, PE hastalarına ait farklı tıbbi veya genetik bulgular temin edilerek, risk faktörleri analizi gerçekleştirilip, hastanın tedavisi için gerekli adımların belirlenmesine yardımcı olunabilir. Ayrıca bu tez kapsamında kullanılan yöntemler, başka tıbbi görüntülerdeki anormalliklerin tespitinde de kullanılabilir. Özellikle bölütleme yapılması gereken işlemlerde bu yöntemlerin başarılı olabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] GUYTON, A.C., HALL, J.E., *Tıbbi Fizyoloji*, 11. Baskı, Nobel Tıp, S.:161-170, 2007
- [2] DALEN, J.E., *Pulmonary embolism: What have we learned since Virchow*, *Chest*,122: 1440-1446, 2002
- [3] TUNCEL, E., *Radyolojiye Giriş*, Uludağ Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı Ders Notları, S.: 3-64, 2006
- [4] CHAN, H.P., HADJIISKI, L., ZHOU, C. et al., *Computer-aided diagnosis of lung cancer and pulmonary embolism in computed tomography - a review*, *Acad Radiol* 15:535–555, 2008
- [5] WALSHAM, A.C., ROBERTS, H.C., KASHANI, H.M., *The use of computeraided detection for the assessment of pulmonary arterial filling defects at computed tomographic angiography*, *J Comput Assist Tomogr* 32:913–918, 2008
- [6] REMY, J.M., TILLIE, L.I., SZAPIRO, D., *CT angiography of pulmonary embolism in patients with underlying respiratory disease: impact of multislice CT on image quality and negative predictive value*. *Eur Radiol* 12:1971–1978, 2002
- [7] UPPALURI, R., MITSA, T., SONKA, M., HOFFMAN, E., and MCLENNAN, G., *Quantification of pulmonary emphysema from lung computed tomography images*, *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 156, 248–254, 1997
- [8] XU, Y., SONKA, M., MCLENNAN, G., GUO, J., and HOFFMANN, E., *MDCT-based 3-D texture classification of emphysema and early smoking related lung pathologies*, *IEEE Trans. Med. Imaging* 25, 464–475, 2006
- [9] ARMATO III, S., GIGER, M., and MACMAHON, H., *Automated detection of lung nodules in CT scans: Preliminary result*, *Med. Phys.* 28, 1552–1561, 2001
- [10] LI, Q., LI, F., and DOI, K., *Computerized detection of lung nodules in thin-section CT images by use of selective enhancement filters and an automated rule-based classifier*, *Acad. Radiol.* 15, 165–175, 2008

- [11] UPPSLURI, R., HOFFMAN, E., SONKA, M., HARTLEY, P., HUNNINGHAKE, G., and MCLENNAN, G., Computer recognition of regional lung disease patterns, *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 160, 648–654, 1999
- [12] UCHIYAMA, Y., KATSURAGAWA, S., ABE, H., SHIRAISHI, J., LI, F., LI, Q., ZHANG, C., SUZUKI, K., and DOI, K., Quantitative computerized analysis of diffuse lung disease in high-resolution computed tomography, *Med. Phys.* 30, 2440–2454, 2003
- [13] SLUIMER, I., WAES, P., VIERGEVER, M., and GINNEKEN, B., Computer-aided diagnosis in high resolution CT of the lungs, *Med. Phys.* 30, 3081–3090, 2003
- [14] MASUTANI, Y., MACMAHON, H., and DOI, K., Computer-assisted detection of pulmonary embolism. In *SPIE Medical Imaging 2000*, San Diego, USA, February 2000
- [15] MASUTANI, Y., MACMAHON, H., and DOI, K., Computerized detection of pulmonary embolism in spiral ct angiography: a segmentation-based approach using 3d image analysis and anatomical knowledge. In *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS 2000*, 2000
- [16] LIANG, J., WOLF, M., and SALGANICOFF, M., A fast toboggan-based method for automatic detection and segmentation of pulmonary embolism in CT angiography. In *Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI'05)*, Palm Springs, USA, October 2005
- [17] HAIDER, C., BARTHOLMAI, B., HOLMES, D., CAMP, J. and ROBB, R., Quantitative characterization of lung disease, *Comput. Med. Imaging Graph.* 29, pp.:555–563, 2005
- [18] PRASAD, M., BROWN, M., AHMAD, S., ABTIN, F., ALLEN, J., COSTA, I., KIM, H., MCNITT-GRAY, M. F., and GOLDIN, J., Automatic segmentation of lung parenchyma in the presence of disease based on curvature of ribs, *Acad. Radiol.* 15, pp.1173–1180, 2008
- [19] UCHIYAMA, Y., KATSURAGAVA, S., ABE, H., SHIRAISHI, J., LI, F., LI, Q., ZHANG, C., SUZUKI, K. and DOI, K., Quantitative computerized analysis of diffuse lung disease in high-resolution computed tomography, *Med. Phys.* 30, pp.2440–2454, 2003
- [20] BROWN, M.S., MCNIIT-GRAY, M.F., MANKOVICH, N.J., GOLDIN, J.G., HILLER, J., WILSON, L.S. and ABERLE, D.R., Method for segmenting chest CT image data using an anatomic model: Preliminary results, *IEEE Trans.Medical Imaging* 16, pp. 828-839, Dec 1997

- [21] HU, S., REINHARDT, J.M. and HORMAN, E.A., Automatic lung segmentation for accurate quantitation of volumetric Xray CT images, *IEEE Trans. Medical Imaging* 20(6), pp. 490-498, 2001
- [22] ARMATO, S.G., GIGER, M.L., MORAN, C.J., Computerized detection of pulmonary nodules on CT scans. *Radiographics* 19, pp.1301-1311, 1999
- [23] GAO, Q., WANG, S., ZHAO, D., LIU, J., Accurate Lung Segmentation For X-ray CT Images, *IEEE Third International Conference on Natural Computation*, 2007
- [24] KIRALY, A.P., PICHON, E., NAIDICH, D.P. and NOVAK, C.L., Analysis of arterial subtrees affected by pulmonary emboli, in *Medical Imaging 2004: Image Processing*. Procs of the SPIE, 5370, pp.1720–1729, May 2004
- [25] ZHANG, H., BIAN Z., JIANG D., YUAN Z., and YE, M., Level set method for pulmonary vessels extraction, in *IEEE International Conference on Image Processing*. ICIP, pp. II: 1105–1108, 2003
- [26] WU, C., AGAM, G., ROY, A.S. and ARMATO, S.G., Regulated morphology approach to fuzzy shape analysis with application to blood vessel extraction in thoracic CT scans, in *Medical Imaging 2004: Image Processing*. Procs of the SPIE, 5370, pp.1262–1270, May 2004
- [27] SHIKATA, H., HOFFMAN E.A. and SONKA, M., Automated segmentation of pulmonary vascular tree from 3D CT images, in *Medical Imaging : Physiology, Function, and Structure from Medical Images*. Procs of the SPIE, 5369, pp. 107–116, Apr. 2004
- [28] FRANGI, A.F., NIESSEN, W.J., VINCKEN, K.L., and VIERGEVER, M.A., Multiscale Vessel Enhancement Filtering, *Lecture Notes in Computer Science* 1496, pp. 130–137, 1998
- [29] SATO, Y., NAKAJIMA, S., SHIRAGA N., ATSUMI H., YOSHIDA S., KOLLER T., GERIG, G., and KIKINIS, R., Threedimensional multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images, *Medical Image Analysis* 2(2), pp. 143–168, 1998
- [30] AYLWARD, S., and BULLITT, E., Initialization, noise, singularities, and scale in height ridge traversal for tubular object centerline extraction, *IEEE Transactions on Medical Imaging* 21, pp. 61–75, 2002

- [31] ZHOU, C., CHAN, H.P., HADJIISKI, L.M., PATEL, S., CASCADE, P.N., SAHINER B., WEI, J., GE, J., and KAZEROONI, E.A., Automatic pulmonary vessel segmentation in 3D computed tomographic pulmonary angiographic (CTPA) images, in *Medical Imaging 2006: Image Processing*. Procs of the SPIE, 6144, pp. 1524–1530, Mar. 2006
- [32] BUELOW, T., WIEMKER, R., BLAFFERT T., LORENZ C., and RENISCH, S., Automatic extraction of the pulmonary artery tree from multi-slice CT data, in *Medical Imaging 2005: Physiology, Function, and Structure from Medical Images*. Procs of the SPIE, 5746, pp. 730–740, Apr. 2005
- [33] ZHOU, X., HAYASHI T., HARA T., FUJITA H., YOKOYAMA R., KIRYU T., and HOSHI H., Automatic segmentation and recognition of anatomical lung structures from highresolution chest CT images, *Computerized Medical Imaging and Graphics* 30, pp. 299–313, 2006
- [34] KIRBAS, C., FRANCIS, K., QUEK, H., A review of vessel extraction techniques and algorithms. Technical report, VISLab, Wright State University, Dayton, Ohio, November 22 2000
- [35] FELKEL, P., Segmentation of vessels in peripheral CTA datasets. VRVis Technical report TR-VRVis-2000-008, VRVis Center, December 2000
- [36] ZAHLTEN, C., JUERGENS, H., and PEITGEN, H.O., Reconstruction of branching blood vessels from ct-data. *Proceedings of the Eurographics Workshop on Visualization in Scientific Computing*, Rostock, pages 41–52, June 1994
- [37] EIHO, S., SEKIGUCHI, H., SUGIMOTO, T., and URAYAMA, S., Branch-based Region Growing Method for Blood Vessel Segmentation, in *XXth ISPRS Congress*, pp. 796–801, ISPRS, 2004
- [38] BRUIJNS, J., Fully-automatic branch labelling of voksel vessel structures, *Proceedings of VMV 2001*, Stuttgart, pages 341–350, November 2001
- [39] BRUIJNS, J., Semi-automatic shape extraction from tube-like geometry, *Vision Modeling and Visualization (VMV)*, pages 347–356, 2000
- [40] PARK, W., HOFFMAN, E.A., and SONKA, M., Segmentation of intrathoracic airway trees: A fuzzy logic approach, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17(4):489–497, August 1998
- [41] QUEK, F.K.H., and KIRBAS, C., Vessel extraction in medical images by wave-propagation and traceback, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(2):117–131, February 2001

- [42] KIRBAS, C., and QUEK, F.K.H., 3D wave propagation and traceback in vascular extraction, In *Engineering in Medicine and Biology*, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002, volume 2, pages 1078–1079, 2002
- [43] MASUTANI, Y., SCHIEMANN, T., and HOHNE, K.H., Vascular shape segmentation and structure extraction using a shape-based region-growing model. In *Medical Image Analysis and Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 1242–1249, October 1998
- [44] YI, J., and RA. J.B., Vascular segmentation algorithm using locally adaptive region growing based on centerline estimation. In *SPIE Medical Imaging 2001*, pages 1329–1336, July 2001
- [45] TEK, H., COMANICIU, D., and WILLIAMS. J.P., Vessel detection by mean shift based ray propagation, In *IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, Hawaii, 2001
- [46] DOKLADAL, P., LOHOU, C., PERROTON, L., and BERTRAND, G., A new thinning algorithm and its application to the extraction of blood vessels. In *Biomedsim'99*, ESIEE Noisy-le-Grand, France, pages 32–37, 1999
- [47] DOKLADAL, P., LOHOU, C., PERROTON, L., and BERTRAND, G., Liver blood vessels extraction by a 3-d topological approach. In *MICCAI '99*, 1999
- [48] MALLADI, R., SETHIAN, J. A., and VEMURI, B. C., Shape modeling with front propagation: A level set approach. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17(2):158–175, 1995
- [49] MALLADI, R., SETHIAN, J.A., and VEMURI, B.C., A fast level set based algorithm for topology-independent shape modeling, *J. Math. Imaging and Vision*, 6(2/3):269–290, 1996
- [50] MALLADI, R., SETHIAN, J.A., An $o(n \log(n))$ algorithm for shape modeling In *Proceedings of National Academy of Sciences, USA*, volume 93, pp 9389–9392, September 1996
- [51] LORIGO, L.M., FAUGERAS, O.D., GRIMSON, E.L., KERIVEN, R., KIKINIS, R., NABAVI, A., and WESTIN, C.F., Curves: Curve evolution for vessel segmentation. *Medical Image Analysis*, 5(3):195–206, 2001
- [52] CHEN, D., LI, B., LIANG, Z., WAN, M., KAUFMAN, A., and WAX M., A tree-branch searching, multi-resolution approach to skeletonization for virtual endoscopy. In *SPIE Medical Imaging 2000*, February 2000

- [53] DESCHAMPS, T., and COHEN, L.D., Fast extraction of tubular and tree 3d surfaces with front propagation methods, In 16th International Conference on Pattern Recognition, ICPR'02, Quebec, Canada, August 2002
- [54] DESCHAMPS, T., and COHEN, L.D., and EBEID, S.M., Fast surface segmentation of 3D tree structures with front propagation methods. In Fifth International Conference on Curves and Surfaces, Saint-Malo, France, June 2002
- [55] DESCHAMPS, T., and COHEN, L.D., Fast extraction of minimal paths in 3d images and application to virtual endoscopy. Technical Report 0026, CEREMADE, 2000
- [56] SEBBE, R., GOSSELIN, B., COCHE, E., and MACQ, B., Pulmonary arteries segmentation and feature extraction through slice marching, In Proceedings of the 14th ProRISC workshop on Circuits, Systems and Signal Processing (ProRISC 2003), Veldhoven (Netherland), November 2003
- [57] SEBBE, R., LEDEE, R., GOSSELIN, B., COCHE, E., and MACQ, B., Detection automatique de l'embolie pulmonaire. In Congrès Sciences en Sologne, 2003
- [58] SEBBE, R., GOSSELIN, B., and COCHE, E., Segmentation de l'artère pulmonaire par blocs. In Journée Française de Radiologie, October 2003
- [59] SEBBE, R., LEDEE, R., GOSSELIN, B., COCHE, E., and MACQ, B., Segmentation guidée en imagerie ct 3d : Application à l'arborescence artérielle pulmonaire. In Actes du 20ème colloque GRETSI, 2005
- [60] AGAM, G., ARMATO, S.G., and WU, C., Vessel tree reconstruction in thoracic ct scans with application to nodule detection. IEEE Transactions on Medical Imaging, 24(4):486–499, April 2005
- [61] HUANG, A., NIELSON, G., RAZDAN, A., FARIN, G., CAPCO, D., and BALUCH, P., Line and net pattern segmentation using shape modeling. In Proceedings of the conference on Visualization and Data Analysis 2003 (VDA 2003), January 2003
- [62] MONTESINIS, P., MONGA, O., ARMANDE, N., Thin nets and crest lines: Application to satellite data and medical images. In Proceedings of the International Conference on Image Processing, pages 468–471, January 1995
- [63] CANNY, J. F., Finding edges and lines in images. Technical Report AI-TR-720, MIT Artificial Intelligence Laboratory, 1983

- [64] KOLLER, T., GERIG, G., SZEKELY, G., and DETTWILER, D., Multiscale detection of curvilinear structures in 2-d and 3-d image data. In Proceedings Fifth Int. Conf. on Computer Vision (ICCV95), pages 864–869. IEEE Computer Society Press, June 1995
- [65] ZANA, F., and KLEIN, J.C., Segmentation of vessel-like patterns using mathematical morphology and curvature evaluation, *IEEE Transactions on Image Processing*, 10(7):1010–1019, July 2001
- [66] POLI, R., and VALLI, G., An algorithm for real-time vessel enhancement and detection. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 1(52):1–22, November 1996
- [67] KITASAKA, T., MORI, K., HASEGAWA, J., TORIWAKI, J., and KATADA, K., Automatic extraction of aorta and pulmonary artery in mediastinum from 3d chest x-ray ct images without contrast medium. *Proceedings of SPIE*, 4684:1496–1507, 2002
- [68] SEBBE, R., GOSSELIN, B., COCHE, E., and MACQ, B., Segmentation of the pulmonary arteries: Using a topological model of the vessels. In *Proceeding of Medical Image Understanding and Analysis (MIUA)*, pp.:43–46, Bristol, UK, 2005
- [69] SEBBE, R., GOSSELIN, B., COCHE, E., and MACQ, B., Segmentation of opacified thorax vessels using model-driven active contour. In *Proceedings of the 17th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC 2005)*, Shanghai (China), September 2005
- [70] SEBBE, R., GOSSELIN, B., COCHE, E., and MACQ, B., Model-guided segmentation of opacified thorax vessels. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*, Genoa, Italy, 2005
- [71] TAGARE, H.D., Deformable 2-d template matching using orthogonal curves. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 16(1):108–117, February 1997
- [72] SETHIAN, J.A., *Level Set Methods and Fast Marching Methods*. Cambridge University Press, 1999
- [73] OSHER, S., and FEDKIW, R., *Level Set Methods and Dynamic Implicit Surfaces*. Springer, 2002
- [74] BOUMA, H., *Vessel-Diameter Quantification and Embolus Detection in CTA Images*, PhD thesis, Technische Universiteit Eindhoven, Netherlands 2008

- [75] MASUTANI, Y., MACMAHON, H., and DOI, K., Computerized detection of pulmonary embolism in spiral CT angiography based on volumetric image analysis, *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 21, no. 12, pp. 1517–1523, Dec. 2002
- [76] PICHON, E., NOVAK, C.L., KIRALY, A.P., and NAIDICH, D.P., A novel method for pulmonary emboli visualization from high-resolution CT images, in *Proc. SPIE Med. Imag.*, vol. 5367, pp. 161–170, 2004
- [77] ZHOU, C., et al., Preliminary investigation of computer-aided detection of pulmonary embolism in 3-D CT pulmonary angiography, *Acad. Radiol.*, vol. 12, no. 6, pp. 782–792, 2005
- [78] DAS, M., et al., Computer-aided diagnosis of peripheral pulmonary emboli, in *Proc. RSNA*, 2003
- [79] DIGUMARTHY S., et al., Computer-aided detection (CAD) of acute pulmonary emboli: Evaluation in patients without significant pulmonary disease, in *Proc. RSNA*, 2006
- [80] MAIZLIN, Z., VOS, P., GODY, M., and COOPERBERG, P., Computer-aided detection of pulmonary embolism on CT angiography: Initial experience, in *Proc. Annu. Meeting RSNA*, 2006
- [81] KIRALY, A., A comparison of 2D and 3-D evaluation methods for pulmonary embolism detection in CT images, in *Proc. SPIE Med. Imag*, vol. 6146, 2006
- [82] BUHMANN, S., HERZOG, P., STOECKEL, J., SALGANICOFF, M., WOLF, M., REISER, M.F., and BECKER, C.R., Clinical evaluation of a CAD prototype for the detection of pulmonary embolism, in *ECR*, 2006
- [83] BOUMA, H., SONNEMANS, J.J., VILANOVA, A., and GERRITSEN, F.A., Automatic Detection of Pulmonary Embolism in CTA Images, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 28, no. 8, August 2009
- [84] PEHLİVAN, F., *Biyofizik*, 2.baskı Hacettepe-Tas, Ankara, 1997
- [85] TUNÇEL, N., *Fizyoloji*, Açıköğretim Fakültesi Yayınları No: 222, 1991
- [86] KÖYLÜ, H., *Fizyoloji Dolaşım Solunum Boşaltım*, Tuğra Matbaası, S.:1-70, 2001
- [87] SCANLON, V.C., SANDERS, T., *Essentials of Anatomy And Physiology*, F A Davis Co; 5 edition, September 29, 2006
- [88] GUYTON, A.C., HALL, J., *Textbook of Medical Physiology*, W.B. Saunders Company; 10th edition, August 15, 2000

- [89] IAIZZO, P.A., Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices, Humana Press; 2nd ed. Edition, July 1, 2009
- [90] RHOADES, R.A., BELL, D.R., Medical Physiology: Principles for Clinical Medicine, Lippincott Williams & Wilkins; Third Edition edition, February 1, 2008
- [91] ZEYTİNOĞLU, H., Canlılarda Dolaşım ve Dolaşım Sistemi, Ünite 7, Anadolu Üniversitesi Açıköğretim Fakültesi. Yayınları, 1999
- [92] ORTUĞ, G., Anatomi, Ünite 5, Açıköğretim Fakültesi Yayınları No: 221, 1991
- [93] BADEER, H.S., Hemodynamics for medical students , Advan. Physiol. Edu. 25: 44-52, 2001
- [94] WESTERHOF, N., STERGIOPULOS, N., NOBLE, I.M., Snapshots of Hemodynamics: An aid for clinical research and graduate education, Springer; 1 edition October 29, 2004
- [95] SCANLON, V.C., SANDERS, T., Essentials of Anatomy and Physiology: Student, F A Davis Co; 5 Workbook edition, September 30, 2006
- [96] HEDRICK, W.R., HYKES, D.L., STARCHMAN, D.E., Ultrasound Physics and Instrumentation, Mosby, USA, pp 126-133., 1995
- [97] MUNSON, B.R., YOUNG, D.F., OKIISHI T.H., Fundamentals of Fluid mechanics, New York, John Wiley & Sons, 1994
- [98] ÖZDEMİR, U., Kan Dolaşım Sisteminin Benzetimi İçin Ultrasonik Doppler Ölçümlerine Dayalı Bir Fantomun Gerçeklenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Kayseri, Ağustos 2009
- [99] ÇAKIR, M., Fen Bilgisi Öğretmen Adayları için İnsan Anatomisi ve Fizyolojisi Ders Notları, 2007
- [100] USLU, B., Akciğer Yüzey Aktif Maddeleri-Hibrit Yüzey Aktif Maddeleri Karışımlarının Kan Proteinleri ile Etkileşimi, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü KİMYA Mühendisliği Anabilim Dalı, Ankara, 2009
- [101] SEBBE, R., Computer-aided Diagnosis of Pulmonary Embolism in Opacified CT Images, PhD thesis, Facult'e Polytechnique de Mons Universit'e d'Orléans November 2006

- [102] Avrupa Kardiyoloji Derneği (ESC) Akut Pulmoner Emboli Tanı ve Tedavisi Görev Grubu, Akut Pulmoner Embolide Tanı ve Tedavi Kılavuzu, European Heart Journal, 29, 2276-2315, 2008
- [103] ARSEVEN, O., Akut pulmoner embolizm, Göğüs Hastalıkları Acilleri, S.: 247-265, Ankara, 2000
- [104] PULIDO, T., ARANDA, A., ZEVALLOS, M.A., et al., Pulmonary embolism as a cause of death in patients with hearth disease; an autopsy study, 129, pp.1282-1287, 2006
- [105] OĞUZÜLGEN, İ.K., Pulmoner Tromboembolizm, 11. Ulusal İç Hastalıkları Kongresi, Antalya, Ekim 2009
- [106] DETELZWEIG, S., JAFF, M.R., Medical management of venous thromboembolic disease, Tech Vasc Interv Radiol, 7, pp.63-67, 2004
- [107] MOSER, K.M., FEDULLO P.F., LITTLEJOHN U.K., et al., Frequent asemptomatic pulmonary embolism in patients with deep venous thrombosis, JAMA, 271, pp. 223-225, 1994
- [108] ŞAHİN, S., KIZILKILIÇ, O., SARITAŞ, M., ÇELİK, L., Akut Pulmoner Embolide Radyolojik Anatomik Dağılım, Turkish J Thorac Cardiovasc Surg, 11, S.:135-138, 2003
- [109] BİLGİN, G., Kalp Hizi Değişkenliğinin Spektral Kestirim Metotları Kullanılarak Analizi, Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği, Haziran 2009
- [110] KAHVECİ, N., Dolaşım sistemi fizyolojisi I, Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı Ders Notları, 2009
- [111] PHAM, D.L., XU, C. and PRINCE, J.L., Current methods in medical image segmentation, Annual Review of Biomedical Engineering, 2:315-337, 2000
- [112] PRINCE, J.L., LINKS, J.M., Medical Imaging Signals and Systems, Pearson Prentice Hall Bioengineering, New Jersey, USA, pp. 3-13, 2006
- [113] ÖZEKES, S., Tibbi Görüntüleme Bilgisayar Destekli Tespit, Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalı, İstanbul, Aralık 2006
- [114] DHAWAN, A.P., Medical Image Analysis, IEEE Series in Biomedical Engineering, John Wiley & Sons, New Jersey, USA, pp. 2-16, 2003
- [115] BUSHBERG, J.R., SEIBERT, J.A., LEIDHOLDT, E.M., BONE, J.M., The Essential Physics of Medical Imaging, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA, pp. 3-82, 2002

- [116] ÜNAL, D., Tipta Kullanılan Görüntüleme Teknikleri, Gazi Üniversitesi Gazi Eğitim Fakültesi Orta Öğretim Fen Ve Matematik Alanları Eğitimi Bölümü Fizik Eğitimi Anabilim Dalı, Lisans tezi, Ankara, 2008
- [117] JAN, J., Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods, CRC Press, Florida, 2005
- [118] DEMİREL, S.O., Görüntü İşleme Teknikleri ve Medikal Uygulamaları, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Matematik Ana Bilim Dalı, İzmir, Aralık 2008
- [119] OYAR, O., Magnetik Rezonans Görüntüleme (Mrg)'Nin Klinik Uygulamaları Ve Endikasyonları, Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi;5(2):31-40, 2008
- [120] KARABULUT, N., Çok kesitli bilgisayarlı tomografi koroner anjiyografi: Genel ilkeler, teknik ve klinik uygulamalar, Anadolu Kardiyoloji Dergisi, 8: Özel Sayı 1; 29-37, 2008
- [121] GRAY, R.M., and David L. NEUHOFF, D.L., Quantization, IEEE Transactions on Information Theory, 44(6):1.63, October 1998
- [122] GONZALEZ, R.C. and WOODS, R.E., Digital Image Processing, Prentice Hall, New Jersey, 2001
- [123] TOPRAK, A., Bulanık Adaptif Medyan Filtresi Kullanarak Tıbbi Görüntülerdeki Darbe Gürültüsünün Bastırılması, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi, Ankara, Eylül 2006
- [124] JAIN, A. K., Fundamentals of Digital Image Processing. Prentice Hall, 1989
- [125] CRANE, R., A Simplified Approach To Image Processing: Classical and Modern Techniques in C, Prentice Hall PTR, New Jersey, 1997
- [126] RANGAYYAN, R.M., Biomedical Image Analysis, CRC Press, Florida, 2005
- [127] DOĞAN, S., CT MR Kesitleri ve Dijital Görüntüler Kullanılarak Dokuların Üç Boyutlu Modellerinin Oluşturulması ve Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, İ.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, 2003
- [128] ACHARYA, T. and RAY, A.K., Image Processing: Principles and Applications, John Wiley & Sons, Inc., New Jersey, 2005

- [129] DEMİREL, S.O., Görüntü İşleme Teknikleri ve Medikal Uygulamaları, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Matematik Ana Bilim Dalı, İzmir, Aralık 2008
- [130] SOILLE, P., Morphological Image Analysis: Principles and Applications, Springer-Verlag, pp. 173-174, 1999
- [131] RONSE, C., DEVIJVER, P.A., Connected components in binary images: the detection problem, Research Studies Press, NY: Wiley, 1984
- [132] MANOHAR, M., RAMAPRIYAN, H.K., Connected Component Labeling of Binary Images on a Mesh Connected Massively Parallel Processor, Computer Vision, Graphics, and Image Processing, 4, pp. 133-149, 1989
- [133] STEFANO, L.D., BULGARELLI, A., A simple and efficient connected components labeling algorithm, Proceedings of International Conference on Image Analysis and Processing, pp. 322-327, 1999
- [134] USLU, U., Tomografik Görüntü Verilerinden 3 Boyutlu Cad Modelinin Olusturulmasi, Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul 2006
- [135] ÖZKAN, H., OSMAN, O., ŞAHİN, S., ATASOY, M.M., BARUTÇA, H., BOZ, A.F., OLSUN, A., "Lung Segmentation Algorithm for CAD System in CTA Images" World Academy of science Engineering and Technology (ICBCBBE 2011), July 24- 26, Paris, 2011
- [136] ÖZKAN, H., OSMAN, O., ŞAHİN, S., ATASOY, M.M., BARUTÇA, H., BOZ, A.F., OLSUN, A., "Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi Görüntülerinde Akciğer Damarlarının Bölütlenmesi", TIPTEKNO 2011, Antalya, Ekim 2011.
- [137] ÖZKAN, H., OSMAN, O., ŞAHİN, S., ATASOY, M.M., BARUTÇA, H., BOZ, A.F., OLSUN, A., "Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi Görüntülerinde Pulmoner Arter, Segment ve Subsegmentlerin Bölütlenmesi", TIPTEKNO 2010, Antalya, Ekim 2010.

ÖZGEÇMİŞ

Haydar ÖZKAN, 17.02.1979'da Kırşehir'in Mucur ilçesinde doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Mucur'da tamamladı. 1995 yılında Mucur Endüstri Meslek Lisesi Elektrik Bölümünden okul birincisi olarak mezun oldu. 1996 yılında başladığı Fırat Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektrik Öğretmenliği Bölümünü bölüm birincisi, fakülte ikincisi olarak 2000 yılında tamamladı. 2001 yılında Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Eğitimi Bölümünde Yüksek Lisans eğitimine başladı ve 2004 yılında mezun oldu. 2006 yılında Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Bilgisayar Eğitimi Bölümünde Doktora eğitimine başlayan Haydar ÖZKAN, 2005 yılında İstanbul Kültür üniversitesinde Öğretim Görevlisi olarak göreve başladı ve halen bu görevine devam etmektedir.