

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**RADYOTERAPİ PLANLAMALARINA YÖNELİK FARKLI BÖLGELERE AİT
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (BT) KESİTLERİNDEKİ YAPILARIN
ADAPTİF OLARAK TESPİT EDİLMESİ**

Emin Emrah ÖZSAVAŞ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ANKARA
2015**

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Emin Emrah ÖZSAVAŞ tarafından hazırlanan “**Radyoterapi Planlamalarına Yönelik Farklı Bölgelere Ait Bilgisayarlı Tomografi (BT) Kesitlerindeki Yapıların Adaptif Olarak Tespit Edilmesi**” adlı tez çalışması 26/03/2015 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı’nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof.Dr. Ziya TELATAR
Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Eş Danışman : Doç.Dr. Bahar DİRİCAN
Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Jüri Üyeleri :

Başkan : Prof.Dr. İrfan KARAGÖZ
Gazi Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü

Üye : Prof.Dr. Osman EROĞUL
TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü

Üye : Prof.Dr. Ziya TELATAR
Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : Doç.Dr. İsa NAVRUZ
Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : Yrd.Doç.Dr. Fikret ARI
Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof.Dr. İbrahim DEMİR
Enstitü Müdürü

ETİK

Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez içindeki bütün bilgilerin doğru ve tam olduğunu, bilgilerin üretilmesi aşamasında bilimsel etiğe uygun davrandığımı, yararlandığım bütün kaynakları atıf yaparak belirttiğimi beyan ederim.

26/03/2015

Emin Emrah ÖZSAVAŞ

ÖZET

Doktora Tezi

RADYOTERAPİ PLANLAMALARINA YÖNELİK FARKLI BÖLGELERE AİT BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (BT) KESİTLERİNDEKİ YAPILARIN ADAPTİF OLARAK TESPİT EDİLMESİ

Emin Emrah ÖZSAVAŞ

Ankara Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof.Dr. Ziya TELATAR
Eş Danışman: Doç.Dr. Bahar DİRİCAN

Modern radyasyon tedavisi alanında, hedef hacimlerin ve kritik organların tam doğrulukla belirlenmesi için çeşitli otomatik bölütleme algoritmaları önerilmiştir. Bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden anatomik yapıların ve anormal oluşumların bölütlenmesi, radyasyon tedavi planlamasının (RTP) vazgeçilmez bir parçasıdır. Bu çalışmada, radyasyon tedavi planlamalarına yönelik olarak göğüs ve karın bölgelerindeki anatomik yapıları ve anormal oluşumları tam otomatik olarak bölütleyebilen bir metodoloji önerilmiştir. Göğüs bölgesinde akciğerler, trake/ana bronşlar, omurga kanalı ve geniş alana yayılmış akciğer kanserleri; karın bölgesinde karaciğer, böbrekler, omurga kanalı ve karaciğer metastazları bölütlenmiştir. Önerilen metodolojide, literatürde yer alan diğer çalışmalarda da olduğu gibi mevcut görüntü işleme tekniklerinin kombinasyonları ile birlikte bu çalışma kapsamında geliştirilen yeni teknikler kullanılmıştır. BT setlerinin otomatik olarak bölütlenmesiyle elde edilen sonuçlar, uzman bir radyasyon onkologu tarafından elle yapılan konturlamalarla elde edilen bölütleme sonuçları ile hacim örtüşme oranı ve şekil/konum doğruluğu açısından karşılaştırılmıştır. Ayrıca literatürde mevcut bazı metotlar da aynı BT setlerine uygulanmış ve önerilen metodoloji ile kıyaslanmıştır. Önerilen metodolojinin uzman bir radyasyon onkologu tarafından elle yapılan bölütleme sonuçlarını üretebildiği, diğer metotlardan daha iyi sonuç verdiği ve daha düşük işlem zamanına sahip olduğu gözlenmiştir.

Mart 2015, 102 sayfa

Anahtar Kelimeler: Otomatik bölütleme, bilgisayarlı tomografi, radyasyon tedavi planlaması, kanser, metastaz

ABSTRACT

Ph.D. Thesis

DETECTION OF STRUCTURES FROM COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) SLICES OF DIFFERENT PARTS INTENDED FOR USE IN RADIOTHERAPY PLANNING ADAPTIVELY

Emin Emrah ÖZSAVAŞ

Ankara University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Prof.Dr. Ziya TELATAR
Co-supervisor: Assoc.Prof.Dr. Bahar DİRİCAN

In the field of modern radiation treatment, in order to determine the critical organs and cancerous areas accurately various automated segmentation algorithms have been proposed. Segmentation of the anatomical and abnormal structures from computed tomography (CT) scans is an indispensable part of radiation treatment planning (RTP). In this study, a methodology that can automatically segment the anatomical and abnormal structures in the thorax and abdomen intended for radiation treatment planning has been proposed. In thorax the lungs, trachea/main bronchi, spinal canal, large cancerous regions in lungs, and in abdomen the liver, kidneys, spinal canal, and liver metastases were segmented. In the proposed methodology, like the other studies in the literature, the combinations of well known image processing techniques along with the new techniques that are developed within the scope of the thesis were employed. The results of automatic segmentation of the CT datasets were compared with the results obtained manually by an expert radiation oncologist using volume overlap ratio and form/positioning accuracy, also a few current methods were also implemented and were checked against the proposed methodology. It is revealed that the proposed methodology properly reproduces the manual segmentations of the expert radiation oncologist, gives better results than the other methods, and requires less time to be executed.

March 2015, 102 pages

Key Words: Automated segmentation, computed tomography, radiation treatment planning, cancer, metastases

ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR

Çalışmalarımı yönlendiren, araştırmalarımın her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyen danışman hocam sayın Prof.Dr. Ziya TELATAR’a (Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı) ve eş danışman hocam Doç.Dr. Bahar DİRİCAN’a (Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı), çalışmalarım süresince önemli katkılarda bulunan ve yönlendiren Gazi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölüm Başkanı Prof.Dr. İrfan KARAGÖZ’e, TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölüm Başkanı Prof.Dr. Osman EROĞUL’a, Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı öğretim üyesi Yrd.Doç.Dr. Fikret ARI’ya, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Prof.Dr. Murat BEYZADEOĞLU’na, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında görevli Dr. Ömer SAĞER’e ve çalışmalarım süresince birçok fedakârlık göstererek beni destekleyen eşime en derin duygularla teşekkür ederim.

Emin Emrah ÖZSAVAŞ

Ankara, Mart 2015

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY SAYFASI

ETİK.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT	iii
ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR.....	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
1.1 Tıbbi Görüntüleme Sistemleri	2
1.1.1 İnsan vücudundan geçirilen X ışınının ölçülmesi yöntemi.....	3
1.1.2 Dokulardan yansıyarak geri dönen ultrason dalgalarının ölçülmesi yöntemi .	4
1.1.3 Damara enjekte edilen radyoaktif maddelerden yayılan gama ışınlarının ölçülmesi yöntemi	4
1.1.4 Yüksek manyetik alan esasına dayanan MR yöntemi	5
1.1.5 Termal görüntüleme yöntemi.....	5
1.2 Radyasyon Tedavi Planlaması	5
1.3 Göğüs Bölgesinin Anatomisi	6
1.4 Karın Bölgesinin Anatomisi	9
1.5 Görüntü Bölütleme Metotları	12
1.5.1 Ayırıt saptama	13
1.5.2 Alan bölütlemesi	14
1.5.3 Çizge temeline dayanan yöntemler	16
1.5.4 Sınıflandırma/kümeleme temeline dayanan yöntemler	16
1.5.5 Biçimi değişebilen modeller	16
1.6 Morfolojik İşlemler	20
1.7 Bağlı Bileşenlerin Etiketlenmesi	21
1.8 Boşluk Doldurma İşlemi	21
1.9 Kesirsel Mertebe Türevler	22
1.10 Hessian Matrisi ile Nesne Şekil Bilgisinin Çıkarılması.....	23
1.11 Üç Boyutlu Gösterim.....	24

1.12 Tezin Amacı ve Kapsamı	24
2. KURAMSAL TEMELLER.....	26
2.1 Göğüs Bölgesinin Bölütlenmesine Yönelik Mevcut Çalışmalar	26
2.2 Karın Bölgesinin Bölütlenmesine Yönelik Mevcut Çalışmalar	32
3. GÖĞÜS BÖLGESİNİN TAM OTOMATİK OLARAK BÖLÜTLENMESİ.....	38
3.1 Hastaya Ait Bölgenin Bölütlenmesi	39
3.2 Akciğerlerin Bölütlenmesi	40
3.2.1 Akciğer alanlarının kabaca bölütlenmesi	40
3.2.2 Trake/ana bronşların bölütlenmesi ve eliminasyonu	41
3.2.3 Akciğer alanlarının düzeltilmesi	43
3.2.4 Sol ve sağ akciğerin ayrılması	44
3.2.5 Bölütlenmiş akciğerlerden hariç tutulmuş patolojik alanların akciğerlere dâhil edilmesi	45
3.3 Omurga Kanalının Bölütlenmesi	48
3.3.1 Omurganın bölütlenmesi	48
3.3.2 Bulanık bölütleme	49
3.4 Akciğerlerdeki Kanseri Alanların Bölütlenmesi.....	52
3.4.1 Kanseri olma olasılığı bulunan alanların tespiti	52
3.4.2 Belirlenen alanlar için otomatik olarak tohum noktasının belirlenmesi	55
3.4.3 Bulanık alan büyütme.....	55
4. KARIN BÖLGESİNİN TAM OTOMATİK OLARAK BÖLÜTLENMESİ.....	57
4.1 Karaciğerin Bölütlenmesi	58
4.1.1 Karaciğerin bulunduğu alanın belirlenmesi.....	58
4.1.2 Eşikleme işlemi için eşik değerlerinin tespit edilmesi	59
4.1.3 Eşikleme ile kabataslak bölütleme.....	60
4.1.4 Düzey kümesi yöntemi ile son bölütleme	61
4.2 Böbreklerin Bölütlenmesi	62
4.3 Karaciğerdeki Metastazların Bölütlenmesi	64
4.3.1 Metastaz olma olasılığı bulunan alanların tespiti	64
4.3.2 Belirlenen alanlar için otomatik olarak tohum noktasının belirlenmesi	66
4.3.3 Bulanık alan büyütme.....	67
5. BULGULAR ve TARTIŞMA.....	68
5.1 Göğüs Bölgesinin Tam Otomatik Olarak Bölütlenmesine Ait Bulgular	70
5.2 Karın Bölgesinin Tam Otomatik Olarak Bölütlenmesine Ait Bulgular	80

6. SONUÇ.....	87
KAYNAKLAR	90
ÖZGEÇMİŞ.....	101

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

g	Ayrıt Gösterge Fonksiyonu
∇	Eğim
Γ	Gama Fonksiyonu
H	Hacim
v	Kesirsel Türev Mertebesi
S	Yüzey

Kısaltmalar

BT	Bilgisayarlı Tomografi
CT	Computed Tomography
HÖÖ	Hacim Örtüşme Oranı
HU	Hounsfield Unit
KYM	Karekök Ortalama Yüzey Mesafesi
LIDC	Lung Image Database Consortium (Akciğer Görüntü Veri Tabanı Konsorsiyumu)
LoG	Laplas-Gauss
MR	Manyetik Rezonans
MYM	Maksimum Yüzey Mesafesi
OYM	Ortalama Yüzey Mesafesi
PET	Positron Emission Tomography (Pozitron Emisyon Tomografisi)
RAM	Random Access Memory
RTP	Radyasyon Tedavi Planlaması
SPECT	Single-Photon Emission Computed Tomography (Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografisi)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1 Solunum sistemi	7
Şekil 1.2 Alt solunum yolları	8
Şekil 1.3 Omur ve omurga kanalı	9
Şekil 1.4 Karın bölgesi	10
Şekil 1.5 Böbreklerin yapısı alınmıştır)	12
Şekil 1.6 Düşey ve yatay doğrultudaki ayrıtlar için süzgeç dürtü cevapları.....	14
Şekil 1.7 Morfolojik geri çatma işlemi	21
Şekil 3.1 Akciğerler ve omurga kanalının tam otomatik olarak bölütlenmesi.....	39
Şekil 3.2 Hastaya ait bölgenin bölütlenmesi	40
Şekil 3.3 Akciğerlerin bölütlenmesi.....	41
Şekil 3.4 Farklı eşik değerleri ile üç boyutlu alan büyütme işlemi.....	42
Şekil 3.5 Trake/ana bronşların bölütlenmesi.....	43
Şekil 3.6 Sol ve sağ akciğerin ayrılması	45
Şekil 3.7 Enterpolasyon ve yayma işlemi sonuçları.....	47
Şekil 3.8 Farklı komşulukların sonuçlara etkisi.....	47
Şekil 3.9 Patolojik alanların akciğerlere dâhil edilmesi.....	48
Şekil 3.10 Omurga kanalının bölütlenmesi.....	51
Şekil 3.11 Akciğerlerdeki kanserli alanların bölütlenmesi	52
Şekil 3.12 Piksellerin disk şeklinde yapılara ait olma olasılıkları	54
Şekil 3.13 Bağlı bileşenlerin eliminasyonu.....	55
Şekil 3.14 Bulanık alan büyütme	56
Şekil 4.1 Karaciğer ve böbreklerin tam otomatik olarak bölütlenmesi.....	58
Şekil 4.2 Karaciğerin bulunduğu alanın belirlenmesi	59
Şekil 4.3 Gri seviye histogramı	60
Şekil 4.4 Eşikleme ile kabataslak bölütleme.....	60
Şekil 4.5 Düzey kümesi yöntemi ile son bölütleme	61
Şekil 4.6 Böbreklerin bölütlenmesi.....	63
Şekil 4.7 Karaciğerdeki metastazların bölütlenmesi.....	64
Şekil 4.8 Piksellerin disk şeklinde yapılara ait olma olasılıkları	65
Şekil 4.9 Bağlı bileşenlerin eliminasyonu.....	66

Şekil 4.10 Bulanık alan büyütme	67
Şekil 5.1 Önerilen metotlarla elde edilen otomatik bölütleme sonuçları	72
Şekil 5.2 Otomatik bölütleme sonuçları ve altın standart	73
Şekil 5.3 Bölütlenmiş kanserli alanlar	78
Şekil 5.4 Akciğerler ve trake/ana bronşların üç boyutlu gösterimi.....	79
Şekil 5.5 Kemikler ve omurga kanalının üç boyutlu gösterimi	79
Şekil 5.6 Akciğer ve kanserli alanın üç boyutlu gösterimi	80
Şekil 5.7 Bölütlenmiş karaciğer ve böbrekler	82
Şekil 5.8 Bölütlenmiş metastazlar.....	85
Şekil 5.9 Böbreklerin üç boyutlu gösterimi	86
Şekil 5.10 Karaciğer ve metastazın üç boyutlu gösterimi.....	86

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 5.1 Kanserli hastalara ait on adet BT tarama seti için HÖO kıyaslaması	70
Çizelge 5.2 Kanserli hastalara ait on adet BT tarama seti için OYM kıyaslaması	71
Çizelge 5.3 Kanserli hastalara ait on adet BT tarama seti için KYM kıyaslaması	71
Çizelge 5.4 Kanserli hastalara ait on adet BT tarama seti için MYM kıyaslaması.....	71
Çizelge 5.5 LIDC BT tarama seti için HÖO kıyaslaması	73
Çizelge 5.6 LIDC BT tarama seti için OYM kıyaslaması	74
Çizelge 5.7 LIDC BT tarama seti için KYM kıyaslaması	74
Çizelge 5.8 LIDC BT tarama seti için MYM kıyaslaması.....	74
Çizelge 5.9 512×512×100 boyutunda bir BT tarama seti için çalışma zamanları	76
Çizelge 5.10 Kanserli hastalara ait on adet BT tarama seti için kıyaslama sonuçları.....	77
Çizelge 5.11 Karaciğer ve böbreklere ait HÖO kıyaslaması	81
Çizelge 5.12 Karaciğer ve böbreklere ait OYM kıyaslaması.....	81
Çizelge 5.13 Karaciğer ve böbreklere ait KYM kıyaslaması.....	81
Çizelge 5.14 Karaciğer ve böbreklere ait MYM kıyaslaması	81
Çizelge 5.15 Kesirsel mertebe türev için karaciğer ve böbreklere ait HÖO kıyaslaması.....	83
Çizelge 5.16 Kesirsel mertebe türev için karaciğer ve böbreklere ait OYM kıyaslaması.....	83
Çizelge 5.17 Kesirsel mertebe türev için karaciğer ve böbreklere ait KYM kıyaslaması.....	83
Çizelge 5.18 Kesirsel mertebe türev için karaciğer ve böbreklere ait MYM kıyaslaması.....	83
Çizelge 5.19 Omurga kanalının bölütlenmesine ait kıyaslama sonuçları	84
Çizelge 5.20 512×512×100 boyutunda bir BT tarama seti için çalışma zamanları	84
Çizelge 5.21 Karaciğer metastazlarına ilişkin kıyaslama sonuçları.....	84

1. GİRİŞ

Bilgisayarlı tomografi (BT) taramaları temel olarak teşhis maksatlı kullanılmasına rağmen, radyasyon tedavi planlamalarında (RTP) da kullanılmaktadır. Radyasyon tedavi planlamalarında tümörler ve kritik organların yerlerinin belirlenmesi için kanserli hastaların detaylı BT taramalarından faydalanılmaktadır. Optimum radyasyon tedavi planlamaları, toksisite ve tedavi anlamında en iyi radyoterapötik kazanımların elde edilebilmesi için hedef ve kritik organların kesin olarak belirlenmesini gerektirmektedir. Modern radyasyon tedavisi teknikleri, hedef ve kritik organların belirlenmesi işlemindeki hatalara karşı oldukça hassastır.

Hedef ve kritik organların belirlenmesi işlemi, radyasyon onkolojisi alanında uzman bir kişi tarafından, hastaya ait BT taramasındaki kesit görüntülerin titizlikle değerlendirilmesi ve sonrasında ardışık BT kesitlerindeki her bir yapının iki boyutlu olarak elle konturlanması şeklinde gerçekleştirilmektedir. Bu kapsamda doğru konturlama, optimum radyasyon tedavi planlamalarının vazgeçilmez bir parçasıdır. Tümörlerin konumuna ve konturlanacak kesit görüntülerin sayısına bağlı olarak hedef ve kritik organların belirlenmesi işlemi oldukça fazla emek ve zaman gerektirebilmektedir. Ayrıca hedef ve kritik organların tam doğrulukla konturlanmasına ilişkin bir fikir birliği bulunmamaktadır. Aynı BT taraması üzerinde farklı uzmanlar tarafından ya da aynı uzman tarafından farklı zamanlarda yapılan konturlamalar büyük farklılıklar gösterebilmektedir. Bu durum sırasıyla, “gözlemciler arası değişkenlik” ve “gözlemci içi değişkenlik” olarak adlandırılmaktadır (Hurkmans vd. 2001, Jameson vd. 2010, Louie vd. 2010) Belirleme işlemindeki uyumsuzluk, kararsızlık ve hatta küçük hatalar dahi, hedef ve kritik organ tanımlamalarında önemli farklılıklara ve dolayısıyla tedavi sonuçları üzerinde önemli etkilere yol açabilmektedir. Bu sebeple, radyasyon tedavi planlamalarında konturlama prosedürlerinin uyumluluğunu, kararlılığını ve kesinliğini artıracak metotlara ihtiyaç duyulmaktadır.

Belirleme işleminin optimizasyonu maksadıyla otomatik bölütleme algoritmalarına gittikçe artan bir şekilde başvurulmaktadır. Bu algoritmalar, konturlamanın uyumluluğunu, kararlılığını ve hızını önemli ölçüde artırmaktadır. Bu şekilde sofistike

metotların geliştirilmesi, radyasyon onkolojisinde özellikle yoğun kliniklerde uygulama alanı bulabilmektedir.

Bu tez çalışmasında insan vücudunun farklı bölgelerindeki farklı anatomik yapıların ve anormal oluşumların radyasyon tedavi planlamalarında kullanılmak üzere herhangi bir kullanıcı etkileşimi gerekmesizin tam otomatik olarak bölütlenmesine yönelik bir metodolojinin geliştirilmesi hedeflenmiştir.

Bu kapsamda; birinci bölümde mevcut tıbbi görüntüleme sistemleri, radyasyon tedavi planlaması, tez çalışmasında bölütlenmesi hedeflenen insan vücudu bölgelerinin anatomik yapısı, literatürde yer alan görüntü bölütleme metotları, tez çalışmasında faydalanan görüntü işleme algoritmaları açıklanmış, tezin amacı ve kapsamı detaylı olarak sunulmuştur. İkinci bölümde, literatürde bu alanda yapılmış çalışmalar sunulmuştur. Çalışma kapsamında geliştirilen metodoloji ve kullanılan materyal üçüncü ve dördüncü bölümde, elde edilen bulgular ve bulgulara ilişkin tartışmalar beşinci bölümde verilmiş, son olarak altıncı bölümde çalışmanın genel sonucuna değinilmiştir.

1.1 Tıbbi Görüntüleme Sistemleri

Sağlık sektöründe en hızlı gelişme yaşanan alanlardan biri olan tıbbi görüntüleme, temel olarak, insan vücudunun iç yapısının çeşitli yöntemler ile görülebilir hâle getirilmesini amaçlamaktadır. Tıbbi görüntüleme maksadıyla kullanılan sistemler, beş temel yönetime dayanmaktadır (Karagöz ve Eroğul 1998):

- İnsan vücudundan geçirilen X ışınının ölçülmesi yöntemi,
- Dokulardan yansiyarak geri dönen ultrason dalgalarının ölçülmesi yöntemi,
- Damara enjekte edilen radyoaktif maddelerden yayılan gama ışınlarının ölçülmesi yöntemi,
- Yüksek manyetik alan esasına dayanan Manyetik Rezonans (MR) yöntemi,
- Termal görüntüleme yöntemi.

Takip eden alt bölümlerde, çalışmada kullanılan BT'nin de dâhil olduğu insan vücudundan geçirilen X ışınının ölçülmesi yöntemi daha detaylı olmak üzere bu yöntemler açıklanmıştır.

1.1.1 İnsan vücudundan geçirilen X ışınının ölçülmesi yöntemi

X ışınları 1895 yılında Alman fizik profesörü Wilhelm Konrad Röntgen tarafından bulunmuş ve isimlendirilmiştir (Karagöz ve Eroğul 1998). X ışınları elektromanyetik radyasyon spektrumunda yer almaktadır. X ışınlarının enerjileri, frekansları ile doğru, dalga boyları ile ters orantılıdır ve maddeyi geçerken soğurulma ve saçılma nedeniyle azalmaktadır. X ışınları hızlandırılmış elektronların bir hedefe çarptırılması sonucu elde edilmektedir. İnsan vücudunun değişik atom ağırlığında, değişik kalınlık ve yoğunlukta dokulardan oluşması sebebiyle, X ışınlarının insan vücudunun farklı bölgelerindeki soğurulma oranları farklı olmaktadır. Farklı soğurulma sonucu, röntgen filmi üzerine değişik oranlarda düşen X ışınları, geçtikleri vücut parçasının bir görüntüsünü oluşturmaktadır. Bu görüntü, siyahtan (film üzerine düşen ışın fazla) beyaza (film üzerine düşen ışın az) kadar değişen gri seviyelerden oluşmaktadır.

1970'li yıllarda uygulamaya geçen BT, insan vücudundan geçirilen X ışınının ölçülmesi temeline dayanan bir tıbbi görüntüleme teknolojisidir (Karagöz ve Eroğul 1998). Hastanelerin Radyoloji Bölümlerinde sıklıkla kullanılan bir tanı aracı olan BT, radyasyon tedavi planlamalarında da kullanılmaktadır (Karagöz ve Eroğul 1998).

BT görüntülerinin geri çatılması, vücut boyunca geçerek zayıflayan X ışınlarından elde edilen izdüşüm ölçümlerinin sayısal ortama aktarılması ile gerçekleştirilmektedir. Görüntü, piksel elemanlarından oluşan dizilerle ifade edilmektedir. Geri çatma işlemi öncelikle hacim elemanındaki (voksel) zayıflatma katsayılarının hesaplanması ve sonrasında bu bilginin görüntüdeki piksel gri seviye değerine çevrilmesine dayanmaktadır. BT'de her bir vokselde hesaplanan X ışını zayıflatma değerini standart bir değer ile belirtmek amacıyla Hounsfield Skalası olarak adlandırılan bir referans sistemi kullanılmaktadır. Skalada kullanılan sayılar Hounsfield Unit (HU) veya BT numarası olarak isimlendirilir ve oluşumların yoğunluklarını ifade eder. BT numaraları

iki boyutlu görüntülerde gri seviye değerleri ile ilişkilidir. Bir BT verisi genellikle 12 bit gri seviye değerini (4096 farklı gri seviye) içerir ve 16 bit tamsayı olarak saklanır (Sensen ve Hallgrímsson 2009). Su, BT numarası belirlemede en çok kullanılan maddedir. Suyun BT numarası 0 olarak kabul edilmektedir. Zayıflatma katsayıları sudan daha büyük olan oluşumlar pozitif, küçük olanlar ise negatif BT numaralarına sahiptir. Örneğin havanın BT numarası -1000 iken, akciğerlerin BT numaraları -500 ile -900 arasında değişmektedir. BT görüntülemeye sonuç olarak, matris şeklindeki kesit görüntülerin bileşiminden oluşan hacimsel (üç boyutlu) görüntü elde edilmektedir.

Radyolojide büyük bir gelişme yaratan BT görüntüleme sistemi, en çok kafa içi kanamaların acil görüntülenmesinde kullanılmakta, ekonomik olması kullanım oranını artıran bir etken olarak öne çıkmaktadır.

1.1.2 Dokulardan yansıyarak geri dönen ultrason dalgalarının ölçülmesi yöntemi

Ultrason insan kulağının işitemeyeceği kadar yüksek frekanslı ses dalgasıdır. Ultrasonografi, vücuda yönlendirilen ultrason dalgalarının farklı doku yüzeylerinden gelen yankılarının tespitine dayanmaktadır (Karagöz ve Eroğul 1998). Yumuşak doku ve parankimal organların görüntülenmesi amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Düşük maliyeti, kullanım kolaylığı ve insan vücudu için risk teşkil etmemesi ultrasonografinin avantajlarıdır.

1.1.3 Damara enjekte edilen radyoaktif maddelerden yayılan gama ışınlarının ölçülmesi yöntemi

Nükleer tıp, radyoaktif maddelerin yaydıkları ışınların dışarıdan tespiti ve görüntüsünün izlenmesi yoluyla hastalıkların tanı ve tedavisini kapsamaktadır. Nükleer tıpta, görüntüleme amacıyla vücuda farklı yollarla radyonüklitler ile birleştirilen farmasötikler verilmektedir (Karagöz ve Eroğul 1998). Gama kamera, Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografisi (SPECT) kameralar ve Pozitron Emisyon Tomografi (PET) cihazları bu alanda kullanılan temel cihazlardır. Son olarak kullanıma giren

nükleer tıp cihazları PET/BT ve PET/MR cihazlarıdır. Bu cihazlar sayesinde fizyolojik ve anatomik görüntüler tek bir görüntü üzerinde birleştirilebilmektedir.

1.1.4 Yüksek manyetik alan esasına dayanan MR yöntemi

MR cihazı, manyetik alan altındaki atomların manyetik alanın yönüne yönelmesi ve belirli bir frekansta salınım yapmaları temelinde çalışmaktadır. MR cihazı, güçlü mıknatısları vasıtasıyla insan hücresinde bulunan atomların titreşim yapmasını sağlayacak manyetik alanlar yaratmakta, titreşen atomların protonları gönderilen radyo dalgaları sayesinde salınım yapmakta ve bunun sonucunda oluşan radyo dalgası yayılımı bilgisayar sistemlerinde görüntülere dönüştürülmektedir. Yumuşak dokulardaki yüksek kontrastlama özelliği sebebiyle, MR cihazı sayesinde yumuşak dokulardaki lezyon ve patolojik dokular kolaylıkla incelenebilmektedir (Karagöz ve Eroğul 1998).

1.1.5 Termal görüntüleme yöntemi

Termal görüntüleme yöntemi, kızılötesi ışımaya dayanmakta, vücuttan yayılan farklı dalga boylarındaki ısı dalgaları incelenmektedir. Vücutta farklı dokulardan farklı dalga boylarında ısı dalgaları yayılmaktadır. Termal kamera tarafından algılanan farklı dalga boylarındaki ısı dalgalarının enerjileri farklı renk tonlarına sebep olmakta ve bu renk tonları görüntüyü oluşturmaktadır (Karagöz ve Eroğul 1998).

1.2 Radyasyon Tedavi Planlaması

Radyasyon tedavisi veya bir başka deyişle radyoterapi, tümör hücrelerinin radyasyon ile öldürülmesi veya büyümesinin engellenmesi amacıyla uygulanan tedavidir. Radyoterapi tek başına, tümör hücrelerinin tekrar etme olasılığını azaltmak amacıyla cerrahi müdahale sonrasında ya da tedavi etkinliğini artırmak amacıyla düşük doz kemoterapi ile birlikte uygulanmaktadır. Radyoterapide tümör hücrelerinin öldürülmesi veya büyümesinin engellenmesi, sağlıklı dokuların korunması, daha etkin ve daha az yan etkili tedavi uygulanması hedeflenmektedir. Bu nedenle tümör bölgesi veya riskli

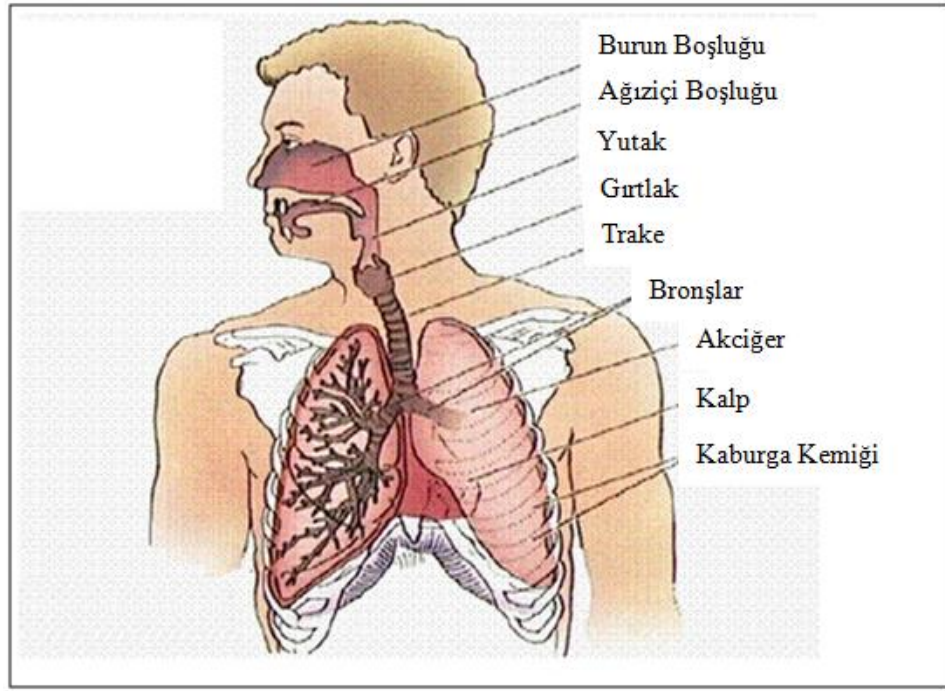
bölgeye uygun radyasyon uygulanmasını sağlayacak bilgisayar destekli cihazlar kullanılmaktadır.

Radyoterapi uygulama şekline göre eksternal radyoterapi, brakiterapi, intraoperatif ve stereotaktik radyoterapi olmak üzere dörde ayrılmaktadır. Eksternal radyoterapide radyasyon belli bir uzaklıktan hastaya uygulanmakta, brakiterapide ise radyoaktif kaynaklar hastalıklı bölgenin üstüne, içine ya da yakınına yerleştirilmektedir (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008). Intraoperatif radyoterapi ameliyathanede veya yakınında gerçekleştirilmekte, stereotaktik radyoterapide stereotaktik olarak işaretlenmiş hedef hacme tek veya az sayıda fraksiyonlar hâlinde yüksek doz radyasyon uygulanmaktadır.

Radyoterapi hastanın tedavi bölgesine göre değişen sabitleme, görüntüleme, tedavi planlaması ve tedavinin uygulanması aşamalarını içerir. Günümüzde planlama görüntüleri için BT cihazları kullanılmaktadır. Görüntüleme sonrası kritik organlar ve tümör radyasyon onkoloğu tarafından elle konturlanır. Konturlanan görüntülerden tümör ve organların üç boyutlu görüntüleri elde edilir. Tedavi planlamalarında tümöre homojen maksimum doz verilirken normal dokunun minimum doz alması hedeflenir. Kritik organların tolerans dozlarının aşılmaması önemlidir. Bu da konturlamanın önemini artırmaktadır.

1.3 Göğüs Bölgesinin Anatomisi

İnsan vücudunun boyun ve karın arasında kalan bölümü göğüs bölgesi olarak adlandırılmaktadır. Göğüs bölgesi, organ olarak akciğerleri ve kalbi içermektedir. Akciğerler, vücut hücrelerine oksijenin iletilmesi, hücrelerde metabolizma sonucu oluşan karbondioksitin atmosfere verilmesi olarak tanımlanan solunum fonksiyonunu gerçekleştiren solunum sisteminin (Şekil 1.1) bir parçasıdır. Solunum sisteminin diğer bir parçası olan solunum yolları, üst ve alt solunum yolları olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Üst solunum yolları burun, burun boşluğu, yutak, gırtlak ve trakeden; alt solunum yolları ise akciğerler, bronşlar ve bronşiollerden oluşmaktadır (Güçlü 2010).



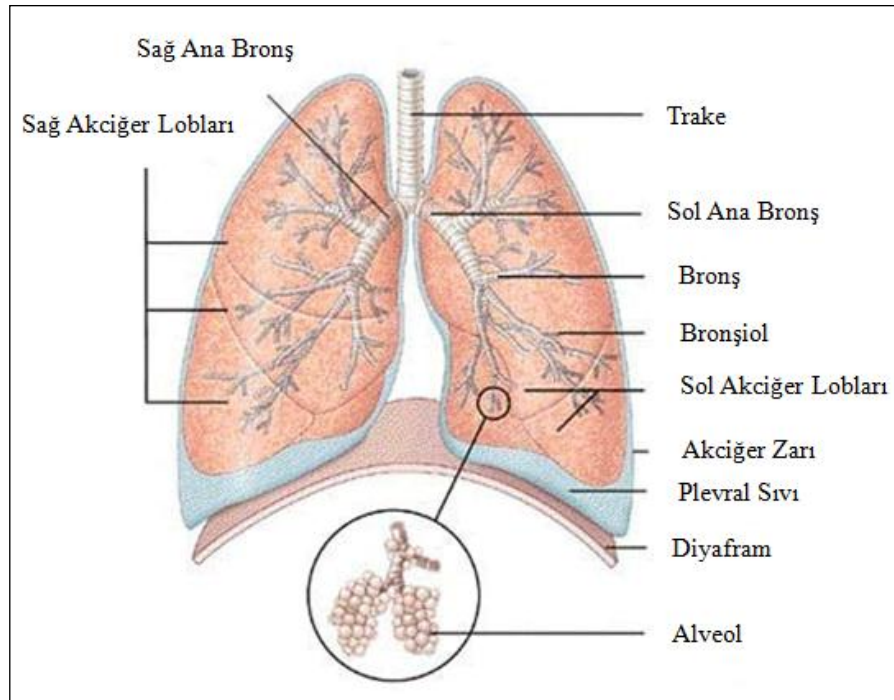
Şekil 1.1 Solunum sistemi (Güçlü 2010'dan değiştirilerek alınmıştır)

Akciğerler (Şekil 1.2) göğüs boşluğu içinde uzanan ve fonksiyonel birimler olan hava keseciklerini barındıran hafif süngerimsi, yumuşak, elastik ve hassas organlardır. Sağ akciğer üç, sol akciğer ise iki lobdan oluşmaktadır ve bu loblar yarıklarla birbirinden ayrılmaktadır (Eroğul ve Karagöz 2003). Sol akciğer, sağ akciğerden biraz daha küçüktür ve kalp için de bir bölüm içermektedir (Eroğul ve Karagöz 2003). Visseral plevra olarak adlandırılan zar, sol ve sağ akciğerlerin dış yüzeyini ayrı ayrı, parietal plevra ise göğüs boşluğunun iç yüzeyini sarmaktadır (Dean ve Peggington 1995). Sağ ve sol iki akciğer arasında yer alan boşluk mediastin olarak adlandırılmaktadır. Akciğerin uç bölümü akciğer tepesi, aşağıdaki geniş bölümü ise akciğer tabanı şeklinde isimlendirilmektedir (Dean ve Peggington 1995).

Akciğer dokusunun zararlı dönüşümünün sebep olduğu akciğer kanseri sebebiyle her yıl yaklaşık bir milyon insan ölmektedir (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008). Akciğer nodülleri; akciğer üzerindeki küçük, yuvarlak ve parlak oluşumlardır, leke ya da nokta olarak da adlandırılmaktadır (<http://www.urmc.rochester.edu> 2014). Akciğer kanserinin başlangıç safhasına işaret edebileceğinden bu nodüllerin zararlı olup olmadıklarının tespit edilmesi önemlidir. Akciğer üzerinde bu şekildeki bir nokta 3 cm ve daha küçük

çaptaysa nodül, 3 cm'den daha büyük çaptaysa kitle olarak adlandırılmaktadır (<http://www.urmc.rochester.edu> 2014). Akciğerlerdeki nodül ve kitleler genel olarak akciğer tümörleri şeklinde ifade edilmektedir (<http://my.clevelandclinic.org> 2014).

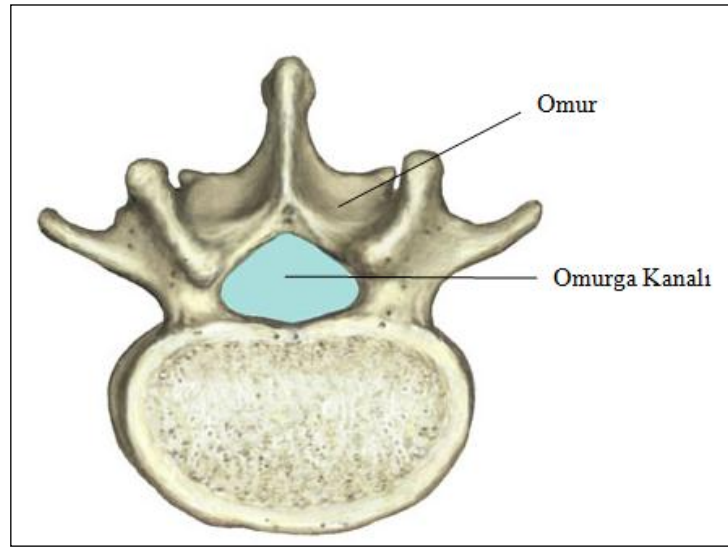
Trake yetişkin bir insanda yaklaşık 2 cm çapında ve 10-11 cm boyundadır (Amendola 2012) ve kıkırdak halkalardan oluşmaktadır. Trake, her biri bir akciğere giden sağ ve sol olmak üzere iki ana bronşa ayrılarak sonlanmaktadır. Ana bronşlar akciğerlerin dışında yer almaktadır. Ana bronşları akciğerlerin içinde yer alan bronşlar takip eder. Bronşlar kademeli bir şekilde incelerek tüm akciğerlere yayılır. Bronşların en ince dalları ise bronşiol olarak adlandırılmaktadır (Şekil 1.2). Göğüs ve karın boşluklarını birbirinden ayıran kas diyafram; kılcal damarlarla gaz alışverişi yapan hava boşlukları ise alveol olarak adlandırılmaktadır (Eroğul ve Karagöz 2003).



Şekil 1.2 Alt solunum yolları (<http://respiratorytherapycave.blogspot.com.tr> 2010'dan değiştirilerek alınmıştır)

Vücut iskeletinin bir parçası olan omurga, kafa tabanından kuyruk sokumu bölgesine kadar uzanmakta; boyun bölgesinde 7, sırt bölgesinde 12, bel bölgesinde 5, sağrı bölgesinde 5 ve kuyruk sokumu bölgesinde 4 adet olmak üzere toplam 33 adet omurdan

oluşmaktadır (Carola vd. 1992). Sağrı ve kuyruk sokumu bölgelerindeki omurların birleşip 2 ayrı omuru oluşturmasıyla yetişkinlerdeki omur sayısı 26 olmaktadır (Carola vd. 1992). Omurga; başın, gövdenin, göğüs ve karın bölgelerinde bulunan organların ağırlığını taşımaktadır. Omurgayı oluşturan omurlar, yapıları itibarıyla ortası boş olan, dışı doğru çıkıntıları bulunan kemiklerdir. Omurların üst üste gelmesi ile orta bölgelerinde bir kanal oluşur. Omurga kanalı (Şekil 1.3) olarak adlandırılan bu kanal içerisinden merkezi sinir sisteminin önemli bir bölümü olan omurilik geçmektedir ve omurga kanalı omuriliğe koruyuculuk görevi yapmaktadır.



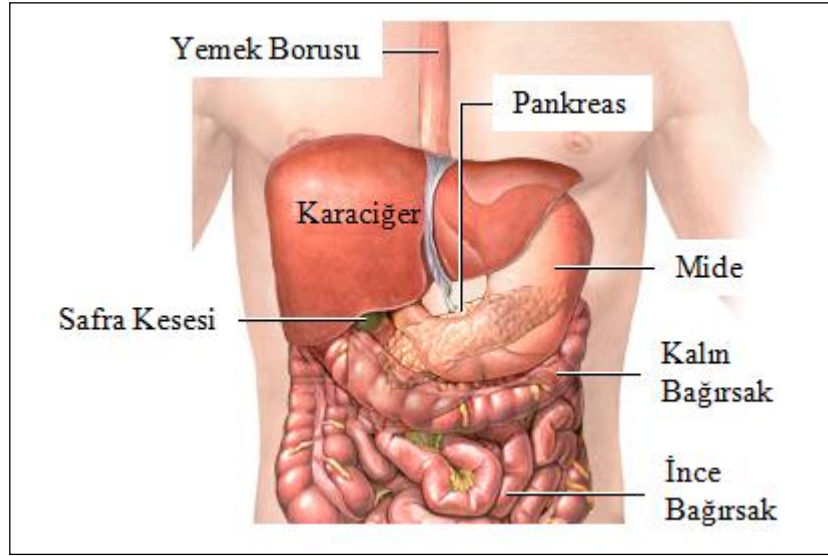
Şekil 1.3 Omur ve omurga kanalı (<http://www.cedars-sinai.edu> 2015'ten değiştirilerek alınmıştır)

1.4 Karın Bölgesinin Anatomisi

Vücudun göğüs ve pelvis arasında kalan bölümü karın bölgesi (Şekil 1.4) olarak adlandırılmaktadır ve bu bölgede karaciğer, mide, kalın ve ince bağırsaklar, pankreas, safra kesesi, böbrekler ve dalak yer almaktadır. Karın bölgesinin üst sınırını diyafram, alt sınırını ise pelvik kemikler teşkil etmektedir.

Vücutta salgı yapan en büyük organ olan karaciğer, sindirim kanalında yer almamakta, ancak sindirim sistemi ile yakın ilişkili olarak çalışmaktadır. Karın bölgesinin sağ üst bölümünde yer alan karaciğerin sol lobu, karın bölgesinin sol üst bölümüne doğru

ilerler. Kırmızı-kahverengi renge sahiptir ve yaklaşık 1500 g ağırlığındadır (Singh 2007). Sağ ve sol olmak üzere 2 lobdan oluşmakta, her iki lob da kendi içinde 2 loba ayrılmaktadır. Yaşam için temel organlardan biri olan karaciğerde sindirim kanalından emilen besinler işlenmekte ve vücudun diğer yapılarının yararlanması için bu besinlerin bir kısmı depolanmakta, bir kısmı ise dolaşıma verilmektedir. Hem iç hem de dış salgı bezi olarak çalışmakta ve farklı kimyasal reaksiyonlar gerçekleştirmektedir. Karaciğer üzerinde yaşamsal faaliyetlerin gerçekleştirildiği yüz binden fazla sayıda lopçuk bulunmakta ve bu lopçuklarda hepatosit adı verilen karaciğer hücreleri yer almaktadır. Karaciğer üst, alt ve arka olmak üzere 3 yüze sahiptir. Üst yüzü diyaframla, arka yüzü omurga ve alt ana toplardamarla komşuluk göstermektedir (Singh 2007). Alt yüzünde safra kesesi, sağ böbrek, mide, kalın bağırsak ve oniki parmak bağırsağı yer almaktadır (Singh 2007).



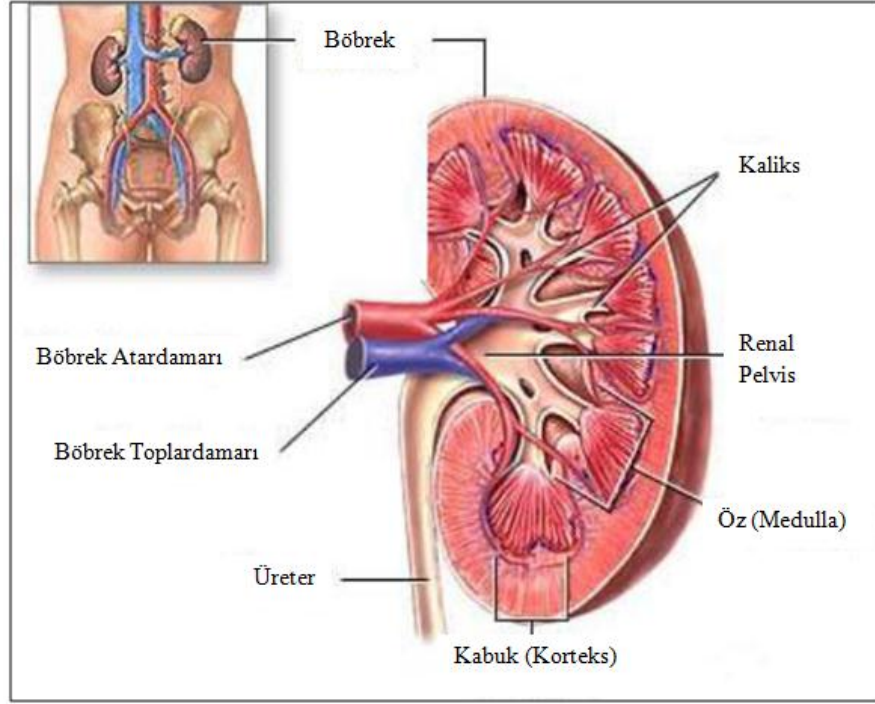
Şekil 1.4 Karın bölgesi (<http://www.nlm.nih.gov> 2011'den değiştirilerek alınmıştır)

Karaciğerde görülen kanserli oluşumlar genellikle karaciğer metastazlarıdır. Vücut içerisinde ilk oluştuğu yerde bulunan kanser, primer kanser şeklinde tanımlanmakta, primer kanser oluşumlarından ayrılan kanser hücreleri, kan ya da lenf dolaşımı aracılığı ile vücudun diğer bölgelerine giderek buralarda tümörler oluşturup büyümeye devam edebilmektedir. Bahsedildiği gibi, vücut içerisinde ilk oluştuğu yerden başka yerlere yayılan kanser metastatik ya da sekonder kanser olarak adlandırılmaktadır

(<http://www.cancer.gov> 2014). Metastatik kanser hücrelerinden oluşan tümörler de metastatik tümör ya da metastaz olarak adlandırılmaktadır (<http://www.cancer.gov> 2014). Ayrıca, bu yayılma işlemi de metastaz olarak adlandırılmaktadır. Karaciğerin kanı filtre eden büyük bir organ olması sebebiyle kan dolaşımına karışan kanser hücreleri karaciğerde kalıp büyümeye devam edebilmektedir. Kalın bağırsak, mide, pankreas, safra yolları, ince bağırsak gibi organlardaki kanserin karaciğere metastazı sık olarak görülebilmektedir. Ayrıca, meme kanseri, akciğer kanseri ve lenfomalara ait metastazlarla da sıklıkla karşılaşmaktadır.

Boşaltım sisteminin bir parçası olan böbrekler, karın bölgesinin arka bölümünde yer almaktadır. Normalde iki adet olan böbreklerden, sağda olanı diyaframın hemen altında ve karaciğerin arkasında; solda olanı ise diyaframın altında ve dalağın arkasında yer almaktadır. Her bir böbrek yaklaşık 115-170 g ağırlığında, 11 cm boyunda, 6 cm genişliğinde ve 3 cm kalınlığındadır (Jennette vd. 2006). Karaciğerin sağ böbrek üzerine yaptığı baskı sebebiyle, sol böbrek sağ böbreğe göre biraz daha yukarıdadır.

Böbreklerin (Şekil 1.5) yüzeyi; capsula fibrosa şeklinde adlandırılan ve bağ dokudan oluşan bir kapsülle sarılmış, böbrekler kapsülün dışında capsula adiposa denilen yağ dokusu ile çevrelenmiştir (Jennette vd. 2006). Böbreklerin dış kısmı olan kabuk (korteks) yapısında, toplam 2-2,5 milyon adet işlevsel olarak en küçük birim olan nefron yer almaktadır (Jennette vd. 2006). Böbreklerin iç kısmında, idrarın pelvise boşalmasını sağlayan papilla isimli kanalları içeren öz (medulla) bölümü bulunmaktadır (Jennette vd. 2006). Böbreklerin orta kısmındaki boşluk olan renal pelvis ise, idrarın papillalardan ayrılıp vücut dışına atılmak üzere toplandığı yerler olan kalikslerden oluşmaktadır (Jennette vd. 2006).



Şekil 1.5 Böbreklerin yapısı (<http://www.healthcentral.com> 2010'dan değiştirilerek alınmıştır)

1.5 Görüntü Bölütleme Metotları

Görüntü bölütleme, tıbbi görüntülerin analizinde ve değerlendirilmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Görüntü bölütleme, görüntü içerisinde hedef alınan nesnenin, görüntünün geri kalan kısmından (arka plandan) ayırt edilmesi olarak tanımlanmaktadır. Bölütleme renk, desen, eğim vb. ölçülebilir özelliklerden faydalanılarak yapılmaktadır.

Gri seviye görüntüler için kullanılan bölütleme algoritmaları genel olarak, görüntü içerisindeki gri seviye değerlerindeki süreksizlik ve benzerliklere dayanmaktadır (Bankman 2009). Gri seviye değerlerindeki süreksizliklere dayalı olarak bir görüntüyü bölütleme sonucunda, bu görüntüdeki ayırt ve ayrıntılar belirlenmiş olacaktır. Gri seviye değerlerindeki benzerliklere göre görüntü bölütleme ise, alan bölütlemesi olarak adlandırılır ve eşikleme, yarma ve kaynaştırma, alan büyütme ve su seti (watershed) dönüşümü tekniklerine dayalı olarak gerçekleştirilir.

Bu yöntemler dışında çizge ve sınıflandırma/kümeleme temeline dayanan yöntemler ile biçimi değişebilen modeller (aktif kontur-yılan-modeli, düzey kümesi, aktif biçim ve aktif görünüş modelleri) de yer almaktadır (Jan 2006).

1.5.1 Ayırıt saptama

Ayrıt saptama tabanlı bölütleme tekniklerinde görüntü, farklı bölgeler arasındaki ayrıtlar vasıtasıyla ifade edilmektedir. Bir görüntüdeki ayrıtlar, görüntüdeki gri seviye geçişlerine göre belirlenmektedir. Gri seviye geçişleri görüntünün birinci ve ikinci dereceden türevleri ile ifade edilmektedir. Görüntünün birinci dereceden türevi olarak tanımlanan eğim, ayrıt bölgelerinde en büyük değere, ikinci dereceden türevi ise sıfır değerine sahip olmaktadır (Gonzalez vd. 2009).

Eğim (∇), görüntü (f) içerisindeki satır ve sütunların (x ve y) her iki yöndeki türevleri olarak ifade edilmektedir:

$$\nabla f(x, y) = \frac{\partial f(x, y)}{\partial x} + \frac{\partial f(x, y)}{\partial y} \quad (1.1)$$

Eğim, fark denklemleri ile ifade edilebilmektedir:

$$\begin{aligned} \frac{\partial f(x, y)}{\partial x} &= [f(x + 1, y + 1) - f(x - 1, y + 1)] \\ &\quad + 2[f(x + 1, y) - f(x - 1, y)] \\ &\quad + [f(x + 1, y - 1) - f(x - 1, y - 1)] \\ \frac{\partial f(x, y)}{\partial y} &= [f(x + 1, y + 1) - f(x + 1, y - 1)] \\ &\quad + 2[f(x, y + 1) - f(x, y - 1)] \\ &\quad + [f(x - 1, y + 1) - f(x - 1, y - 1)] \end{aligned} \quad (1.2)$$

Eğim vektörünün genliği aşağıda belirtilen şekilde hesaplanmaktadır:

$$|\nabla f(x, y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial f(x, y)}{\partial x}\right)^2} + \sqrt{\left(\frac{\partial f(x, y)}{\partial y}\right)^2} \quad (1.3)$$

Fark alma işlemleri, $f(x,y)$ ile dürtü (impuls) cevabı $h(x,y)$ olan bir süzgecin katlanması şeklinde de ifade edilebilmektedir. Buna göre, sırasıyla düşey ve yatay doğrultudaki ayrıtlar için şekil 1.6'da gösterilen dürtü cevaplarına sahip süzgeçler tanımlanabilir (Gonzalez ve Woods 2007).

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1
$h_x(x,y)$		

1	2	1
0	0	0
-1	-2	-1
$h_y(x,y)$		

Şekil 1.6 Düşey ve yatay doğrultudaki ayrıtlar için süzgeç dürtü cevapları

Bu şekilde, farklı süzgeç kalıplarını kullanan farklı ayırıt operatörleri yer almaktadır. Bu operatörler Sobel, Prewitt ve Robert ayırıt operatörleri olarak adlandırılmaktadır.

Laplas operatörü ise ikinci dereceden türevi temel almaktadır. Burada, ikinci dereceden türevin sıfır değerini aldığı geçiş noktalarının tespit edilmesiyle ayrıtların elde edilmesi hedeflenmektedir (Gonzalez vd. 2009). Laplas tabanlı yöntemlerin doğrudan görüntü üzerine uygulanması yerine genellikle Laplas-Gauss (LoG) yöntemi kullanılmaktadır. LoG yöntemi, görüntünün iki boyutlu bir Gauss fonksiyonu ile katlanması, elde edilen sonucun da Laplas operatörü ile katlanmasına dayanmaktadır. Bu yöntemin kullanım amaçları; görüntüdeki gürültüyü bastırmak, ayırıt olmayan düşük seviyeli gri seviye değişimlerinin sıfır geçiş ve dolayısıyla ayırıt olarak tespit edilmesini önlemektir.

1.5.2 Alan bölütlemesi

Alan tabanlı teknikler, görüntüdeki pikselleri belli benzerlik kriterlerine göre gruplamaktadır. Bu teknikler bir pikselin komşu piksellerine bakmakta ve pikseller arasında homojenlik kıstası sağlanırsa, pikselleri aynı bölgede birleştirmektedir. Burada

homojenlik kistası eşik değerlerine dayanmaktadır. Alan tabanlı teknikler arasında eşikleme, yarma ve kaynaştırma, alan büyütme ve su seti dönüşümü yer almaktadır.

Gri seviye eşikleme, en basit görüntü bölütleme tekniğidir. Görüntüde hedef alınan nesne ve görüntünün geri kalan kısmı belli bir gri seviye eşiğiyle ayrılmışsa, bu eşik değerine göre nesne ve arka plan ayrımı yapılabilir. Eşik belirlenmesinde görüntüdeki gri seviye dağılımlarını gösteren görüntü histogramından faydalanılmaktadır. En temel eşikleme şekli, bütünsel eşikleme olarak adlandırılmaktadır ve tek bir eşik değeri kullanarak görüntüyü bölütlemektedir (Gonzalez vd. 2009):

$$g(x,y) = \begin{cases} 1; & f(x,y) > T \\ 0; & f(x,y) \leq T \end{cases} \quad (1.4)$$

Burada $f(x,y)$, görüntünün (x,y) noktasındaki gri seviye değerini; T , eşik değerini ve $g(x,y)$ ise eşiklenmiş görüntüyü ifade etmektedir. Eşiklemenin diğer bir şekli olan yerel eşiklemede ise görüntü parçalara ayrılarak her bir parça için ayrı eşik değeri belirlenmektedir (Gonzalez vd. 2009). Eşikleme sonucunda görüntüdeki pikseller, nesne veya arka plan olarak işaretlenmiş olmaktadır (Gonzalez vd. 2009). İkili sonuç görüntüsünde değeri 1 olan pikseller nesne, değeri 0 olan pikseller arka plan olarak tanımlanmaktadır.

Yarma ve kaynaştırma tekniğinde, görüntü başlangıçta tek bir alan olarak ele alınmakta ve alanın homojenlik ölçüsü hesaplanmaktadır. Alanın homojenliği belirli bir eşik değerinin altındaysa, bu alan dört adet alana bölünmektedir. Aynı işlem her bir alan için, daha fazla bölünmenin gerçekleşmediği zamana kadar devam etmektedir (Gonzalez ve Woods 2007). Gerçekleştirilen yarma işlemlerinden sonra elde edilen alanlardan, birleşmiş hâlleri homojenlik kriterini sağlayan komşu alanlar ise birleştirilmektedir (Gonzalez ve Woods 2007).

Alan büyütme yöntemi, bir tohum pikselin seçilmesi ve bu tohuma eşik değeri ile belirlenmiş seviyede benzerlik gösteren komşu piksellerin yinelemeli olarak bir araya gelip bir bölüt oluşturması temeline dayanmaktadır (Gonzalez vd. 2009).

Su seti dönüşümünün suya batırma benzetimine dayalı algoritmik tanımı, Soille ve Vincent (1990) tarafından geliştirilmiştir. Buna göre; yerel minimumlarından delinmiş bir yüzeyin suya batırıldığı düşünülürse, en düşük yükseklikli minimumdan başlayarak su adım adım farklı havzalara dolacaktır. İki farklı havzadan gelen suların birleştiği noktalara barajlar inşa edilirse, bu batırma işleminin sonunda her bir minimum, bu minimumla ilişkili havzayı sınırlayacak şekilde tamamen barajlarla çevrilecektir. Su seviyesi yüzeyin en yüksek tepesine ulaştığı zaman bu işleme son verilecektir. Sonuç olarak, yüzeyi farklı bölgelere ya da havzalara ayıran barajlar, su seti çizgileri ya da sadece su setleri olarak adlandırılır.

1.5.3 Çizge temeline dayanan yöntemler

Bu yöntemler, her düğümün bir piksel veya bölgeye karşılık geldiği ve her ayrıntın bir ölçüte göre ağırlıklandırıldığı çizge yaklaşımına dayanır. Çizge temelli bölütleme tekniklerinin işlemsel yükü fazladır, ayrıca aşırı bölütlemeye sebep olabilmektedir.

1.5.4 Sınıflandırma/kümeleme temeline dayanan yöntemler

Bu görüntü bölütleme yöntemleri; gri seviye benzerliği, desen benzerliği, eğim vb. kriterlere göre teşkil edilebilir. Eğitici-siz ve eğitici-li sınıflandırma yöntemleri şeklinde iki ayrı grupta değerlendirilebilirler. Eğitici-siz sınıflandırmada, önceden sınıflandırılmış bir veri kümesi bulunmamaktadır. Kümeleme yöntemleri bu gruba dâhildir. Eğitici-siz sınıflandırma yöntemleri içerisinde K-Ortalama Kümeleme, Öz Örgütlemeli Harita, Bulanık C-Ortalama Kümeleme yer almaktadır. Eğitici-li sınıflandırma tabanlı görüntü bölütlemeye kullanılan en etkin yöntemlerden biri yapay sinir ağlarıdır. Destek Vektör Makineleri yöntemi de bu grupta yer almaktadır.

1.5.5 Biçimi değişebilen modeller

Tıbbi görüntülerin bölütlenmesinde biçimi değişebilen modellere de sıklıkla başvurulmaktadır. Biçimi değişebilen modellerde, bir alan içerisinde başlangıç eğrisi ya

da yüzeyi tanımlanmakta ve bu eğri ya da yüzey çeşitli enerji değerlerine bağlı olarak değişmektedir. Aktif kontur (yılan) modeli, düzey kümesi, aktif biçim ve aktif görünüş modelleri yaygın olarak kullanılan biçimi değişebilen modellerdir.

Yılan modelinde, belirlenen ayırıtın iç ve dış olmak üzere iki farklı enerjiye sahip olduğu kabul edilmekte ve bu iki enerjinin toplamının minimizasyonu hedeflenmektedir (Kass vd. 1990, Xu vd. 2000). İç enerji, eğrinin düz bir hatta sahip olduğu durumlarda düşük değerlere sahip olmaktadır. Dış enerji ise eğriyi oluşturan noktaların, görüntü üzerinde eşleştiği piksellerdeki eğim değerleri baz alınarak hesaplanmaktadır. Eğim değerlerinin yüksek olduğu nesne ayırıtlarında düşük değerler almaktadır. Bulunan her iki enerjinin toplamı, belirlenmiş bir eşik değerinden yüksek olduğu takdirde iç ve dış enerjilere bağlı olarak eğri şekil değiştirmekte ve enerjiler yeniden hesaplanmaktadır. İç ve dış enerjinin büyüklük yanında yön bilgisi de bulunmaktadır. Yılan modeli başlangıç eğrisinin seçiminin doğruluğuna bağlı olarak sonuç vermektedir. Başlangıç eğrisi hedef nesneden uzakta yer alırsa, yılan modeli eğimin yüksek olduğu yerlere takılmakta ve hedef nesneye ulaşamamaktadır. Yılan modeli ayrıca topolojik yapısını değiştirememekte, dolayısıyla görüntü üzerinde sadece bir nesnenin ayırıtlarını belirleyebilmektedir.

Düzey kümesi kavramı yılan modelinden sonra literatüre sunulmuştur (Osher ve Sethian 1988, Caselles vd. 1993). Yılan modeli ile gerçekleştirilemeyen bölme ve birleştirme gibi topolojik değişiklikleri de ele alabilmektedir. Düzey kümesi, nesnelerin ayırıtlarının daha yüksek boyutlu bir yüzeyin sıfırıncı düzeyine katılması fikrine dayanmaktadır. Düzey kümeleri için literatürde farklı formüller bulunmakla beraber, Li vd. (2005) tarafından daha az parametre içeren ve daha az sayısal hesaplama gerektiren formülasyonla düzey kümesi gelişimi gerçekleştirilmiştir.

Buna göre; üç boyutlu yüzey $\emptyset$, iç enerji terimi $P(\emptyset)$ ve dış enerji terimi $\mathcal{E}_m(\emptyset)$ 'den oluşan bir enerji fonksiyonun minimizasyonu ile gerçekleştirilmektedir. Enerji fonksiyonu $\mathcal{E}(\emptyset)$ aşağıdaki şekilde tanımlanmaktadır:

$$\mathcal{E}(\emptyset) = \mu P(\emptyset) + \mathcal{E}_m(\emptyset) \quad (1.5)$$

İç enerji terimi, düzey kümesi fonksiyonunun, işaretli uzaklık fonksiyonuna olan mesafesine göre değer almaktadır. İşaretli uzaklık fonksiyonunun $|\nabla\phi| = 1$ özelliğini sağlaması gerekmektedir. İç enerji terimi $P(\phi)$ şu şekilde ifade edilmektedir:

$$P(\phi) = \int_{\Omega} \frac{1}{2} (|\nabla\phi| - 1)^2 dx dy \quad (1.6)$$

I görüntüsünde yüksek eğim genliğine sahip olan yerler, bir başka deyişle ayrıtlar için, ayrıt gösterge fonksiyonu aşağıdaki gibidir:

$$g = \frac{1}{1 + |\nabla(G_{\sigma} \otimes I)|^2} \quad (1.7)$$

Eğim hesaplamalarında görüntüdeki gürültülerin etkisini en aza indirmek maksadıyla; görüntü üzerinde Gauss çekirdeği ile bulanıklaştırma işlemi uygulanmaktadır. Burada G_{σ} standart sapması σ olan bir Gauss çekirdeğini, ∇ eğim operatörünü ve $\otimes$ katlama işlemini göstermektedir.

Gauss çekirdeği G_{σ} aşağıdaki gibi ifade edilmektedir:

$$G_{\sigma}(x, y) = e^{\frac{-(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \quad (1.8)$$

Dış enerji, düzey kümesini nesne ayrıtlarına doğru çekmekte, uzunluk ve alan olmak üzere iki terimden oluşmaktadır:

$$\mathcal{E}_{g,\lambda,v} = \lambda L_g(\phi) + v A_g(\phi) \quad (1.9)$$

Burada λ ve v ağırlık parametreleridir. L_g , yüzeyin sıfırıncı düzeyindeki konturunun uzunluğunu, A_g ise bu konturun kapsadığı alanı göstermektedir ve aşağıdaki şekilde tanımlanmışlardır:

$$L_g(\emptyset) = \int_{\Omega} g \delta(\emptyset) |\nabla \emptyset| dx dy \quad (1.10)$$

$$A_g(\emptyset) = \int_{\Omega} g H(-\emptyset) dx dy \quad (1.11)$$

Burada H birim basamak fonksiyonudur. Uzunluk teriminde kullanılan δ (dirac) fonksiyonu aşağıdaki şekilde ifade edilmektedir.

$$\delta_{\alpha}(x) = \begin{cases} 0, & |x| > \alpha \\ \frac{1}{2\alpha} \left(1 + \cos\left(\frac{\pi x}{\alpha}\right)\right), & |x| \leq \alpha \end{cases} \quad (1.12)$$

Sonuç olarak düzey kümesi fonksiyonu $\mathcal{E}(\emptyset)$ aşağıdaki formül minimize edilerek bulunmaktadır:

$$\frac{\partial \emptyset}{\partial t} = \mu \left[\Delta \emptyset - \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \emptyset}{|\nabla \emptyset|} \right) \right] + \lambda \delta(\emptyset) \operatorname{div} \left(g \frac{\nabla \emptyset}{|\nabla \emptyset|} \right) + mg \delta(\emptyset) \quad (1.13)$$

Burada μ , λ ve m ağırlık katsayılarıdır.

Aktif biçim (Cootes vd. 1995) ve aktif görünüş modelleri (Cootes vd. 1998) hedef nesnenin şekil ve görünüş ön bilgisini kullanarak çözüm uzayını kısıtlayan model tabanlı nesne konumlama metotlarıdır. Aktif biçim modeli, önceden bilinen hedef nesneleri, şekil ön bilgisi kullanarak görüntü üzerinde konumlandırmaktadır. Şekiller, daha önceden işaretlenmiş belli konumlardaki noktalardan oluşmaktadır. Bu teknikte, eğitim görüntüleri vasıtasıyla öğrenilen model, bölütlenecek görüntüye karşılaştırılarak görüntü üzerinde hedef nesne aranmaktadır. Aktif görünüş modeli de aktif biçim modeline benzer şekilde işlemektedir. Bu teknikte şekil bilgisinin yanında gri seviye bilgisi de aynı modelde birleştirilmektedir. Bu teknikler, hedef nesne eğitim kümesine benzer bir biçim ve görünüme sahipse nesneyi başarılı bir şekilde bulabilmekte ve çok sayıda eğitim örneği gerektirmektedir.

1.6 Morfolojik İşlemler

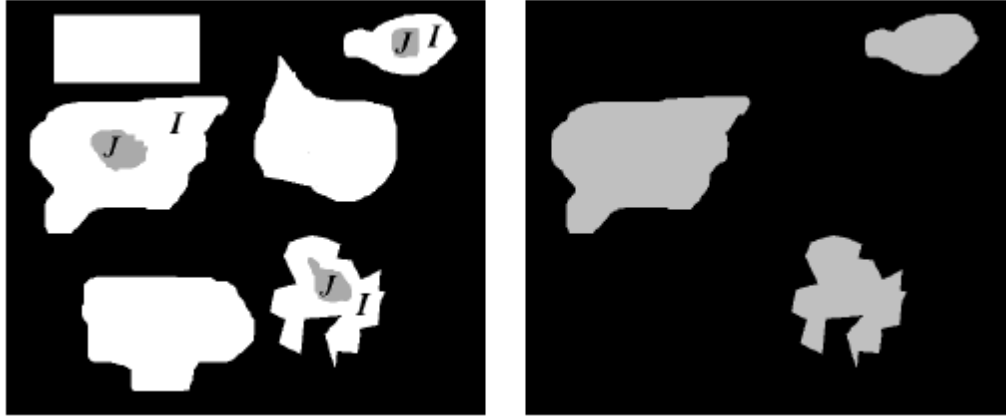
Morfolojik görüntü işleme teknikleri temel küme işlemlerine dayanmaktadır. İkili ve gri seviye görüntüler üzerinde uygulanmaktadır. Görüntü iyileştirme, görüntü bölütleme, ayırıt saptama, gürültü temizleme, şekil analizi, görüntü onarma gibi işlemlerde kullanılmaktadır (Gonzalez vd. 2009). Morfolojik işlemlerde, giriş görüntüsüne bir yapısal eleman uygulanır ve giriş görüntüsüyle aynı boyutta bir çıkış görüntüsü elde edilir. Genişleme ve aşındırma olarak adlandırılan iki temel morfolojik işlem vardır. Kullanılan yapısal elemanın boyutu ve şekline bağlı olarak; genişleme, ikili görüntülerde nesnelerin ayırıtlarına pikseller eklemekte ve nesneleri büyütme; aşındırma, nesnelerin ayırıtlarındaki pikselleri kaldırmakta ve nesneleri küçültmektedir. Açma ve kapama olarak adlandırılan diğer iki morfolojik işlem, bu iki temel morfolojik işlemten türetilmiştir (Htun ve Aye 2008).

Genişleme işleminde yapısal eleman görüntü üzerinde dolaştırılmaktadır. Görüntü üzerinde yapısal elemanın merkezi ile örtüşen piksele, yapısal elemanın 1 değerine sahip piksellerinin altında kalan görüntü piksellerinin değerlerinden maksimum olanı atanmaktadır. İkili görüntülerde bu maksimum değer 1 olurken, gri seviye görüntülerde en yüksek gri seviye değeri olacaktır. Genişleme işlemi $\oplus$ sembolü ile gösterilmektedir.

Aşındırma işleminde de genişleme işleminde olduğu gibi, yapısal eleman görüntü üzerinde dolaştırılmaktadır. Görüntü üzerinde yapısal elemanın merkezi ile örtüşen piksele, yapısal elemanın 1 değerine sahip piksellerinin altında kalan görüntü piksellerinin değerlerinden minimum olanı atanmaktadır. İkili görüntülerde bu minimum değer 0 olurken, gri seviye görüntülerde en düşük gri seviye değeri olacaktır. Aşındırma işlemi $\ominus$ sembolü ile gösterilmektedir.

Açma işlemi, aşındırma işleminin sonrasında aynı yapısal elemanla genişleme işlemi; kapama işlemi ise açmanın tersi olarak, genişleme işleminin sonrasında aynı yapısal elemanla aşındırma işlemi olarak tanımlanmaktadır (Gonzalez vd. 2009). Açma ve kapama işlemleri sırasıyla $\circ$ ve $\bullet$ sembolü ile gösterilmektedir.

Morfolojik geri çatma işlemi (Şekil 1.7); görüntüdeki nesnelerin (I) küçük parçalarını (J), bir başka deyişle tohumlarını içeren ikinci bir görüntünün, görüntüdeki nesneler elde edilene kadar tekrarlanacak şekilde genişleme işlemine tabi tutulması olarak tanımlanmaktadır. Morfolojik genişleme işlemi temel almakla birlikte, genişleme işleminde olduğu gibi bir görüntü ve bir yapısal eleman yerine iki görüntü ve bir yapısal eleman kullanılmaktadır (Gonzalez vd. 2009).



Şekil 1.7 Morfolojik geri çatma işlemi (Banik vd. 2009)

1.7 Bağlı Bileşenlerin Etiketlenmesi

Bağlı bileşenlerin etiketlenmesi, bir görüntünün taranarak piksellerin bağlılıklarına göre gruplandırılması olarak tanımlanabilir (Dillencourt vd. 1992). İkili bir görüntü üzerinde, 1 değerine sahip olan piksellerin oluşturmuş olduğu birbirinden bağımsız grupların her biri bağlı bileşendir. Bu bağlı bileşenlerden her birine farklı bir gri seviye değeri ya da renk atanması ile bağlı bileşenler etiketlenmekte ve bağlı bileşenleri oluşturan piksellerin koordinatları kaydedilmektedir.

1.8 Boşluk Doldurma İşlemi

Görüntüdeki bir boşluk, bir nesneye ait pikseller tarafından tamamen çevrelenmiş arka plan alanları olarak tanımlanabilir. İkili görüntülerde 1 değerine sahip piksellerin oluşturduğu bağlı bileşenlerin içerisinde kalmış 0 değerli pikseller, boşlukları teşkil

etmektedir. Boşluk içeren nesnelerde, 1 değerine sahip piksellerin, nesnenin dış ayrıtlarını değiştirmeden yayılması ve nesne içerisinde 0 değerine sahip piksellere 1 değerinin atanması sonucunda boşluklar doldurulmaktadır (Soille 2003).

1.9 Kesirsel Mertebe Türevler

Ayrıt saptama tabanlı bölütleme tekniklerinde, birinci ve ikinci dereceden tamsayı mertebe türevler kullanılmaktadır. Mathieu vd. (2003) tamsayı mertebe türevlerin yerine kesirsel mertebe türevlerin kullanımının, görüntülerde normalde tespit edilemeyen ince ayrıtların saptanmasını ve ayrıt saptama tekniklerinin görüntülerdeki gürültülere karşı daha dayanıklı olmasını sağladığını göstermiştir. Grünwald-Letnikov, Riemann-Liouville ve Caputo kesirsel mertebe türevleri literatürde yer alan kesirsel türev tanımlarıdır (Arısoy 2012). Grünwald-Letnikov tanımına, nümerik hesaplamalar için sıklıkla başvurulmaktadır (Pu vd. 2008b). Bu tanıma göre $f(x,y)$ görüntüsünün v . mertebeden eğimi aşağıda yer alan kesirsel mertebe türev denklemleri ile hesaplanmaktadır ve v , $[0-1]$ aralığında değer almaktadır (Pu vd. 2008b):

$$\begin{aligned} \frac{\partial^v f(x,y)}{\partial x^v} = & f(x,y) + (-v)f(x-1,y) + \frac{(-v)(-v+1)}{2}f(x-2,y) \\ & + \frac{(-v)(-v+1)(-v+2)}{6}f(x-3,y) + \dots \\ & + (-1)^n \frac{\Gamma(v+1)}{n! \Gamma(v-n+1)} f(x-n,y) \end{aligned} \quad (1.14)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial^v f(x,y)}{\partial y^v} = & f(x,y) + (-v)f(x,y-1) + \frac{(-v)(-v+1)}{2}f(x,y-2) \\ & + \frac{(-v)(-v+1)(-v+2)}{6}f(x,y-3) + \dots \\ & + (-1)^n \frac{\Gamma(v+1)}{n! \Gamma(v-n+1)} f(x,y-n) \end{aligned} \quad (1.15)$$

n eğimi hesaplanacak pikselin komşuluk sayısını göstermekte ve Γ (gama) fonksiyonu:

$$\Gamma(k) = (k-1)\Gamma(k-1) \quad (1.16)$$

şeklinde tanımlanmaktadır.

1.10 Hessian Matrisi ile Nesne Şekil Bilgisinin Çıkarılması

Hessian matrisinin öz değerleri ile görüntülerdeki nesnelerin yapıları (şekilleri) hakkında bilgi edinilebilmektedir. Hessian matrisi ikinci dereceden türevlerin oluşturduğu karesel bir matristir. $f(x,y)$ görüntüsü için Hessian matrisi H aşağıda belirtildiği şekilde tanımlanmaktadır (Li vd. 2004):

$$H = \begin{pmatrix} \frac{\partial^2 f(x,y)}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 f(x,y)}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 f(x,y)}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 f(x,y)}{\partial y^2} \end{pmatrix} \quad (1.17)$$

Öz vektörler (x) ve öz değerler (λ), bir kare matrise (H) ait karakteristik vektörler ve değerler olarak tanımlanmaktadır ve aşağıda belirtilen koşulu sağlamaktadır:

$$Hx = \lambda x \quad (1.18)$$

Bir görüntüde yer alan her bir piksel için (1.17) numaralı bağıntıya göre Hessian matrisi oluşturulmakta, Hessian matrisinden (1.18) numaralı bağıntıda belirtildiği üzere λ_1 ve λ_2 öz değerleri hesaplanmaktadır. Bu işlemlerin sonucunda, piksellerin ait olduğu nesnelerin yapısına ilişkin bilgiler, $|\lambda_1| \geq |\lambda_2|$ için, aşağıda belirtildiği şekilde elde edilmektedir (Frangi vd. 1998, Li vd. 2004):

$$\begin{aligned} \text{koyu arka planda parlak disk: } \lambda_1 &\ll 0, \lambda_2 \ll 0 \\ \text{koyu arka planda parlak boru: } \lambda_1 &\ll 0, \lambda_2 \cong 0 \\ \text{parlak arka planda koyu disk: } \lambda_1 &\gg 0, \lambda_2 \gg 0 \\ \text{parlak arka planda koyu boru: } \lambda_1 &\gg 0, \lambda_2 \cong 0 \end{aligned} \quad (1.19)$$

Bu noktada, $|\lambda_2|/|\lambda_1|$ oranının disk şeklinde bir nesneye ait pikseller için 1 değerine, boru şeklinde bir nesneye ait pikseller için 0 değerine ve elips şeklinde bir yapıya ait pikseller için $[0-1]$ aralığında değerlere sahip olması beklenmektedir (Li vd. 2004).

1.11 Üç Boyutlu Gösterim

BT görüntüleri genellikle iki boyutlu olarak görüntülenmektedir. İki boyutlu görüntüler genel olarak tanı için yeterli olsalar da, organların ve anormal oluşumların üç boyutlu anatomik yapıları hakkında yeterli seviyede fikir verememektedir. Bu kapsamda nesnelerin yüzey etkileşimleriyle modellenmesi ve nesnelerin iç özelliklerinin modellenmesine dayanan ve sırasıyla yüzey ve hacim kaplama teknikleri olarak adlandırılan yöntemlerle üç boyutlu gösterim gerçekleştirilebilmektedir (Doğan ve Altan 2003).

Yüzey kaplama tekniğinde öncelikle üç boyutlu gösterimi yapılacak nesne bölütlenmekte, sonrasında seçilecek eş yüzey değeri kullanılarak eş yüzeyler ve eş yüzeylerden de eş yüzey noktaları elde edilmektedir. Elde edilen eş yüzey noktaları poligonal yapılarla birbirine bağlanarak yüzey modeli oluşturulmaktadır.

Hacim kaplama tekniği görüntü sıralama ve nesne sıralama olmak üzere iki farklı yaklaşımla gerçekleştirilmektedir. Görüntü sıralama yaklaşımında hacimsel veriye belirli bir noktadan ışın gönderildiği varsayılarak her vokselden geçen ışınlar hacim boyunca izlenmekte ve izdüşüm noktalarında voksellerin değerleri hesaplanmaktadır. Nesne sıralama yaklaşımında ise, arkadan öne ya da önden arkaya doğru hareket edilerek hacimsel verilere ait vokseller işlenmektedir.

1.12 Tezin Amacı ve Kapsamı

BT teknolojisindeki gelişmeler sonucunda; günümüzde modern bir BT tarayıcısı kısa bir zaman diliminde insan vücudunun geniş bir bölgesini kapsayan çok kesitli taramalar gerçekleştirebilmektedir. Bu sayede, insan vücudunun farklı bölgelerinin yüksek çözünürlüklü görüntüleri elde edilebilmektedir. Elde edilen yüksek çözünürlüklü BT görüntülerinden faydalanılarak, insan vücudundaki anatomik yapıların ve anormal oluşumların tespiti gerçekleştirilebilmektedir. Ancak her hasta için çok kesitli BT görüntülerini incelemek, yorumlamak ve tedavi planlamak çok fazla zaman almaktadır.

Bu nedenle günümüzde bilgisayar destekli teşhis önem kazanmıştır. BT taramaları temel olarak teşhis maksatlı kullanılmasına rağmen, radyasyon tedavi planlamalarında da kullanılmaktadır.

Radyasyon tedavi planlamalarının doğru olarak gerçekleştirilebilmesi için sağlıklı olan ve olmayan dokuların doğru olarak ayırt edilebilmesi gerekmektedir. Bu sebeple; BT görüntülerinden tespit edilen anatomik yapıların ve anormal oluşumların yerleşimlerinin ve sınırlarının kesinliği büyük önem arz etmektedir.

Bu tez çalışmasında;

- Anatomik yapıların ve anormal oluşumların tespitini, mevcut tekniklere kıyasla daha yüksek doğruluk oranı ve/veya daha düşük işlem zamanı ile tam otomatik olarak gerçekleştirebilecek bir metodolojinin elde edilmesi,
- Anılan metodolojinin insan vücudunun farklı bölgeleri için en uygun tekniği otomatik olarak seçebilmesi (adaptif olması),
- Farklı bölgelerdeki farklı anatomik yapılar ve anormal oluşumlar için aynı şekilde iyi sonuçların elde edilmesi hedeflenmiştir.

Çalışma kapsamında göğüs ve karın bölgesine ilişkin hastalıkları bulunan farklı hastaların BT taramaları veri seti olarak kullanılmış, göğüs bölgesinde akciğerler, trake/ana bronşlar, omurga kanalı ve akciğer kanserli alanlar; karın bölgesinde ise karaciğer, böbrekler, omurga kanalı ve karaciğer metastazları bölütlenmiştir.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Göğüs Bölgesinin Bölütlenmesine Yönelik Mevcut Çalışmalar

Akciğerlerin, trake/ana bronşların ve omurga kanalının bölütlenmesi akciğer kanseri radyoterapi planlamalarında anahtar rol oynamaktadır. Bu kapsamda bu alt bölümde; BT görüntülerinden akciğerleri, trake/ana bronşları, omurga kanalını ve akciğerlerdeki anormal yapıları otomatik olarak bölütlemeye ilişkin mevcut çalışmalar hakkında bilgi verilmektedir.

Çoğu akciğer bölütleme algoritması (Hu vd. 2001, Leader vd. 2003, Armato ve Sensakovic 2004); yoğunluk değerlerine dayanan eşikleme ve sonrasında bağlılık analizi, sol ve sağ akciğerin ayrılması için son işleme, bölütlenen akciğerlerden hariç tutulmuş olan ve akciğer sınırlarına temas eden damarlar ve nodüller gibi yüksek yoğunluklu yapıların da bölütlenen akciğerlere dâhil edilmesi için kapama işlemlerini kullanmaktadır. Akciğer sınırlarına temas eden damarlar ve nodüller, akciğerlerin içerisinde yer almalarına karşın, kapama işleminin yeterli olmadığı durumlarda bölütlenmiş akciğerlerden yanlışlıkla hariç tutulabilmektedir. Bu eksik bölütleme problemini çözebilmek adına, literatürde bazı yaklaşımlar önerilmiştir (Ko ve Betke 2001, van Ginneken vd. 2002, Sluimer vd. 2005, Pu vd. 2008a, Yim ve Hong 2008, Prasad vd. 2008, Wang vd. 2009, Kakar ve Olsen 2009, van Rikxoort vd. 2009, de Nunzio vd. 2011, Sun vd. 2012).

Sluimer vd. (2005) ciddi akciğer patolojilerine uygulanabilir olan çakıştırma ile bölütleme yöntemini önermiştir. Bu yöntemin en önemli dezavantajı, işlem yükünün fazla, çalışma zamanının uzun olmasıdır. Van Rikxoort vd. (2009), hata tespit adımı ekleyerek bu yöntemi geliştirmiştir.

Yim ve Hong (2008), bölütlenmiş akciğerlerin sınırlarının düzeltilmesi için eğim tabanlı bir metot önermiştir. Arka planın eliminasyonu ve göğüse ait alanın çıkarılması için her bir BT kesitinde -413 ve -386 HU aralığında bir eşik değeri seçilerek iki boyutlu alan

büyütme işlemi uygulanmıştır. Elde edilen sonuç görüntülerinin tersinin alınması ve sonrasında üç boyutlu bağlı bileşenlerin etiketlenmesi ile trake/ana bronşlar ve akciğerler elde edilmiştir. Trake/ana bronşların çıkarılması maksadıyla, karina olarak adlandırılan çatallanma noktasını temel alarak deneysel olarak belirlenmiş farklı eşik değerleri ile üç boyutlu alan büyütme işlemi uygulanmıştır. Çatallanma noktası, büyütülen alanda, 26 komşulukla üç boyutlu bağlı bileşenlerin etiketlenmesi sonucunda, bileşenlerin sayısının iki olduğu yer olarak belirlenmiştir. Trake ve bronşların eliminasyonu sonucunda akciğerler elde edilmiştir. Akciğer sınırlarına temas eden nodül ve damarların da akciğerlere dahil edilmesi maksadıyla satır tarama işlemine dayanan bir iyileştirme yöntemi uygulanmıştır. Bu amaçla her bir kesitte akciğer konturları, denemeler sonucunda üç piksel olarak belirlenmiş sabit aralıklarla yatay eksende taranarak, tarama satırları ve akciğer konturlarının kesiştiği noktalar bulunmuştur. Her bir tarama satırındaki ilk ve son kesişim noktaları arasındaki eğim hesaplanmıştır. Aralarındaki eğim yüksek olan ilk ve son kesişim noktaları ile ara bölgelerde yer alan tüm kesişim noktaları, öznitelik noktaları olarak seçilmiştir. Aralarındaki uzaklık 3-30 piksel arasında olan öznitelik noktaları doğrusal enterpolasyon ile birleştirilmiş, birleştirilmiş noktalar arasında kalan alan akciğer olarak işaretlenmiştir.

Prasad vd. (2008) akciğer hastalıklarının var olduğu durumlar için kaburga kemiğinin eğimini esas alan bir yöntem önermiştir. Bu yöntem, tümör gibi yüksek yoğunluklu patolojilerin olması durumunda başarısız olabilmektedir.

Wang vd. (2009) interstisyel akciğer hastalıklı akciğerlerin tam olarak bölütlenmesi için desen analizine dayanan bir yöntem önermiştir. -900 HU'dan küçük yoğunluk değerlerine sahip pikseller hava içeren bileşenler olarak etiketlenmiştir. İlk 30 kesitte üç boyutlu bağlı bileşenlerin etiketlenmesi işlemi sonucunda en büyük hacme sahip bileşeni oluşturan pikseller, trakenin üst bölümünü temsil eden pikseller olarak tespit edilmiştir. Trakenin üst bölümünü temsil eden pikseller tohum noktaları olarak kullanılarak, yukarıdan aşağıya doğru tüm hava kanallarının izi sürülmüştür. Bunun için, her bir kesitteki hava içeren pikseller, bir önceki kesitte hava kanalına ait olduğu tespit edilmiş bir piksele komşuysa hava kanallarına dâhil edilmiştir. Morfolojik açma

ve üç boyutlu bağılı bileşenlerin etiketlenmesi işlemlerinin uygulanmasını müteakip en büyük bileşen, hava kanalları olarak tespit edilmiş ve görüntü setinden çıkarılmıştır. Akciğerleri kabaca bölütlemek için -300 HU değeri ile eşikleme yapılmıştır. Eşikleme sonrasında üç boyutlu bağılı bileşenlerin etiketlenmesi işlemi ile en büyük iki bağılı bileşen akciğer olarak etiketlenmiştir. Bu iki bağılı bileşenden büyük olanı diğerinin on katından daha büyükse, akciğerlerin birbirine temas ettiği, tek bir bileşen olarak bölütlendiği tespit edilmiş ve en büyük bileşen akciğer olarak etiketlenmiştir. Arka plan ve hava kanallarına ait pikseller haricindeki tüm pikseller için, desen özelliklerinin analiz edilebilmesi amacıyla üç boyutlu oluşum matrisi teşkil edilmiştir. Bu maksatla her bir pikselin $15 \times 15 \times 15$ komşuluğundaki pikseller baz alınarak entropi ve ters fark momenti özellikleri hesaplanmıştır. Entropi ve ters fark momenti özellik görüntülerinin çarpımı ile toplam özellik görüntüsü elde edilmiştir. Bu özellik görüntüsü, bölütlenmiş akciğerlere dâhil edilmemiş olan anormal bölgelerin tanımlanması amacıyla, 600 sabit değeri ile eşiklenmiştir. 10 mm'den küçük çaplı, istenmeyen alanların eliminasyonu için iki boyutlu bağılı bileşenlerin etiketlenmesi işlemi uygulanmıştır.

de Nunzio vd. (2011), BT taramalarından akciğerlerin otomatik olarak bölütlenmesi için bir metot önermiştir. Bu metotta, BT kesit görüntülerinin histogramları analiz edilerek akciğer, trake ve bronşların bölütlenmesi için bir eşik değeri belirlenmekte ve sonrasında bu eşik değerini kullanarak orta kesitin sol yarısının merkezinden başlayacak şekilde üç boyutlu alan büyütme işlemi uygulanmaktadır. Hava kanalları, dalga cephesi simülasyon modeline dayanan üç boyutlu alan büyütme işlemi ile elde edilmektedir. Bu teknik, büyütülen alana dâhil edilen her bir voksele bir etiket değeri atamaktadır. Bu etiket değeri, vokselin, trakenin merkezi olan tohum noktasına olan dama tahtası uzaklığına eşittir. Hava kanallarının tespiti ve sonrasında elimine edilmesi ile elde edilen sonuç hacmi, sadece akciğerleri içermektedir. Ön ve arka kesişim alanlarında sol ve sağ akciğerlerin birleştiği tespit edilirse, akciğerler birbirinden ayrılana kadar iteratif olarak azaltılan eşik değerleri ile üç boyutlu alan büyütme işlemi uygulanmaktadır. Sol ve sağ akciğerler, iki ayrı üç boyutlu alan büyütme işlemi ile elde edilmektedir. Akciğer sınırlarına temas eden nodüllerin akciğerlere dâhil edilmesi ve damarlardan kaynaklanan iç bükeyliklerin düzeltilmesi için, 30 mm çapında küre şeklindeki bir

yapısal eleman ile üç boyutlu morfolojik kapama işlemi sol ve sağ akciğerlere ayrı ayrı uygulanmaktadır.

Akciğerlerin bölütlenmesinde aktif biçim modelleri (van Ginneken vd. 2002, Sun vd. 2012) de kullanılmaktadır, ancak bu modeller oldukça geniş eğitim setlerine ihtiyaç duymaktadır. Bunun yanında, model tarafından tanımlanamayan bir akciğer biçimine rastlandığında, bu akciğer biçiminin de eğitim setine eklenmesi gerekmektedir (Sun vd. 2012).

Akciğerlerdeki anormal yapıların BT görüntülerini kullanarak otomatik olarak tespiti için literatürde yer alan çalışmaların büyük çoğunluğu, çapları 2 mm ve 30 mm arasında değişen nodüllerin tespitine odaklanmıştır.

Lee vd. (2001) akciğer nodüllerinin tespiti için genetik algoritma ve şablon karşılaştırmaya dayanan bir yöntem önermiştir. Yanlış pozitif nodüllerin sayısını azaltmak maksadıyla, nodüllerin özelliklerine dayanan kurallar tanımlamıştır.

Suzuki vd. (2003) akciğer nodüllerini, BT görüntülerinin bölütlenmesini gerektirmeyen ve yapay sinir ağlarına dayanan patern tanıma yöntemi ile tespit etmiştir.

Murphy vd. (2007) akciğerleri alan büyütme ve morfolojik işlemler vasıtasıyla bölütlemiş, geometrik süzgeçler ve k-en yakın komşu sınıflandırma metodu ile bölütlenen akciğerlerdeki aday nodülleri tanımlamıştır.

Ye vd. (2009) bulanık eşikleme, özellik haritaları, adaptif eşikleme ve Destek Vektör Makineleri ile kural tabanlı sınıflandırma teknikleri ile akciğerlerin bölütlenmesi, akciğer nodüllerinin tespit edilmesi ve yanlış pozitif nodüllerin eliminasyonu işlemlerini gerçekleştirmiştir.

Messay vd. (2010) akciğer nodüllerinin tespiti için eşikleme, morfolojik işlemler ve Fisher Doğrusal Ayırtaç tekniklerini kullanan bir bilgisayar destekli teşhis sistemi önermiştir.

Gomatrhi ve Thangara (2010) görüntü işleme, Bulanık C-Ortalama Kümeleme ve sınıflandırma teknikleriyle akciğer nodüllerini tespit etmiştir.

Gavrielides vd. (2010) adaptif süzgeçlere dayanan bir teknik; Diciotti vd. (2010) Laplas-Gauss yöntemi ile nodüllerin boyutlarının tahminini gerçekleştirmiştir.

Kumar vd. (2011) Biortogonal Dalgacık Dönüşümü ve alan büyütme tekniklerine dayanan bilgisayar destekli teşhis sistemi ile akciğer nodüllerini tespit etmiş ve nodülleri kötücül/iyicil şeklinde sınıflandırmıştır.

Shao vd. (2012) Wiener süzgeci, morfolojik işlemler ve eşikleme ile aday nodülleri tespit etmiş, Destek Vektör Makineleri ile yanlış pozitif nodülleri elimine etmiştir.

Teramoto ve Fujita (2013) silindirik süzgeçler ve Destek Vektör Makineleri ile yanlış pozitif nodülleri elimine eden nodül tespit sistemi geliştirmiştir.

Nodül tespiti maksatlı bu yöntemler, akciğer kanserinin geniş alana yayılmış olduğu durumlarda yetersiz kalmaktadır. Nodüllere oranla daha büyük olan bu tümörler ayrıca, şekil, yoğunluk, desen özellikleri açısından farklılıklar göstermektedir (Tan vd. 2013).

Akciğerlerde geniş kanserli alanların otomatik olarak bölütlenmesi maksadıyla Zhou vd. (2008a) öncelikle aktif biçim modelleri ile akciğerleri bölütlemiş, gözetimli öğrenme ve sonrasında üç boyutlu desen olasılık haritalarının analizi yöntemlerine başvurmuştur. Bu kapsamda öncelikle üç boyutlu silindirik süzgeç vasıtasıyla, kanserli dokularla benzer BT numaralarına sahip olan damarların gri seviye değerleri minimum olacak şekilde değiştirilerek bastırılmış ve eşikleme işlemi ile yüksek yoğunluklu aday kanserli alanlar tespit edilmiştir. Bu noktada eşik değeri, görüntü histogramının analizi ile elde

edilmiştir. Tespit edilen aday kanserli alanlar, önceden derlenmiş hacimsel örnekler kullanılarak gözetimli öğrenme metodu ile sınıflandırılmıştır. Kanser olarak sınıflandırılan adayları içeren ilgi alanları belirlenmiş, bu ilgi alanları içerisindeki vokseller, üç boyutlu desen özelliklerinden çıkarılan olasılık haritalarının analizi ile bölütlenmiştir. Otomatik bölütleme sonuçlarının, 16 adet kanserli alan için, bir uzman tarafından elde edilen bölütleme sonuçları ile hacimsel olarak ortalama % 90,9 oranında örtüştüğü tespit edilmiştir.

Tan vd. (2013) işaretçi kontrollü su seti, aktif kontur ve Markov Rasgele Alan tekniklerinin kullanıldığı yarı otomatik bir yöntemle akciğer nodüllerini ve geniş kanserli alanları bölütlemiştir. Bu yöntemde su seti tekniği ile bölütleme yapılmakta, sonrasında aktif kontur ve Markov Rasgele Alan teknikleri ile bölütlenen yapılar düzeltilmektedir. Ayrıca, başlangıçta kullanıcının, bir BT kesiti üzerinde nodül ya da geniş kanserli alanı tam olarak çevreleyen bir ilgi alanı belirlemesi gerekmektedir. Toplam 55 adet nodül ve geniş kanserli alanı içeren BT görüntülerinde bu yöntemle elde edilen sonuçların, bir uzman tarafından elde edilen bölütleme sonuçları ile hacimsel olarak ortalama % 69 oranında örtüştüğü tespit edilmiştir.

Hava kanalları ağaç yapısının bölütlenmesi, akciğer bölütleme sonuçlarının düzeltilmesi açısından büyük öneme sahiptir. Hava kanalı bölütleme metotlarının çoğu, yoğunluk değerlerine bağlı olarak uygulanan eşikleme ve alan büyütme işlemlerine dayanmaktadır (Sonka vd. 1996, Kiraly vd. 2002, Aykac vd. 2003, Fetita vd. 2004). Diğer metotlar ise şablon karşılaştırma (Mayer vd. 2004), bulanık bağlılık (Tschirren vd. 2005) ve patern tanımayla (Ochs vd. 2007) dayanmaktadır.

Omurga kanalı ve omuriliğin bölütlenmesine ilişkin metotlar, bilgi tabanlı yaklaşımı (Archip vd. 2002), atlas tabanlı yaklaşımı (D'Haese vd. 2004) çok seviyeli eşikleme ve morfolojik görüntü işlemeyi (Banik vd. 2010) içermektedir. Bu metotların çoğu, öncelikle omurganın bölütlenmesini temel almaktadır.

Banik vd. (2010) çocuk hastalarda kaburga kemiğinin, omurganın ve omurga kanalının otomatik olarak tanımlanmasına ilişkin bir çalışma yapmıştır. Omurga kanalının

bölütlenmesi için Hough dönüşümünü ve bulanık üyelik değerleri ile morfolojik geri çatma işlemini uygulamıştır. Hough dönüşümü her bir kesitte, yarıçapı 6-10 mm aralığında değişen daireler arasında, en iyi örtüşen dairenin merkezini bulmak amacıyla, omurganın ikili görüntüsüne ait ayırıt haritasını içeren parça üzerine uygulanmıştır. En uygun dairenin yarıçapı ve merkezini bulmak amacıyla kemik iliğine ait yoğunluk değerleri kullanılmıştır. Eğer bir kesitte en iyi örtüşen dairenin merkez noktasına ait yoğunluk değeri önceden belirlenmiş bir aralıkta değilse, ilgili daire reddedilmiş ve sıradaki en büyük daire incelenmiştir. Bu süreç, uygun bir daire merkezi saptanana kadar sürdürülmüştür. Saptanan daire merkezleri, 26 komşuluklu geri çatma işleminde tohum noktaları olarak kullanılmıştır. Geri çatma işleminde bulanık üyelik değerleri Gauss fonksiyonu ile belirlenmiş, kullanılan ortalama yoğunluk ve standart sapma değerleri her bir tohumun 21×21 komşuluğundaki alan içerisinde hesaplanmıştır. Tanımlanmış bu komşuluk alanında yer alan ve yoğunluk değeri 23±15 HU aralığında olmayan noktalar, bu parametre hesaplama sürecine dâhil edilmemiştir. Sonrasında, geri çatılan alan 0,80 değeri ile eşiklenmiş ve konveks zarf ile kapama işlemi uygulanmıştır. Elde edilen sonuç görüntüsü, 2 mm yarıçapında ve 10 mm yüksekliğinde boru şeklindeki üç boyutlu yapısal eleman ile morfolojik olarak kapatılmıştır.

Haas vd. (2008) göğüs ve pelvis bölgesine ait BT kesitlerinin radyasyon tedavi planlamalarına yönelik otomatik olarak bölütlenmesi amacıyla ön bölütleme, anatomik konumlandırma ve yapı bölütleme işlemlerini içeren bir yaklaşım önermiştir. Ön bölütlemede hastaya ait alan, kemikler ve akciğer dokusu tespit edilmektedir. Anatomik konumlandırmada hastanın pozisyonu, yönü, cinsiyetine göre kesit pozisyonları referans bir skalaya eşleştirilmektedir. Yapı bölütlemede ise, standart görüntü işleme teknikleri ve anatomik bilgiler kullanılarak konumlandırma, ayırıt saptama ve iyileştirme işlemleri gerçekleştirilmektedir.

2.2 Karın Bölgesinin Bölütlenmesine Yönelik Mevcut Çalışmalar

Bu alt bölümde, tez çalışmasının amaç ve kapsamına yönelik olarak, BT görüntülerinden karaciğeri, karaciğer metastazlarını ve böbrekleri otomatik olarak bölütlenmeye ilişkin mevcut çalışmalar özetlenmiştir.

BT görüntülerinden karaciğerin bölütlenmesi, karaciğerin kendini çevreleyen diğer organlara yakın gri seviye değerlerine sahip olması ve aynı hastaya ait bir BT görüntüsünde dahi farklı gri seviye dağılımları gösterebilmesi sebebiyle oldukça zor bir işlemdir (Campadelli vd. 2009).

Tsai ve Tanahashi (1994), Koss vd. (1999) ve Lee vd. (2003) yapay sinir ağları vasıtasıyla eğitici öğrenme metodunu kullanarak karaciğerin gri seviye dağılımını tahmin eden yaklaşımlar önermiştir.

Pan ve Dawant (2001) karaciğerin ve etrafındaki diğer yapıların konum bilgilerinden faydalanan düzey kümesi yöntemi ile BT görüntülerinden karaciğeri bölütlemiştir. Shimizu vd. (2005, 2006) ve Foruzan vd. (2006) ise düzey kümesi yöntemini, bölütlenmiş karaciğerin ayrıtlarını düzeltmek amacıyla kullanmıştır.

Liu vd. (2005), görüntü histogramının analizinden karaciğer için iki eşik değeri belirlemiş, eşikleme işlemini müteakip morfolojik işlemler vasıtasıyla karaciğere temas eden diğer yapıları elimine etmiştir. Canny ayrit saptama operatörü ile karaciğerin ayrıtları elde edilmiştir. Elde edilen ayrit bilgisini kullanan yılan algoritmasının uygulanması ile karaciğerin ayrıtları düzeltilmiştir. Son adımda, kullanıcının belirlediği bir kesitte bölütlenmiş olan karaciğerin ayrıtları kullanılarak diğer kesitlerdeki bölütleme sonuçları iyileştirilmiştir.

Seo ve Park (2005), histogram analizi, eşikleme ve morfolojik operatörleri kullanarak kontrastlı BT görüntülerinden karaciğer bölütlemesini gerçekleştirmiştir.

Lim vd. (2006), elle yapılan konturlamalar sonucunda bölütlenmiş karaciğerlerin gri seviye değerleri ve konum bilgisini kullanarak karaciğeri bölütlemiş, K-Ortalama Kümeleme algoritması ve morfolojik operatörler ile karaciğere temas eden diğer yapıları elimine etmiş ve yılan algoritması ile karaciğerin sınırlarını düzeltmiştir.

Pil vd. (2006), karaciğerin gri seviye dağılımı ile bir ilgi bölgesi belirlemiş, bu bölgede su seti dönüşümünü uygulamış ve karaciğere ait anatomik bilgilerden faydalanarak nihai bölütlemeyi gerçekleştirmiştir.

Ruskó vd. (2007), karaciğerin yoğunluk değerlerinin dağılımının tahmini maksadıyla BT setindeki kesitlerin histogramlarını analiz etmiş, histogram analizinden elde edilen minimum ve maksimum yoğunluk değerlerini kullanarak kesit görüntüleri eşiklemiş ve eşikleme sonucunda elde ikili görüntülerin oluşturduğu üç boyutlu görüntüde aşındırma işlemini uygulamıştır. Aşındırma işlemi ile elde edilen bölütü oluşturan voksellerin orijinal yoğunluk değerlerinin oluşturduğu aralığı tespit edilmiş, bu aralık temel alınarak alan büyütme işlemi uygulanmıştır.

Susomboon vd. (2007) kümeleme, voksel sınıflandırma, beklenti maksimizasyonu algoritması ve alan büyütme işlemleri vasıtasıyla BT görüntülerinden karaciğeri bölütlemiştir. Beklenti maksimizasyonu algoritması ile eğitim görüntülerinden hava, yağ, yumuşak doku ve kemik yoğunluk değerleri tanımlanmış ve bu değerler kullanılarak kesit görüntüler doku ve doku olmayan yapılar şeklinde ayrıştırılmıştır. Yumuşak doku bölütleri için desen özellikleri çıkarılmış ve desen özelliklerine göre yapılan sınıflandırma ile karaciğer dokusu olma ihtimali en yüksek yapılar tespit edilmiştir. Bu yapıların kesit görüntülerde tohum olarak kullanıldığı alan büyütme işlemi uygulanmıştır.

Chi vd. (2007) test görüntülerinden farklı yapıları bölütlemek maksadıyla kurallar kümesi tanımlamıştır. Bu kurallar kümesi, yoğunluk dağılımı, komşuluk ilişkisi ve geometrik özellik bilgilerini içermektedir. Bölütleme sırası arka plan, akciğerler, yağ ve kas tabakası, kemikler, aort, omurga, kalp ve karaciğer olarak belirlenmiştir. Bölütlemenin her bir adımında, önceki adımlarda bölütlenmiş olan yapılardan istifade edilmiştir. Kalbin bölütlenmesinden sonra, kalbin altındaki ve görüntünün sağ bölümündeki alanda eşikleme uygulanarak karaciğer için tohum noktaları belirlenmiş ve tohum noktalarından başlanarak alan büyütme işlemi uygulanmıştır.

Campadelli vd. (2009), gri seviye dağılımları ve anatomik bilgilerden faydalanarak standart görüntü işleme teknikleri vasıtasıyla kalbi ve karaciğeri bölütlemiştir.

Foruzan vd. (2009), karaciğer bölütlemesi için 4 adımdan oluşan bir yöntem önermiştir. İlk adımda karaciğerin geniş bir alana yayıldığı bir kesit seçilerek bu kesitte karaciğerin gri seviye dağılımı hesaplanmıştır. İkinci adımda kaburga kemiği ve kalpten faydalanılarak bir ilgi bölgesi tanımlanmış, sonrasında eşikleme uygulanmış ve son adımda eşikleme sonucundan anatomik bilgi yardımıyla karaciğer elde edilmiştir.

Bu metotlar dışında aktif biçim modellerine (Lamecker vd. 2004, Kainmüller vd. 2007, Saddi vd. 2007) dayanan karaciğer bölütleme metotları da yer almaktadır.

Lamecker vd. (2004) biçim modelinin bölütlenecek görüntülere eşleştirilmesi amacıyla karaciğer ve karaciğerin etrafındaki dokuların gri seviye değerlerine dayanan bir model kullanmıştır. Bu çalışmada modelin oluşturulması işlemi yarı otomatik olarak gerçekleştirilmektedir. Kullanıcının eğitim setinde karaciğer üzerinde noktalar işaretlemesi gerekmektedir.

Kainmüller vd. (2007) karaciğer ayrıtları ve etrafındaki anatomik yapıların gri seviye dağılımlarına göre modelin görüntü ile eşleşmesini gerçekleştirmiştir.

Saddi vd. (2007), öncelikle aktif biçim modeli ile karaciğerin genel şekil ve konum bilgisini tahmin etmiş, sonrasında şablon karşılaştırma işlemi ile eğitim setinde yer almayan yerel bozulmaları düzeltmiştir. Bu işlemlerin başlangıcında kullanıcının, görüntü üzerinde karaciğer içerisinde yer alan bir nokta işaretlemesi gerekmektedir.

Karaciğer ve karaciğer metastazlarını eş zamanlı olarak bölütleyen metotlar genellikle kullanıcı etkileşimine ihtiyaç duyan yarı otomatik metotlardır (Peterhans vd. 2011). Stawiaski vd. (2008) çizge kesme ve su seti teknikleri, Moltz vd. (2008) eşikleme ve morfolojik işlemler, Zhou vd. (2008b) voksel sınıflandırma ve yayınlı öğrenme, Smeets vd. (2008) bulanık piksel sınıflandırma temelli düzey kümesi, Schmidt vd.

(2008) ile Shimizu vd. (2008) makine öğrenme ve sınıflandırma teknikleri ile karaciğer metastazlarını bölütlemiştir.

Soler vd. (2001) eşikleme, morfolojik işlemler, uzaklık haritaları; Massoptier ve Casciaro (2008) aktif biçim modeli, yılan ve beklenti maksimizasyonu algoritmalarının kombinasyonu ile karaciğer ve karaciğer metastazlarını tam otomatik olarak bölütlemiştir. Linguraru vd. (2012) çizge kesme yöntemi ile karaciğer metastazlarını otomatik olarak bölütlemiş, özellik seçimi ve Destek Vektör Makineleri ile yanlış pozitif metastaz tespitlerinin sayısını azaltmıştır.

BT görüntülerinden karın bölgesinin bölütlenmesine ilişkin çalışmalar, karaciğer ve karaciğer metastazlarına yoğunlaşmıştır ve böbreklerin bölütlenmesi ile ilgili yapılmış çalışmaların sayısı fazla değildir.

Lin vd. (2006) öncelikle istatistiksel konum bilgisine göre böbreklerin bulundukları bölgeyi tespit etmiş, bu bölge içerisinde, omurganın konum bilgisinden de faydalanarak uygulanan adaptif alan büyütme işlemi ile böbrekleri bölütlemiştir.

Yan ve Boliang (2008) elle bölütlenmiş karın bölgesi BT görüntülerinden böbrek ve komşu organların gri seviye dağılımlarını çıkarmış, bu dağılımların analizi sonucunda elde edilen eşik değerleri ile eşikleme uygulamış ve konum bilgisine dayanarak böbrekleri kabaca bölütlemiştir. Kabaca bölütlenen böbrekleri içeren ilgi bölgeleri ele alınmış ve bu bölgelerde morfolojik işlemler ve alan büyütme işlemleri ile böbrekler bölütlenmiştir.

Spiegel vd. (2009) aktif biçim modeline, Khalifa vd. (2011) şekil ön bilgisinin kullanıldığı düzey kümesi tekniğine dayanan yöntemler önermiştir. Bu iki yöntem de kullanıcının iklendirmesine ihtiyaç duymaktadır ve dolayısıyla yarı otomatiktir.

Cuingnet vd. (2012) sınıflandırma tekniklerine dayanan bir metot önermiştir. İlk olarak rasgele orman algoritması ile böbrekleri kabaca bölütlemiş ve sonrasında şablon

karşılaştırma ile bölütleme sonuçlarını düzeltmiştir. Burada sınıflandırıcının eğitimi için oldukça yüksek sayıda, elle yapılmış böbrek bölütlemelerine ihtiyaç duyulmuştur.

Chen vd. (2012), aktif biçim modeli ile böbrek şekil bilgisini elde etmiş ve bu şekil bilgisini de kullanarak çizge kesme yöntemi ile böbrekleri bölütlemiştir.

Yang vd. (2014) iki aşamadan oluşan atlas tabanlı bir yöntem önermiştir. İlk aşamada görüntünün çözünürlüğü düşürülmüş ve bu görüntü düşük çözünürlüklü atlas görüntüleri ile karşılaştırılmıştır. Burada elde edilen kabaca bölütlenmiş böbrekleri içeren alanlar görüntüden kesilerek alınmış ve yüksek çözünürlüklü atlaslar ile karşılaştırılarak nihai sonuçlar elde edilmiştir.

3. GÖĞÜS BÖLGESİNİN TAM OTOMATİK OLARAK BÖLÜTLENMESİ

Göğüs bölgesinin tam otomatik olarak bölütlenmesi kapsamında; GATA Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalında radyasyon tedavisi devam eden on adet primer akciğer kanseri hastasına ait BT taramaları veri seti olarak kullanılmıştır. BT taramaları özel bir BT simülatörü (GE Lightspeed RT, GE Healthcare, Chalfont St. Giles, UK) vasıtasıyla yapılmıştır. BT taramalarındaki kesitler, 512×512 piksellik, 16-bit gri seviye matrislerdir. Piksel boyutları 0,76 mm ve 1,27 mm arasında değişmektedir. Bir BT taramasındaki kesit sayısı 79-129 aralığında değişmekte olup ortalama 100 kesit vardır. Kesit kalınlıkları ise 2,5 mm ve 5,0 mm arasında farklılık göstermektedir.

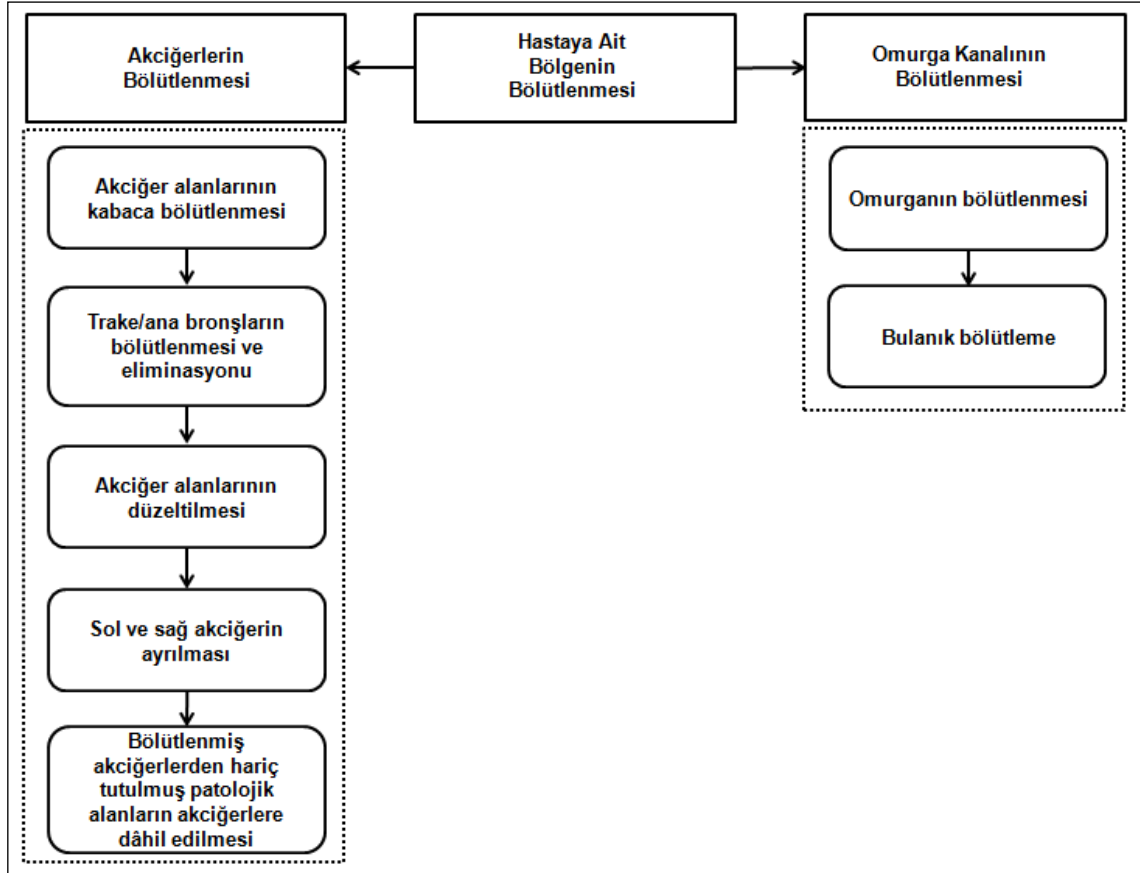
Akciğer kanserli on hastaya ait BT taramalarına ilave olarak, ABD Ulusal Kanser Enstitüsü tarafından yönetilen açık bir veritabanı olan Akciğer Görüntü Veri Tabanı Konsorsiyumundan (<http://imaging.cancer.gov> 2013) temin edilen, göğüs bölgesine ait on adet farklı BT taraması da bu çalışmada veri seti olarak kullanılmıştır.

Bu çalışmada kullanılan metodu, benzer diğer metotlarla kıyaslayabilmek maksadıyla, literatürde yer alan dört adet metot (Yim ve Hong 2008, Wang vd. 2009, Banik vd. 2010, de Nunzio vd. 2011) da ayrıca geliştirilmiştir.

Uygulanacak bölütleme metodunun belirlenmesi amacıyla, BT taramalarının insan vücudunun hangi bölgesine ait olduğu tespit edilmektedir. Bu maksatla öncelikle BT görüntülerindeki hastaya ait bölge bölütlenmiştir. BT setinin orta kesitinde negatif BT numaralarına sahip piksellerin sayısı, pozitif BT numaralarına sahip piksellerin sayısından fazlaysa bu BT seti göğüs bölgesine, değilse karın bölgesine ait olarak tespit edilmiş ve geliştirilmiş teknikler arasından bölgeye tanımlanmış teknikler otomatik olarak seçilerek metodolojinin adaptif olması sağlanmıştır.

Göğüs bölgesine ait BT görüntülerinde, bölütlenmiş olan hastaya ait bölge içerisinde akciğerler ve omurga kanalı bölütlenmiştir. Akciğerler ve omurga kanalının bölütlenmesine ilişkin geliştirilen metodoloji ve elde edilen sonuçlar yayına (Özsavaş

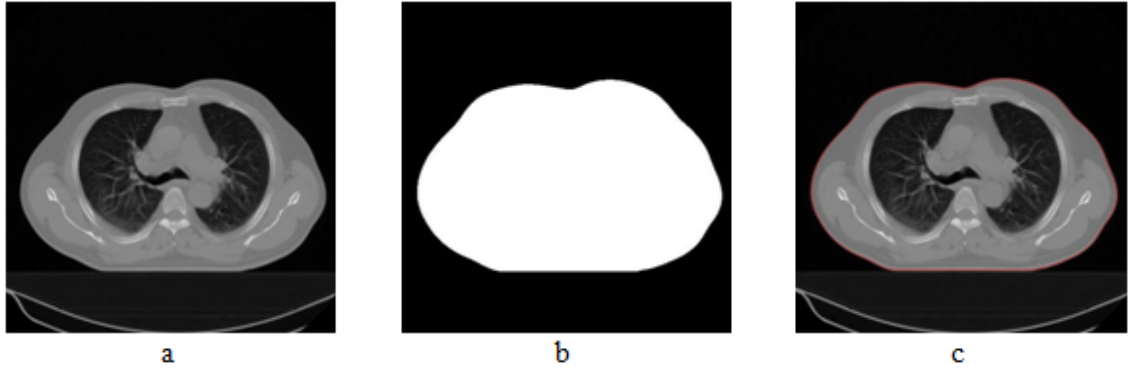
vd. 2014a) dönüştürülmüştür. Şekil 3.1, göğüs bölgesinde akciğerler ve omurga kanalının tam otomatik olarak bölütlenmesine ilişkin iş akışını göstermektedir. Son olarak, bölütlenmiş akciğerlerdeki kanserli alanların tam otomatik olarak bölütlenmesi işlemi gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.1 Akciğerler ve omurga kanalının tam otomatik olarak bölütlenmesi

3.1 Hastaya Ait Bölgenin Bölütlenmesi

Bir BT kesitindeki hastaya ait bölge, eşikleme ile bölütlenmiştir. Öncelikle -175 ve 780 aralığında (Haas vd. 2008) BT numaralarına sahip pikseller 1 (nesne), diğer pikseller 0 (arka plan) olarak işaretlenerek ikili görüntü elde edilmiş, sonrasında ikili görüntüde boşluk doldurma işlemi uygulanmıştır. Bu işlemlerin sonucunda elde edilen görüntüde, 800 mm²'den (Haas vd. 2008) büyük olan bölütler şekil 3.2'de de görüldüğü üzere hastaya ait bölge olarak kabul edilmiştir.



Şekil 3.2 Hastaya ait bölgenin bölütlenmesi

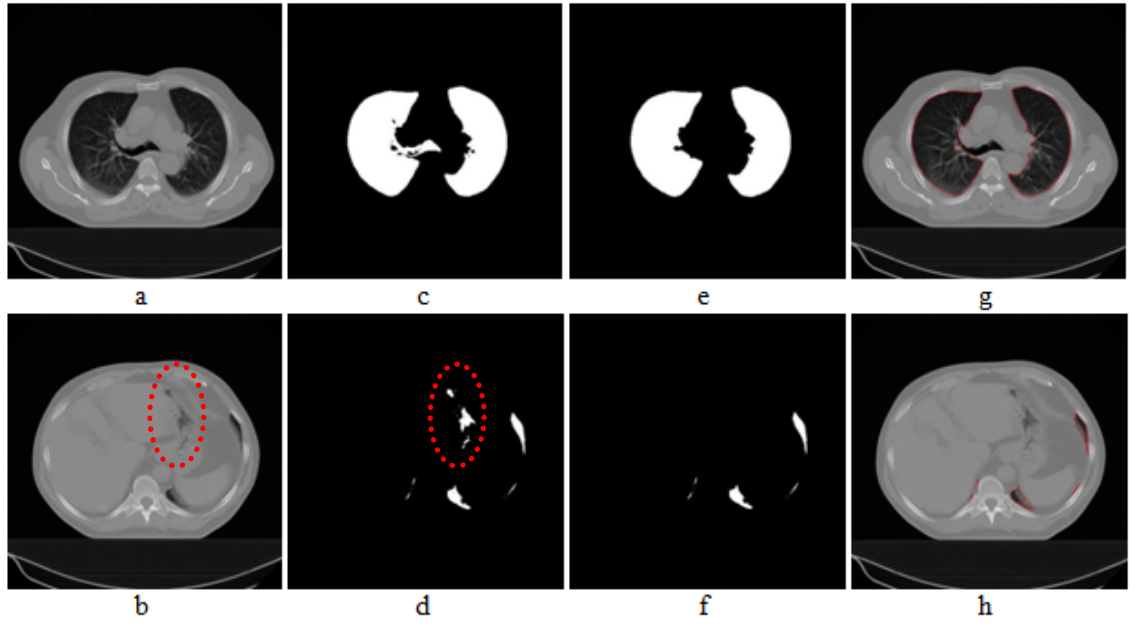
Şekil 3.2.a’da orijinal BT kesit görüntüsü, şekil 3.2.b’de hastaya ait bölge, şekil 3.2.c’de ise orijinal görüntüde hastaya ait bölgenin konturunun gösterimi yer almaktadır.

3.2 Akciğerlerin Bölütlenmesi

Şekil 3.3’te gösterildiği gibi, akciğer bölütlemesinin temel adımları; akciğer alanlarının kabaca bölütlenmesi, trake/ana bronşların bölütlenmesi ve eliminasyonu ile akciğer alanlarının düzeltilmesidir. Bu adımlardan sonra, sol ve sağ akciğerin ayrılması ile bölütlenmiş akciğerlerden hariç tutulmuş patolojik alanların akciğerlere dâhil edilmesi adımları uygulanmaktadır.

3.2.1 Akciğer alanlarının kabaca bölütlenmesi

Her bir kesitte bölütlenmiş hastaya ait bölgeler, -300 HU (Wang vd. 2009) ile eşiklenmiş, bu eşik değerinden küçük BT numaralarına sahip pikseller 1 (nesne), diğer pikseller 0 (arka plan) olarak işaretlenmiş ve elde edilen ikili görüntüde bağlı bileşenler etiketlenmiştir.



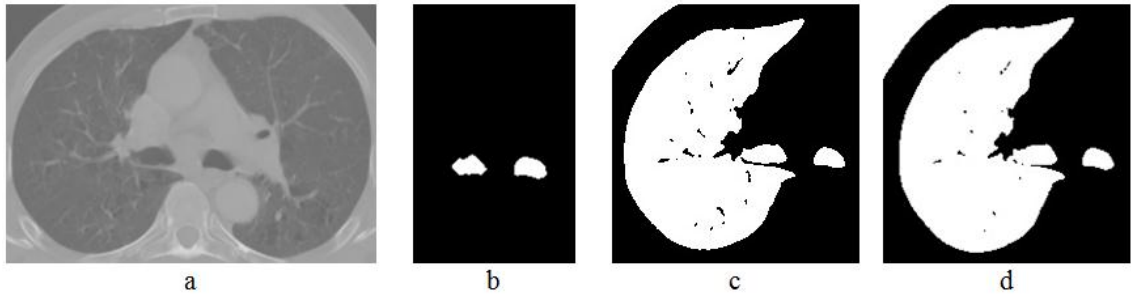
Şekil 3.3 Akciğerlerin bölütlenmesi

Şekil 3.3.a.b’de orijinal BT kesit görüntüleri, şekil 3.3.c.d’de kabaca bölütlenmiş akciğer alanları, şekil 3.3.e’de şekil 3.3.c’deki akciğerlerden ana bronşların elimine edilmiş hâli, şekil 3.3.f’de şekil 3.3.d’deki akciğerlerden bağırsakların çıkarılmış hâli ve şekil 3.3.g.h’de orijinal görüntülerde akciğerlerin konturlarının gösterimi yer almaktadır.

3.2.2 Trake/ana bronşların bölütlenmesi ve eliminasyonu

Kabaca bölütlenmiş akciğer alanları, akciğerlere ait olmayan ve akciğerlerin dışında yer alan trake ve ana bronşları da içermektedir. Trake ve ana bronşları bölütlemek amacıyla üç boyutlu alan büyütme işlemi uygulanmıştır. İlk (üst) birkaç kesitte hastaya ait bölgelerde, havanın -1000 HU civarında BT numarasına sahip olması sebebiyle, -900 HU’dan düşük BT numarasına sahip piksellerin tamamı hava içeren pikseller olarak işaretlenmiştir. Bağlı bileşenlerin analizi sonucunda, ele alınan hastaya ait bölgenin merkezine en yakın olan en büyük bağlı bileşen trake olarak belirlenmiştir. Belirlenen trakenin merkez noktası tohum olarak kullanılarak, artan eşik değerleri ile sürekli şekilde üç boyutlu alan büyütme işlemi uygulanmıştır. Burada, eşik değeri başlangıçta -900 HU, eşik artım değeri ise 64 olarak kabul edilmiştir. Trakenin merkez noktası ise,

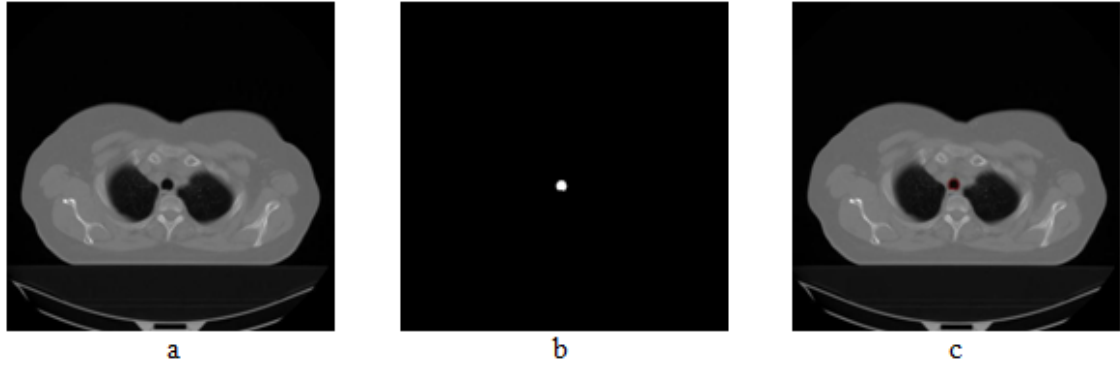
trake olarak işaretlenmiş piksellerin koordinatlarının ortalaması alınarak tespit edilmiştir. Yeni eşik değeri ile bölütlenen yapı, bir önceki eşik değeri ile bölütlenen yapının iki katından daha büyük hacme sahipse, büyütülen alanın ana bronşları aşarak akciğer dokusuna girdiği anlaşılmıştır. Böylesi durumlarda, eşik artım değerinin yarısı alınarak bu değer yeni eşik artım değeri olarak kullanılmıştır. Eşik artım değerinin 1 HU olduğu ve aynı anda akciğerlere taşmanın da saptandığı durumlarda ise işlem sonlandırılmıştır. Şekil 3.4, farklı eşik değerleri ile bölütlenmiş trake/ana bronşları göstermektedir.



Şekil 3.4 Farklı eşik değerleri ile üç boyutlu alan büyütme işlemi

Şekil 3.4.a’da orijinal BT kesit görüntüsü, şekil 3.4.b’de -836 HU eşik değeri ile elde edilen sonuç, şekil 3.4.c’de -772 HU eşik değeri ile elde edilen sonuç ve şekil 3.4.d’de -708 HU eşik değeri ile elde edilen sonuç yer almaktadır.

Hava içeren yapılardan (lumen) daha yüksek yoğunluğa ve dolayısıyla daha yüksek BT numaralarına sahip olan ana bronş duvarlarını da bölütleme sonuçlarına dâhil edebilmek için, 3×3’lük disk şeklinde yapısal elemanla (Gonzalez ve Woods 2007) morfolojik genişleme işlemi uygulanmıştır. Sonuç olarak elde edilen yapılar şekil 3.5’te de görüldüğü üzere trake/ana bronşlar olarak işaretlenmiş ve kabaca bölütlenmiş akciğer alanlarından çıkarılmıştır.



Şekil 3.5 Trake/ana bronşların bölütlenmesi

Şekil 3.5.a’da orijinal BT kesit görüntüsü, şekil 3.5.b’de bölütlenmiş trake/ana bronşlar ve şekil 3.5.c’de orijinal görüntüde trake/ana bronşların konturlarının gösterimi yer almaktadır.

Akciğer alanlarında; damarlar ve tümörlerden kaynaklanan boşlukları doldurmak amacıyla, boşluk doldurma işlemi uygulanmıştır. Son olarak, elde edilen akciğerler alanlarının sınırlarını düzleştirmek için 3×3 ’lük disk şeklinde yapısal elemanla (Gonzalez ve Woods 2007) iki kere üst üste morfolojik kapama işlemi uygulanmıştır.

3.2.3 Akciğer alanlarının düzeltilmesi

Akciğerlere yakın BT numaralarına sahip olan bağırsaklar da eşikleme işlemi sonucunda elde edilen akciğerlere dâhil edilmiş olabilmektedir. Bağırsakları bölütlenmiş akciğer alanlarından elimine etmek için, BT taramasının üç boyutlu değerlendirmesi icra edilmiştir. Bağırsaklar, BT taramasının son (alt) kesitlerinde görülmektedir. 200 mm^2 ’den küçük olan (de Nunzio vd. 2011) akciğer alanları çıkarılmış ve kalan akciğer alanları arasındaki bağıllık, üç boyutlu alan büyütme işlemi ile kontrol edilmiştir. Üç boyutlu alan büyütme işleminde, orta (merkez) kesitte bölütlenen akciğer alanını oluşturan pikseller tohum olarak kullanılmıştır.

3.2.4 Sol ve sağ akciğerin ayrılması

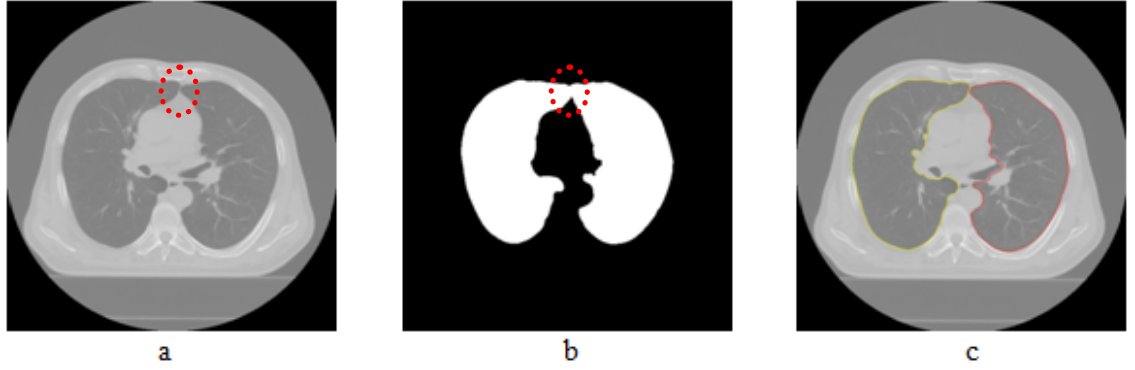
Bir kesitte, bölütlenmiş bir akciğer, hastaya ait bölgenin genişliğinin yarısından daha büyük bir genişliğe sahipse, sol ve sağ akciğerlerin bileşik olduğu ve ayrılması gerektiği anlaşılmaktadır. Bu amaçla aşağıda belirtilen adımlar uygulanmıştır:

- 1. adım: Akciğer alanlarının çerçevesini (Ç) bul ve bu çerçevenin sınırlarını (Ç.sol, Ç.sağ, Ç.üst, Ç.alt) tespit et.
- 2. adım: Ön ve arka kesişim hatlarını üretmek için aşağıdaki sınır tanımlamalarını kullanarak bir ilgi bölgesi (İB) belirle:

$$\begin{aligned}\text{İB.sol} &= \text{Ç.sol} + (\text{Ç.sağ} - \text{Ç.sol})/3 \\ \text{İB.sağ} &= \text{Ç.sol} + 2((\text{Ç.sağ} - \text{Ç.sol})/3) \\ \text{İB.üst} &= \text{Ç.üst} \\ \text{İB.alt} &= (\text{Ç.üst} + \text{Ç.alt})/2\end{aligned}\tag{3.1}$$

- 3. adım: İB'nin orta üst kısmında, akciğer olmayan en büyük bileşeni bul.
- 4. adım: Ön kesişim hattı için, bir önceki adımda bulunan, akciğer olmayan bileşenin, en düşük satır pozisyonuna sahip pikselini, İB.üst'e ve İB'nin orta sütununa en yakın pikseli, tanımla. Bu pikseli r satır, c sütun pozisyonunu gösterecek şekilde P(r,c) olarak kaydet.
- 5. adım: P(r-1,c-1), P(r-1,c), ve P(r-1,c+1) piksellerinin yoğunluk değerlerini karşılaştıır ve en yüksek yoğunluk değerli pikseli yeni P(r,c) olarak kaydet.
- 6. adım: P(r,c) akciğer alanına aitse, akciğer olmayan olarak işaretle ve 5. adıma git.
- 7. adım: Arka kesişim hattı için, 3. adımda bulunan, akciğer olmayan bileşenin, en yüksek satır pozisyonuna sahip pikselini, İB.alt'a ve İB'nin orta sütununa en yakın pikseli, tanımla. Bu pikseli r satır, c sütun pozisyonunu gösterecek şekilde P(r,c) olarak kaydet.
- 8. adım: P(r+1,c-1), P(r+1,c), ve P(r+1,c+1) piksellerinin yoğunluk değerlerini karşılaştıır ve en yüksek yoğunluk değerli pikseli yeni P(r,c) olarak kaydet.
- 9. adım: P(r,c) akciğer alanına aitse, akciğer olmayan olarak işaretle ve 8. adıma git. Aksi takdirde işlemi sonlandır.

Bu işlemin sonuçları şekil 3.6’da gösterilmektedir.



Şekil 3.6 Sol ve sağ akciğerin ayrılması

Şekil 3.6.a’da orijinal BT kesit görüntüsü, şekil 3.6.b’de birleşik sol ve sağ akciğer, şekil 3.6.c’de ise ayrılmış akciğerlerin orijinal görüntüde konturlarının gösterimi yer almaktadır.

3.2.5 Bölütlenmiş akciğerlerden hariç tutulmuş patolojik alanların akciğerlere dâhil edilmesi

Eşikleme tabanlı akciğer bölütlemesi işlemi oldukça kolay ve hızlı olmasına karşın, geniş alana yayılmış kanser yapılarını içeren akciğerlerde olduğu gibi, akciğerler ve akciğerleri çevreleyen yapılar arasında yüksek kontrastın bulunmadığı durumlarda başarısız olabilmektedir. Böyle durumlarda, kapama gibi morfolojik operatörler bölütlenmiş akciğerlerin sınırlarını düzeltmek için yetersiz kalabilmektedir.

Akciğerlerin sınırları ile temas eden ve bölütlenmiş akciğerlerden hariç tutulmuş olan patolojik alanların akciğerlere dâhil edilmesi için üç aşamalı bir yaklaşım önerilmektedir:

1. aşama: Bir önceki alt bölümde elde edilen akciğerlere enterpolasyon işleminin uygulanması:

- 1. adım: BT kesiti ile aynı boyutlarda boş bir maske matris oluşturun.

- 2. adım: İlk (üst) kesitten başlayarak son (alt) kesite doğru, bir $P(x,y)$ pikseli BT taramasının herhangi bir kesitinde akciğer olarak işaretlenmişse, maskede karşılık gelen koordinatları akciğer olarak işaretle.

- 3. adım: Maskede akciğer olarak işaretlenmiş her piksel için, karşılık gelen koordinatların BT taramasında akciğer olarak işaretlendiği ilk (i) ve son (s) kesitleri bul.

- 4. adım: BT taramasında, i ve s arasındaki tüm kesitlerdeki $P(x,y)$ piksellerini akciğer olarak işaretle.

2. aşama: Bir önceki alt bölümde elde edilen sol ve sağ akciğerlere ayrı ayrı olmak üzere yayma işleminin uygulanması:

- 1. adım: Akciğerin sınır piksellerini bul.

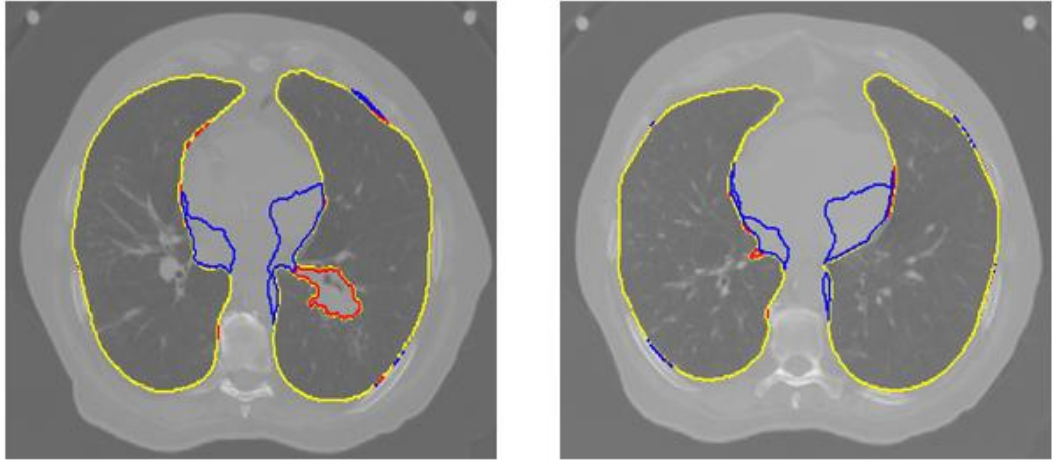
- 2. adım: Her bir sınır pikselinin, merkez ele alınan sınır piksel olacak şekilde, 7×7 komşuluğundaki pikselleri aday olarak işaretle.

- 3. adım: Her bir aday pikselin, merkez ele alınan aday piksel olacak şekilde, $7 \times 7 \times 7$ komşuluğundaki piksellerin yarısından fazlası akciğer olarak işaretlenmişse, ele alınan aday pikseli akciğerlere dâhil edilecek pikseller listesine ekle.

- 4. adım: Akciğerlere dâhil edilecek pikseller listesi boş değilse, bu pikselleri akciğer olarak işaretle ve 1. adıma git. Aksi takdirde işlemi sonlandır.

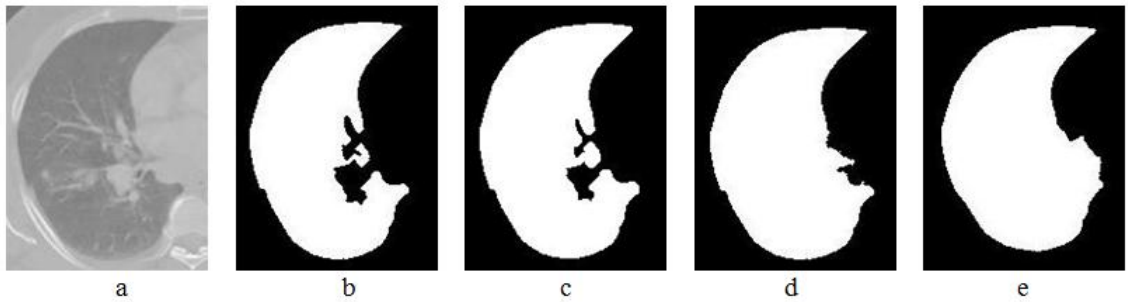
3. aşama: 1. ve 2. aşamalardan elde edilen sonuçların kesişiminin alınması.

Şekil 3.7’de iki farklı BT kesit görüntüsü üzerindeki sonuçlar gösterilmektedir. Burada sarı renkli konturlar bölütlenmiş akciğerleri, mavi renkli konturlar 1. aşama sonucunda akciğerlerden farklı olarak elde edilen alanları ve kırmızı renkli konturlar ise 2. aşama sonucunda akciğerlerden farklı olarak elde edilen alanları göstermektedir.



Şekil 3.7 Enterpolasyon ve yayma işlemi sonuçları

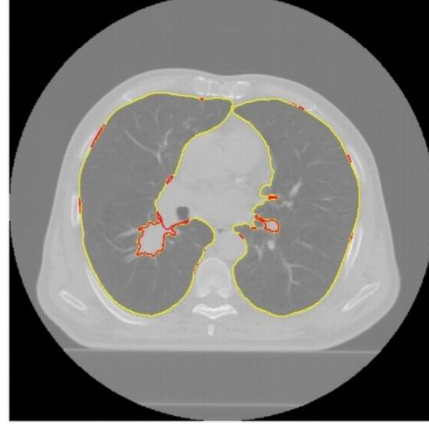
Bu noktada, $7 \times 7 \times 7$ komşuluk, on adet primer akciğer kanserli hastaya ait BT taramaları üzerinde önerilen yaklaşım test edilerek deneysel olarak seçilmiştir. Hastaların tümör hacimleri; 36,7, 16,4, 85,8, 33,0, 28,7, 40,8, 66,5, 21,7, 45,5, ve 93,2 cc'dir. Şekil 3.8, 2. aşamanın 3. adımında farklı komşulukların kullanılmasıyla elde edilen sonuçları göstermektedir. Şekil 3.8.d'de de olduğu gibi, $7 \times 7 \times 7$ komşuluk ile patolojik alanlar başarılı bir şekilde akciğerlere dâhil edilmiştir. Şekil 3.9'da sarı renkli konturlar bölütlenmiş akciğerleri, kırmızı renkli konturlar ise bu işlem sonucunda akciğerlere dâhil edilmiş olan alanları göstermektedir.



Şekil 3.8 Farklı komşulukların sonuçlara etkisi

Şekil 3.8.a'da orijinal BT kesit görüntüsünde sağ akciğer, şekil 3.8.b'de bölütlenmiş sağ akciğer, şekil 3.8.c'de $5 \times 5 \times 5$ komşulukla elde edilen sonuç, şekil 3.8.d'de $7 \times 7 \times 7$

komşulukla elde edilen sonuç ve şekil 3.8.e’de 9×9×9 komşulukla elde edilen sonuç yer almaktadır.



Şekil 3.9 Patolojik alanların akciğerlere dâhil edilmesi

3.3 Omurga Kanalının Bölütlenmesi

Omurga kanalının bölütlenmesi işleminde bulanık bölütleme yaklaşımı ele alınmıştır. Bu işlem, omurganın bölütlenmesi ve omurga kanalının bulanık bölütlenmesi olmak üzere iki alt işlemi içermektedir.

3.3.1 Omurganın bölütlenmesi

Omurga kanalı, omurgada içerisinde omuriliğin geçtiği alan olduğu için öncelikle omurga bölütlenmelidir. Kemik yapıları diğer yapılardan daha yüksek BT numaralarına sahip oldukları için her bir kesitteki hastaya ait bölgeler 145 HU (Haas vd. 2008) ile eşiklenmiş, eşik değerinden büyük BT numaralarına sahip pikseller 1 (nesne), diğer pikseller 0 (arka plan) olarak işaretlenmiştir. Bağlı bileşenlerin etiketlenmesi işlemi ile 25 mm²’den büyük olan ve hastaya ait bölgenin sınırlarına en azından 10 piksel mesafede bulunan alanlar kemik yapıları olarak belirlenmiştir. Anatomik bilgilerden faydalanılarak aşağıda belirtildiği gibi bir ilgi bölgesi (İB) tanımlanmış ve omurga bölütlenmiştir:

- 1. adım: Hastaya ait bölgenin çerçevesini (Ç) bul ve sınırlarını Ç.sol, Ç.sağ, Ç.üst ve Ç.alt olarak tanımla.
- 2.adım: Çerçevenin merkez noktasının (MN) y ve x eksenlerindeki koordinatlarını sırasıyla MN.sa ve MN.sü olarak tanımla.
- 3. adım: Omurganın tespiti için aşağıda belirtilen sınır tanımlarını kullanarak bir ilgi bölgesi (İB) belirle:

$$\begin{aligned}
 \text{İB.sol} &= \text{MN.sü} - 10 \\
 \text{İB.sağ} &= \text{MN.sü} + 10 \\
 \text{İB.üst} &= \text{MN.sa} - 50 \\
 \text{İB.alt} &= \text{Ç.alt} - 10
 \end{aligned}
 \tag{3.2}$$

- 4. adım: İB ile örtüşen kemik bölütünü omurga olarak işaretle ve ele alınan kesit için ikili omurga görüntüsü oluştur.
- 5. adım: İkili omurga görüntüsünde, 0'dan farklı eğim genliğine sahip olan pikselleri tespit et ve omurga bölütlemesinde eksik kalmış kısımları tamamlamak maksadıyla bunları omurga olarak işaretle.

3.3.2 Bulanık bölütleme

Banik vd. (2010) omurga kanalını bölütlemek için bulanık üyelik değerleri ile morfolojik geri çatma işlemini kullanmıştır. Hough dönüşümü ile omurga yapılarının ayrıt haritasına en uygun daireleri bulmuş ve bu dairelerin merkezlerini morfolojik geri çatma işleminde tohum olarak belirlemiştir.

Bu çalışmada, söz konusu çalışmada (Banik vd. 2010) yer alan yöntemin değiştirilmiş bir versiyonu önerilmektedir. Önerilen omurga kanalı bölütleme yaklaşımı, omurga kanalının omurga tarafından tamamen çevrelenmediği kesitlerde tohum noktalarını tespit etmekte ve bulanık bölütleme işlemini uygulamaktadır. Bulanık bölütleme işleminde, BT görüntü setinin orta kesitinde omurga kanalının omurga tarafından tamamen çevrelenip çevrelenmediği tespit edilmekte, eğer çevrelenmiyorsa, omurga kanalının omurga tarafından tamamen çevrelendiği ilk kesit bulunana kadar orta kesitin

önceki (üst) ve sonraki (alt) kesitleri sırasıyla incelenmektedir. Omurga kanalının omurga tarafından tamamen çevrelendiği tespit edilen ilk kesitten yukarı ve aşağı doğru iki ayrı iterasyonla, bu yönlerdeki kesitlerde omurga kanalının bölütlenmesi aşağıda açıklanan adımlarda olduğu şekilde gerçekleştirilmektedir:

- 1. adım: Kesitte, omurga kanalının omurga tarafından tamamen çevrenip çevrenmediğini belirle. Bunun için öncelikle omurganın çerçevesini bul. Omurganın çerçevesi içerisinde kemik olarak işaretlenmemiş olan pikselleri tespit et. Bağlı bileşenlerin etiketlenmesi işlemi ile bu piksellerin oluşturduğu bölütleri tespit et. Bölütlerden biri, omurganın çerçevesinin sınırlarına temas etmiyorsa, bu bölütü omurga kanalı olarak işaretle ve bu kesitte omurganın omurga kanalını tamamen çevrelediğini kaydet.
- 2. adım: Omurga, omurga kanalını tamamen çevreliyorsa 10. adıma git.
- 3. adım: Omurga, omurga kanalını tamamen çevrelemiyorsa, bir önceki/sonraki kesitte bölütlenmiş omurga kanalının merkezini tohum olarak belirle.
- 4. adım: Tohum noktası merkez olacak şekilde, 11×11 'lik komşuluktaki piksellerin oluşturduğu çerçeveyi belirle. Belirlenen çerçevede, $\mu \pm 2,5\sigma$ aralığında BT numaralarına sahip pikselleri tespit et. Burada $\mu=23$ HU ve $\sigma=15$ HU (Banik vd. 2010) olarak kabul edilmiştir. Verilen aralıkta BT numaralarına sahip olduğu tespit edilen piksellerin BT numaralarının ortalama (μ_0) ve standart sapma (σ_0) değerlerini hesapla.
- 5. adım: μ_0 ve σ_0 değerleri ortalama ve standart sapma parametreleri olacak şekilde (3.3) numaralı bağıntıda verilen Gauss fonksiyonu ile piksellerin bulanık üyelik değerlerini hesapla.

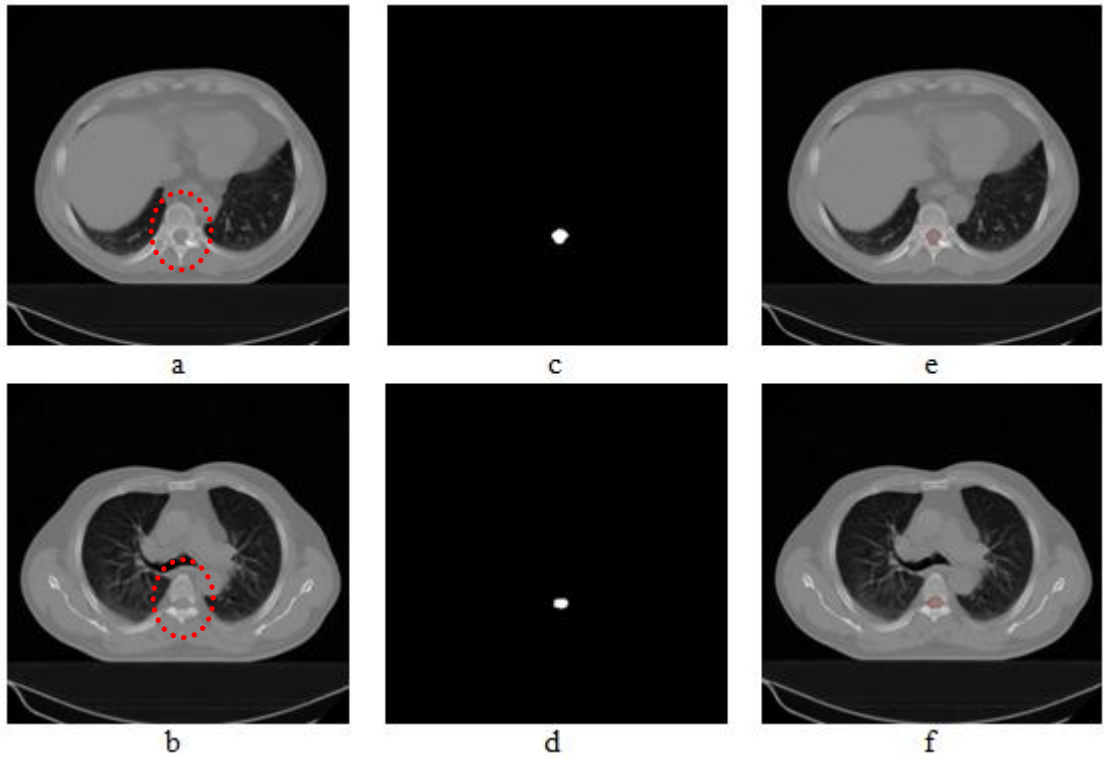
$$G(x,y) = e^{-\left(\frac{(f(x,y)-\mu_0)^2}{2\sigma_0^2}\right)} \quad (3.3)$$

Burada $f(x,y)$, görüntünün (x,y) noktasındaki gri seviye değerini, $G(x,y)$ ise Gauss fonksiyonu değerini ifade etmektedir. Gauss fonksiyonu ile hesaplanan bulanık üyelik değerleri her bir piksel için $[0-1]$ aralığındadır.

- 6. adım: Bulanık üyelik değerlerini, 3. adımda belirlenmiş tohumu ve 3×3 'lük disk şeklinde yapısal elemanı kullanarak bulanık alanı geri çat.
- 7. adım: Elde edilen bulanık alanı 0,5 değeri ile eşikle.

- 8. adım: Eşikleme sonucunda elde edilen ikili görüntüde, bağlı bileşenlerin etiketlenmesi ile en büyük alana sahip olan bölütü bul ve bu bölütü omurga kanalı olarak işaretle.
- 9. adım: Sınırları düzeltmek amacıyla, omurga kanalına, 3×3'lük disk şeklinde yapısal elemanla morfolojik açma işlemini uygula.
- 10. adım: Sonraki/önceki kesiti al ve 1. adıma git.

Bu işlemin sonuçları şekil 3.10'da görülmektedir.

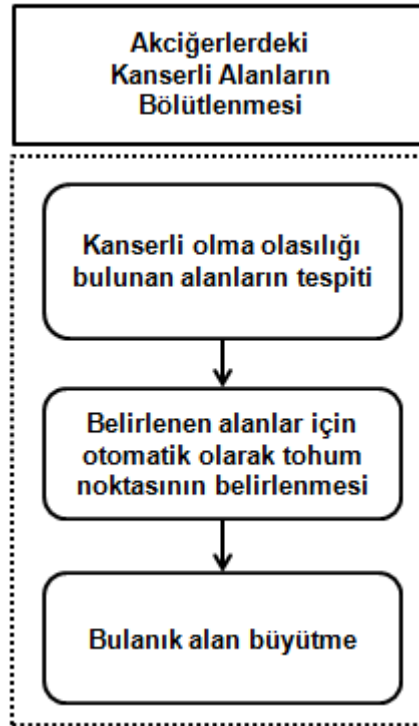


Şekil 3.10 Omurga kanalının bölütlenmesi

Şekil 3.10.a'da omurga kanalının omurga tarafından tamamen çevrelendiği bir orijinal BT kesit görüntüsü, şekil 3.10.b'de omurga kanalının omurga tarafından tamamen çevrelenmediği bir orijinal BT kesit görüntüsü, şekil 3.10.c.d'de bölütlenmiş omurga kanalları ve şekil 3.10.e.f'de orijinal görüntülerde omurga kanallarının konturlarının gösterimi yer almaktadır.

3.4 Akciğerlerdeki Kanserli Alanların Bölütlenmesi

Her bir BT görüntüsünde, önceki adımlarda belirtilen işlemlerin uygulanması sonucunda bölütlenmiş olan akciğerlerde kanserli alanların tespit edilerek bölütlenmesi amacıyla aşağıda açıklanan üç adımdan oluşan bir yöntem geliştirilmiştir. İş akışı şekil 3.11’de gösterildiği gibi olan bu yöntem yayına (Özsavaş vd. 2014b) dönüştürülmüştür.



Şekil 3.11 Akciğerlerdeki kanserli alanların bölütlenmesi

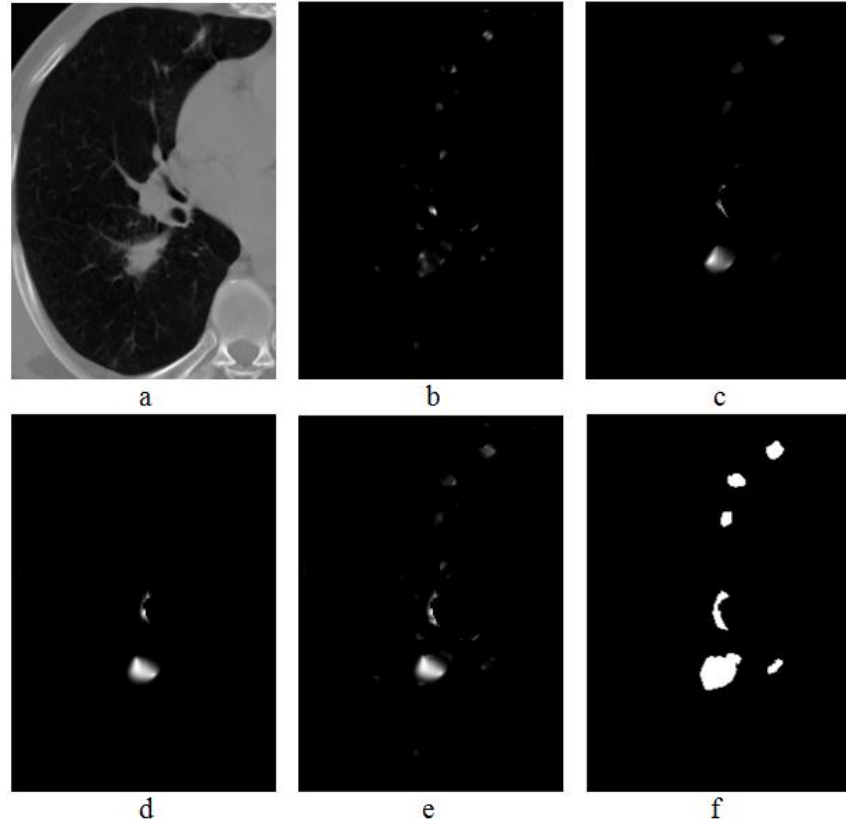
3.4.1 Kanserli olma olasılığı bulunan alanların tespiti

Bölütlenmiş akciğerlerde, kanserli alanlar dışında akciğer dokusuyla yüksek kontrasta sahip damarlar da yer almaktadır. Kanserli alanları veya damarları ayırabilecek bir gri seviye eşik değeri bulunmamaktadır. Damarların boru şeklinde yapılar olduğu bilgisinden hareketle Hessian matrislerinden şekil bilgisinin çıkarılması işlemine başvurulmuştur.

Damarlar boru şeklinde, akciğer dokusuna göre yüksek BT numaralarına sahip yapılardır. Akciğerlerdeki damarların kanserli alan olarak nitelendirilmemesi, tespit edilecek yanlış pozitif kanserli alanların sayısının azaltılabilmesi için tespit edilen bağlı bileşenleri oluşturan her bir pikselin, orijinal BT görüntüsündeki BT numaraları kullanılarak Hessian matrisleri ve buna bağlı olarak öz değerleri hesaplanmıştır.

Kanserli alanlar, genellikle damarlar gibi boru şeklinde olmadığı ve en azından belirli bir büyüklükte disk şeklindeki yapıları içerdiği için;

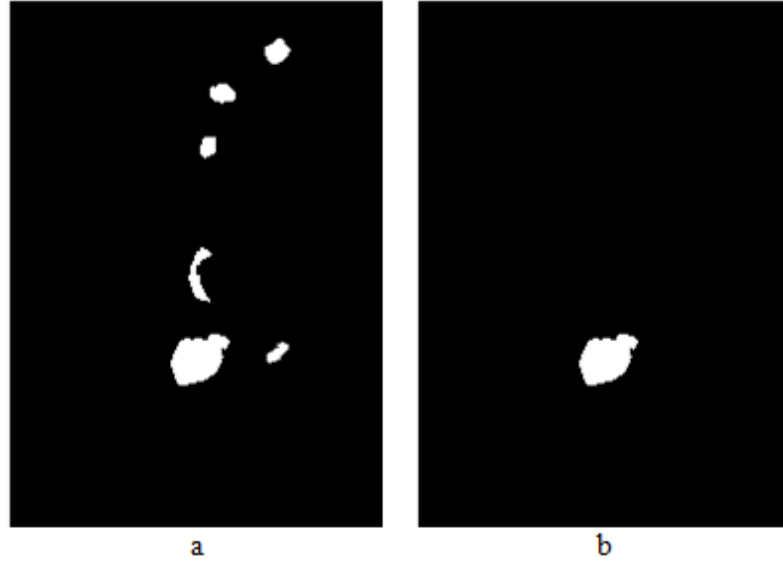
- Farklı çaplardaki disk yapılarını aramak amacıyla; BT görüntüleri 5, 10 ve 15 standart sapma değerleri ile (1.8) numaralı bağıntıda verilen Gauss süzgecinden geçirilmiş,
- Elde edilen sonuç görüntüler kullanılarak, Bölüm 1.10'da açıklanmış olan işlemler vasıtasıyla, akciğerlere ait olarak işaretlenmiş her bir pikselin belirli bir çaptaki disk şeklinde (koyu arka plan üzerinde parlak) bir yapıya ait olma olasılığı hesaplanmış ve farklı disk çapları için hesaplanan olasılıkların maksimumu alınmış,
- Olasılığı 0,5 eşik değerinden büyük olan piksellerin oluşturduğu bağlı bileşenler tespit edilmiştir (Şekil 3.12).



Şekil 3.12 Piksellerin disk şeklinde yapılara ait olma olasılıkları

Şekil 3.12.a'da orijinal kesit görüntüde sağ akciğer, şekil 3.12.b-d'de 5, 10 ve 15 standart sapma değerleri ile Gauss süzgecinden geçirilmiş görüntülerde sağ akciğer piksellerinin disk şeklindeki yapılara ait olma olasılıkları, şekil 3.12.e'de hesaplanan olasılıkların maksimum değerleri, şekil 3.12.f'de ise olasılığı 0,5 eşik değerinden büyük olan piksellerin oluşturduğu bağlı bileşenler yer almaktadır.

Her bir BT görüntüsünde bu işlem sonucunda elde edilen bağlı bileşenlerin oluşturduğu üç boyutlu bağlı bileşenler, üç boyutlu alan büyütme işlemi bulunmuştur. Kanserin yayılımının bir kesitle sınırlı kalmayacağı düşünülerek, üç boyutlu bağlı bileşenler arasında sürekliliği ardışık 3 kesitten daha az sayıda kesit olan bağlı bileşenler elimine edilmiş; sonuç olarak kalmış, elimine edilmemiş bağlı bileşenler kanserli olma olasılığı bulunan alan olarak tespit edilmiştir (Şekil 3.13).



Şekil 3.13 Bağlı bileşenlerin eliminasyonu

Şekil 3.13.a’da tespit edilmiş bağlı bileşenler ve şekil 3.13.b’de kanserli olma olasılığı bulunan alan olarak tespit edilen bağlı bileşenler yer almaktadır.

3.4.2 Belirlenen alanlar için otomatik olarak tohum noktasının belirlenmesi

Önceki adımda tespit edilen alanların, x ve y eksenlerine göre orta noktası bazı durumlarda alanın dışında kalmaktadır. Bu sebeple her bir alan için;

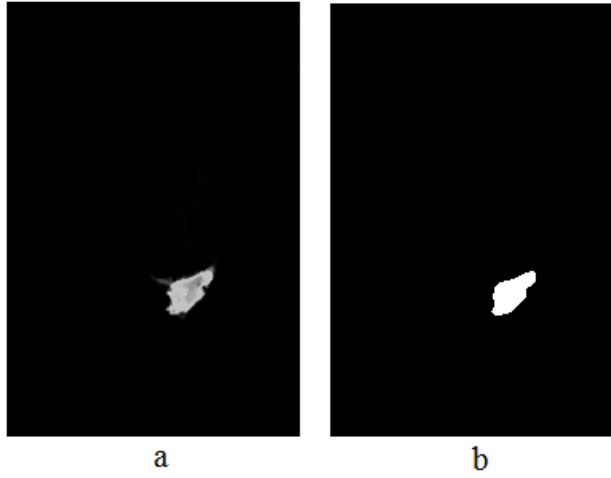
- Alandaki piksellerin, alan dışındaki piksellere, bir başka deyişle arka plana olan minimum Öklit mesafeleri hesaplanmış,
- Arka plana maksimum mesafedeki piksel, alanın merkezine en yakın piksel olarak belirlenmiş ve tohum olarak seçilmiştir.

3.4.3 Bulanık alan büyütme

Kanserli alanlar, akciğer dokusuna göre daha yüksek yoğunluk değerlerine sahip oldukları için BT görüntüsünde daha parlak görünmektedirler. Bu adımda öncelikle, Bölüm 3.2.4’te açıklanan işlem sonucunda elde edilen ve henüz patolojik alanların dâhil

edilmediği akciğerleri oluşturan piksellerin gri seviye değerlerinin ortalaması alınarak sol ve sağ akciğerler için ayrı eşik değerleri hesaplanmıştır.

Kanserli alanın tam olarak bölütlenmesi için omurga kanalının bölütlenmesine benzer şekilde bulanık bölütleme tekniği kullanılmıştır. Bu maksatla, kanserli olma olasılığı bulunan alan olarak tespit edilen her bir alan için ayrı ayrı olacak şekilde, (3.3) numaralı bağıntıda verilen Gauss fonksiyonu ile kesitteki piksellerin tümüne ait bulanık üyelik değerleri hesaplanmıştır. Burada μ_0 ortalama ve σ_0 standart sapma parametreleri, ilgili alanı oluşturan pikseller arasından, ele alınan akciğerin gri seviye ortalamasından büyük gri seviye değerlerine sahip piksellerin gri seviye değerlerinden hesaplanmıştır. Bir önceki adımda bulunan tohum noktaları kullanılarak bulanık alan geri çatılmış ve sonrasında 0,5 değeri ile eşiklenmiştir. Eşikleme sonucunda elde edilen alanlar kanserli alan olarak işaretlenmiştir (Şekil 3.14).



Şekil 3.14 Bulanık alan büyütme

Şekil 3.14.a’da bulanık alan büyütme işlemi ile elde edilen bulanık üyelik değerlerini gösteren görüntü, şekil 3.14.b’de tespit edilen kanserli alan yer almaktadır.

4. KARIN BÖLGESİNİN TAM OTOMATİK OLARAK BÖLÜTLENMESİ

Karın bölgesinin tam otomatik olarak bölütlenmesi kapsamında; GATA Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalında radyasyon tedavisi devam eden on beş adet karaciğer metastazlı hastaya ait BT taramaları veri seti olarak kullanılmıştır. BT taramaları özel bir BT simülatörü (GE Lightspeed RT, GE Healthcare, Chalfont St. Giles, UK) vasıtasıyla yapılmıştır. BT taramalarındaki kesitler, 512×512 piksellik, 16-bit gri seviye matrislerdir. Piksel boyutları 0,76 mm ve 1,27 mm arasında değişmektedir. Bir BT taramasındaki kesit sayısı 99-142 aralığında değişmekte olup ortalama 118 kesit vardır. Kesit kalınlıkları ise 2,5 mm ve 5,0 mm arasında farklılık göstermektedir.

Çalışma kapsamında; öncelikle BT görüntülerindeki hastaya ait bölge bölütlenmiş, sonrasında hastaya ait bölge içerisinde de sırasıyla omurga kanalı, karaciğer ve böbrekler bölütlenmiştir. Şekil 4.1, karaciğer ve böbreklerin tam otomatik olarak bölütlenmesine ilişkin iş akışını göstermektedir. Karın bölgesinde omurga kanalı, Bölüm 3.3'te açıklanan işlemler uygulanarak göğüs bölgesinde olduğu gibi bölütlenmiştir. Son olarak, bölütlenmiş karaciğerdeki metastazların tam otomatik olarak bölütlenmesi işlemi gerçekleştirilmiştir.



Şekil 4.1 Karaciğer ve böbreklerin tam otomatik olarak bölütlenmesi

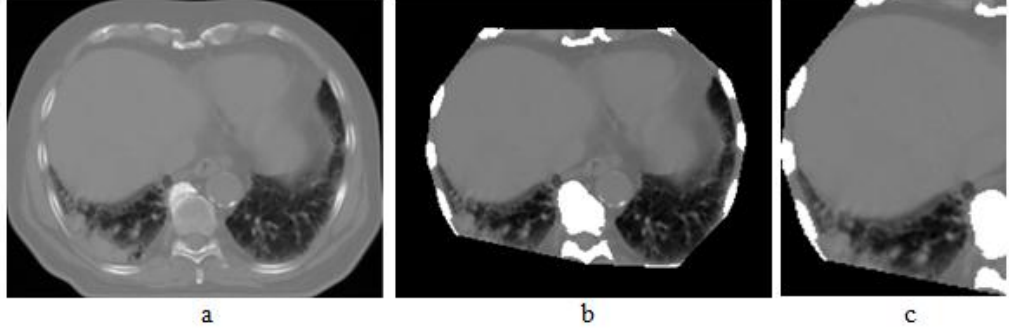
4.1 Karaciğerin Bölütlenmesi

Karaciğerin bölütlenmesinde sırasıyla karaciğerin bulunduğu alanın belirlenmesi, eşikleme işlemi için eşik değerlerinin tespit edilmesi, eşikleme ile kabataslak bölütleme ve düzey kümesi yöntemi ile son bölütme adımları uygulanmıştır.

4.1.1 Karaciğerin bulunduğu alanın belirlenmesi

Bu adımda anatomik bilgilerden faydalanılarak karaciğerin BT görüntüsündeki konumu belirlenmiştir. Karaciğer, BT görüntüsünde kaburga kemiğinin sınırladığı alanın sağ yarısının büyük bir kısmını kaplamaktadır. Bu maksatla ilk olarak omurga kanalının bölütlenmesi kapsamında tespit edilmiş olan kemikleri çevreleyen dışbükey zarf

bulunmuş; karaciğerin büyük bir kısmı, bu dışbükey zarfın içerisinde kalan kısmın sağ yarısında yer alacağından, dışbükey zarfın sağ yarısı ele alınmıştır (Şekil 4.2).

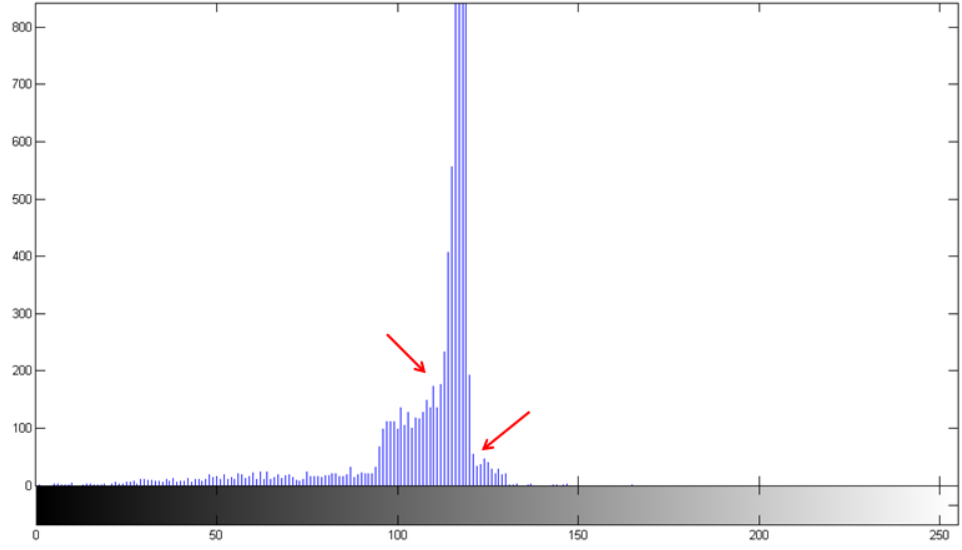


Şekil 4.2 Karaciğerin bulunduğu alanın belirlenmesi

Şekil 4.2.a'da orijinal BT kesit görüntüsü, şekil 4.2.b'de kesit görüntüde, kemikleri çevreleyen dışbükey zarf içerisinde kalan kısım, şekil 4.2.c'de ise dışbükey zarf içerisinde kalan kısmın sağ yarısı yer almaktadır.

4.1.2 Eşikleme işlemi için eşik değerlerinin tespit edilmesi

Dışbükey zarfın sağ yarısında kalan ve kemik olarak işaretlenmemiş piksellerin gri seviye histogramı hesaplanmıştır. Anatomik bilgiler ışığında, bu piksellerin büyük çoğunluğunun karaciğere ait olduğu varsayılmaktadır. Histogramdaki tepe noktası (frekansı en yüksek olan pozitif gri seviye değeri) ve tepe noktasının sağ ve solunda yer alan ilk vadi değerleri bulunmuştur (Şekil 4.3). Tepe noktasının solundaki vadi değeri alt, sağındaki vadi değeri üst eşik olarak belirlenmiştir. Bu eşik değerleri şekil 4.3'te kırmızı renkli ok işaretleri ile gösterilmiştir.



Şekil 4.3 Gri seviye histogramı

4.1.3 Eşikleme ile kabataslak bölütleme

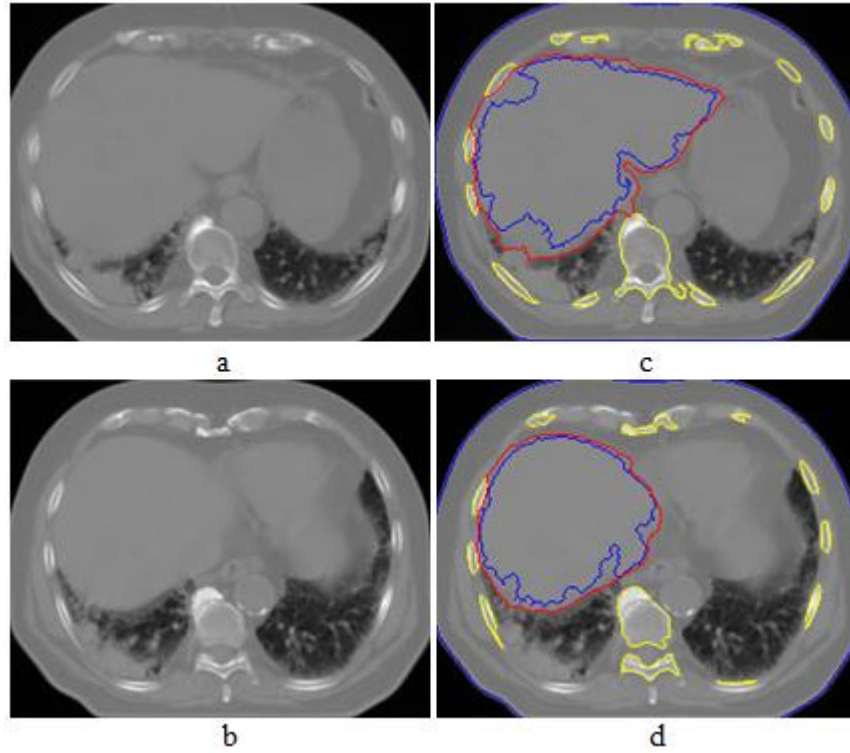
Hastaya ait alanda, bir önceki adımda bulunan alt ve üst eşik değerleri arasında gri seviye değerlerine sahip pikseller 1 (nesne), diğer pikseller 0 (arka plan) olarak işaretlenmiştir (Şekil 4.4.a). Elde edilen ikili görüntüde, karaciğerin bulunduğu alanda yer alan ve 1 olarak işaretli piksellerin oluşturduğu en büyük bağlı bileşen bulunmuş, bu bağlı bileşene boşluk doldurma işlemi uygulanmıştır (Şekil 4.4.b).



Şekil 4.4 Eşikleme ile kabataslak bölütleme

4.1.4 Düzey kümesi yöntemi ile son bölütleme

Bu adımda Bölüm 1.5.5’te açıklanan düzey kümesi yöntemi ile karaciğer bölütlenmiştir. Düzey kümesi, bir önceki adımda eşikleme ile elde edilen kabataslak karaciğer bölütlemesine ait kontur ile otomatik olarak ilklendirilmiştir. (1.7) numaralı bağıntı ile verilen ayırıt gösterge fonksiyonunun hesaplanmasında, (1.2) numaralı bağıntı ile verilen birinci dereceden türevin yanında ayrıca, görüntülerde normalde tespit edilemeyen ince ayrıtların algılanmasını sağlayabilen ve (1.14, 1.15) numaralı bağıntılarla verilmiş olan kesirsel mertebe türevler de kullanılmıştır. Şekil 4.5.c.d’de sarı renkli konturlar tespit edilen kemikleri, mavi renkli konturlar bir önceki adımda eşikleme ile elde edilen kabataslak karaciğer bölütlemesini, kırmızı renkli konturlar ise düzey kümesi yönteminin uygulanması sonucunda elde edilen karaciğer bölütlemesini göstermektedir.



Şekil 4.5 Düzey kümesi yöntemi ile son bölütleme

Şekil 4.5.a.b’de orijinal BT kesit görüntüleri, şekil 4.5.c.d’de ise düzey kümesi yönteminin uygulanması sonucunda elde edilen karaciğer konturları yer almaktadır.

Bölüm 4.1.1-4.1.3'te açıklanan adımlar, BT görüntü setinde karaciğerin geniş alana yayılmış olduğu, orta kesitte uygulanmaktadır. Diğer kesitlerde (orta kesitten ilk ve son kesitlere doğru olacak şekilde iki ayrı iterasyon) düzey kümesi yöntemi, bir önceki/sonraki kesitte elde edilmiş karaciğerin konturu ile ilklendirilmektedir. Bu kesitlerde düzey kümesi başlatılmadan önce, başlangıç konturunun içerisinde kalan piksellerin gri seviye değerlerinin ortalaması alınmaktadır. Bu ortalama değer, orta kesitte Bölüm 4.1.2'de belirtilen işlemler ile elde edilen alt ve üst eşik değerlerinin oluşturduğu aralıktaysa düzey kümesi başlatılmakta, değilse karaciğerin sonlandığı ve artık görülmediği tespit edilmektedir.

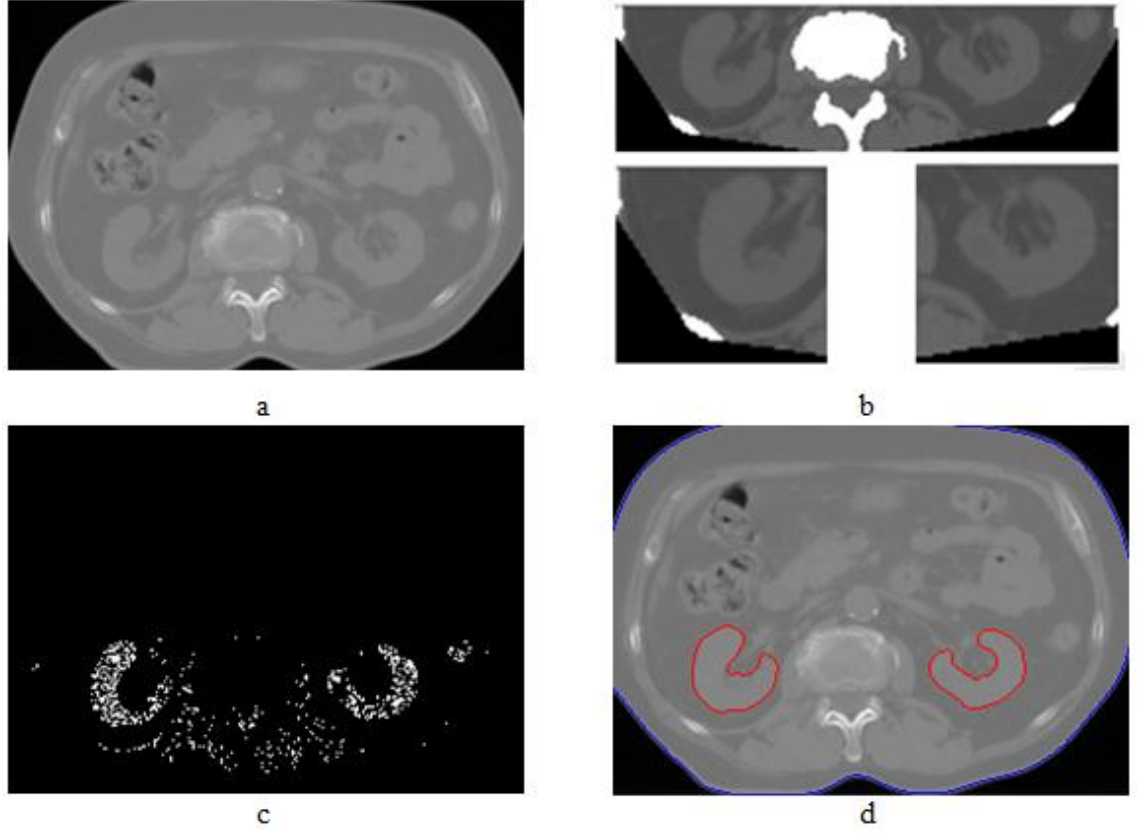
4.2 Böbreklerin Bölütlenmesi

Böbrekler, karaciğerin bölütlenmesindeki işlemlerin benzer şekilde uygulanmasıyla bölütlenmiştir (Şekil 4.6). Öncelikle anatomik bilgilerden faydalanılarak böbreklerin BT görüntüsündeki konumu belirlenmiştir. Böbrekler, BT görüntüsünde hastaya ait bölgenin alt yarısında, omurganın sol ve sağ hizasında yer almaktadır. BT görüntü setinde karaciğerin bölütlenmiş olduğu son kesitten bir sonraki kesit ele alınmış ve bu kesitte kaburga kemiğini çevreleyen dışbükey zarfın, omurganın sol ve sağ ayrıtlarına temas eden alt yarı parçaları böbreklerin bulundukları alan olarak tespit edilmiştir.

Tespit edilen bu iki alanda kemik olarak işaretlenmemiş piksellerin gri seviye değerlerinin histogramından Bölüm 4.1.2'de açıklandığı şekilde eşik değerleri elde edilmiş, sonrasında hastaya ait bölgenin alt yarısında Bölüm 4.1.3 ve 4.1.4'te olduğu gibi eşikleme ile kabataslak bölütleme ve düzey kümesi yöntemi ile son bölütleme işlemleri uygulanmıştır.

Diğer kesitlerde (böbreklerin bölütlenmesi işleminin başladığı kesitten önceki ve sonraki kesitlere doğru olacak şekilde iki ayrı iterasyon) düzey kümesi yöntemi, Bölüm 4.1.4'te olduğu gibi bir önceki/sonraki kesitte elde edilmiş böbreklerin konturları ile ilklendirilmiştir. Bu kesitlerde düzey kümesi başlatılmadan önce, başlangıç konturlarının içerisinde kalan piksellerin gri seviye değerlerinin ortalaması alınmaktadır. Bu ortalama değer, karaciğerin bölütlenmiş olduğu son kesitten bir

sonraki kesitte böbrekler için elde edilen alt ve üst eşik değerlerinin oluşturduğu aralıktaysa düzey kümesi başlatılmakta, değilse böbreklerin sonlandığı ve artık görülmediği tespit edilmektedir.

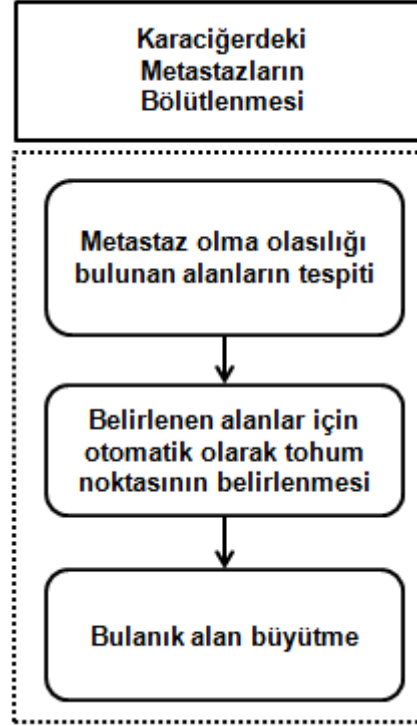


Şekil 4.6 Böbreklerin bölütlenmesi

Şekil 4.6.a’da orijinal BT kesit görüntüsü, şekil 4.6.b’de omurganın sol ve sağ ayrıtlarına temas eden alt yarı parçalar, şekil 4.6.c’de eşikleme işleminin sonucunda elde edilen ikili görüntü ve şekil 4.6.d’de düzey kümesi yönteminin uygulanması sonucunda elde edilen böbrek konturları yer almaktadır.

4.3 Karaciğerdeki Metastazların Bölütlenmesi

Karaciğerdeki metastazların tespit edilerek bölütlenmesi amacıyla, Bölüm 3.4'te açıklanan akciğerlerdeki kanserli alanların bölütlenmesi işleminin adımları karaciğere uyarlanarak uygulanmıştır (Şekil 4.7).



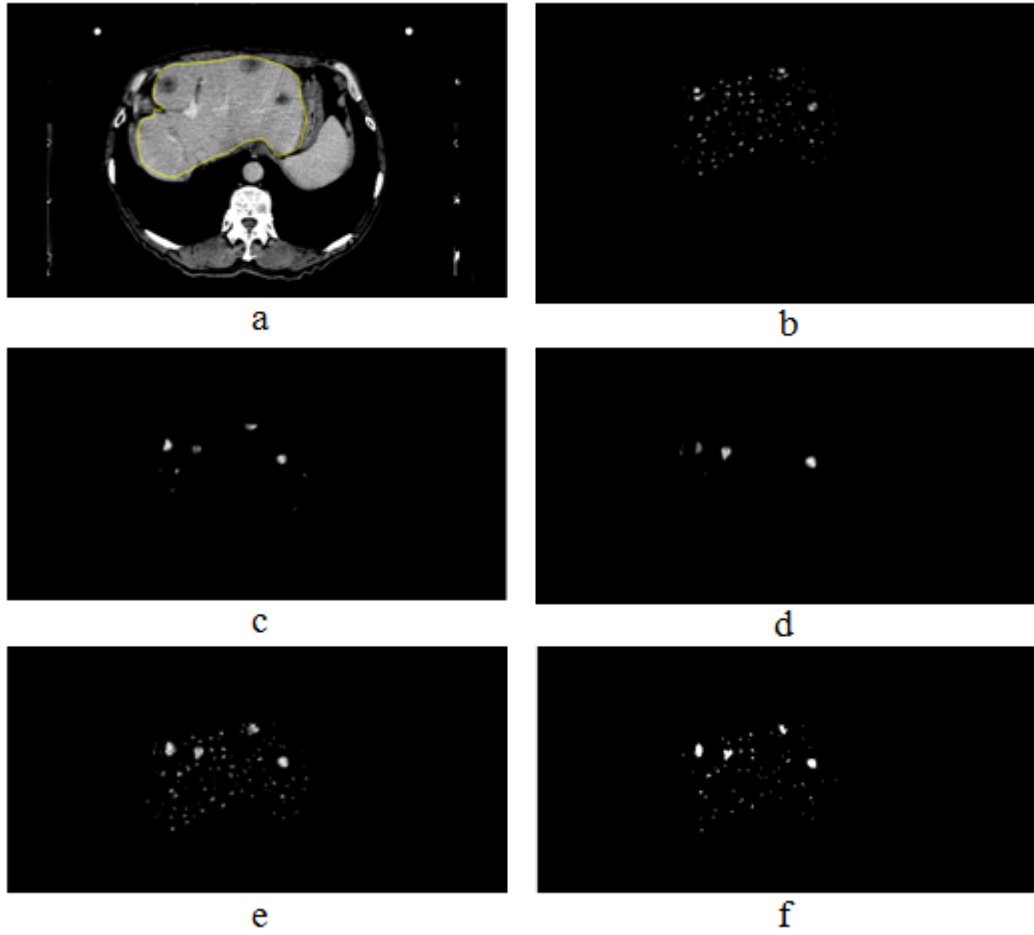
Şekil 4.7 Karaciğerdeki metastazların bölütlenmesi

4.3.1 Metastaz olma olasılığı bulunan alanların tespiti

Metastazların şekil olarak diske benzemesinden faydalanılarak, tespit edilecek yanlış pozitif metastazların sayısının azaltılabilmesi için tespit edilen bağlı bileşenleri oluşturan her bir pikselin, orijinal BT görüntüsündeki BT numaraları kullanılarak Hessian matrisleri ve buna bağlı olarak öz değerleri hesaplanmıştır.

Metastazlar belirli bir büyüklükte disk şeklindeki yapıları içerdiği için;

- Farklı σ lardaki disk yapılarını aramak amacıyla; BT görüntüleri 5, 10 ve 15 standart sapma değerleri ile (1.8) numaralı bağıntıda verilen Gauss süzgecinden geçirilmiş,
- Elde edilen sonuç görüntüler kullanılarak, Bölüm 1.10’da açıklanmış olan işlemler vasıtasıyla karaciğere ait olarak işaretlenmiş her bir pikselin belirli bir σ taki disk şeklinde (parlak arka plan üzerinde koyu) bir yapıya ait olma olasılığı hesaplanmış ve farklı disk σ ları için hesaplanan olasılıkların maksimumu alınmış,
- Olasılığı 0,5 eşik değerinden büyük olan piksellerin oluşturduğu bağlı bileşenler tespit edilmiştir (Şekil 4.8).

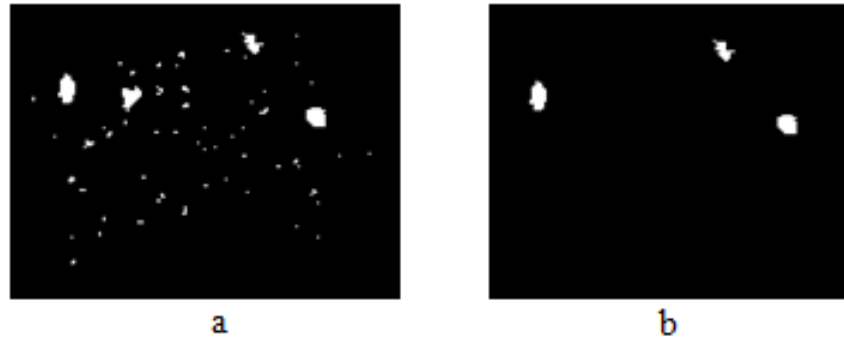


Şekil 4.8 Piksellerin disk şeklinde yapılara ait olma olasılıkları

Şekil 4.8.a’da orijinal kesit görüntüde bölütlenmiş karaciğer, şekil 4.8.b-d’de 5, 10 ve 15 standart sapma değerleri ile Gauss süzgecinden geçirilmiş görüntülerde karaciğer

piksellerinin disk şeklindeki yapılara ait olma olasılıkları, şekil 4.8.e’de hesaplanan olasılıkların maksimum değerleri ve şekil 4.8.f’de olasılığı 0,5 eşik değerinden büyük olan piksellerin oluşturduğu bağlı bileşenler yer almaktadır.

Karaciğerin bölütlenmiş olduğu her bir BT görüntüsünde bu işlem sonucunda elde edilen bağlı bileşenlerin oluşturduğu üç boyutlu bağlı bileşenler, üç boyutlu alan büyütme işlemi bulunmuştur. Metastazın yayılımının bir kesitle sınırlı kalmayacağı düşünülerek, üç boyutlu bağlı bileşenler arasında sürekliliği 3 ardışık kesitten daha az sayıda kesit olan bağlı bileşenler elimine edilmiş; sonuç olarak kalmış, elimine edilmemiş bağlı bileşenler metastaz olma olasılığı bulunan alan olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.9).



Şekil 4.9 Bağlı bileşenlerin eliminasyonu

Şekil 4.9.a’da tespit edilmiş bağlı bileşenler, şekil 4.9.b’de ise metastaz olma olasılığı bulunan alan olarak tespit edilen bağlı bileşenler yer almaktadır.

4.3.2 Belirlenen alanlar için otomatik olarak tohum noktasının belirlenmesi

Önceki adımda tespit edilen alanların, x ve y eksenlerine göre orta noktası bazı durumlarda alanın dışında kalmaktadır. Bu sebeple her bir alan için;

- Alandaki piksellerin, alan dışındaki piksellere, bir başka deyişle arka plana olan minimum Öklit mesafeleri hesaplanmış,

- Arka plana maksimum mesafedeki piksel, alanın merkezine en yakın piksel olarak belirlenmiş ve tohum olarak seçilmiştir.

4.3.3 Bulanık alan büyütme

Karaciğer metastazları, akciğer kanserinden farklı olarak, karaciğere göre daha düşük BT numaralarına sahiptir ve BT görüntüsünde daha koyu görünmektedir. Bu adımda öncelikle, bölütlenmiş karaciğeri oluşturan piksellerin gri seviye değerlerinin ortalaması alınarak eşik değeri olarak belirlenmiştir.

Metastazın tam olarak bölütlenmesi için bulanık bölütleme tekniği kullanılmıştır. Bu maksatla, metastaz olma olasılığı bulunan alan olarak tespit edilen her bir alan için ayrı ayrı olacak şekilde, (3.3) numaralı bağıntıda verilen Gauss fonksiyonu ile kesitteki piksellerin tümüne ait bulanık üyelik değerleri hesaplanmıştır. Burada μ_0 ortalama ve σ_0 standart sapma parametreleri ilgili alanı oluşturan pikseller arasından, karaciğerin gri seviye ortalamasından küçük gri seviye değerlerine sahip piksellerin gri seviye değerlerinden hesaplanmıştır. Bir önceki adımda bulunan tohum noktaları kullanılarak bulanık alan geri çatılmış ve sonrasında 0,5 değeri ile eşiklenmiştir. Eşikleme sonucunda elde edilen alanlar metastaz olarak işaretlenmiştir (Şekil 4.10).



Şekil 4.10 Bulanık alan büyütme

Şekil 4.10.a'da bulanık alan büyütme işlemi ile elde edilen bulanık üyelik değerlerini gösteren görüntü ve şekil 4.10.b'de tespit edilen metastazlar yer almaktadır.

5. BULGULAR ve TARTIŞMA

Göğüs ve karın bölgesindeki organlar ve anormal yapıların otomatik olarak bölütlemesi maksadıyla önerilen metotlar, Matlab R14 platformunda geliştirilmiş ve 2,40 GHz işlemci ve 3,0 GB RAM belleğe sahip bir bilgisayarda test edilmiştir.

Önerilen metotların doğruluğunu ölçmek için, otomatik olarak elde edilen sonuçlar ve altın standart, literatürde sıklıkla başvurulmuş iki farklı şekilde karşılaştırılmıştır. Çalışmada, uzman bir radyasyon onkoloğu tarafından elle yapılan konturlamalar altın standart olarak kabul edilmiştir. Uzman bir radyasyon onkoloğu, kesitler üzerinde hastaya ait bölgeleri, sol ve sağ akciğerleri, trake/ana bronşları, akciğerlerdeki kanserli alanları, omurga kanalını, karaciğeri, böbrekleri ve karaciğer metastazlarını özel bir konturlama bilgisayarında Advantage Sim MD simülasyon ve sınırlama yazılımı üzerinde mouse yardımıyla konturlamıştır.

Birinci kıyaslama, hacim örtüşme oranlarının (HÖO) yüzde olarak ölçülmesi (Hu vd. 2001, Heimann vd. 2009) ile gerçekleştirilmiştir. Hacim örtüşme oranı aşağıda gösterildiği şekilde hesaplanmaktadır. Burada A önerilen metotlarla tam otomatik olarak, M ise radyasyon onkoloğu tarafından elle yapılan konturlamalar sonucunda bölütlenmiş yapıları ifade etmektedir:

$$HÖO = \frac{H(A \cap M)}{H(A \cup M)} \times 100 \quad (5.1)$$

Bir yapının hacmi (H), o yapıya ait olarak işaretlenmiş piksellerin toplam sayısının piksel boyutları ve kesit kalınlığı ile çarpımı şeklinde hesaplanmaktadır.

Otomatik bölütleme ve elle yapılan konturlamalar sonucunda elde edilen ayrıtlar arasındaki şekil ve konum farklılıklarını ölçmek maksadıyla, ikinci kıyaslama olarak yüzey mesafe değerlendirmesi yapılmıştır. Burada, otomatik bölütleme ve elle yapılan konturlamalar sonucunda elde edilen yapılar arasındaki ortalama, karekök ortalama ve maksimum yüzey mesafeleri (Heimann vd. 2009) değerlendirilmiştir. Bu maksatla,

bölütlenmiş bir yapıda, 18 komşuluğu içindeki voksellerden en az bir tanesi ele alınan yapıya ait olmayan vokseller, yüzey vokselleri olarak tanımlanmıştır (Heimann vd. 2009). Otomatik bölütleme ve elle yapılan konturlamalar sonucunda elde edilen yapılar için yüzey vokselleri kümelerinin ayrı ayrı belirlenmesinden sonra; bir yapıya ait bir yüzey vokselinin, aynı yapıya ait olan ve diğer kümede yer alan vokseller arasından, ele alınan voksele en yakın mesafedekine olan Öklit mesafesi hesaplanmıştır.

Bir yapı için ortalama yüzey mesafesi (OYM), karekök ortalama yüzey mesafesi (KYM) ve maksimum yüzey mesafesi (MYM) aşağıdaki şekilde hesaplanmaktadır:

$$OYM = \frac{\sum_{v_A \in S_A} d(v_A, S_M) + \sum_{v_M \in S_M} d(v_M, S_A)}{|S_A| + |S_M|} \quad (5.2)$$

$$KYM = \sqrt{\frac{\sum_{v_A \in S_A} d^2(v_A, S_M) + \sum_{v_M \in S_M} d^2(v_M, S_A)}{|S_A| + |S_M|}} \quad (5.3)$$

$$MYM = \text{maksimum} \left\{ \underset{v_A \in S_A}{\text{maksimum}} \{d(v_A, S_M)\}, \underset{v_M \in S_M}{\text{maksimum}} \{d(v_M, S_A)\} \right\} \quad (5.4)$$

Burada S_A otomatik olarak bölütlenen, S_M elle yapılan konturlamalar sonucu elde edilen yapıların yüzeylerini; $d(v, S)$, v vokseli ve S yüzeyi arasındaki minimum Öklit mesafesini; $|S|$ ise S yüzeyine ait olan voksellerin sayısını ifade etmektedir. Çalışmada OYM, KYM ve MYM mm cinsinden hesaplanmıştır.

Ayrıca, önerilen bölütleme metotlarının performans değerlendirmesini yapmak için, tüm BT taramalarında organların ve anormal yapıların bölütlenmesi için geçen sürelerin ortalaması alınmıştır. Bu amaçla Matlab platformunun “tic” ve “toc” komutlarından faydalanılmıştır. Bir kesitte her bir yapının bölütlenmesi için geçen süre ayrı ayrı tespit edilmiş, süreler toplanarak toplam kesit sayısına bölünmüş ve 100 ile çarpılarak

512×512×100'lük bir BT taramasında bir yapının bölütlenmesi için geçen süre hesaplanmıştır.

Bölütleme işlemleri sonucunda elde edilen organlar ve anormal oluşumlar Bölüm 1.11'de açıklanan yüzey kaplama tekniği ile üç boyutlu olarak gösterilmiştir. Bu amaçla; bir BT seti için, bu BT setini oluşturan her bir iki boyutlu kesit görüntüsünden Bölüm 3 ve Bölüm 4'te açıklanmış olan yöntemlerle otomatik olarak elde edilen organ ve anormal oluşumların iki boyutlu bölütleri bir araya getirilerek ilgili organ ve anormal oluşuma ait hacimsel veriler teşkil edilmiş ve bu hacimsel verilere yüzey kaplama tekniği uygulanarak üç boyutlu gösterim yapılmıştır.

5.1 Göğüs Bölgesinin Tam Otomatik Olarak Bölütlenmesine Ait Bulgular

Göğüs bölgesine ait BT görüntü setlerinde sol ve sağ akciğerleri, trake/ana bronşları ve omurga kanalını bölütlemek amacıyla önerilen metotlar dışında, literatürde mevcut çalışmalarda önerilen dört farklı metot (Yim ve Hong 2008, Wang vd. 2009, Banik vd. 2010, de Nunzio vd. 2011) da geliştirilmiş, on adet akciğer kanserli hastaya ait BT taramaları ile LIDC'den elde edilen on adet BT tarama setine uygulanmıştır. Bu çalışmanın ve literatürde yer alan dört çalışmanın altın standartla olan kıyaslama sonuçları, on adet kanserli hastaya ait on adet BT taraması için çizelge 5.1-5.4'te sunulmuştur.

Çizelge 5.1 Kanserli hastalara ait on adet BT tarama seti için HÖO kıyaslaması

	Metot				
Bölütlenen Yapı	Önerilen Metot	de Nunzio vd. 2011	Yim ve Hong 2008	Wang vd. 2009	Banik vd. 2010
Sol Akciğer	98,70±1,32	96,50±0,91	-	-	-
Sağ Akciğer	98,70±0,86	96,30±1,12	-	-	-
Akciğerler	98,70±1,27	96,32±0,86	97,10±1,02	95,40±1,82	-
Trake/Ana Bronşlar	94,30±3,93	94,60±3,35	94,60±2,87	93,00±3,63	-
Omurga Kanalı	96,50±3,67	-	-	-	96,70±3,59

Çizelge 5.2 Kanserli hastalara ait on adet BT tarama seti için OYM kıyaslaması

	Metot				
Bölütlenen Yapı	Önerilen Metot	de Nunzio vd. 2011	Yim ve Hong 2008	Wang vd. 2009	Banik vd. 2010
Sol Akciğer	0,73±0,36	0,90±0,51	-	-	-
Sağ Akciğer	0,77±0,48	0,93±0,71	-	-	-
Akciğerler	0,63±0,32	0,91±0,43	0,94±0,57	0,99±0,73	-
Trake/Ana Bronşlar	0,89±0,72	0,50±0,23	0,55±0,31	0,71±0,22	-
Omurga Kanalı	0,57±0,41	-	-	-	0,52±0,39

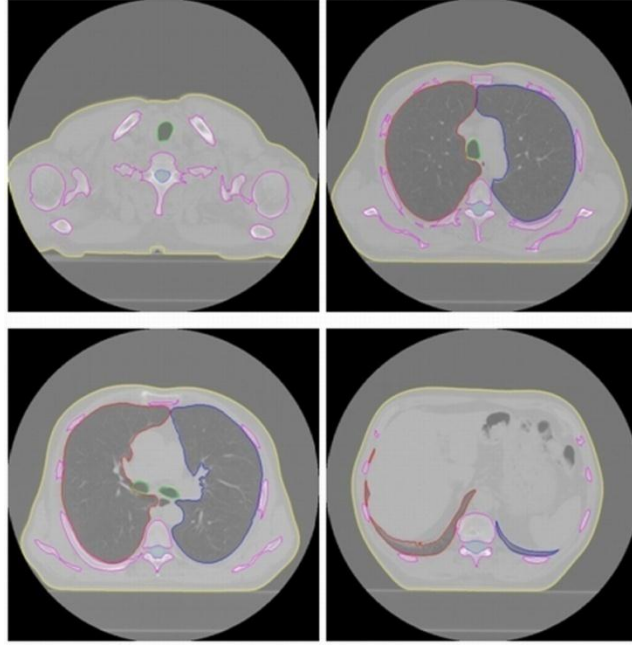
Çizelge 5.3 Kanserli hastalara ait on adet BT tarama seti için KYM kıyaslaması

	Metot				
Bölütlenen Yapı	Önerilen Metot	de Nunzio vd. 2011	Yim ve Hong 2008	Wang vd. 2009	Banik vd. 2010
Sol Akciğer	1,33 ±0,48	1,77 ±0,63	-	-	-
Sağ Akciğer	1,48 ±0,75	1,51 ±0,89	-	-	-
Akciğerler	1,30 ±0,93	1,49 ±0,77	1,92 ±1,13	2,16 ±1,24	-
Trake/Ana Bronşlar	1,52 ±0,86	1,23 ±0,55	1,38 ±0,77	1,56 ± 0,97	-
Omurga Kanalı	1,13 ±0,78	-	-	-	1,02 ±0,62

Çizelge 5.4 Kanserli hastalara ait on adet BT tarama seti için MYM kıyaslaması

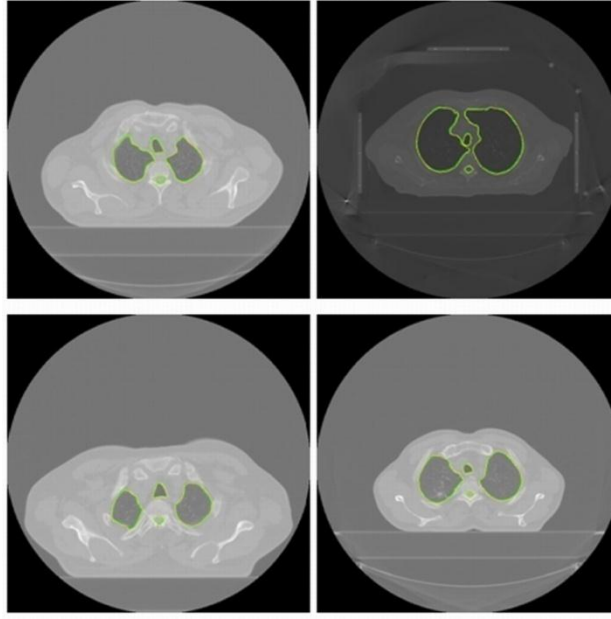
	Metot				
Bölütlenen Yapı	Önerilen Metot	de Nunzio vd. 2011	Yim ve Hong 2008	Wang vd. 2009	Banik vd. 2010
Sol Akciğer	8,42 ± 3,48	9,16 ± 3,01	-	-	-
Sağ Akciğer	8,23 ± 4,12	10,02 ± 4,65	-	-	-
Akciğerler	8,57 ± 2,88	10,00 ± 3,81	10,67 ± 2,78	11,13 ± 4,34	-
Trake/Ana Bronşlar	11,78 ± 4,35	11,21 ± 3,98	11,28 ± 4,74	12,96 ± 4,02	-
Omurga Kanalı	8,46 ± 3,97	-	-	-	8,38 ± 5,79

Şekil 5.1, bir BT setinde önerilen metotlarla otomatik olarak bölütlenen yapıların dört farklı kesit üzerindeki ayrıtlarını göstermektedir. Burada hastaya ait bölge sarı, sol akciğer mavi, sağ akciğer kırmızı, trake/ana bronşlar yeşil, kemikler macenta ve omurga kanalı ise açık mavi renkli konturlarla ifade edilmektedir.



Şekil 5.1 Önerilen metotlarla elde edilen otomatik bölütleme sonuçları

Şekil 5.2, aynı BT setinde önerilen metotlarla otomatik olarak bölütlenen (sarı konturlar) akciğerler, trake/ana bronşlar ve omurga kanalı ile aynı yapılara ilişkin altın standardı (yeşil konturlar) göstermektedir.



Şekil 5.2 Otomatik bölütleme sonuçları ve altın standart

Bu çalışmanın ve literatürde yer alan dört çalışmanın altın standartla olan kıyaslama sonuçları, LIDC'den elde edilen on adet BT taraması için ise çizelge 5.5-5.8'de sunulmuştur.

Çizelge 5.5 LIDC BT tarama seti için HÖÖ kıyaslaması

	Metot				
Bölütlenen Yapı	Önerilen Metot	de Nunzio vd. (2011)	Yim ve Hong (2008)	Wang vd. (2009)	Banik vd. (2010)
Sol Akciğer	99,14±0,33	99,12±0,38	-	-	-
Sağ Akciğer	99,07±0,30	99,03±0,42	-	-	-
Akciğerler	99,11±0,26	99,08±0,21	99,15±0,30	98,90±0,30	-
Trake/Ana Bronşlar	96,91±1,47	97,06±1,30	97,68±1,42	95,61±1,65	-
Omurga Kanalı	97,19±2,72	-	-	-	97,11±2,35

Çizelge 5.6 LIDC BT tarama seti için OYM kıyaslaması

	Metot				
Bölütlenen Yapı	Önerilen Metot	de Nunzio vd. (2011)	Yim ve Hong (2008)	Wang vd. (2009)	Banik vd. (2010)
Sol Akciğer	0,31±0,10	0,44±0,19	-	-	-
Sağ Akciğer	0,27±0,17	0,34±0,12	-	-	-
Akciğerler	0,29±0,03	0,38±0,15	0,32±0,11	0,34±0,20	-
Trake/Ana Bronşlar	0,34±0,14	0,36±0,05	0,39±0,13	0,59±0,15	-
Omurga Kanalı	0,28±0,21	-	-	-	0,35±0,09

Çizelge 5.7 LIDC BT tarama seti için KYM kıyaslaması

	Metot				
Bölütlenen Yapı	Önerilen Metot	de Nunzio vd. (2011)	Yim ve Hong (2008)	Wang vd. (2009)	Banik vd. (2010)
Sol Akciğer	0,61 ±0,22	0,79 ±0,23	-	-	-
Sağ Akciğer	0,63 ±0,38	0,82 ±0,51	-	-	-
Akciğerler	0,67 ±0,18	0,84 ±0,33	0,71 ±0,22	0,89 ±0,37	-
Trake/Ana Bronşlar	0,66 ±0,35	0,69 ±0,20	0,81 ±0,24	1,13 ±0,41	-
Omurga Kanalı	0,60 ±0,43	-	-	-	0,73 ±0,38

Çizelge 5.8 LIDC BT tarama seti için MYM kıyaslaması

	Metot				
Bölütlenen Yapı	Önerilen Metot	de Nunzio vd. (2011)	Yim ve Hong (2008)	Wang vd. (2009)	Banik vd. (2010)
Sol Akciğer	1,76±0,66	1,83±0,99	-	-	-
Sağ Akciğer	1,93±1,03	2,02±0,87	-	-	-
Akciğerler	2,08±1,15	2,05±0,46	2,23±1,36	2,76±1,90	-
Trake/Ana Bronşlar	2,55±1,44	2,88±0,97	3,03±1,65	3,51±2,24	-
Omurga Kanalı	2,67 ±1,89	-	-	-	3,78 ±2,00

Çizelge 5.9, önerilen metotların literatürde mevcut çalışmalarda önerilen dört farklı metot ile performans açısından kıyaslanması sonuçlarını göstermektedir.

Akciğer sınırlarına temas eden nodüller ve damarlardan kaynaklanan akciğerlerin eksik bölütlenmesi sorununun çözümü için, de Nunzio vd. (2011) bölütlenmiş akciğerlere morfolojik üç boyutlu kapama işlemini uygulamış, Yim ve Hong (2008), her bir kesitte sınır piksellerinin eğimlerini değerlendirerek akciğer sınırlarını düzeltmiştir. Wang vd. (2009), BT kesitlerindeki akciğer alanlarında eksik olarak bölütlenmiş olan anormal yapıları tanımlamak için, oluşum matrislerini ve entropi ile ters fark momenti özellik değerlerinin çarpımlarının eşiklenmiş sonuçlarını kullanarak desen özellik görüntüleri oluşturmuştur.

Bu çalışmada, akciğerlerin sınırları ile temas eden ve bölütlenmiş akciğerlerden hariç tutulmuş olan patolojik alanların akciğerlere dâhil edilmesi için üç aşamadan oluşan yeni bir yaklaşım önerilmektedir.

LIDC'den elde edilen BT taramaları üzerinde, önerilen metodun altın standart ile kıyaslanması sonucunda, önerilen metodun diğer metotlarda da olduğu gibi uzman bir radyasyon onkoloğu tarafından elle yapılan bölütleme sonuçlarını üretebildiği gözlenmiştir (Çizelge 5.5-5.8). Çizelge 5.1-5.4'ten de görülebileceği gibi, önerilen metot, akciğer kanserli hastalara ait BT taramalarının bölütlenmesinde diğer metotlara göre daha iyi sonuçlar vermektedir. Geniş alana yayılmış kanserli akciğerlerin bölütlenmesinde elde edilen iyi sonuçlar, bu çalışmaya özgü olan “bölütlenmiş akciğerlerden hariç tutulmuş patolojik alanların akciğerlere dâhil edilmesi” işleminden kaynaklanmaktadır.

Çizelge 5.9 metotların dakika cinsinden çalışma zamanlarını göstermektedir. Önerilen akciğer bölütleme metodu, diğer çalışmalarda önerilen metotlardan (de Nunzio vd. 2011, Yim ve Hong 2008, Wang vd. 2009) sırasıyla 1,3, 1,6 ve 2,3 kez daha hızlı çalışmaktadır. Bu durumun sebebi, önerilen metotta, üç boyutlu morfolojik kapama, tarama satırı arama ve desen özelliklerinin hesaplanması gibi kaynak ve zaman gereksinimi fazla olan algoritmaların kullanılmamasıdır.

Çizelge 5.9 512×512×100 boyutunda bir BT tarama seti için çalışma zamanları

Bölütlenen Yapı	Metot				
	Önerilen Metot	de Nunzio vd. (2011)	Yim ve Hong (2008)	Wang vd. (2009)	Banik vd. (2010)
Akciğerler	3,7	4,8	6,0	8,5	-
Trake/Ana Bronşlar	1,5	1,7	1,5	1,3	-
Omurga Kanalı	4,2	-	-	-	8,6

Banik vd. (2010), omurga kanalının bölütlenmesi için morfolojik geri çatmayı kullanan bulanık bölütleme yönteminden faydalanmıştır. Her bir kesitte Hough dönüşümü ile sınır haritalarının omurgayı içeren parçalarıyla en iyi örtüşen daireyi bulmuş ve bu daire merkezlerini morfolojik geri çatma işlemi için tohum olarak kullanmıştır. Omurga kanalının bölütlenmesi için tez çalışmasında önerilen yaklaşım, Banik vd. (2010) tarafından önerilen yaklaşımdan iki şekilde farklılık göstermektedir. Birinci olarak, önerilen metotta, sadece omurga kanalının omurga tarafından tamamen çevrelenmediği kesitlerde tohumların tespiti ve bulanık bölütleme işlemleri uygulanmaktadır. Omurganın omurga kanalını tam olarak çevrelediği tespit edilen kesitlerde, omurga içerisindeki kemik olmayan alan omurga kanalı olarak bölütlenmektedir. İkinci olarak, tohum belirleme işlemi için Hough dönüşümü gibi oldukça fazla hesaplama ve zaman gerektiren bir işlem uygulanmamakta, bir önceki kesitte bölütlenmiş olan omurga kanalının merkezi, sonraki kesitte tohum olarak kullanılmaktadır.

Bu çalışmada omurga kanalının bölütlenmesi için önerilen bulanık bölütlemenin değiştirilmiş versiyonu, bu konuda Banik vd. (2010) tarafından yapılmış olan çalışmayla benzer sonuçlara sahip bölütleme yapmakta ve bu çalışmaya göre işlem yükü ve çalışma zamanı açısından daha iyi sonuçlar vermektedir. Önerilen metot ile omurga bölütleme işlemi ortalama 4,2 dakika alırken, diğer metot (Banik vd. 2010) 8,6 dakika gerektirmektedir (Çizelge 5.9). Bu durum, önerilen metotta, omurganın omurga kanalını tamamen çevrelediği kesitlerde bulanık bölütleme işleminin uygulanmaması ve tohum noktalarının seçimi için uygulanan teknikten kaynaklanmaktadır.

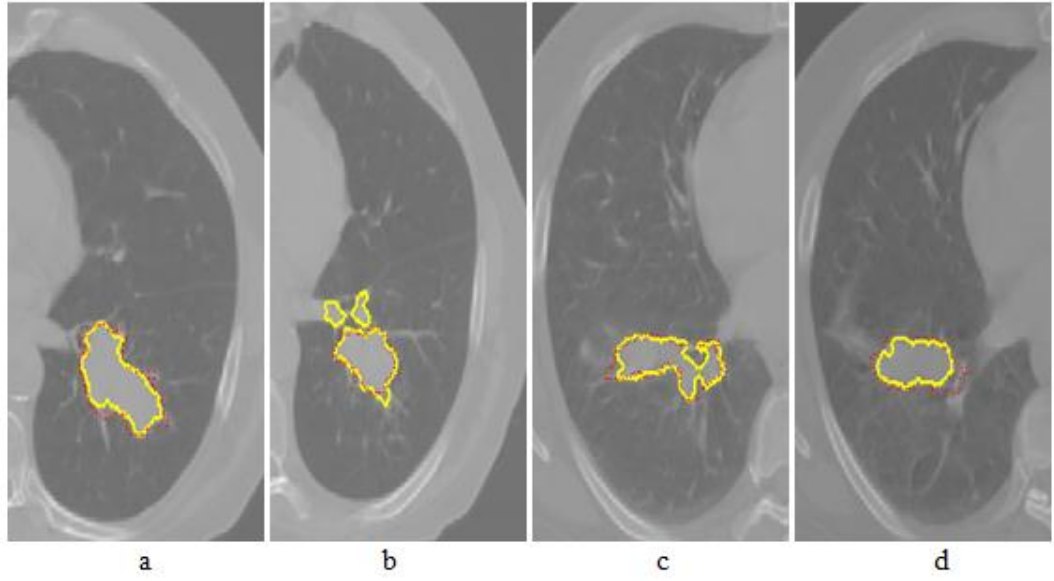
Akciğerlerdeki anormal yapıların BT görüntülerini kullanarak otomatik olarak tespiti için literatürde yer alan çalışmalar incelendiğinde, bu çalışmaların büyük bir çoğunluğunun çapları 2 mm ve 30 mm arasında değişen nodüllerin tespitine odaklandığı, geniş alan yayılmış akciğer kanserlerine yönelik az sayıdaki yöntemin kullanıcı etkileşimine veya geniş eğitim kümelerine ihtiyaç duyduğu görülmektedir. Bu çalışmada geniş alana yayılmış akciğer kanserlerinin tam otomatik olarak bölütlenmesi için yeni bir metot önerilmektedir.

On adet akciğer kanserli hastaya ait BT taramalarında önerilen yeni metotla tam otomatik olarak bölütlenmiş kanserli alanlarla, radyasyon onkoloğu tarafından tespit edilen kanserli alanların kıyaslanmasına ilişkin sonuçların ortalaması çizelge 5.10'da görülmektedir.

Çizelge 5.10 Kanserli hastalara ait on adet BT tarama seti için kıyaslama sonuçları

HÖO (%)	OYM	KYM	MYM	Ortalama Yanlış Pozitif Sayısı	Ortalama Yanlış Negatif Sayısı
81,73±3,66	2,81±1,12	5,35±1,69	13,11±3,22	1,9	0,3

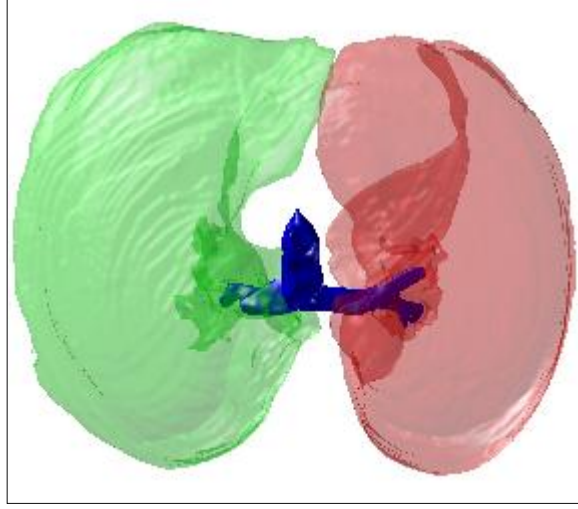
Şekil 5.3, dört farklı BT kesit görüntüsünde bölütlenmiş kanserli alanları göstermektedir. Burada kırmızı renkli konturlar uzman hekim tarafından elle yapılan bölütleme sonuçlarını, sarı renkli konturlar geliştirilen yöntemle otomatik olarak yapılan bölütleme sonuçlarını ifade etmektedir. Şekil 5.3.b'de, hekim tarafından tespit edilmemiş, ancak geliştirilen yöntem ile bölütlenmiş iki adet yanlış pozitif alan yer almaktadır.



Şekil 5.3 Bölütlenmiş kanserli alanlar

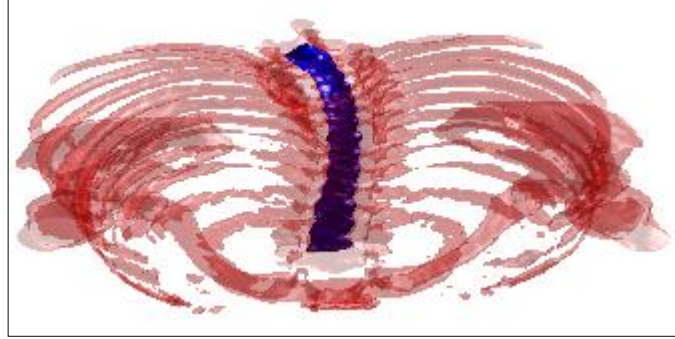
Akciğerlerdeki kanserli alanların standart bir şeklinin ve gri seviye değerinin bulunmaması ve bu alanların akciğerlere temas eden diğer sağlıklı dokularla ve akciğerlerdeki damarlarla çok yakın gri seviye değerlerine sahip olması, otomatik bölütlemeyi güç kılmaktadır. Geniş alana yayılmış akciğer kanserlerinin tam otomatik olarak bölütlenmesine ilişkin elde edilen sonuçlar, göğüs bölgesindeki anatomik yapıların bölütlenmesinde elde edilen sonuçların gerisinde kalmasına rağmen, hedeflenen bölütlemenin zorlukları göz önüne alındığında, sonuçların umut verici olduğu, önerilen metodun kullanıcı etkileşimi ve eğitim setlerine ihtiyaç duymamasının da pozitif bir özellik teşkil ettiği değerlendirilmiştir. Literatürde mevcut çalışmalarda kullanıcı girdileri ya da geniş eğitim setleri kullanıldığından, bu çalışmalarla karşılaştırma yapılamamıştır.

Şekil 5.4'te önerilen metotlarla tam otomatik olarak bölütlenmiş akciğerler ve trake/ana bronşların üç boyutlu gösterimi yer almaktadır. Sağ akciğer yeşil, sol akciğer kırmızı ve trake/ana bronşlar mavi renkle gösterilmiştir.



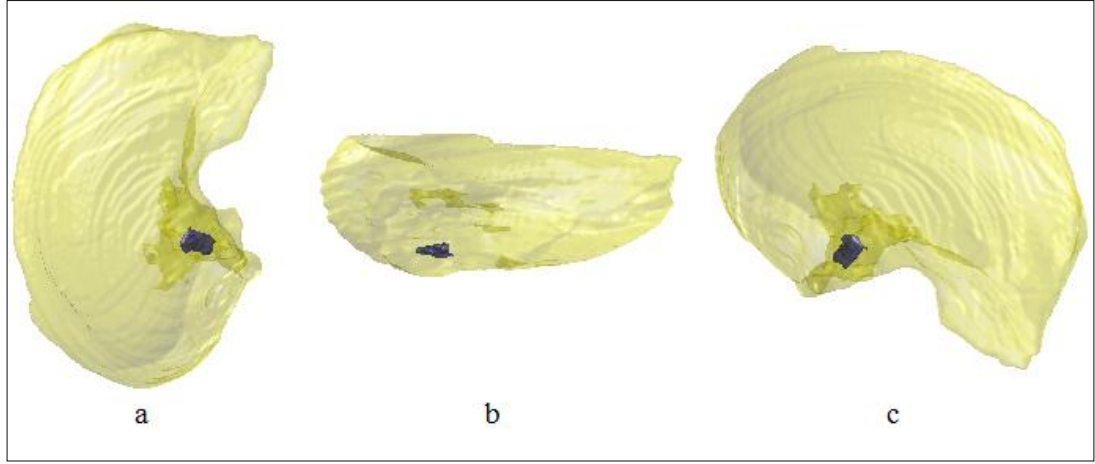
Şekil 5.4 Akciğerler ve trake/ana bronşların üç boyutlu gösterimi

Şekil 5.5’te önerilen metotlarla tam otomatik olarak bölütlenmiş kemikler ve omurga kanalının üç boyutlu gösterimi yer almaktadır. Kemikler kırmızı, omurga kanalı mavi renkle gösterilmiştir.



Şekil 5.5 Kemikler ve omurga kanalının üç boyutlu gösterimi

Şekil 5.6’da önerilen metotlarla tam otomatik olarak bölütlenmiş akciğer ve kanserli alanın üç boyutlu gösterimleri yer almaktadır. Akciğer sarı, kanserli alan mavi renkle gösterilmiştir.



Şekil 5.6 Akciğer ve kanserli alanın üç boyutlu gösterimi

5.2 Karın Bölgesinin Tam Otomatik Olarak Bölütlenmesine Ait Bulgular

Tez çalışması kapsamında karın bölgesinde omurga kanalı, karaciğer, böbrekler ve karaciğer metastazlarının tam olarak bölütlenmesi maksadıyla metotlar önerilmiş ve karaciğer metastazlı on beş hastaya ait BT taramasına uygulanmıştır. Karaciğer ve böbreklerin bölütlenmesinde son adım olarak düzey kümesi ile son bölütleme gerçekleştirilmiştir. Düzey kümesinin maksimum iterasyon sayısı 500 olarak belirlenmiştir. Düzey kümesi tekniğinin literatürde mevcut hâlinde, ayırt gösterge fonksiyonunun hesaplanması için birinci dereceden türevin hesaplanmasına başvurulmaktadır. Çalışmada, ayırt gösterge fonksiyonunun hesaplanması için ayrıca, kesirsel mertbe türevler de kullanılmıştır. Çizelge 5.11-5.14'te düzey kümesi tekniğinde farklı ağırlık katsayıları (Li vd. 2005) ve farklı mertbeden kesirsel türevlerin kullanılması ile elde edilen tam otomatik bölütleme sonuçları ve altın standardın karşılaştırılmasını gösterilmektedir.

Çizelge 5.11-5.14'te verilen sonuçlar incelendiğinde; düzey kümesinin, $v=0,5$ için kesirsel mertbe türevlerle en iyi sonucu verdiği görülmektedir. Bu durumun, kesirsel mertbe türevlerin görüntülerde normalde tespit edilemeyen ince ayrıtların algılanmasını sağlayabilmesinden kaynaklandığı değerlendirilmiştir. v 'nin $0,5$ 'in altında ve üstünde değerleri için başarının düştüğü görülmektedir. Kesirsel mertbe türev hesaplanmasında $n=5$ (5×5 komşuluk) alınmıştır.

Çizelge 5.11 Karaciğer ve böbreklere ait HÖO kıyaslaması

	Birinci Dereceden Türev		Kesirsel Mertebe Türev		
Bölütlenen Yapı	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=3$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$ $v=0,25$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$ $v=0,5$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$ $v=0,75$
Karaciğer	90,13±2,86	90,21±3,02	89,75±4,22	92,34±3,21	90,37±4,42
Böbrekler	93,70±1,78	94,09±1,43	93,16±5,31	94,89±2,67	93,05±6,78

Çizelge 5.12 Karaciğer ve böbreklere ait OYM kıyaslaması

	Birinci Dereceden Türev		Kesirsel Mertebe Türev		
Bölütlenen Yapı	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=3$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$ $v=0,25$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$ $v=0,5$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$ $v=0,75$
Karaciğer	2,24±0,75	2,01±0,94	3,11±1,45	1,46±0,54	2,38±1,17
Böbrekler	1,98±0,63	2,51±0,83	2,81±0,90	0,76±0,33	1,52±0,81

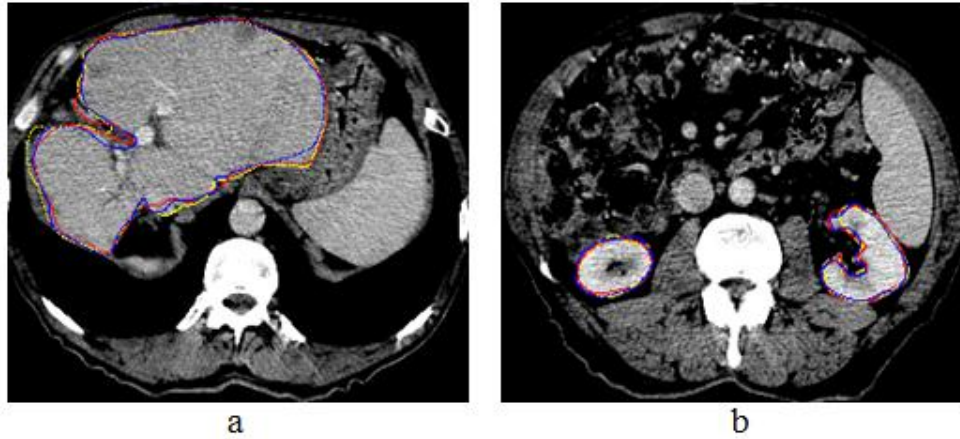
Çizelge 5.13 Karaciğer ve böbreklere ait KYM kıyaslaması

	Birinci Dereceden Türev		Kesirsel Mertebe Türev		
Bölütlenen Yapı	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=3$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$ $v=0,25$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$ $v=0,5$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$ $v=0,75$
Karaciğer	5,03±1,43	4,48±2,27	5,89±1,88	3,02±1,08	5,54±1,77
Böbrekler	4,17±1,71	5,22±1,76	4,87±1,43	2,66±1,28	3,07±1,15

Çizelge 5.14 Karaciğer ve böbreklere ait MYM kıyaslaması

	Birinci Dereceden Türev		Kesirsel Mertebe Türev		
Bölütlenen Yapı	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=3$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$ $v=0,25$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$ $v=0,5$	$\mu=0,04$ $\lambda=5$ $m=1,5$ $v=0,75$
Karaciğer	12,01±2,67	13,22±1,27	16,32±4,55	11,22±2,13	16,79±3,48
Böbrekler	11,90±3,03	14,21±4,09	14,33±3,21	8,23±2,78	10,46±2,61

Şekil 5.7, bölütlenmiş karaciğer ve böbrekleri göstermektedir. Burada sarı renkli konturlar altın standardı, kırmızı renkli konturlar ayırıt gösterge fonksiyonunun hesaplanması için, birinci dereceden türevin ve $\mu = 0,04$, $\lambda = 5$, $m = 1,5$ ağırlık katsayılarının kullanıldığı düzey kümesi için elde edilen sonuçları ve mavi renkli konturlar ayırıt gösterge fonksiyonunun hesaplanması için kesirsel mertbe türevin ($v=0,5$) ve $\mu = 0,04$, $\lambda = 5$, $m = 1,5$ ağırlık katsayılarının kullanıldığı düzey kümesi için elde edilen sonuçları göstermektedir.



Şekil 5.7 Bölütlenmiş karaciğer ve böbrekler

Benzer şekilde, düzey kümesi tekniğinde ayırıt gösterge fonksiyonunun kesirsel mertbe türevle hesaplanmasında, sabit ağırlık katsayıları ve kesirsel türev mertebesi için kesirsel mertbe türevin farklı n (komşuluk) değerlerinin kullanılmasının etkileri Çizelge 5.15-5.18’de gösterilmiştir. Farklı komşuluk değerleri ile elde edilen sonuçların arasında çok önemli farklılıklar bulunmamasına rağmen, komşulukların 5’in altında ve üstünde değerleri için düzey kümesi tekniğinin başarısının düştüğü görülmekte, bir pikselin kesirsel mertbe türevinin hesaplanmasında 5×5 komşuluğunun baz alınmasının en iyi sonuçları verdiği görülmektedir. Bir pikselin kesirsel mertbe türevinde, 3×3 komşuluğundaki piksellerin dikkate alınmasının yetersiz kaldığı; 7×7 komşuluğundaki piksellerin dikkate alınmasının ise hesaplamada gereksiz komşu piksellerin de değerlendirilmesine ve başarı oranı üzerinde olumsuz etki yaratmasına sebep olduğu değerlendirilmiştir.

Çizelge 5.15 Kesirsel mertebe türev için karaciğer ve böbreklere ait HÖO kıyaslaması

	Kesirsel Mertebe Türev		
Bölütlenen Yapı	$\mu = 0,04$ $\lambda = 5$ $m = 1,5$ $v = 0,5$ $n = 3$	$\mu = 0,04$ $\lambda = 5$ $m = 1,5$ $v = 0,5$ $n = 5$	$\mu = 0,04$ $\lambda = 5$ $m = 1,5$ $v = 0,5$ $n = 7$
Karaciğer	92,01±3,89	92,34±3,21	92,30±4,13
Böbrekler	93,73±3,42	94,89±2,67	93,95±4,09

Çizelge 5.16 Kesirsel mertebe türev için karaciğer ve böbreklere ait OYM kıyaslaması

	Kesirsel Mertebe Türev		
Bölütlenen Yapı	$\mu = 0,04$ $\lambda = 5$ $m = 1,5$ $v = 0,5$ $n = 3$	$\mu = 0,04$ $\lambda = 5$ $m = 1,5$ $v = 0,5$ $n = 5$	$\mu = 0,04$ $\lambda = 5$ $m = 1,5$ $v = 0,5$ $n = 7$
Karaciğer	2,24±1,66	1,46±0,54	1,55±1,38
Böbrekler	1,89±0,34	0,76±0,33	1,47±0,98

Çizelge 5.17 Kesirsel mertebe türev için karaciğer ve böbreklere ait KYM kıyaslaması

	Kesirsel Mertebe Türev		
Bölütlenen Yapı	$\mu = 0,04$ $\lambda = 5$ $m = 1,5$ $v = 0,5$ $n = 3$	$\mu = 0,04$ $\lambda = 5$ $m = 1,5$ $v = 0,5$ $n = 5$	$\mu = 0,04$ $\lambda = 5$ $m = 1,5$ $v = 0,5$ $n = 7$
Karaciğer	5,16±1,83	3,02±1,08	4,28±2,44
Böbrekler	4,33±2,03	2,66±1,28	3,82±1,48

Çizelge 5.18 Kesirsel mertebe türev için karaciğer ve böbreklere ait MYM kıyaslaması

	Kesirsel Mertebe Türev		
Bölütlenen Yapı	$\mu = 0,04$ $\lambda = 5$ $m = 1,5$ $v = 0,5$ $n = 3$	$\mu = 0,04$ $\lambda = 5$ $m = 1,5$ $v = 0,5$ $n = 5$	$\mu = 0,04$ $\lambda = 5$ $m = 1,5$ $v = 0,5$ $n = 7$
Karaciğer	14,78±3,71	11,22±2,13	13,29±3,66
Böbrekler	11,81±4,10	8,23±2,78	9,31±2,45

Çizelge 5.19, aynı BT taramalarında omurga kanalının tam otomatik bölütlenmesi sonuçları ile altın standardın karşılaştırılmasını göstermektedir. Önerilen metotla otomatik bölütlemenin, radyasyon onkoloğu tarafından elle yapılan bölütleme sonuçlarını üretebildiği gözlenmiştir.

Çizelge 5.19 Omurga kanalının bölütlenmesine ait kıyaslama sonuçları

HÖO (%)	OYM	KYM	MYM
96,41±1,78	0,33±0,17	0,71±0,52	1,89±1,14

Çizelge 5.20’de karaciğer, böbrekler ve omurga kanalının bölütlenmesi için geçen süreler dakika cinsinden verilmiştir. Omurga kanalının bölütlenmesinde geçen sürenin, göğüs bölgesindeki omurga kanalının bölütlenmesi için geçen süreyle yakın olduğu; iteratif bir teknik olan düzey kümesi tekniğinin kullanıldığı karaciğer ve böbreklerin bölütlenmesinin çok daha fazla zaman aldığı tespit edilmiştir.

Çizelge 5.20 512×512×100 boyutunda bir BT tarama seti için çalışma zamanları

Karaciğer	Böbrekler	Omurga Kanalı
21,3	19,6	4,7

On beş adet karaciğer metastazlı hastaya ait BT taramalarında önerilen metotla tam otomatik olarak bölütlenmiş metastazlarla, radyasyon onkoloğu tarafından tespit edilen metastazların kıyaslanmasına ilişkin sonuçların ortalaması çizelge 5.21’de görülmektedir.

Çizelge 5.21 Karaciğer metastazlarına ilişkin kıyaslama sonuçları

HÖO (%)	OYM	KYM	MYM	Ortalama Yanlış Pozitif Sayısı	Ortalama Yanlış Negatif Sayısı
84,45±5,33	4,23±1,66	7,79±3,90	19,23±5,18	1,4	0,7

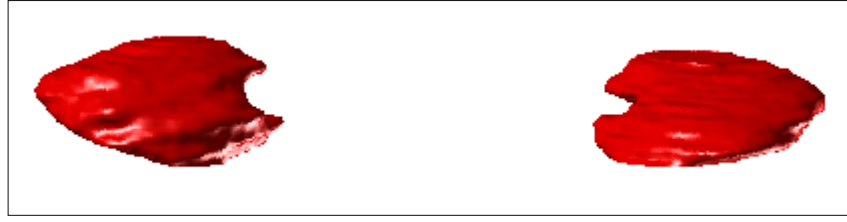
Şekil 5.8, dört farklı BT kesit görüntüsünde bölütlenmiş metastazları göstermektedir. Burada kırmızı renkli konturlar uzman hekim tarafından elle yapılan bölütleme sonuçlarını, sarı renkli konturlar geliştirilen yöntemle otomatik olarak yapılan bölütleme sonuçlarını ifade etmektedir.



Şekil 5.8 Bölütlenmiş metastazlar

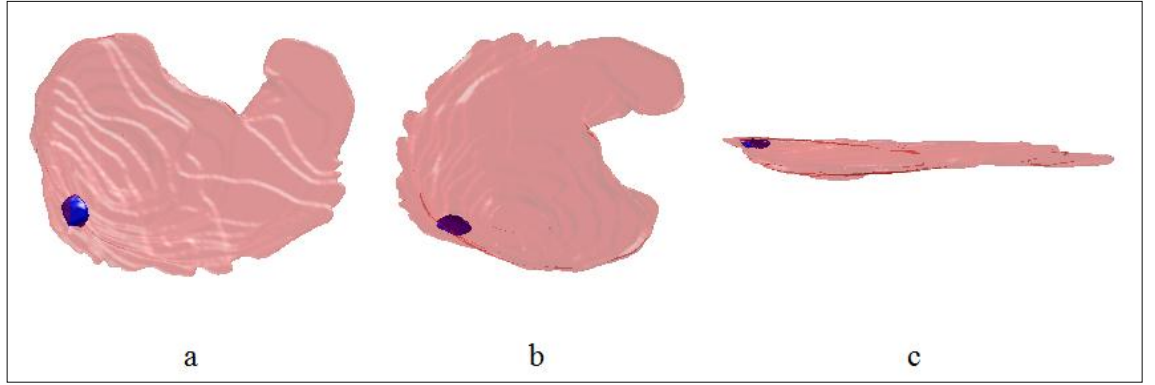
Karaciğer metastazlarının standart bir şeklinin ve gri seviye değerinin bulunmaması ve karaciğerle yüksek kontrasta sahip olmaması otomatik bölütlemeyi güçleştirmektedir. Metastazların bölütlenmesine ilişkin elde edilen sonuçlar, karın bölgesindeki anatomik yapıların bölütlenmesinde elde edilen sonuçların gerisinde kalmış olmasına rağmen, önerilen metodun herhangi bir kullanıcı etkileşimi ve eğitim setine ihtiyaç duymadan başarılı bir şekilde işleyebildiği değerlendirilmiştir. Literatürde mevcut çalışmalarda kullanıcı girdileri ya da geniş eğitim setleri kullanıldığından, bu çalışmalarla karşılaştırma yapılamamıştır.

Şekil 5.9’da önerilen metotlarla tam otomatik olarak bölütlenmiş böbreklerin üç boyutlu gösterimi yer almaktadır.



Şekil 5.9 Böbreklerin üç boyutlu gösterimi

Şekil 5.10’da önerilen metotlarla tam otomatik olarak bölütlenmiş karaciğer ve metastazın üç boyutlu gösterimi yer almaktadır. Karaciğer pembe, metastaz mavi renkle gösterilmiştir.



Şekil 5.10 Karaciğer ve metastazın üç boyutlu gösterimi

6. SONUÇ

Yürütülen tez çalışmasında; radyasyon tedavi planlamalarında kullanılmak üzere, göğüs ve karın bölgesindeki anatomik yapıların ve anormal oluşumların BT görüntülerinden tam otomatik olarak bölütlenmesine yönelik metotlar geliştirilmiştir. Göğüs bölgesinde akciğerler, trake/ana bronşlar, omurga kanalı ve geniş alana yayılmış akciğer kanserleri; karın bölgesinde ise karaciğer, böbrekler, omurga kanalı ve karaciğer metastazları bölütlenmiştir. Geliştirilen metotlarda, literatürde yer alan diğer çalışmalarda da olduğu gibi mevcut görüntü işleme tekniklerinin kombinasyonları ile birlikte bu çalışma kapsamında geliştirilen yeni teknikler kullanılmıştır. BT veri setinin hastanın hangi bölgesine ait olduğunun belirlenmesini müteakip ilgili bölge için geliştirilmiş teknikler seçilerek metodolojinin adaptif olması sağlanmıştır. Tekniklerde minimum sayıda parametre kullanılması hedeflenmiş; kullanılan parametrelerin değerleri, yapılan testler sonucunda belirlenmiş veya literatürde olduğu hâliyle kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlar, altın standart ile hacim ve şekil/konum açısından karşılaştırılmıştır. Bu noktada uzman bir radyasyon onkoloğu tarafından elle yapılan konturlama işleminin sonuçları altın standart olarak kabul edilmiştir.

Önerilen metodolojide, uygulanacak bölütleme metodunun belirlenmesi amacıyla, BT taramalarının insan vücudunun hangi bölgesine ait olduğu BT görüntülerindeki hastaya ait bölge tam otomatik olarak bölütlenerek tespit edilmiştir. Tespit edilen bölgeye göre, bölütlenecek organlar için geliştirilmiş teknikler arasından gerekli teknikler adaptif olarak seçilmiştir.

Göğüs bölgesinin bölütlenmesi kapsamında; bölütlenmiş akciğerlerden hariç tutulmuş patolojik alanların akciğerlere dâhil edilmesi ve kanserli alanların literatürde mevcut olmayan bir şekilde tam otomatik olarak bölütlenmesi için yeni yöntemler geliştirilmiş, omurga kanalının bölütlenmesi için literatürde mevcut bulanık bölütleme işleminin geliştirilmiş bir versiyonu önerilmiştir.

Karın bölgesinin bölütlenmesi kapsamında ise; karaciğer ve böbreklerin bölütlenmesi amacıyla düzey kümesi tekniğine başvurulmuş, düzey kümesi tekniğinde ayırıt

haritasının hesaplanmasında birinci dereceden türevin dışında kesirsel mertebe türevlerden de faydalanılmıştır. Düzey kümesi ile bölütleme işleminde kesirsel mertebe türevlerin kullanılmasıyla yapıların ayrıtlarının daha iyi bir şekilde saptanabildiği ve birinci dereceden türeve göre daha iyi sonuçlar elde edildiği gösterilmiştir. Karaciğer metastazlarının bölütlenmesi maksadıyla, akciğerlerdeki kanserli alanların bölütlenmesi için geliştirilen yöntem uyarlanarak kullanılmıştır.

Önerilen metodoloji ile birlikte literatürde mevcut bazı metotlar da aynı BT setlerine uygulanmış ve önerilen metodoloji ile kıyaslanmıştır. Bu maksatla tüm bu metotları içeren bir yazılım geliştirilmiştir.

Bölütleme işlemleri sonucunda tam otomatik olarak elde edilen organlar ve anormal oluşumlar yüzey kaplama tekniği ile üç boyutlu olarak gösterilmiştir.

Herhangi bir operatör etkileşimine ihtiyaç duymaksızın tam otomatik olarak gerçekleştirilen bölütleme işlemleri sonucunda elde edilen organların ve anormal oluşumların hacimleri otomatik olarak hesaplanmıştır. Hacim ve şekil/konum açısından altın standart ile yapılan karşılaştırmalar neticesinde önerilen metodolojinin kullanılmasıyla;

- Tüm organlar ve anormal oluşumlar için uzman bir radyasyon onkoloğu tarafından elle yapılan bölütleme sonuçlarının üretilebildiği, bölütleme işlemlerinin diğer metotlardan genel olarak daha düşük sürelerde tamamlanabildiği,
- Karaciğer ve böbreklerin, literatürde mevcut düzey seti tekniğine göre daha yüksek doğrulukla bölütlenebildiği,
- Akciğer kanserli hastalara ait BT taramalarının bölütlenmesinde bu çalışmaya özgü olan “bölütlenmiş akciğerlerden hariç tutulmuş patolojik alanların akciğerlere dâhil edilmesi” işlemi sebebiyle literatürde mevcut diğer metotlara göre daha iyi sonuçların elde edildiği,

- Omurga kanalının bölütlenmesinde, literatürde mevcut teknikle benzer sonuçların daha düşük sürelerde elde edilebildiği,
- Eğitim setlerine ihtiyaç duymadan akciğer kanserlerinin ve karaciğer metastazlarının tam otomatik olarak bölütlenbildiği tespit edilmiş ve sonuç olarak önerilen bölütleme metodolojisinin radyoterapi planlamalarında kullanılabileceği değerlendirilmiştir.

KAYNAKLAR

- Amendola, R.L. 2012. Graph-based segmentation of the pediatric trachea in MR images to model growth. Master's Thesis. Graduate College, The University of Iowa, 67, Iowa City.
- Anonymous. 2010a. Web Sitesi: <http://respiratorytherapycave.blogspot.com.tr/2010/08/modern-inhalers-may-equal-better-asthma.html>, Eriřim Tarihi: 16.01.2015.
- Anonymous. 2010b. Web Sitesi: http://www.healthcentral.com/ency/408/guides/000081_1.html, Eriřim Tarihi: 18.01.2015.
- Anonymous. 2011. Web Sitesi: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/imagepages/19574.htm>, Eriřim Tarihi: 17.01.2015.
- Anonymous. 2013. National Cancer Institute Lung Image Database Consortium-LIDC. Web sitesi: <http://imaging.cancer.gov/programsandresources/InformationSystems/LIDC>. Eriřim Tarihi: 03.07.2013.
- Anonymous. 2014a. Web Sitesi: <http://www.urmc.rochester.edu/encyclopedia/content.aspx?contenttypeid=22&contentid=pulmonarynodules>, Eriřim Tarihi: 11.02.2014.
- Anonymous. 2014b. Web Sitesi: http://my.clevelandclinic.org/health/diseases_conditions/hic_Benign_Lung_Tumors, Eriřim Tarihi: 12.02.2014.
- Anonymous. 2014c. Web Sitesi: <http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Sites-Types/metastatic>, Eriřim Tarihi: 12.02.2014.
- Anonymous. 2015. Web Sitesi: <http://www.cedars-sinai.edu/Patients/Programs-and-Services/Spine-Center/The-Patient-Guide/Anatomy-of-the-Spine/Vertebrae-of-the-Spine.aspx>, Eriřim Tarihi: 17.01.2015.
- Archip, N., Erard, P.J., Egmont-Petersen, M., Haeﬂiger, J.M. and Germond, J.F. 2002. A knowledge-based approach to automatic detection of the spinal cord in CT images. IEEE Transactions on Medical Imaging, 21(12); 1504-1516.
- Arısoy, M.Ö. 2012. Potansiyel alan verilerinin kesirsel merteye türevler ile değeriendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Jeofizik Mühendisliği Anabilim Dalı, 78, Ankara.
- Armato, S.G. and Sensakovic, W.F. 2004. Automated lung segmentation for thoracic CT impact on computer-aided diagnosis. Academic Radiology, 11(9); 1011-1021.
- Aykac, D., Hoffman, E., McLennan, G. and Reinhardt, J.M. 2003. Segmentation and analysis of the human airway tree from three-dimensional X-ray CT images. IEEE Transactions on Medical Imaging, 22(8); 940-950.

- Banik, S., Rangayyan, R.M. and Boag, G.S. 2009. Landmarking and Segmentation of 3D CT Images. Morgan & Claypool, 172, USA.
- Banik, S., Rangayyan, R.M. and Boag, G.S. 2010. Automatic segmentation of the ribs, the vertebral column and the spinal canal in pediatric computed tomographic images. *Journal of Digital Imaging*, 23(3); 301-322.
- Bankman, I.N. 2009. Handbook of medical image processing and analysis. Academic Press, 1000, USA.
- Beyzadeoğlu, M. ve Ebruli, C. 2008. Temel radyasyon onkolojisi. Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basımevi, 563, Ankara.
- Campadelli, P., Casiraghi, E. and Esposito, A. 2009. Liver segmentation from computed tomography scans: a survey and a new algorithm. *Artificial Intelligence in Medicine*, 45(2-3); 185-196.
- Carola, R., Harley, J.P. and Noback R.C. 1992. Human anatomy and physiology. McGraw-Hill, 196, New York.
- Chen, X., Summers, R.M., Cho, M., Bagci, U. and Yao, J. 2012. An automatic method for renal cortex segmentation on CT images: evaluation on kidney donors. *Academic Radiology*, 19(5); 562-570.
- Chi, Y., Cashman, P.M.M., Bello, F. and Kitney, R.I. 2007. A discussion on the evaluation of a new automatic liver volume segmentation method for specified CT image datasets, MICCAI workshop on 3D segmentation in the clinic: a grand challenge, 29 October, Proceedings, 167-175, Brisbane, Australia.
- Caselles, V., Catté, F., Coll, T. and Dibos, F. 1993. A geometric model for active contours in image processing. *Numerische Mathematik*, 66(1); 1-31.
- Cootes, T.F., Edwards, G.J. and Taylor, C.J. 1998. Active appearance models, 5th European Conference on Computer Vision, 2-6 June, Proceedings, Vol 2, 484-498, Freiburg, Germany.
- Cootes, T.F., Taylor, C.J., Cooper, D.H. and Graham, J. 1995. Active shape models-their training and application. *Computer Vision and Image Understanding*, 61(1); 38-59.
- Cuingnet, R., Prevost, R., Lesage, D., Cohen, L.D., Mory, B. and Ardon, R. 2012. Automatic detection and segmentation of kidneys in 3D CT images using random forests, MICCAI 2012, 1-5 October, Proceedings, 66-74, Nice, France.
- de Nunzio, G., Tommasi, E., Agrusti, A., Cataldo, R., De Mitri, I., Favetta, M., Maglio, S., Massafra, A., Quarta, M., Torsello, M., Zecca, I., Bellotti, R., Tangaro, S., Calvini, P., Camarlinghi, N., Falaschi, F., Cerello, P. and Oliva, P. 2011.

- Automatic lung segmentation in CT images with accurate handling of the hilar region. *Journal of Digital Imaging*, 24(1); 11-27.
- Dean, C. and Pegington, J. 1995. *Core anatomy for students: thorax, abdomen, pelvis and perineum*. Bailliere Tindall, 150, UK.
- D'Haese, P., Niermann, K.J., Cmelak, A.J., Joshi, P. and Dawant, B. 2004. Automatic segmentation of the human spinal canal using an intelligent digital atlas. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 60(1); 579-580.
- Diciotti, S., Lombardo, S., Coppini, G., Grassi, L., Falchini, M. and Mascalchi, M. 2010. The LoG characteristic scale: a consistent measurement of lung nodule size in CT imaging. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 29(2); 397-409.
- Dillencourt, M.B., Samet, H. and Tamminen, M. 1992. A general approach to connected-component labeling for arbitrary image representations. *Journal of the Association for Computing Machinery*, 39(2); 253-280.
- Doğan, S. ve Altan, M.O. 2003. CT, MR kesitleri ve dijital görüntüler kullanılarak tümörlerin belirlenmesi. *İTÜ Dergisi/d: Mühendislik*, 2(4); 45-55.
- Eroğul, O. ve Karagöz, İ. 2003. *Biyolojik sinyaller ve tıbbi cihazlar*. Ankara Üniversitesi Basımevi, 229, Ankara.
- Fetita, C., Preteux, F., Beigelman-Aubry, C. and Grenier, P. 2004. Pulmonary airways: 3-D reconstruction from multislice CT and clinical investigation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 23(11); 1353-1364.
- Foruzan, A.H., Aghaeizadeh, Z.R., Hori, M. and Sato, Y. 2009. Liver segmentation by intensity analysis and anatomical information in multi-slice CT images. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 4(3); 287-297.
- Foruzan, A., Zoroofi, R., Sato, Y., Hori, M., Murakami, T., Nakamura, H. and Tamura, S. 2006. Automated segmentation of liver from 3D CT images. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1(7); 71-73.
- Frangi, A.F., Niessen, W.J., Vincken, K.L. and Viergever, M.A. 1998. Multiscale vessel enhancement filtering, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 11-13 October, Lecture Notes in Computer Science, Vol 1496, 130-137, Cambridge MA, USA.
- Gavrielides, M.A., Zeng, R., Kinnard, L.M., Myers, K.J. and Petrick, N. 2010. Information-theoretic approach for analyzing bias and variance in lung nodule size estimation with CT: a phantom study. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 29(10); 1795-1807.

- Gomathi, M. and Thangara, P. 2010. A computer aided diagnosis system for detection of lung cancer nodules using extreme learning machine. *International Journal of Engineering Science and Technology*, 2(10); 5770-5779.
- Gonzalez, R.C. and Woods, R.E. 2007. *Digital image processing*. Prentice Hall, 976, USA.
- Gonzalez, R.C., Woods, R.E. and Eddins, S.L. 2009. *Digital image processing using matlab*. Gatesmark Publishing, 827, USA.
- Güçlü, G. 2010. Comparison of different feature extraction methods to analysis lung sound signals. *Yüksek Lisans Tezi, Fatih Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı*, 142, İstanbul.
- Haas, B., Coradi, T., Scholz, M., Kunz, P., Huber, M., Oppitz, U., André, L., Lengkeek, V., Huyskens, D., van Esch, A. and Reddick, R. 2008. Automatic segmentation of thoracic and pelvic CT images for radiotherapy planning using implicit anatomic knowledge and organ-specific segmentation strategies. *Physics in Medicine and Biology*, 53(6); 1751-1771.
- Heimann, T., van Ginneken, B., Styner, M.A., Arzhaeva, Y., Aurich, V., Bauer, C., Beck, A., Becker, C., Beichel, R., Bekes, G., Bello, F., Binnig, G., Bischof, H., Bornik, A., Cashman, P., Chi, Y., Cordova, A., Dawant, B.M., Fidrich, M., Furst, J.D., Furukawa, D., Grenacher, L., Hornegger, J., Kainmuller, D., Kitney, R.I., Kobatake, H., Lamecker, H., Lange, T., Lee, J., Lennon, B., Li, R., Li, S., Meinzer, H.P., Nemeth, G., Raicu, D.S., Rau, A.M., van Rikxoort, E.M., Rousson, M., Rusko, L., Saddi, K.A., Schmidt, G., Seghers, D., Shimizu, A., Slagmolen, P., Sorantin, E., Soza, G., Susomboon, R., Waite, J.M., Wimmer, A. and Wolf, I. 2009. Comparison and evaluation of methods for liver segmentation from CT datasets. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 28(8); 1251-1265.
- Htun, Y.Y. and Aye, K.K. 2008. Fuzzy mathematical morphology approach in image processing. *World Academy of Science, Engineering and Technology*, 2(6); 512-518.
- Hu, S., Hoffman, E.A. and Reinhardt, J.M. 2001. Automatic lung segmentation for accurate quantitation of volumetric X-ray CT images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(6); 490-498.
- Hurkmans, C.W., Borger, J.H., Pieters, B.R., Russell, N.S., Jansen, E.P.M. and Mijnheer, B.J. 2001. Variability in target volume delineation on CT scans of the breast. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 50(5); 1366-1372.
- Jameson, M.G., Holloway, L.C., Vial, P.J., Vinod, S.K. and Metcalfe, P.E. 2010. A review of methods of analysis in contouring studies for radiation oncology. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, 54(5); 401-410.

- Jan, J. 2006. Medical image processing, reconstruction and restoration concepts and methods. CRC Press, 760, USA.
- Jennette, J.C., Olson, J.L., Silva, F.G. and D'Agati, V.D. 2006. Heptinstall's pathology of the kidney. Lippincott Williams and Wilkins, 1600, USA.
- Kainmüller, D., Lange, T. and Lamecker, H. 2007. Shape constrained automatic segmentation of the liver based on a heuristic intensity model, MICCAI workshop on 3D segmentation in the clinic: a grand challenge, 29 October, Proceedings, 109-116, Brisbane, Australia.
- Kakar, M. and Olsen, D.R. 2009. Automatic segmentation and recognition of lungs and lesion from CT scans of thorax. Computerized Medical Imaging and Graphics, 33(1); 72-82.
- Karagöz, İ. ve Eroğul, O. 1998. Tıbbi görüntüleme sistemleri. Haberal Eğitim Vakfı, 326, Ankara.
- Kass, M., Witkin, A. and Terzopoulos, D. 1990. Snakes: active contour models. International Journal of Computer Vision, 1(4); 321-331.
- Khalifa, F., Elnakib, A., Beache, G.M., Gimel'farb, G., El-Ghar, M.A., Ouseph, R., Sokhadze, G., Manning, S., McClure, P. and El-Baz, A. 2011. 3D kidney segmentation from CT images using a level set approach guided by a novel stochastic speed function, MICCAI 2011, 18-22 September, Proceedings, 587-594, Toronto, Canada.
- Kiraly, A.P., Higgins, W.E., McLennan, G., Hoffman, E.A. and Reinhardt, J.M. 2002. Three-dimensional human airway segmentation methods for clinical virtual bronchoscopy. Academic Radiology, 9(10); 1153-1168.
- Ko, J.P. and Betke, M. 2001. Chest CT: automated nodule detection and assessment of change over time-preliminary experience. Radiology, 218(1); 267-273.
- Koss, J.E., Newman, F.D., Johnson, T.K. and Kirch, D.L. 1999. Abdominal organ segmentation using texture transforms and a hopfield neural network. IEEE Transactions on Medical Imaging, 18(7); 640-648.
- Kumar, S.A., Ramesh, J., Vanathi, P.T. and Gunavathi, K. 2011. Robust and automated lung nodule diagnosis from CT images based on fuzzy systems, Process Automation, Control and Computing (PACC) International Conference, 20-22 July, Proceedings, 1-6, Coimbatore, India.
- Lamecker, H., Lange, T. and Seebass, M. 2004. Segmentation of the liver using a 3D statistical shape model. Technical Report. Zuse Institute, Berlin.
- Leader, J.K., Zheng, B., Rogers, R.M., Sciurba, F.C., Perez, A., Chapman, B.E., Patel, S., Fuhrman, C.R. and Gur, D. 2003. Automated lung segmentation in X-ray

- computed tomography: development and evaluation of a heuristic threshold-based scheme. *Academic Radiology*, 10(11); 1224-1236.
- Lee, C-C., Chung, P-C. and Tsai, H-M. 2003. Identifying multiple abdominal organs from CT image series using a multimodule contextual neural network and spatial fuzzy rules. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 7(3); 208-217.
- Lee, Y., Hara, T., Fujita, H., Itoh, S. and Ishigaki, T. 2001. Automated detection of pulmonary nodules in helical CT images based on an improved template-matching technique. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(7); 595-604.
- Li, C., Xu, C., Gui, C. and Fox, M.D. 2005. Level set evolution without reinitialization: a new variational formulation, *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, 20-25 June, Proceedings, Vol 1, 430-436, SanDiego, USA.
- Li, Q., Arimura, H. and Kunio, D. 2004. Selective enhancement filters for lung nodules, intracranial aneurysms, and breast microcalcifications, *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, 23-26 June, Proceedings of the 18th International Congress and Exhibition, Vol 1268, 929-934, Chicago, USA.
- Lim, S.J., Jeong, Y.Y. and Ho, Y.S. 2006. Automatic liver segmentation for volume measurement in CT images. *Journal of Visual Communication and Image Representation*, 17(4); 860-875.
- Lin, D.T., Lei, C.C. and Hung, S.W. 2006. Computer-aided kidney segmentation on abdominal CT images. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 10(1); 59-65.
- Linguraru, M.G., Richbourg, W.J., Liu, J., Watt, J.M., Pamulapati, V., Wang, S. and Summers, R.M. 2012. Tumor burden analysis on computed tomography by automated liver and tumor segmentation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 31(10); 1965-1976.
- Liu, F., Zhao, B., Kijewski, P.K., Wang, L. and Schwartz, L.H. 2005. Liver segmentation for CT images using GVF snake. *Medical Physics*, 32(12); 3699-3706.
- Louie, A.V., Rodrigues, G., Olsthoorn, J., Palma, D., Yu, E., Yaremko, B., Ahmad, B., Aivas, I. and Gaede, S. 2010. Inter-observer and intra-observer reliability for lung cancer target volume delineation in the 4D-CT era. *Radiotherapy and Oncology*, 95(2); 166-171.
- Massoptier, L. and Casciaro, S. 2008. A new fully automatic and robust algorithm for fast segmentation of liver tissue and tumors from CT scans. *European Radiology*, 18(8); 1658-1665.

- Mathieu, B., Melchior, P., Oustaloup, A. and Ceyral, Ch. 2003. Fractional differentiation for edge detection. *Signal Processing*, 83(11); 2421-2432.
- Mayer, D., Bartz, D., Fischer, J., Ley, S., del Rio, A. and Thust, S. 2004. Hybrid segmentation and virtual bronchoscopy based on CT images. *Academic Radiology*, 11(5); 551-565.
- Messay, T., Hardie, R.C. and Rogers, S.K. 2010. A new computationally efficient {CAD} system for pulmonary nodule detection in {CT} imagery. *Medical Image Analysis*, 14(3); 390-406.
- Moltz, J., Bornemann, L., Dicken, V. and Peitgen, H. 2008. Segmentation of liver metastases in CT scans by adaptive thresholding and morphological processing, MICCAI workshop on 3D segmentation in the clinic: a grand challenge II, 6 September, Proceedings, New York, USA.
- Murphy, K., Schilham, A., Gietema, H., Prokop, M. and van Ginneken, B. 2007. Automated detection of pulmonary nodules from low-dose computed tomography scans using a two-stage classification system based on local image features, *Proc. SPIE 6514, Medical Imaging 2007: Computer-Aided Diagnosis*, 651410, doi:10.1117/12.713370.
- Ochs, R.A., Goldin, J.G., Abtin, F., Kim, H.J., Brown, K., Batra, P., Roback, D., McNitt-Gray, M.F. and Brown, M.S. 2007. Automated classification of lung bronchovascular anatomy in CT using AdaBoost. *Medical Image Analysis*, 11(3); 315-324.
- Osher, S. and Sethian, J.A. 1988. Fronts propagating with curvature dependent speed: algorithms based on hamilton-jacobi formulations. *International Journal of Computational Physics*, 79(1); 12-49.
- Özsavaş, E.E., Telatar, Z., Dirican, B., Sağer, Ö. and Beyzadeoğlu, M. 2014a. Automatic segmentation of anatomical structures from CT scans of thorax for RTP. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, Article ID 472890, 14 pages, doi:10.1155/2014/472890.
- Özsavaş, E.E., Telatar, Z., Dirican, B., and Sağer, Ö. 2014b. Fully automated segmentation of lungs and large cancerous areas, 22nd Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 23-25 April, IEEE Conference Proceedings, 606-609, Trabzon.
- Pan, S. and Dawant, B. 2001. Automatic 3D segmentation of the liver from abdominal CT images: a level-set approach., *Proc. SPIE 4322, Medical Imaging 2001: Image Processing*, 128, doi:10.1117/12.431019.
- Peterhans, M., vom Berg, A., Dagon, B., Inderbitzin, D., Baur, C., Candinas, D. and Weber, S. 2011. A navigation system for open liver surgery: design, workflow

and first clinical applications. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 7(1); 7-16.

- Pil, U.K., Yun, J.L., Youngjin, J., Jin, H.C. and Myoung, N.K. 2006. Liver extraction in the abdominal CT image by watershed segmentation algorithm, Imaging the Future Medicine, 27 August-1 September, World Congress of Medical Physics and Biomedical Engineering, Vol 14, 2563-2566, Seoul, Korea.
- Prasad, M.N., Brown, M.S., Ahmad, S., Abtin, F., Allen, J., da Costa, I., Kim, H.J., McNitt-Gray, M.F. and Goldin, J.G. 2008. Automatic segmentation of lung parenchyma in the presence of diseases based on curvature of ribs. Academic Radiology, 15(9); 1173-1180.
- Pu, J., Roos, J., Yi, C.A., Napel, S., Rubin, G.D. and Paik, D.S. 2008a. Adaptive border marching algorithm: automatic lung segmentation on chest CT images. Computerized Medical Imaging and Graphics, 32(6); 452-462.
- Pu, Y., Wang, W.X., Zhou, J.L., Wand, Y.Y. and Jia, H.D. 2008b. Fractional differential approach to detecting textural features of digital image and its fractional differential filter implementation. Science in China Series F: Information Sciences, 51(9); 1319-1339.
- Ruskó, L., Bekes, G., Németh, G. and Fidrich, M. 2007. Fully automatic liver segmentation for contrast-enhanced CT images, MICCAI workshop on 3D segmentation in the clinic: a grand challenge, 29 October, Proceedings, 143-150, Brisbane, Australia.
- Saddi, K.A., Rousson, M., Chédotel, C. and Cheriet, F. 2007. Global-to-local shape matching for liver segmentation in CT imaging. MICCAI workshop on 3D segmentation in the clinic: a grand challenge, 29 October, Proceedings, 207-214, Brisbane, Australia.
- Schmidt, G., Binnig, G., Kietzmann, M. and Kim, J. 2008. Cognition network technology for a fully automated 3D segmentation of liver tumors, MICCAI workshop on 3D segmentation in the clinic: a grand challenge II, 6 September, Proceedings, New York, USA.
- Seo, K.S. and Park, J.A. 2005. Improved automatic liver segmentation of a contrast enhanced CT image, 6th Pacific Rim Conference on Multimedia, 11-13 November, Advances in Multimedia Information Processing-PCM, 899-909, Jeju Island, Korea.
- Sensen, C.W. and Hallgrímsson, B. 2009. Advanced imaging in biology and medicine: technology, software environments, applications. Springer, 445, Berlin.
- Shao, H., Cao, L. and Liu, Y. 2012. A detection approach for solitary pulmonary nodules based on CT images, 2nd International Conference On Computer Science

- and Network Technology (ICCSNT), 29-31 December, Proceedings, 1253-1257, Changchun, China.
- Shimizu, A., Kawamura, T., Mekada, Y., Hayashi, Y., Deguchi, D. and Nawano, S. 2005. Preliminary report of CAD system competition for liver cancer extraction from 3D CT imaging and fusion of the CADs. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1; 525-526.
- Shimizu, A., Narihira, T., Furukawa, D., Kobatake, H., Nawano, S. and Shinozaki K. 2008. Ensemble segmentation using AdaBoost with application to liver lesion extraction from a CT volume, MICCAI workshop on 3D segmentation in the clinic: a grand challenge II, 6 September, Proceedings, New York, USA.
- Shimizu, A., Ohno, R., Ikegami, T., Kobatake, H., Nawano, S. and Smutek, D. 2006. Multi-organ segmentation in three dimensional abdominal CT images. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1(7); 76-78.
- Singh, I. 2007. Textbook of anatomy with colour atlas. Jaypee Brothers Medical Publishers, 1076, New Delhi, India.
- Sluimer, I., Prokop, M. and van Ginneken, B. 2005. Toward automated segmentation of the pathological lung in CT. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24(8); 1025-1038.
- Smeets, D., Stijnen, B., Loeckx, D., Dobbelaer, B. and Suetens, P. 2008. Segmentation of liver metastases using a level set method with spiral-scanning technique and supervised fuzzy pixel classification, MICCAI workshop on 3D segmentation in the clinic: a grand challenge II, 6 September, Proceedings, New York, USA.
- Soille, P. 2003. Morphological image analysis: Principles and Applications 2. Springer-Verlag New York, 391, USA.
- Soille, P. and Vincent, L.M. 1990. Determining watersheds in digital pictures via flooding simulations, *Proc. SPIE 1360, Visual Communications and Image Processing'90: Fifth in a Series*, 240, doi:10.1117/12.24211.
- Soler, L., Delingette, H., Malandain, G., Montagnat, J., Ayache, N., Koehl, C., Dourthe, O., Malassagne, B., Smith, M., Mutter, D. and Marescaux, J. 2001. Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from CT scans for hepatic surgery. *Computer Aided Surgery*, 6(3); 131-142.
- Sonka, M., Park, W. and Hoffman, E.A. 1996. Rule-based detection of intrathoracic airway trees. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 1996, 15(3); 314-326.
- Spiegel, M., Hahn, D.A., Daum, V., Wasza, J. and Hornegger, J. 2009. Segmentation of kidneys using a new active shape model generation technique based on non-rigid image registration. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 33(1); 29-39.

- Stawiaski, J., Decenciere, E. and Bidault, F. 2008. Interactive liver tumor segmentation using graph-cuts and watershed, MICCAI workshop on 3D segmentation in the clinic: a grand challenge II, 6 September, Proceedings, New York, USA.
- Sun, S., Bauer, C. and Beichel, R. 2012. Automated 3-D segmentation of lungs with lung cancer in CT data using a novel robust active shape model approach. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 31(2); 449-460.
- Susomboon, R., Raicu, D.S. and Furst, J. 2007. A hybrid approach for liver segmentation, MICCAI workshop on 3D segmentation in the clinic: a grand challenge, 29 October, Proceedings, 151-160, Brisbane, Australia.
- Suzuki, K., Armato, S.G., Li, F., Sone, S. and Doi, K. 2003. Massive training artificial neural network (MTANN) for reduction of false positives in computerized detection of lung nodules in low-dose computed tomography. *Medical Physics*, 30(7); 1602-1617.
- Tan, Y., Schwartz, L.H. and Zhao, B. 2013. Segmentation of lung lesions on CT scans using watershed, active contours, and markov random field. *Medical Physics*, 40(4), 043502, doi: 10.1118/1.4793409.
- Teramoto, A. and Fujita, H. 2013. Fast lung nodule detection in chest CT images using cylindrical nodule-enhancement filter. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 8(2); 193-205.
- Tsai, D. and Tanahashi, N. 1994. Neural-network-based boundary detection of liver structure in CT images for 3D visualization, *IEEE Conference on Neural Networks*, 27 June-2 July, Proceedings, Vol 6, 3484-3489, Orlando, USA.
- Tschirren, J., Hoffman, E.A., McLennan, G. and Sonka, M. 2005. Intrathoracic airway trees: segmentation and airway morphology analysis from low-dose CT scans. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24(12); 529-1539.
- van Ginneken, B., Frangi, A.F., Staal, J.J., ter HaarRomeny, B.M. and Viergever, M.A. 2002. Active shape model segmentation with optimal features. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(8); 924-933.
- van Rikxoort, E.M., de Hoop, B., Viergever, M.A., Prokop, M. and van Ginneken, B. 2009. Automatic lung segmentation from thoracic CT scans using a hybrid approach with error detection. *Medical Physics*, 36(7); 2934-2947.
- Wang, J., Li, F. and Li, Q. 2009. Automated segmentation of lungs with severe interstitial lung disease in CT. *Medical Physics*, 36(10); 4592-4599.
- Xu, C., Pham, D.L. and Prince, J.L. 2000. Image segmentation using deformable models, In: *Handbook of Medical Imaging, Volume 2: Medical Image Processing and Analysis*. Sonka, M. and Fitzpatrick, J.M. (eds), SPIE Publications, 129-174.

- Yan, G. and Boliang, W. 2008. Automatic segmentation of kidney without using contrast medium on abdominal CT images, 3rd International Conference on Intelligent System and Knowledge Engineering, 17-19 November, Proceedings, 1242-1246, Beijing, China.
- Yang, G., Gu, J., Chen, Y., Liu, W., Tang, L., Shu, H. and Toumoulin, C. 2014. Automatic kidney segmentation in CT images based on multi-atlas image registration, 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 31 August-3 September, Proceedings, 5538-5541, New York, USA.
- Ye, X., Lin, X., Dehmeshki, J., Slabaugh, G. and Beddoe, G. 2009. Shape-based computer-aided detection of lung nodules in thoracic CT images. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56(7); 1810-1820.
- Yim, Y. and Hong, H. 2008. Correction of segmented lung boundary for inclusion of pleural nodules and pulmonary vessels in chest CT images. *Computers in Biology and Medicine*, 38(8); 845-857.
- Zhou, J., Chang, S., Metaxas, D., Zhao, B., Ginsberg, M. and Schwartz, L. 2008a. Automatic detection and segmentation of large lung cancers from chest CT images. Workshop of 11th International conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, 6 September, 165-174, New York, USA.
- Zhou, J., Xiong, W., Tian, Q., Qi, Y., Liu, J., Leow, W.K., Han, T., Venkatesh, S.K. and Wang, S. 2008b. Semi-automatic segmentation of 3D liver tumors from CT scans using voxel classification and propagational learning, MICCAI workshop on 3D segmentation in the clinic: a grand challenge II, 6 September, Proceedings, New York, USA.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Emin Emrah ÖZSAVAŞ

Doğum Yeri : İzmir

Doğum Tarihi : 19.08.1981

Medeni Hali : Evli

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Maltepe Askeri Lisesi (1999)

Lisans : İstanbul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü (2003)

Yüksek Lisans: Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı (Şubat 2004-Haziran 2007)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl

MEBS Okulu ve Eğitim Merkezi Komutanlığı (2003-2007)

Genelkurmay Başkanlığı (2007-2013)

Kara Kuvvetleri Komutanlığı (2013-)

Yayınlar (SCI)

Samet, R. and **Özsavaş, E.** 2007. Optimization of quadtree triangulation for terrain models. Lecture Notes on Computer Sciences, LNCS 4678, Springer, 48-59.

Özsavaş, E.E., Telatar, Z., Dirican, B., Sağer, Ö. and Beyzadeoğlu, M. 2014. Automatic segmentation of anatomical structures from CT scans of thorax for RTP. Computational and Mathematical Methods in Medicine, Article ID 472890, 14 pages, doi:10.1155/2014/472890.

Hakemli Dergiler

Samet, R. and **Özsavaş, E.** 2006. Improving error metric calculation techniques for 3D mesh generation, Association for the Advancement of Modelling and Simulation Techniques in Enterprises (AMSE) Periodicals, Best of Book 2006, 99-108.

Uluslararası Kongre Sunum

Samet, R. and **Özsavaş, E.** 2006. Improving error metric calculation techniques for 3D mesh generation, International Conference on Modeling and Simulation 2006, 28-30 August, Conference Proceedings, 143-149, Konya.

Samet, R. and **Özsavaş, E.** 2006. Optimization of quadtree triangulation for terrain models, Third International Bulgarian-Turkish Conference Computer Science'06, 12-15 October, 387-392, Istanbul, Turkey

Samet, R. and **Özsavaş, E.** 2007. A new method for quadtree triangulation, 9th WSEAS International Conference on Automatic Control, Modeling & Simulation, 27-29 May, Conference Proceedings, 242-249, Istanbul.

Ozsavas, E., Telatar, Z., Dirican, B., Sager, O. and Beyzadeoglu, M. 2014. A new fully automated lung segmentation method for lung cancer radiation treatment planning, the European Society for Radiotherapy & Oncology-ESTRO 33, 4-8 April, Abstract Book, Vienna.

Özsavaş, E.E., Telatar, Z., Dirican, B. and Sağer, Ö. 2014. A new method for automatic segmentation of lungs and large cancerous regions from computed tomography scans of thorax, International Conference on Computational and Experimental Science and Engineering (ICCESEN), 25-29 October, Abstract Book, Antalya.

Ulusal Kongre Sunum

Özsavaş, E.E., Telatar, Z., Dirican, B. and Sağer, Ö. 2014. Fully automated segmentation of lungs and large cancerous areas, 22nd Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 23-25 April, IEEE Conference Proceedings, 606-609, Trabzon.