

**TÜRK HAVA KURUMU ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MATLAB GRAFİK ARAYÜZÜ KULLANICI İLE BT-KARACİĞER  
SEGMENTASYONU İÇİN BİR YAZILIM ARACI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Kumail Ahmed Twaisan TWAISAN**

**Elektrik ve Bilgisayar Anabilim Dalı**

**Elektrik ve Bilgisayar Mühendisliği Programı**

**KASIM 2017**

**TÜRK HAVA KURUMU ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MATLAB GRAFİK ARAYÜZÜ KULLANICI İLE BT-KARACİĞER  
SEGMENTASYONU İÇİN BİR YAZILIM ARACI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Kumail Ahmed Twaisan TWAISAN**

**1406010001**

**Elektrik ve Bilgisayar Anabilim Dalı**

**Elektrik ve Bilgisayar Mühendisliği Programı**

**Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Meltem YILDIRIM İMAMOĞLU**

Türk Hava Kurumu Üniversitesi Fen Bilimler, Enstitüsü'nün 1406010001 numaralı Yüksek Lisans öğrencisi, "Kumail Ahmed Twaisan TWAISAN", ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "Matlab Grafik Arayüzü Kullanıcı İle BT-Karaciğer Segmentasyonu İçin Bir Yazılım Aracı" başlıklı tezini, aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

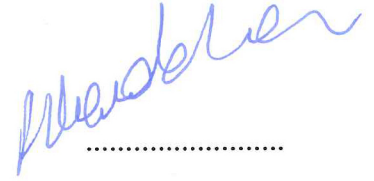
**Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Meltem YILDIRIM İMAMOĞLU**

**Türk Hava Kurumu Üniversitesi**

.....  


**Jüri Üyeleri : Doç. Dr. Fırat HARDALAÇ**

**Gazi Üniversitesi**

.....  


**: Yrd. Doç. Dr. Javad RAHEBİ**

**Türk Hava Kurumu Üniversitesi**

.....  


**: Yrd. Doç. Dr. Meltem YILDIRIM İMAMOĞLU**


**Türk Hava Kurumu Üniversitesi**

.....  


**Tez Savunma Tarihi: 22 Kasım 2017**

**TÜRK HAVA KURUMU ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE**

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum, “MATLAB GRAFIK ARAYÜZÜ KULLANICI İLE BT-KARACIĞER SEGMENTASYONU İÇİN BİR YAZILIM ARACI” adlı çalışmamın, tarafımdan akademik etik ve kurallara aykırı düşecek bir yardıma başvurmaksızın yazıldığını ve yararlandığım kaynakların kaynakçada gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve bunu onurumla doğrularım.



08.11.2017

Kumail Ahmed Twaisan TWAISAN

## TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans tez çalışma sürecinde beni yönlendiren, karşılaştığım zorlukları bilgi ve tecrübesi ile aşmamda yardımcı olan tez danışmanım değerli Yrd. Doç. Dr. Meltem YILDIRIM İMAMOĞLU'na teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarımın sürecinde her zaman yanımda olan anneme, babama, eşime, çocuklarıma ve tüm aileme teşekkürlerimi sunarım.

Kasım 2017

Kumail Ahmed Twaisan TWAISAN

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
TABLO LİSTESİ.....	vii
ŞEKİL LİSTESİ.....	viii
KISALTMALAR.....	x
ÖZET.....	x
ABSTRACT.....	xi
<b>BİRİNCİ BÖLÜM</b> .....	1
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
1.1 Problem Durumu.....	3
1.2 Problem Cümlesi.....	5
1.3 Alt Problemler.....	5
1.4 Araştırmanın Önemi.....	6
1.5 Kısıtlılıklar.....	6
1.6 Raporun ana hatları.....	6
<b>İKİNCİ BÖLÜM</b> .....	7
<b>2. TEMEL KAVRAMLAR VE LİTERATÜR ÖZETİ</b> .....	7
2.1 Temel Kavramlar.....	7
2.1.1 Karaciğer.....	7
2.1.2 Bilgisayarlı Tomografi.....	9
2.1.2.1 Temel İlkeler ve arka plan.....	9
2.1.2.2 BT görüntü paraziti ve yapay olgular.....	10
2.1.2.3 Kontrast madde.....	12
2.1.3 Tıbbi Görüntülerin Segmentasyonu.....	13
2.2 Literatür Özeti.....	14
2.2.1 BT Karaciğer Segmentasyonu İçin Yapılan Çalışmalar.....	14
2.2.2 Karaciğer Segmentasyon Yöntemi.....	18
2.2.3 BT Segmentasyonu için Kullanılan Algoritmalar.....	19
<b>ÜÇÜNCÜ BÖLÜM</b> .....	22
<b>3. YÖNTEM</b> .....	22
3.1 Araştırmanın Yöntemi.....	22
3.2 Verilerin toplanması.....	22
3.3 Araştırmanın Evreni.....	23
3.3.1 Medikal Görüntüleri Okuma.....	23
3.3.2 Bir Veri Matrisini Gri Skala (Tonlama) Görüntüsüne Dönüştürme.....	23
3.3.3 Görüntüleme İçin SRM'nin Kullanılması.....	23
3.3.3.1 Teorik analiz ve algoritmalar.....	24
3.3.3.1.1 Birleşim ifadesi.....	24
3.3.3.1.2 Birleşimde sıralama algoritması.....	26
3.3.3.1.3 Renkli görüntüler.....	28

3.3.4 Görüntü Bölgesi Büyütme.....	28
3.3.5 Morfolojik İşlemler .....	28
3.3.5.1 Aşındırma .....	29
3.3.5.2 Yayma .....	29
3.3.5.3 Açma .....	29
3.3.5.4 Kapama .....	30
3.3.5.5 Doldurma.....	30
3.3.6 Maskeleye .....	30
3.3.7 Algoritma özeti.....	31
3.3.8 Önerilen Arayüzü Tasarımı.....	32
<b>DÖRDÜNCÜ BÖLÜM .....</b>	<b>33</b>
<b>4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....</b>	<b>33</b>
4.1 Deney Düzenegi.....	33
4.2 Bu Tezin Çalışmasında Kullanılan Veriler.....	33
4.3 Sonuçların Değerlendirilmesinde Kullanılan Değerlendirme ve Doğruluk Kriterleri .....	34
4.4 Bölge Büyütme Algoritması ve Önerilen Yöntemin Sonuçları.....	37
4.4.1 Bölge Büyütme Algoritması ile Elde Edilen Segmentasyon Sonuçları.....	37
4.5 Tartışma .....	50
<b>BEŞİNCİ BÖLÜM .....</b>	<b>54</b>
<b>5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....</b>	<b>52</b>
5.1 Tezin Arka Planını .....	54
5.2 İleriki Çalışmalar .....	55
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>56</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>65</b>

## TABLO LİSTESİ

<b>Tablo 1.1</b> : Türkiye’de karaciğer nakli ve bekleyen sayıları 2004-2015.....	4
<b>Tablo 2.1</b> : Karaciğer segmentasyonu hakkında çalışmalar .....	19
<b>Tablo 4.1</b> : Confüzyon matrisi .....	35
<b>Tablo 4.2</b> : V3 nolu kişi için IRG ile elde edilen segmentasyonun sonuçları. ....	41
<b>Tablo 4.3</b> : Bölge büyütme algoritması ile 20 kişi için elde edilen segmentasyonun sonuçları .....	43
<b>Tablo 4.4</b> : V10 nolu kişi için önerilen yöntem ile elde edilen sonuçlar.....	47
<b>Tablo 4.5</b> : Önerilen yöntem ile 20 kişi için elde edilen segmentasyon sonuçlar. ....	49
<b>Tablo 4.6</b> : Bütün görüntüleri için iki algoritma ile elde edilen ortalama duyarlılık sonuçlarının karşılaştırılması.....	51
<b>Tablo 4.7</b> : Tezin çalışmasında sonuçların literatürle karşılaştırılması. ....	52



## ŞEKİL LİSTESİ

<b>Şekil 1.1</b>	: Karaciğer BT segmentasyonu.....	2
<b>Şekil 1.2</b>	: Karın boşluğunun BT görüntüsü, anatomik durumun tanımı.....	3
<b>Şekil 2.1</b>	: Üçgen biçimli ve iki lobu bulunan karaciğerin şematik resmi .....	8
<b>Şekil 2.2</b>	: Karaciğerin farklı kesitlerde gösterimi. ....	9
<b>Şekil 2.3</b>	: Bir BT tarayıcısı .....	11
<b>Şekil 2.4</b>	: BT’de kemik görüntüsü. ....	11
<b>Şekil 2.5</b>	: Farklı safhalarda kontrast madde olmadan ve kontrast madde ile çekilen BT görüntüleri, (a) Kontrast madde yok, (b) İlk kontrast madde safhası, (c) İkinci kontrast madde safhası. ....	13
<b>Şekil 3.1</b>	: Çalışmanın özeti, a) BT görüntüyü okut, b) SRM yı uygula, c) Gri renge çevir, d) Birinci indeksi seç ve seedpointu seç ve IRG uygula, e) IRG dan çıkan sonucu göster, f) Structure element filtresini uygula, g) Sonucu göster, h) hesaplamalar.....	31
<b>Şekil 3.2</b>	: Karaciğer segmentasyonu için önerilen arayüzü. ....	32
<b>Şekil 4.1</b>	: Doğruluk parametrelerinin gösterimi. ....	36
<b>Şekil 4.2</b>	: Bölge büyütme algoritması segmentasyon prosedürü için özeti gösterim. ....	38
<b>Şekil 4.3</b>	: Bölge büyütme algoritması akış diyagramı. ....	39
<b>Şekil 4.4</b>	: IRG segmentasyonda (a) Orijinal görüntüsü, (b) Çevre belirleme sonucu, (c) Segmentasyonun sonucu (d) IRG ile elde edilen görüntü. ....	40
<b>Şekil 4.5</b>	: (a) V1 test verisi, (b) segmentasyon ile elde edilmesi hedeflenen görüntü ve (c) V1 test verisi için Bölge Büyütme algoritması ile elde edilen segmentasyonun sonucu. ....	42
<b>Şekil 4.6</b>	: Önerilen yöntem ile gerçekleştirilen segmentasyon yapısına ait özet diyagramı. ....	44
<b>Şekil 4.7</b>	: Önerilen yöntem için akış diyagramı.....	45
<b>Şekil 4.8</b>	: (a) Orijinal görüntü, (b) SRM’den elde edilen renkli sonucu, (c) SRM’den elde edilen gri sonucu, (d) SRM’den en uygun indeks seçimi, (e) IRG ile çevre belirleme sonucu, (f) Segmentasyonun sonucu ve (g) Önerilen yöntem ile elde edilen segmentasyon sonucu. ....	46
<b>Şekil 4.9</b>	: (a) V1 test verisi, (b) segmentasyon ile elde edilmesi hedeflenen, görüntü ve (c) V1 test verisi için önerilen yöntem ile elde edilen segmentasyon sonucu.....	48
<b>Şekil 4.10</b>	: BT karaciğer segmentasyonu için önerilen kullanıcı arayüzü.....	50
<b>Şekil 4.11</b>	: Statistiksel olarak bölge büyütme ve önerilen yöntemin karşılaştırılması gösterimi.....	52

## KISALTMALAR

<b>BT</b>	: Bilgisayar Tomografi
<b>BDT</b>	: Bilgisayar Destekli Teşhis
<b>CT</b>	: Computed Tomography
<b>CAD</b>	: Computer Aided Diagnosis
<b>dPET</b>	: Dynamic Positron Emission Tomography
<b>dSPECT</b>	: Dynamic Single Photon Emission Computed Tomography
<b>DICOM</b>	: Digital Imaging and Communications in Medicine
<b>FMD</b>	: Flow-Mediated Dilation
<b>GVF</b>	: Gradient Vector Flow
<b>GC</b>	: Graph cut
<b>GUI</b>	: Graphical User Interface
<b>HU</b>	: Hounsfield Units
<b>IRG</b>	: Image Region Growing
<b>LSM</b>	: Level Set Method
<b>MR</b>	: Magnetic Resonance
<b>PVE</b>	: Partial Volume Effects
<b>RGB</b>	: Red, Green and Blue colors
<b>SNR</b>	: Signal-to-Noise Ratio
<b>SSM</b>	: Statistical Shape Model
<b>SRM</b>	: Statistical Region Merging
<b>SSM</b>	: Statistical shape model

## ÖZET

### MATLAB GRAFIK ARAYÜZÜ KULLANICI İLE BT-KARACİĞER SEGMENTASYONU İÇİN BİR YAZILIM ARACI

Twaisan, Kuamil Ahmed

Yüksek Lisans, Elektrik ve Bilgisayar Mühendisliği Bölümü

Tez Danışman: Yrd. Doç. Dr. Meltem YILDIRIM İMAMOĞLU

Kasım 2017, 65 sayfa

Bu tez bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden elde edilen karaciğer segmentasyonu için orijinal bir yazılım yaklaşımını sunmaktadır. Karın ile ilgili bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden elde edilen doğru karaciğer segmentasyonu, karaciğer BT görüntüsü için bilgisayar destekli Teşhis (BDT) adına önemli bir adımdır. Hepatomegali ve karaciğer sirozunun değerlendirilmesi, hepatektomiden sonra karaciğer rejenerasyonu (yenilenmesi), boyut uyumluluğu için hepatic transplantasyon planlaması ve hastalığın karaciğer büyümesi ile ilgili olduğu karaciğer metastazlı hastaların izlenmesi gibi bağlı birçok klinik uygulamada kullanılabilir. Klinik olarak pratik uygulamaya gelindiğinde, radyoloğun bir teknisyen yardımı olmadan bunu gerçekleştirebilmesi için, karaciğer segmentasyonu ve hacim tanısı doğru, sağlam, hızlı ve neredeyse otomatik olması gerekmektedir.

Bu tez BT veri setlerinde otomatik karaciğer segmentasyonunun yapılması ile klinik olarak değerlendirilmesi ve doğrulanması için bir yöntem sunmaktadır. Bu yöntem morfolojik operatör seti ile takip edilen ve Bölge Büyütme algoritmasına dayanan İstatistiksel Bölge Birleştirmeyi kullanmaktadır. Yöntemin avantajı karaciğer içinde tek bir kullanıcı tanımlı eki vokseli gerektirmesi ve dahili parametrelerin manuel olarak ayarlanmamasıdır.

**Anahtar Kelimeler:** Karaciğer segmentasyonu, Bölge Büyütme, Yazılım, İstatistiksel Bölge Birleştirme.

## ABSTRACT

### A SOFTWARE TOOL FOR CT-LIVER SEGMENTATION WITH MATLAB GRAPHICAL USER INTERFACE

Twaisan, Kumail Ahmed

Master, Department of Electrical and Computer Engineering

Thesis supervisor: Asst. Prof. Dr. Meltem YILDIRIM İMAMOĞLU

November 2017, 65 pages

This dissertation introduces an original software approach to liver segmentation from computed tomography (CT) images. Accurate liver segmentation from abdominal (CT) images is an important step for computer aided diagnosis (CAD) for liver CT. It can be used in many clinical applications such as assessment of hepatomegaly and liver cirrhosis, liver regeneration after hepatectomy, hepatic transplantation planning for size compatibility, and monitoring of patients with liver metastases, where the disease is related to an enlargement of the liver. To be of practical clinical use, the liver segmentation and volume estimation must be accurate, robust, fast, and semi automatic, so that the radiologist can perform it without the help of a technician.

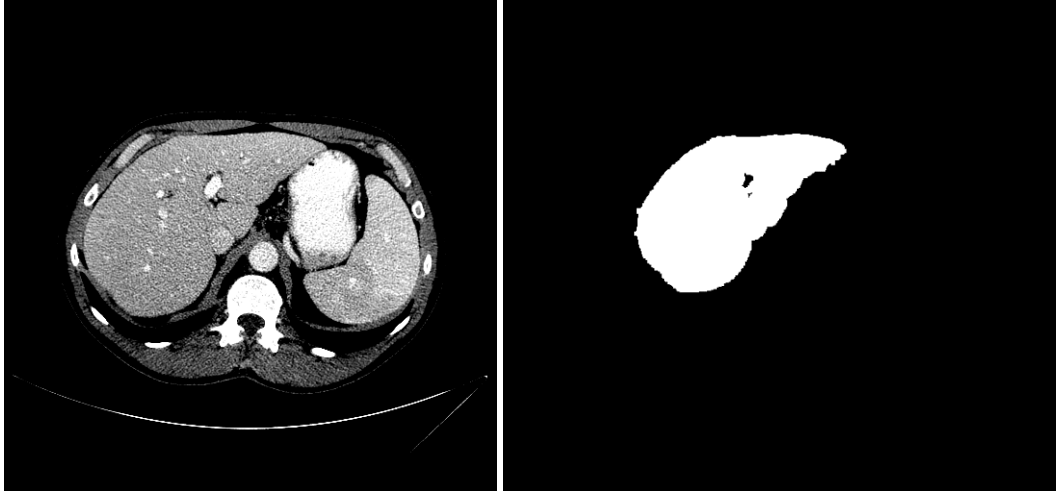
This thesis presents a method for a semi automatic liver segmentation in CT datasets and its clinical evaluation and validation. The method uses Statistical Region Merging based on Region Growing followed by set of morphological operators. Its advantages are that it requires only one single user-defined seed voxel inside the liver, with no manual adjustment of internal parameters.

**Keywords:** Software, Liver Segmentation, Region Growing, Statistical Region Merging.

## BİRİNCİ BÖLÜM

### 1. GİRİŞ

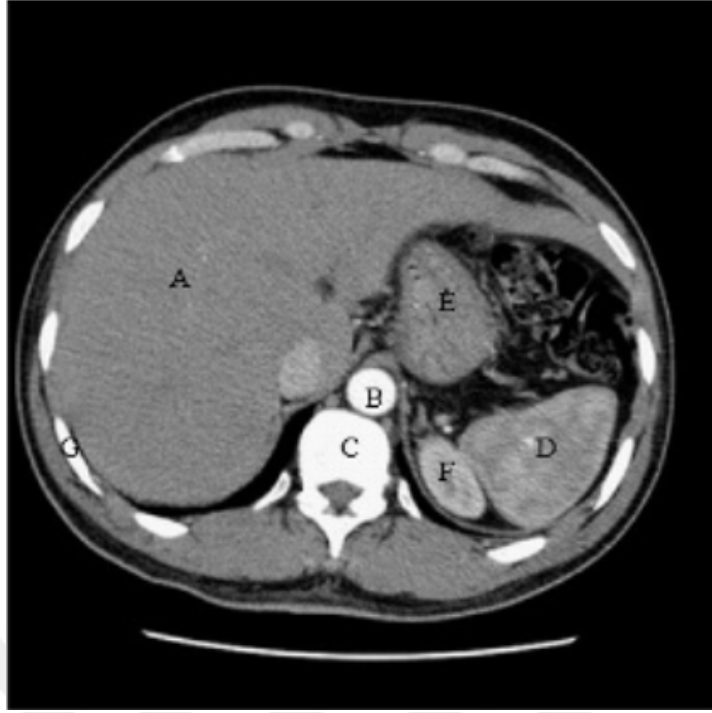
Medikal görüntüleme günümüzde tanı ve tedavi planlama için paha biçilemez bir araçtır. Bilgisayarlı Tomografi (BT), Manyetik Rezonans Görüntüleme (MR) ve dijital mamografi gibi görüntüleme yöntemleri, invaziv yöntemler kullanmadan insan vücudunu inceleme imkânını büyük ölçüde geliştirmiştir. Görüntüleme teknolojisi, uzamsal çözünürlük ve tarama zamanı açısından büyük bir gelişme kat etmiş bunun sonunda medikal pratisyeninin analiz etmesi gereken veri hacimleri artmıştır. Artan verimlilik talebi daima mevcut olduğundan, uygulayıcıya yardım etmek ve uygulayıcıyı yönlendirmek için bilgisayar destekli analiz ihtiyacı da artmaktadır. Klinik prosedürler için dijital görüntüleme teknolojisinin vazgeçilmez bir bileşeni haline gelmiştir. Tıbbi görüntüleme ve bilgisayar teknolojisi alanındaki büyük gelişmeler, tıbbi görüntülerin ve insan vücudunun yapısının niceliksel analizi için fırsatlar yaratmış, patolojiyi ve işlevi incelemek için güçlü teknikler sağlamaktadır. Birçok farklı görüntüleme yönteminin görüntü işleme alanının her alanında doğru ve hızlı sonuçların bulunması, bir başka önemli iyileştirme gereksinimini artırmıştır. Tıbbi görüntüleme, dalak, karaciğer ve böbrek gibi güncel araştırmalardan bazıları safra kesesi gibi karın organlarının patolojisinin teşhisine odaklanmıştır. Bölütleme, anatomik yapıların çalışılması ve doku hacmi, tedavi planlaması, patoloji ve bilgisayar destekli cerrahinin lokalizasyonu gibi teşhisi radyolojik prosedürler için önemli bir adımdır [1]. Manuel bölütleme işlemi, çok sayıda dilimin sıkıcı olması ve yalnızca zaman alıcı olmaktan ötesi, operatörün beceri ve tecrübesine de bağlı. Örneğin, Şekil 1.1 karaciğer örnekleri Bilgisayarlı Tomografi (BT) Resim, parçalanmış bir karaciğer görüntüsünü göstermektedir.



Şekil 1.1: Karaciğer BT segmentasyonu [1]

Karaciğer ultrasonografisi Computed Tomography (CT) ve Magnetic Resonance (MR) ile yapılabilir [2]. MR ve BT görüntüleri ile karşılaştırıldığında, MR, BT görüntüleri daha yüksek kontrast çözünürlüğüne sahiptir. MR'nin böylesine yumuşak doku kontrastı gibi, görüntü gezintisi ve çok düzlemliliyetenekler için serbest formdaki iyonize radyasyon gibi pek çok avantajı vardır. Ancak BT görüntülerinin MR otomatik segmentasyonunda daha zordur. Küçük kenar büyüklüğüne neden olan kenar tabanlı bölütleme algoritması BT görüntülerinden daha karmaşıktır. MR görüntüsüne bağlı olarak nabız hareketi kısmi hacim efektlerine ve daha karmaşık karaciğer segmentasyon zorluğuna neden olmaktadır. BT tabanlı karaciğer segmentasyon yaklaşımına kıyasla [3], literatürlerde karaciğer MR görüntü segmentasyonu için çok az sayıda çalışmalar bulunmaktadır [4-7].

Karaciğer segmentasyonuna neden olan benzerliklerin BT'de gösterilmesi zor iştir ve bu zorluk örnek olarak Şekil 1.2'de gösterilmektedir.



Şekil 1.2: Karın boşluğunun BT görüntüsü, anatomik durumun tanımı [8]

Yukarı şekilden görüldüğü gibi A, B, C, D, E, F ve G parametreleri aşağıdaki kısımları gösterir:

- A. Karaciğer
- B. Aort
- C. Bel Omurlu Bölümü
- D. Dalak
- E. Mide
- F. Böbrekler
- G. Pirzola

Şekil 1.2’de görüldüğü gibi karaciğerin rengi başka organlara daha yakın ve bunun net olarak bölütlenmesi çok zor bir işlemdir.

### 1.1 Problem Durumu

Yeniliklere ve yardımcı programlara rağmen kişisel BT görüntülerindeki karaciğer sınırlarının manuel olarak izlenmesi karaciğer hacminin hesaplanması açısından standart bir tekniktir. Manuel izleme doğru ancak subjektif sonuçlar vermekte olup zaman alıcı bir tekniktir. Her bir hastanın ortalama karaciğer hacminin hesaplanması 25 ile 40 dakika arası bir sürede hesaplanmakta olup intraobserver ve

interobserver varyasyon bu hesaplanmada kullanılmaktadır. Manuel volümetri için gereken süre uzun olduğundan dolayı bazı tıbbi merkezlerdeki radyolojistler rutin uygulamadaki yardımcı yazılım olan ticari açıdan interaktif volümetriyi kullanmaktadır [9].

Bu nedenle bu tezde otomatik bir sistem segmentasyon yazılımı önerilecektir. Daha önceden yapılan çalışmalar ve yöntemlerin detayları “2.2.4. Literatürlerde bulgular” bölümünde anlatılmaktadır. BT görüntülerinden karaciğer segmentasyonu elde edilmesindeki ana problem karaciğer ve yakınındaki organ yoğunlukları arasındaki düşük kontrast oluşması ile ilgilidir [10]. BT görüntülemesi sırasında karaciğerin farklı boyutlarda olmasından dolayı segmentasyon daha da zorlaşmaktadır. Bu tez ile medikal uygulamaları için yeteri kadar hızlı ve kararlı yeni bir kullanıcı kılavuzlu segmentasyon aracı oluşturulması amaçlanmaktadır.

Tezin odak noktası ağırlıklı olarak karaciğer segmentasyonudur. Bu tez aynı zamanda karaciğer segmentasyonu, karaciğer tanısı, tümör segmentasyonu ve karaciğerin nakli gibi çeşitli klinik uygulamalarda anahtar rol oynayacaktır [11, 12].

Karaciğer nakli, hayatta olan iki insan arasında gerçekleştirilebileceği gibi, hayatını kaybetmiş bir bireyden hayatta olan başka bir bireye de olabilir. Örnek olarak, Türkiye’de karaciğer nakli ve bekleyen Sayılarına ilişkin 2004-2015 yıllarını kapsayan istatistikler tablo 1.1’de gösterilmektedir.

**Tablo 1.1:** Türkiye’de karaciğer nakli ve bekleyen sayıları 2004-2015 [13]

Yıl	Nakil	Bekleyen
2004	245	1.368
2005	324	930
2006	319	1.010
2007	473	1.165
2008	602	1.257
2009	593	2.060
2010	695	2.780
2011	904	1.131
2012	1.001	1.795
2013	1.248	2.010
2014	1.212	3.250
2015	965	



Nakil yapılan hastaların önceki yıllara oranı, nakil bekleyen hastaların artış oranından daha fazladır. Nakil oranındaki artış göstermektedir ki donar bulmak önceki yıllara oranla daha kolaylaşmıştır. Hastalığın erken teşhisi hastalığın daha fazla yayılmadan tedavisi ve/veya gereken naklin daha kısa sürede yapılabilmesine imkan sağlayacaktır.

## 1.2 Problem Cümlesi

Normalde karaciğer segmentasyonu renk olarak BT görüntülerinde dokuların kolay ayırt edilememesinden dolayı çok zor ve hassas bir işlemdir. Bu tezin çalışmasında “**İstatistiksel Bölge Birleştirme algoritması**” ve “**Bölge Büyütme algoritmasını**” birleştirerek yeni bir metot ile probleme çözüm aranmıştır. BT görüntüleme verileri ve kullanıcı girdileri verilerek, sağlanan çözümün karaciğer dokusunda karaciğer alanının boyutunu daha hassas tanımlayabilmesi amacıyla MATLAB ile program geliştirilmiştir.

Bu tezde, boyut, şekil ve yoğunluk değerleri bakımından değişmeyen BT görüntülerinden otomatik karaciğer segmentasyonu ve karaciğerin alanı ve çevresini hesaplamak için bir yazılım önerilmiştir. Sistem iki aşama içermektedir. Bilgisayarlı sistemin ilk aşamasında, BT karaciğer görüntüsü elde edilmekte gürültüyü gidermek ve görüntüyü geliştirmek için ön işleme yapılmaktadır. İkinci aşamada, karaciğer bölgesi karaciğer BT görüntüsünden bölünmektedir.

## 1.3 Alt Problemler

Segmentasyon (bölümleme) anatomik yapıların teşhisi ve analiz edilmesi veya kanser tümörleri gibi patolojilerin lokalizasyonu gibi çok çeşitli görevler için kullanılabilir. Bununla birlikte, görüntü segmentasyonu görüntü analizinin oldukça araştırılan bir alanı olmasına rağmen, medikal görüntülere uygulanmasında çok sayıda problem bulunmaktadır. Oluşturulan görüntülerdeki parazit ve yapay olgular, en basit algoritmaların medikal görüntülere uygulanmasını zorlaştırmakta ve geliştirici hız ve sağlamlık arasında bir seçim yapmak zorunda kalmaktadır. Medikal uygulamalarda hem hız hem de sağlamlık hayati bir önem taşıdığından dolayı, tıbbi gerçekliğe uygun olmayan çözümler ortaya çıkmaktadır.

## **1.4 Araştırmanın Önemi**

Son yıllarda, kullanıcıya segmentasyona müdahale etme ve segmentasyonu değiştirme seçeneği vermek için kullanıcının yönlendirildiği, segmentasyonda belirsizliklerin bulunmasına odaklanan belirsizlik duyarlı yöntemler alanında yayınlanmış birçok makale bulunmaktadır (Bkz tablo 2.1). Ayrıca, olasılık kullanımı olmaksızın, kullanıcıya segmentasyon sonucunu değiştirme olanağı veren çok sayıda interaktif algoritmalar da mevcuttur. Bu tez, radyoloğa segmentasyona müdahale edebilme olanağı sağlayan, hızlı ve interaktif segmentasyon için etkili bir algoritma bulmaya odaklanmıştır.

## **1.5 Kısıtlılıklar**

Farklı görüntüleme usulleri ve uygulamaları farklı görüntü segmentasyon prosedürleri gerektirdiğinden ve yüksek lisans tezi için eldeki zaman kısıtlı olduğundan, konu karaciğer betimleme uygulaması ile sınırlandırılmıştır.

## **1.6 Raporun ana hatları**

Tezin bu giriş bölümünden sonra, literatür taramasını, temel kavramlarını ve tanımlamalarını ele alan ikinci bölüm yer almaktadır. Arkasından, ana algoritmaların uygulanmasını, İstatistiki Bölge Birleştirme ve Bölge Büyümesi algoritmalarını detaylı şekilde inceleyen üçüncü bölüm gelmektedir. Dördüncü bölümde ise uygulama, sonuçlar ve bu çalışmadan elde edilen çıkarımlar mevcuttur. Son bölüm olan beşinci bölümde sonuçlar tartışılmış ve daha sonraki çalışmalara ışık tutacak bulgular özet olarak anlatılmıştır.

## İKİNCİ BÖLÜM

### TEMEL KAVRAMLAR VE LİTERATÜR ÖZETİ

Bu bölüm mevcut çalışmaların daha ayrıntılı bir şekilde tanımlanmasına ve bu tezin temelini oluşturan ana kavramlar ve yöntemlerin açıklanmasına odaklanmaktadır. Karaciğer, bilgisayarlı tomografi ve kullanılan karaciğer segmentasyonu yöntemleri literatür taraması bu bölümde anlatılmıştır.

#### 2.1 Temel Kavramlar

##### 2.1.1 Karaciğer

Bu tezin amacı segmentasyonun data etkin şekilde yapılması olduğu için ilk olarak karaciğerin yoğunlaşacağı, karaciğer ve vücuttaki fonksiyonu hakkında kısa bir art alan bilgisi verilecektir. Karaciğer çoğunlukla insan karnının sağ üst bölümünde bulunur ve iki loba bölünmüştür; büyük olan sağ lob ve daha küçük olan sol lob. Süngerimsi bir kıvama ve üçgen biçimine sahiptir. Karaciğer vücuttaki en büyük bezdir ve ağırlığı yetişkin bir insanda 1.5 kg'a kadar çıkabilir. Hayatta kalmamız için gerekli olan besinlerin çoğunu metabolize eden bir salgı olan safra salgıladığı için, vücut metabolizmasında merkezi bir rol oynamaktadır [14]. Bunun yanında ihtiyaç duyulduğunda kana gönderilen glikojen, vitaminler ve diğer besin maddelerini depolar, kanı pıhtılaştırıcı faktörleri ve diğer önemli aminoasitleri sentezler, kan hacmini düzenler ve (eski kırmızı kan hücreleri gibi) atıkları ve toksik maddeleri uzaklaştırır. Bu günün her anında büyük miktarda kanın karaciğerden geçtiği ve vücuttaki tüm kanının ise sadece üç dakika içerisinde karaciğerden geçtiği anlamına gelmektedir [15].

Ayrıca, karaciğerin olağanüstü yenilenme kapasitesinden de bahsetmek gerekir; örneğin, karaciğer rezeksiyonu (parça alımı) sonrası karaciğerin % 80'inin kaybedilmesine rağmen, hayatta kalabilen hastaların var oldukları bilinmektedir.

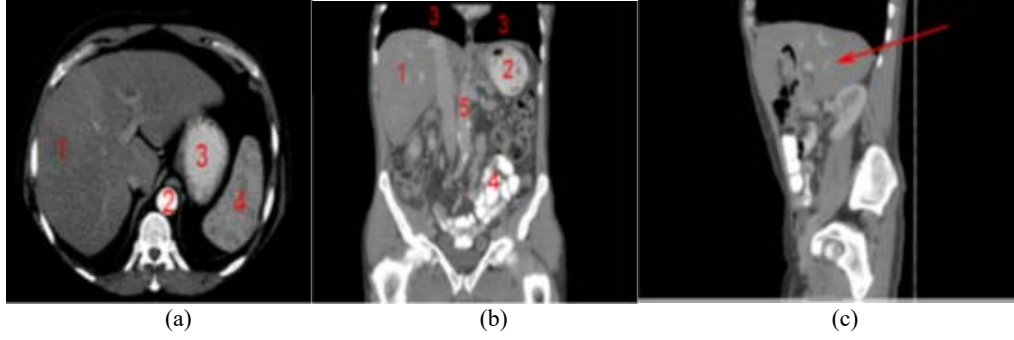
Karaciğerin sahip olduğu ekstra kapasitenin yanı sıra, orijinal boyutuna çok hızlı bir şekilde geri döndüğü bilinmektedir. Karaciğerinin yarısı alınmak zorunda kalınan bir hastanın sadece altı ay içerisinde tamamen işlev gören ve yeniden büyümüş bir karaciğere sahip olmasını beklenmektedir [16].



Şekil 2.1: Üçgen biçimli ve iki lobu bulunan karaciğerin şematik resmi [16]

Karaciğer, omurgalı ve bazı diğer hayvanlar için hayati bir organ olma özelliğini taşımaktadır. Karaciğerin detoksifikasyon, protein sentezi ve biyokimyasal sindirim için gerekli olan üretim de dahil olmak üzere geniş bir etki alanına sahiptir. Karaciğer yaşam için gerekli olan hayati bir organdır. Karaciğer yokluğunda veya işlev yitiminde, diyalizle kısa bir süre fonksiyonları devam ettirilebilir. Fakat karaciğerin fonksiyonunu, uzun süreli yokluğunda, telafi edebilmeni hiçbir yolu yoktur. Karaciğer organ metabolizmasında önemli bir rol oynamaktadır. Glikojen depolanması, kırmızı kan hücrelerinin üretimi, plazma ve protein sentezi, hormon üretimi ve detoksifikasyon ayrışma da dahil olmak üzere vücutta daha birçok alanda işlevi vardır. Karaciğer karında, abdominal-pelvik bölgede diyaframın altında bulunmaktadır. Karaciğer ayrıca yağ sindirimine yardımcı alkali bileşik bir sıvı olan safra üretir. Ayrıca çok özel doku sentezi ve birçoğu normal yaşamsal işlevler için gerekli olan küçük ve karmaşık moleküller de dahil olmak üzere yüksek hacimli biyokimyasal reaksiyonları düzenler.

İnsanın organlarının farklı kesitlerde gösterimi şekil 2.2’de gösterilmektedir.



Şekil 2.2: Karaciğerin farklı kesitlerde gösterimi

Bu şekilde (a) Transversal (enine) düzlemde karaciğerin kesitini gösteren bir BT görüntüsü yer almaktadır. 1. Karaciğer, 2. Aort, 3. Mide, 4. Dalak (b) Koronal düzlemde karaciğerin kesitini gösteren bir BT görüntüsü. 1. Karaciğer, 2. Mide, 3. Akciğerler, 4. Bağırsaklar, 5. Aort (c) Sagittal düzlemde karaciğerin kesitini gösteren bir BT görüntüsü şekilleri yer almaktadır. Ok işareti karaciğeri göstermektedir.

## 2.1.2 Bilgisayarlı Tomografi

### 2.1.2.1 Temel İlkeler ve arka plan

BT teknolojisi 1970'lerde Gambino ve arkadaşları tarafından geliştirilmiş ve ilk olarak insanın vücudundaki organlar için kullanılmıştır [17]. İnvaziv yöntemler kullanılmadan insan vücudunun tomografik görüntülerini oluşturmayı sağlayan ilk teknoloji olmuştur [18]. BT teknolojisi kalın kafatası içerisindeki yumuşak beyin dokusunun incelenmesine olanak tanıdığı için başlangıçta yalnızca beyin görüntüleme için kullanılmaktaydı, ancak daha sonra bu tezinde ana ilgi alanları olan karın ve göğüsün görüntülenmesi için de kullanılmaya başlandı. 1970'lerden bu yana meydana gelen en büyük teknolojik gelişme öncelikle uzamsal çözünürlüğün artırılması ve tarama sürelerinin azaltılması olmuştur [18]. Bu da hasta tarafından alınan radyasyon dozunu arttırmadan, kontrast çözünürlüğünü arttırmanın zor olduğu anlamına gelmektedir. Günümüzde BT görüntüleri vücudun çeşitli açılardan, kesitlerden ve ayrıca 3D olarak görüntülenebilmesi amacıyla kullanılmaktadır.

Günümüzün standart BT teknolojisi hasta cihaz boyunca hareket ettirilirken, x-ray ışını (radyasyon) yayan x-ray tüpü ve detektörlerin aynı anda yüksek hızla hasta

etrafında döndürüldüğü spiral-BT'dir [18]. Detektörler kendilerine ulaşan radyasyon miktarını ölçmektedirler. Radyasyon vücuttan geçerek farklı detektörlere ulaştığı için, görüntü hesaplanan radyasyon zayıflamasından oluşturulmaktadır. İnsan vücudu gibi homojen olmayan bir nesneden geçen x-ray'in zayıflaması şu şekilde tanımlanabilmektedir:

$$I = I_0 e^{-\int a(x) dx}, \quad (\text{Denklem 2.1})$$

Burada I vücut arkasında oluşan x-ray yoğunluğu,  $I_0$  orijinal x-ray yoğunluğu, x x-ray ışınının vücutta aldığı yol ve  $a(x)$  vücut için zayıflama fonksiyonunu ifade eder.

Hounsfield Units (HU)-Doku yoğunluğunu gösteren birimdeki BT sayısı her voksel için zayıflamanın derecesinden hesaplanmaktadır. Doku yoğunluğunu gösteren birim (HU) şu şekilde ifade edilmektedir:

$$BT = 1000 \cdot \frac{a_{hasta} - a_{su}}{a_{su}}, \quad (\text{Denklem 2.2})$$

Burada BT sonuçta oluşan BT sayısı, ahasta hastadan geçtikten sonra x-ray ışınının zayıflaması,  $a_{su}$  sudan geçtikten sonra x-ray ışınının zayıflamasıdır. Sonuç olarak, -1000 HU havaya, 0 HU ise suya karşılık gelmektedir. Zayıflamayı farklı dokularda niceliksel olarak ölçme ve karşılaştırma olanağı BT-teknolojisinin önemli bir avantajıdır ve bu avantajı örneğin MRI gibi bir yöntem ile elde etmek mümkün olmamaktadır [19, 20].

### 2.1.2.2 BT görüntü paraziti ve yapay olgular

BT görüntüleriyle ilişkilendirilen çok sayıda eksikler, görüntü bozuklukları ve kusurlar mevcuttur. Bunlardan bazıları fizikle ilgili iken, bazıları hastanın hareket etmesinden veya fizyolojiden, bazıları ise detektör yetersizlikleri gibi sistemden kaynaklanmaktadır. Görüntüler x-ışın demeti yoğunluğunun istatistiksel varyasyonlarından kaçınılması mümkün olmayan bir kuantum parazitten etkilenmektedir. Parazit seviyeleri sinyale bağlıdır ve yalnızca, x-ışını yoğunluğunu veya edinme süresini artırarak ve böylelikle hastaya gönderilen radyasyon dozunu arttırarak azaltılabilmektedir. Ancak radyolog düşük seviye ayrıntısını arttırmak için farklı yumuşatma filtreleri kullanabilir. Diğer fiziki görüntü yapay olguları X-ışını dağılması, demet sertleşmesi ve kısmi hacim etkilerinden kaynaklanmaktadır.

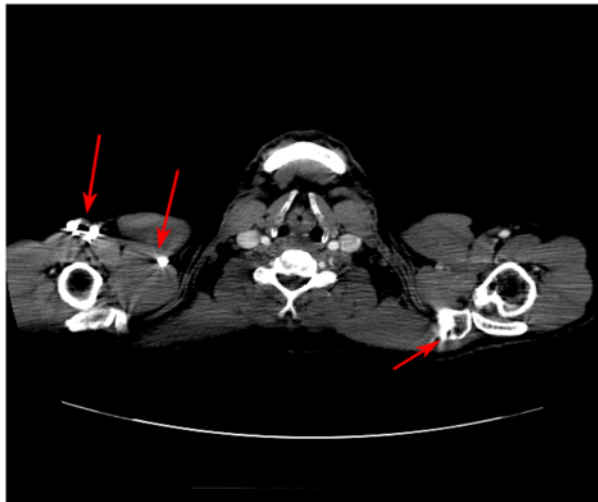
X-ışını dağılması bazı fotonların insan vücudu tarafından yansıtılmasından kaynaklanmaktadır. Bu sorunu gidermek için uygulanabilecek çözümler dağılma

etkisini azaltabilen detektörler veya etkiyi düzeltebilecek matematiksel modeller kullanılabilir. Bununla birlikte, ışın sertleşmesi ise farklı dalga boyundaki x-ışınlarının farklı zayıflamasından kaynaklanmaktadır. Işın sertleşmesi genellikle matematiksel olarak düzeltelebilmektedir, şekil 2.3'te bir BT tarayıcısı gösterilmektedir. Ancak matematiksel model söz konusu nesnenin yalnızca bir maddeden (genellikle sudan) oluştuğunu varsayıldığından, su zayıflamasından büyük ölçüde farklı olan nesnelere için etki meydana gelmektedir.



Şekil 2.3: Bir BT tarayıcısı [91]

Uygulamada ışın sertleşme etkisinin nasıl görüldüğünün bir örneği için şekil 2.4'e bakınız.



Şekil 2.4: BT'de kemik görüntüsü

Bu görüntü kemiklerin etrafında ışık şeridi veya izi şeklinde ışın sertleşmeleri olduğunu açıkça göstermektedir. Oklar en net bozulmalara işaret etmektedir. Işın sertleştirilmesi ayrıca homojen doku içerisinde koyu alanlar olarak ta görülebilmektedir. Buna kapanış-fenomeni denilmektedir ancak burada gösterilmemiştir.

Her bir voksel için (HU cinsinden) BT numarası, aslında aynı vokselin yerini alan tüm kısmi hacim elemanlarının bir toplamıdır.

$$BT = v1. BT1 + v2. BT2 + v3. BT3 + \dots, \quad (\text{Denklem 2.3})$$

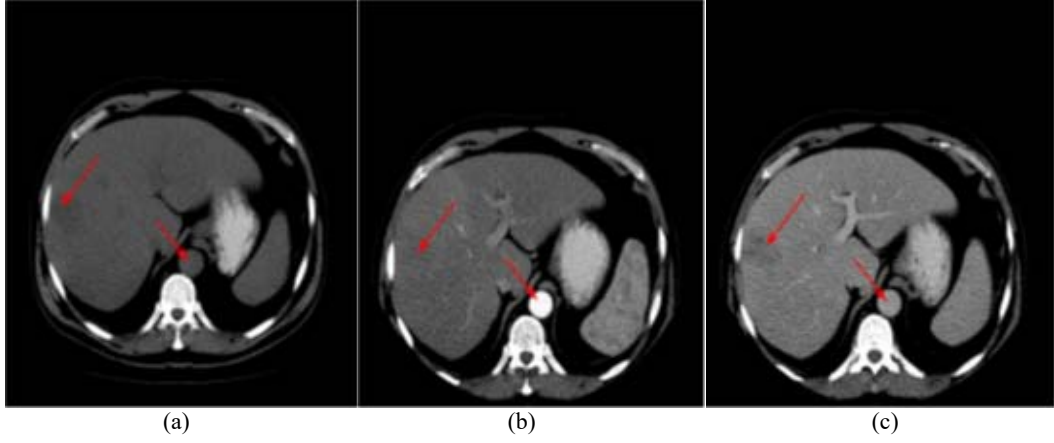
Burada kısmi hacim unsurları  $v_i$  hepsi 1'e eklenir. Aynı voksel örneğin hem kan damarı hem de karaciğer dokusu içerebilmektedir. Buda, kısmi hacim efekti veya kısmi hacim ortalamasının nedeni açıklamaktadır. Z-yönündeki çözünürlük genellikle x-y düzlemindeki çözünürlükten daha kötü olduğu için kısmi hacim etkisi ile ilgili problemler de z-yönünde daha fazladır.

Hastadan kaynaklanan ana görüntü yapay olgusu hasta hareketlerinden veya hasta nefes aldığı anda hareket eden tek bir organdan dolayı meydana gelmektedir. Bu yapay olgular şeritler veya çizgiler şeklinde görünmektedir. Hareketten kaynaklı bozulmaları azaltmanın en etkili yolu edinme süresini hızlandırmaktır [19, 20]. Bu sayede hareketten kaynaklı bir bozulma olduğunu anlayabilmek oldukça kolaylaşacaktır.

### 2.1.2.3 Kontrast madde

Karaciğer incelemelerinde BT teknolojisini kullanırken, mümkün olan en iyi görüntüleri elde etmek için kontrast maddenin kullanılması önemlidir. Tıbbi kontrast maddesi veya kontrast ajanı normal ve anormal dokular arasındaki kontrastı artırmak, vasküler anatomisinin (vasküler = kan damarları) daha iyi bir görüntüsünü elde etmek veya belirli organların genel olarak görselleştirilmesini arttırmak için kullanılmaktadır. Kontrast madde içinden geçtiği organdaki x-ışını emiliminde (adsorbsiyonunda) bir artışa neden olmaktadır. Tümörler gibi bazı hastalıklı dokular ve organlar gibi yumuşak dokuların birbirinden ayrılması, farklı dokular kontrast maddeyi farklı safhalarda emdiği için, daha küçük kontrast tutulumu olan organlar ile karşılaştırıldığında dokular aydınlatılacaktır [19]. Kontrast madde kullanım etkisinin bir örneği için Şekil 2.5'e bakınız.





Şekil 2.5: Farklı safhalarda kontrast madde olmadan ve kontrast madde ile çekilen BT görüntüleri, (a) Kontrast madde yok, (b) İlk kontrast madde safhası, (c) İkinci kontrast madde safhası

Tümör (sol ok) kontrast madde olmadan görüntüde zorlukla görülürken, ikinci kontrast safhasında oldukça açık görünmektedir. Kontrast maddenin etkisi en çok, kontrast madde içermeyen görüntüde oldukça koyu bir renge sahip iken, ilk kontrast madde safhasında kemiğe yakın bir yoğunluğa bürünen aort için (sağ ok) belirgindir.

### 2.1.3 Tıbbi Görüntülerin Segmentasyonu

Segmentasyon, bir dijital görüntüyü birden fazla bölüme ayıran bir tekniktir. Çoğunlukla yoğunluğun iki temel özelliklerinden birine dayanmaktadır: benzerlik ve süreksizlik [21]. Tıbbi görüntüler söz konusu olduğunda, amaç radyolog veya klinik tedavi uzmanına farklı türdeki dokuları veya farklı patolojilerin (örneğin kanser tümörlerinin) boyut ve biçimlerini ayırt etmelerine yardımcı olmaktır. MRI (emar) ve BT benzer anatomik bilgilere sahip homojen görünen alanları görüntülerken, dinamik pozitron emisyon tomografisi (dPET) veya dinamik tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (dSPECT) gibi diğer görüntüleme teknikleri benzer işlevsel davranışlara sahip homojen bölgeleri vermektedir [22].

Bir görüntüyü manuel olarak bölümlenmek genellikle zaman gerektirir ve kişilerarası varyasyonlardan etkilenmektedir [23]. Makine güdümlü segmentasyon teorik olarak segmentasyon işleminin sağlamlığını hem hızlandırmalı hem de arttırmalıdır.

Segmentasyon görüntü işleminin en çok araştırılan alanlarından biridir, ancak tıbbi görüntüleme alanında günümüz segmentasyon teknikleri halen performans ve verimlilik açısından eksiktir. Segmentasyon genellikle bu iki nitelik arasında gidip

gelmektedir; bu da yavaş ancak doğru bir segmentasyon veya hızlı fakat daha az güvenilir bir segmentasyon anlamına gelmektedir. Buna ek olarak, medikal görüntülerin segmentasyonunu genellikle karmaşıklaştıran düşük sinyal-parazit oranı (SNR) ve kısmi hacim etkileri (PVE) gibi sorunlar söz konusudur [24].

## 2.2 Literatür Özeti

Literatürde yayımlanan BT veri setlerini kullanarak karaciğer için birçok otomatik ve yarı otomatik segmentasyon tekniği sağlanmaktadır. Bu karaciğer BT görüntü grubunu, morfolojik işlemlere [6] dayanan bir sinir ağı [68] ve deforme edilebilen modelleri kullanarak bölebiliriz. Bununla birlikte, karaciğerin geometrik olarak karmaşık olan, düşük kontrastlı ve bitişik dokunun farklı özelliklerine sahip olan bu yöntemlerden kaynaklanan problemler kullanılmaktadır.

### 2.2.1 BT Karaciğer Segmentasyonu İçin Yapılan Çalışmalar

Son zamanlarda, karaciğer BT görüntülerinin segmentasyonu medikal görüntü işleme alanında büyük önem taşımaktadır. Bu karaciğer hastalıklarının teşhisi için ilk adımdır ve karaciğerin büyüklüğünü ölçer. Karaciğerin büyük miktarda veriden çıkardığı anatomik bilgi, manuel bir görsel muayene işlemi gerektirir ve zahmetli işlerin kesilmesi için zaman alıcı bir işlem gerekir [25]. Birçok stilde makina öğrenme teknikleri ve görüntü işleme teorisi ve karaciğer bölmelerinin yarı otomatik dolumu. Bununla birlikte, karaciğer BT görüntülerinin segmentasyonu, BT görüntüsünü karakterize eden çeşitlilik kenarlarının düşük olması nedeniyle zor bir görevdir. Bu özelliklerden dolayı hastadan dolayı hafif bir etki olarak, ortalama olarak Uzay hareketi, antikalar restorasyonu ve giriş sertleşmesi meydana gelebilir. Ayrıca dalak, karaciğer ve karın gibi komşu tesisler aynı gri seviyeleri paylaşıyor olabilir. Aynı zamanda, benzer seviyedeki gri tonlama düzeyindeki cihazlar, bu konunun tümünde, karmaşıklığa ve çeşitli perakende formatlarına ek olarak karaciğerin karaciğerinde görünmeyebilir ve bu da görevin zorluğunu artırır [26]. Genel olarak, karaciğer BT görüntülerini iki ana kategoriye ayırmanın yolu, karaciğer ve yarı otomatik yöntemleri bölmektir. Bu yöntemlerin çoğu aşağıdaki bölümlerde detaylı olarak anlatılmıştır. Karaciğer hastalığının teşhisi için bilgisayar destekli tekniklerdeki karaciğer segmentasyonunun önemli aşamalardan birisidir. Araştırmacılar, karaciğer

bölümlemeleri için çeşitli yöntemler sunmaktadır [26]. Bununla birlikte, karaciğerin segmentasyonu iki nedenden ötürü karmaşık ve zor bir süreçtir. Öncelikle, kalp ve böbrek gibi karaciğer ve yakındaki organlar arasındaki yoğunluğun (örtüşme) aksine, buna ek olarak, böbrek sert olmayan formunun doğası nedeniyle segmentasyonu zordur [25, 26].

Otomatik karaciğer segmentasyonu ile ilgili birçok literatür ve algoritma önerilmiştir. Bunlar dört kategoriye ayrılabilirler:

1. İntansiteye dayalı yaklaşımlar: En yaygın prosedür, karaciğer aralığı [2, 7] dışında yoğunluğu olan bölgelerin yok edilmesi için eşik operatörleri uygulamak veya çoklu model eşiği [27, 28] uygulamaktır. Ancak eşikler sonucu doğrudan etkiler ve tespiti zor olur.
2. Ön bilgiye dayalı yaklaşımlar: Topolojik, uzaklık ve yönelim ilişkileri, en yaygın kullanılan ön bilgiler olup [29, 30], bu bilgiler karaciğer yanında bulunan komşu organları hariç tutmak için kullanılır [31]. Bunlar daima diğer yaklaşımlarla birleştirilir.
3. İstatistiksel temelli yaklaşımlar: Karaciğerin istatistiksel model ayrımı, veri kümelerinin miktarlarından oluşturulur ve daha sonra model, görüntülerin ön işleme için kullanılır ve sonraki süreç için karaciğer olasılı görüntüleri elde edilir [32, 33]. Bununla birlikte, model oluşturma zaman almaktadır ve farklı hastalar arasında hassas bir şekilde yanıt verememiştir.
4. Aktif kontur modelleri: Hızlı yürüyüş [34], seviye belirleme yöntemi [35, 36], snake modeli [37, 38] gibi karaciğer segmentasyonunda en popüler yöntemlerdir. Ancak, sadece iyi bir başlangıç tahmini mevcut olduğunda yararlıdır. Modellerin çoğu hesaplama süresini birleştirir ve bulanık karaciğer sınırı olan dilimler için tatmin etmeyen sonuçlar verirler.

Alomari ve ark., karaciğerin başlangıç konturunu elde etmek için Markov Rasgele Alanlar'ı kullanmaktadır ve sonra Gradyan Vektör Alanları (GVF), ilk tahmini hassaslaştırmak ve karaciğeri segmentlere ayırmak için kullanılmaktadır.

Liu ve ark. [39], [40]'de, harici kuvvet olarak bir gradyan vektör akışlı GVF alanı olan bir snake algoritması kullanmaktadır. Karaciğer konturunun segmentasyonundaki GVF snake performansını artırmak için, bir Canny kenar detektörü ile bir kenar haritası elde edilmiş ve ardından karaciğer şablonu ve bir konkavlık uzaklaştırma algoritması kullanan değişiklikler yapılmıştır. Karaciğerin

içindeki istenmeyen kenarların ortadan kaldırdığı modifiye edilmiş kenar haritası ile GVF alanı hesaplanmış ve ilk karaciğer konturu oluşturulmuştur. Daha sonra gerçek karaciğer konturunu elde etmek için snake algoritması uygulanmıştır. Freiman ve ark. [41] uyarlamalı morfolojik işlemler kümesiyle birleştirilen düzleştirilmiş bir Bayes sınıflandırmasını içeren bir algoritmayı sunmakta ve aktif kontur iyileştirme sunulmaktadır.

Algoritmanın üç adımı vardır: Algoritmanın ilk adımı beş sınıflı bir model kullanarak karaciğer ve diğer organları ve dokuları ayıran bir yoğunluk modeli oluşturmaktır:

1. Birinci iterasyonda karaciğer içerisindeki kullanıcı tarafından seçilen piksel tohumunun etrafındaki dikdörtgen bir komşuluğun ortalaması ve varyansı hesaplanır ve karaciğer sınıfının başlangıç parametre değerleri olarak alınır. Sonraki iterasyonlarda karaciğer sınıfının ortalama ve varyans değerlerini hesaplamak için önceki iterasyondan bölünmüş bölge kullanılır. Daha sonra her voksel için özgün bir sınıflandırma yapılır.
2. İkinci adımda Adaptif morfolojik işlemler, En büyük bağlı bileşen seçimi, delik doldurma ve morfolojik açılım da dahil olmak üzere gerçekleştirilir.
3. Son adım olarak karaciğer segmentasyonunu hassaslaştırmak için bir Jeodezik aktif kontur gerçekleştirilir.

Huang ve ark. [42], Snake GVF'yi karaciğer BT görüntülerinden kesmek için kullanmaktadır, ancak kenar haritasını oluşturmak için karaciğer sınırını bulanıklaştıran Gauss fonksiyonunu kullanmak yerine, bir Canny kenar dedektörü kullanmışlardır. GVF snake, özellikle derin konkavlık araştırmasıyla karşılaşıldığında, kötü başlatmaya rağmen iyi bir şekilde çalışmayacağı sorunuyla yüzleşmek için, başlangıç konturunu otomatik olarak oluşturmak için bir algoritma geliştirildi; bu yeni algoritma yani "maksimum kuvvet açısı haritası", GVF kuvvetlerinin yön değişikliğini değerlendirmek için kullanıldı. Maalesef yazarlar, önerilen yöntemin ne kadar doğru olduğu konusunda herhangi bir işaret göstermemektedir. Ayrıca, çözümlerinin en büyük eksikliğinin hesaplama miktarı olduğunu belirtmektedirler. Bir karaciğeri segmentlere ayırmak çok zaman alır.

Karaciğer segmentasyonu, karaciğer tanısı, tümör segmentasyonu ve karaciğer transplantasyonu gibi çeşitli klinik uygulamalarda anahtar rol oynamaktadır [11, 12]. Bu yöntem, geniş değişkenliği, düzensiz şekli, düşük kontrast ve canlılarda doku

yapışması yanı sıra organlar arasında yoğunlaşmış geniş örtüşme nedeniyle zorlu bir soruna yöneliktir. Görüntü tabanlı segmentasyon, görüntü parlaklığını, gradyan veya dokuyu kullanır [43, 44]. Peng ve ark. [45] karaciğer tespitini güçlendirmek için gradyan, lokal bağlam tabanlı kenar dedektörü ve bölgesel görünüm kısıtlamasının entegre edildiği karaciğer yarı otomatik segmentasyon için konveks bir varyasyonel bir model önermiştir. Afifi ve ark. [46], komşu dilimler arasında elde edilen ilgili bilgilerin karaciğerin her BT diliminde bölümlenmesi için grafik kesim algoritması ile bütünlendirildiği bir karaciğer segmentasyon yaklaşımı önermiştir. Chen ve ark. [47] karaciğer segmentasyonu için aktif görünüm modeli, canlı tel ve grafit kesimlerinin stratejik bir kombinasyonunu sunmuşlardır. Peng ve ark. [48], karaciğer kenarının şeklini çizmek için grafiklerle kesilmiş çok bölgeli görünüme dayalı bir yaklaşım önermişlerdir. Bir jeodezik mesafeye dayalı görünüm seçimi sunulmuş ve sınır ve bölgeyi içeren enerji fonksiyonları modellenmiştir. Ai ve ark. [49] BT görüntülerini kullanarak karaciğer segmentasyonu için özellik-öğrenme tabanlı rastgele yürüyüş yöntemi önermiştir. Orijinal test görüntüsündeki tohum noktaları otomatik olarak seçilmiştir.

İstatistiksel modele dayalı segmentasyon, genel karaciğer konum veya şekil modelini oluşturmak için çok sayıda veri kullanır. Xu ve ark. [50] 3D ölçekli invaryant özelliğine sahip dönüşüm tabanlı bir kayıt geliştirmiş ve karaciğer segmentasyonu için hedef görüntüyü etiketlemek için objektif bir fonksiyon tasarlamıştır. Salman ve ark. [51], aktif şekil modelini belirlemek için özellik kısıtlı bir Mahalanobis mesafe maliyet fonksiyonu keşfetmiş ve karaciğer segmentasyonuna bir 3D grafik kesimi ile daha da ulaşmıştır. He ve ark. [52] kaba segmentasyon, yüzey optimizasyonu ve şekil uyumu iyileştirme için üç seviyeli bir AdaBoostguided aktif şekil modeli önermiştir.

Eşiğin parçalanması için medyan filtrenin eşiğin sonuçlarını rafine etmesi için [60] 'de olduğu gibi karaciğeri segmentize etmek için daha sonraki işlemlere sahip medyan filtre, ardından morfolojik işlemler ve büyük parçalar uydurma algoritması kullanılır.

Bölgesel büyüme karaciğer karaciğerinde piksel kaybetmeden daha iyi tahsis edilebilir. Yapısal eleman kullanan morfolojik işlemler, eksik piksel hareketlerini önlemek ve karaciğer alanlarını ortadan kaldırmak amacıyla başlatılmıştır.

## 2.2.2 Karaciğer Segmentasyon Yöntemi

Karaciğer insan vücudunun en büyük iç organıdır. Vücuttaki her fizyolojik süreci etkiler ve işlevleri sürdüren çeşitli çeşitlilik gösterir. Bir kan temizleyici, besleyici işlem ünitesi gibi davranır ve aynı zamanda vücudun metabolizmasını kontrol eder. Öncelikle kırmızı kan hücresi ayrışımını, plazma protein sentezini ve hormon üretimini kontrol eder. Bilgisayarlı tomografi, vücuttaki kemiklerin ve yumuşak dokuların kesit görüntülerini oluşturmak için farklı açılardan alınan bir dizi X-ışını görüntüsünü işler. Karaciğerin BT taraması, diğer muayene türleri kesin olmadığına çeşitli anormallikler için karaciğer ve ilgili yapılarını değerlendirmek için kullanılır. Ayrıca kanser tespiti ve biyopsiler için rehberlik sağlamak için de kullanılır. Görüntü bölümlenme, tıbbi görüntü analizinde önemli bir rol oynamaktadır. Karaciğerin doğru bir segmentasyonu, klinik tanı ve çalışmada çok önemlidir. Doğru karaciğer segmentasyonu için karaciğer BT görüntülerinin ön işleme tabi tutulması gerekir. Karaciğer anatomik bilgilerinin abdominal BT görüntüsünden çıkarılması çok fazla uzmanlık gerektirir ve zaman alıcıdır [60]. Karaciğerin segmentasyonunda genellikle manuel yöntemler uygulanır. Bu nedenle, karaciğer segmentasyon yönteminin bulunması, uzmanlar tarafından getirilen yönergelerle karşılaştırıldığında otomatik olarak doğru sonuçların bulunması üzerine odaklanmaktadır.

Bu tezde karaciğerin üç ana safhada yürütülen kullanışlı ve doğru bölümlenme tekniğini anlatacağız. Segmentasyon işlemi için 600 BT (2D) görüntü hazırlanan önerilen veri toplama yöntemidir. Karaciğer Imaging Atlas'ın tüm BT görüntüleri (karaciğer görüntüleme çevrimiçi referans) toplamıştır [1]. Her resim bir hastayı temsil eden 512x512 boyutundaki bmp formatındaki verilerdir. Gri tonlama görüntülerine kadar tüm görüntüler 512x512 boyutunda kaydedildi ve en çok kullanılan teknikler haline getirildi.

Uygun veri toplama yöntemini seçtikten sonra, primer karaciğer BT görüntüleri ile segmentasyon işlemi, gri görüntülerin histogramı analiz edilerek çıkartılır [58]. Gri görüntülerin deneyim histogramı bu süreci, karaciğerin potansiyel ciddiyetini bulmak için hazırdır ve eşik değeri piksel karaciğerinde bir dizi değer aramak için kullanılır.

Karaciğerin abdominal BT görüntüsünden kesilmesi için birçok algoritma zaten uygulanmıştır. Shradha Sangewar ve arkadaşları [59], özel kontur algoritması ile birlikte modifiye K-means yöntemini kullanarak karaciğer segmentasyonunu gerçekleştirmişlerdir. Suhuai Luo ve ark. dalgacık ve makine öğrenimi ile karaciğer

segmentasyonunu önermiştir [61]. Hans Bhurkhardt ve ark. [62] karaciğer segmentasyonunu gerçekleştirmek için bir hibrid segmentasyon algoritması uyguladı. Diğer yöntemler, Uyarlamalı hızlı basamak yöntemi [63], yerel entropi tabanlı yöntem [64], bölge ölçeklenebilir uydurma modeli [65], sahte renklendirme yaklaşımı [66], istatistiksel model [67] ve grafik bölümlene yaklaşimleri [14] içermektedir. Bununla birlikte, karaciğer çıkarma konusunda doğruluk, otomasyon ve dayanıklılık konularında büyük zorluklar devam etmektedir.

Bu çalışmada, karaciğer segmentasyonunun doğruluğunu arttırmak için geliştirilmiş bölge büyütme algoritması kullanarak istatistiksel bölge birleştirme yöntemini uygulanmaktadır. Önışleme, eşik bölütlemesi ve doğrusal haritalama izleyen bir Gauss yüksek yükseltme filtresi kullanılarak gerçekleştirilir. Ardından geliştirilmiş bölge büyütme algoritması uygulanır ve ardından morfolojik işlemler sonrası işlem aşamasında uygulanır. Elde edilen sonuçlar geleneksel bölge büyütme algoritması ve k-aracı kümeleme algoritması ile karşılaştırılmıştır. Performans değerlendirmesi hassasiyet, özgüllük ve doğruluk gibi istatistiksel önlemleri kullanarak gerçekleştirilir. Toprak gerçeği ile bölümlü alan arasındaki korelasyon katsayısı da üç metotta da hesaplanmıştır. Ayrıca, benzerlik önlemleri, doğrulukla doğrulanması için kullanılmaktadır.

### 2.2.3 BT Segmentasyonu için Kullanılan Algoritmalar

Bu bölümde karaciğer Segmentasyonu için farklı yöntemler incelenmiş ve Tablo 2.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 2.1:** Karaciğer segmentasyonu hakkında çalışmalar

Yazarlar	Kullanılan Teknik	Avantajlar	Kısıtlılıklar
Ng, H.P. 2006 [69]	K-ortalamlar Kümesi (K-means Clustering) ve Geliştirilmiş sınır belirleme (Watershed)	Geleneksel sınır belirleme yönteminden %92 daha az bölüntüleme	K-Ortalamlar Algoritması başlangıç kümesi ile sınırlıdır.
Jeongjin Lee 2007 [36]	Düzen belirleme (Level set) yöntemi	Manual segmentasyondan 15 kat daha hızlı	Karınca kolonisi kullanımı ihmal edilmektedir
Laurent Massoptier ve Sergio Casciaro 2008 [70]	Gradyan Vektör Akılı (Gradient Vector Flow) ve aktif kontur (active Contour)	Kısa işleme aralığında sağlam ve verimli karaciğer segmentasyonu	Renkli görüntüler için etkisiz

**Tablo 2.1 (Devam):** Karaciğer segmentasyonu hakkında çalışmalar

Yazarlar	Kullanılan Teknik	Avantajlar	Kısıtlılıklar
Gang Chen 2009 [71]	Düzyer belirleme (Level set) yöntemi	Çoklu başlatmalı düzyer belirleme yöntemi (LSM) daha hızlıdır, daha çok karaciğer alanını kapsar, sızıntı ve aşırı bölümlenmeyi engeller.	Düzyer belirleme yöntemi (LSM) başlatma sayısının otomatik belirlenmesinde zordur, alt keskin köşe bölgelerinde bölümlenme sorunları halen mevcuttur.
Suhuai Luo 2009 [61]	Doku çözümülemesi (Texture analysis) ve birleştirilmiş morfolojik işlemler (Combined Morphological Operations)	Pikselle ölçeklendirilmiş SVM sınıflandırıcısı ile morfolojik işlemlerin birleştirilmesi, hacimsel karaciğeri doğru olarak çizebilir	
O. Gambino 2010 [17]	Doku bazlı bölge Büyütme (Texture Based region growing)	Doğru Tanıma ve Bölümlendirme	İşleme hızı yüksektir
Zhaoxiao Yuan 2010 [72]	Hızlı yaklaşım (Fast Marching) ve Geliştirilmiş Bulanık Küme (Improved Fuzzy Cluster) Yöntemi	Karın görüntülerinin doğru Bölümlendirilmesi	Aşırı segmentasyon sonuçlarda hataya meydan vermektedir
Miltzer A, Hager T, Jager F 2010 [73]	Olasılık Arttırıcı Ağaç (Probabilistic Boosting Tree)	Eşzamanlı olarak tam otomatik algılama ve bölümlenme	Keskinlik oranı düşüktür
EsneaultS,Lafon C, Dillenseger J 2010 [74]	Hibrit Geometrik Anlar/ Grafik çıkarma (Hybrid Geometrical Moments/ Graph cut) yöntemi	Hızlı ve Tam Otomatik Yöntem	Düşük hassasiyet ve özgüllüğe sahiptir
S.S Kumar, R.S Moni, J. Rajeesh 2011 [75]	Bölge Büyütme (region growing)	Otomatik ve Etkili Karaciğer ve lezyon bölümlenmesi	Görüntü eşleştirmede etkisiz
Wenhan Wang 2012 [76]	Bölge Büyütme algoritması (region growing)	Daha düşük zaman karmaşıklığı	Aşırı segmentasyon
Abdalla Zidan, N. Ghalli, H.Hefny 2012 [77]	Sınır belirleme (Watershed) algoritması ve (Artificial Neural Network) yapay sinir ağı	% 92.1 oranında doğruluk elde edilebilir	Karınca kolonisi kullanımı ihmal edilmektedir
Amir H. Forouzan 2013 [78]	K-ortalamlar Kümesi (K-Means Clustering) ve Geodezik Aktif Kontur (Geodesic Active Contour)	Düşük Kontrastlı Görüntülerde Etkili Bölümlendirme	Yalnızca düşük kontrastlı görüntülerde kullanılmaktadır



**Tablo 2.1 (Devam):** Karaciğer segmentasyonu hakkında çalışmalar

Yazarlar	Kullanılan Teknik	Avantajlar	Kısıtlılıklar
Shraddha Sangewar 2013 [59]	Özel konturlama algoritmali değiştirilmiş K-ortalamları (Modified K- means)	Hızlı ve doğru karaciğer segmentasyonunu sağlar	
O.Fekry Abd-Elaziz 2014 [79]	Yoğunluk Analizi, Bölge yetiştiriciliği (Intensity analysis, Region Growing) ve morfolojik işleme (morphological processing)	Diğer yapıların bölgelerini çıkararak hesaplama süresini azaltır.	
El-Masry W.H 2014 [10]	İnvaziv Ot Optimizasyonu (Invasive Weed Optimization)	çok amaçlı optimizasyon	Hesaplama zaman karmaşıklığı yüksek
R.Rajagopal 2014 [80]	Otsu'sa eşik, morfolojik filtreleme (Otsu'sa thresholding, morphological filtering) ve gabar değişimi (gabar transform)	Doğru sonuçlar, farklı karaciğer tümörlü türleri için verimlidir	Sinir ağı ve bulanık algoritma kullanılarak geliştirilebilir.
Li ve ark. 2015 [81]	SSM + GC	VOE = 6.24% RVD = 1.18% MaxD = 18.82 mm	Otomatik
Abdulla ve ark. 2015 [82]	Arı algoritması	% 93.73 oranında doğruluk elde edilebilir	Yarı Otomatik
Weiwei Wu 2016 [83]	Supervoxel bazlı Grafik çıkarma (Supervoxel-Based Graph Cuts)	VOE = 7.54%	Otomatik
Yongchang Zheng 2017 [84]	Görünüm ve Bağlam Bilgisi (Appearance and Context Information)	VOE=7.83%, RVD=5.06%, ASD=1.06 mm, RMSD=1.39 mm	Otomatik
Tugce Sena AvşarSami Arıca 2017 [15]	Sınır belirleme (Watershed) ve Eşik Algoritmaları (Thresholding Algorithms)	çok amaçlı optimizasyon	Yarı Otomatik

Bu tezin çalışmasında SRM ve IRG birleştirildi ve yeni bir metod uygulandı. Üçüncü bölümde detaylı olarak SRM metodunu ve IRG metodu anlatılacak ve algoritmanın nasıl yapıldığı gösterilecek. Dördüncü bölümde simasyon sonuçları gösterilecektir.

## ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

### YÖNTEM

Bu bölümde önerilen yöntem hakkında bahsedilecek ve algoritmanın akış diyagramı anlatılacak. Arayüzü gösterilecek ve materyal ve dataların konusunda tartışılacaktır.

#### 3.1 Araştırmanın Yöntemi

Karaciğer BT görüntüsünü iyileştirildikten sonra, önerdiğimiz tekniğin bir sonraki adımı karaciğer bölgesini karaciğer BT görüntüsünden ayırmaktır. Segmentasyon, görüntü ön alanını arka alanından ayırmak için yapılmaktadır. Görüntüyü ayırmak görüntüye uygulanması gereken ileriki işlemler için işlem süresinden tasarruf sağlamaktadır. Karaciğer BT görüntüsünü ayırmak için Bölge Büyütme algoritmalarına dayanan İstatistiksel Bölge Birleştirme özelliğini kullanarak segmentasyon uygulanmıştır. Daha sonra, görüntü ayırma algoritmamızın doğru segmentasyon oluşturma kapasitesini doğrulamak için; otomatik olarak ayrılmış görüntüler, insan anatomisi ve radyoloji alanında 10 yıllık öğretim deneyimine sahip Fırat Üniversitesi Radyoloji Bölümü uzmanlarından Yrd. Doç. Dr. Mustafa Koç tarafından manuel olarak bölünmüş görüntüler ile karşılaştırılacak. Manuel segmentasyonun uygulanabilmesi için, görüntüler 512×512 piksele yeniden boyutlandırılacak. Ardından SRM yöntemi ile otomatik bölüme yeniden boyutlandırılmış görüntüler üzerinde uygulanmıştır.

#### 3.2 Verilerin toplanması

Veri setleri, Elazığ Şehrinde Fırat Üniversitesi Hastanesi'ndeki bilinen bir tarama merkezinden elde edilmiştir [1]. Bu görüntüler 512 x 512 piksel olup sonuçlar

MATLAB R2017a kullanılarak elde edilmiştir. MATLAB'da görüntü işleme araçları kullanılmıştır.

### **3.3 Araştırmanın Evreni**

#### **3.3.1 Medikal Görüntüleri Okuma**

DICOM dosyaları büyüklük, boyutlar, bit derinliği, veriyi oluşturmak için kullanılan yöntem ve görüntüyü yakalamak için kullanılan ekipman ayarları gibi görüntü verileri hakkında bilgi sağlayan metadata (üst veriler) içermektedir. Bir DICOM dosyasından üst verileri okumak için, dicominfo fonksiyonu kullanılmaktadır. Dicominfo bilgiyi her alanın belirli bir DICOM üst verisi içeren MATLAB yapısına döndürür. Dicomread tarafından döndürülen dicomread kullanılarak üst veri yapısı okumak istenen DICOM dosyasını belirlemek amacıyla kullanılmaktadır.

#### **3.3.2 Bir Veri Matrisini Gri Skala (Tonlama) Görüntüsüne Dönüştürme**

Bir gri tonlamalı görüntü (aynı zamanda, gri-tonlama, gri skala veya gri düzeyi olarak ta adlandırılmaktadır) değerleri bazı aralıktaki yoğunlukları temsil eden bir veri matrisidir. MATLAB gri tonlamalı bir görüntüyü tek bir matris olarak saklar ve bu matrisin her bir ögesi bir görüntü pikseline karşılık gelmektedir. Gri tonlamalı görüntülemeye bazen "siyah ve beyaz" denmektedir ancak teknik olarak bu yanlış bir adlandırmadır. Yarı ton olarak ta bilinen gerçek siyah ve beyazda, mümkün olabilen tek tonlar saf siyah ve saf beyazdır. Bir yarı tonlu resimdeki gri gölgeleme illüzyonu, görüntü yakın çevresinde gri renklerin belirgin parlaklığını belirleyen tek noktaların boyutları ile birlikte beyaz bir arka plan üzerinde bir siyah nokta ağı (veya tersi) haline getirilerek elde edilmektedir. Yarı ton tekniği gazetelerdeki fotoğrafları basmak için sıklıkla kullanılmaktadır.

#### **3.3.3 Görüntüleme İçin SRM'nin Kullanılması**

Sağlam matematiksel temeli ve durumun netliğine rağmen, ifade (3.1) 'de aşırı birleştirme sonucunu ortaya çıkarmış ve bu nedenle doğal sahne görüntüleri için daha sofistike bir versiyon ile değiştirilmiştir. Yaptığımız deneyler, orijinal versiyonun yani

(3.1)'nin BT görüntüleri için oldukça iyi sonuçlar verdiğini ortaya çıkarmıştır. Buna ilaveten, basitliği, görüntünün istatistiksel karmaşıklığı ile bölünmüş nesnelerin boyutu ve dokusu arasındaki bağlantıyı anlama ve böylece Q'nun güvenilir bir ön tahmininin yapılmasına olanak tanımaktadır.

$$P(R, R') = \begin{cases} true & \text{if } |\bar{R} - \bar{R}'| \leq \sqrt{b^2(R) + b^2(R')} \\ false & \text{otherwise} \end{cases} \quad (\text{Denklem 3.1})$$

### 3.3.3.1 Teorik analiz ve algoritmalar

Basit olması açısından, öncelikle teorik sonuçlarımızı tek bir renk bandı (yani, gri seviye) için ifade ettik. Bu temelde, sonuçların RGB gibi daha sayısal kanallara genişletilmesi karmaşık bir analiz gerektirmemektedir: Bölüm 3.3.3.1.3'te sunulmuştur. Segmentasyon algoritmamızı tamamen tanımlamak ve bölge birleşmelerini test etmek için, birleşim ifadesi ve sırası vermek yeterli olmaktadır. Bu edenle aşağıda SRM algoritması detaylı olarak anlatılmıştır.

#### 3.3.3.1.1 Birleşim ifadesi

İlk sonucumuz aşağıdaki teoreme dayanmaktadır.

**Teorem 1.** Bağımsız sınırlı fark eşitsizliği [85]

$X=(X_1, X_2, \dots, X_n)$  n bağımsız gerçekteğerler ailesinin bir üyesi olsun,  $X_k$  her k için  $A_k$  kümesinde değerler almaktadır. Gerçekteğerli f fonksiyonu,  $\Pi_k$  'da tanımlanmış olsun. x ve x' vektörleri sadece kth koordinatında farklılık gösterdiğinde,  $|f(x) - f(x')| \leq c_k$  değerini sağlamaktadır.  $\mu$  gerçekteğerli  $f(X)$  'in beklenen değeri olsun. Daha sonra, herhangi bir  $\tau \geq 0$  için,

$$\Pr(f(X) - \mu \geq \tau) \leq \exp(-2\tau^2 / \sum_k (c_k)^2) \quad (\text{Denklem 3.2})$$

Bu teoremden, I'nın bölgeleri arasındaki gözlemlenen farklılıkların sapması üzerine aşağıdaki sonucu elde ederiz. Burada, rastgele herhangi bir R bölgesi için  $E(R)$  gösterimi tek renk bandı için Q r.v. lerinin beklentilerinin toplamının I\* istatistiksel piksellerine karşılık gelen beklentidir ve  $\bar{R}$  bu renk bandının gözlemlenen ortalamasıdır.

Sonuç 1. I'nın bölgelerinin bir sabit çifti olan  $(R, R')$  düşünelim.

$\forall 0 < \delta \leq 1$ , olasılık  $\delta$  'den büyük değildir, yani

$$|(\bar{R} - \bar{R}') - E(\bar{R} - \bar{R}')| \geq g \sqrt{\frac{1}{2Q} \left( \frac{1}{|R|} + \frac{1}{|R'|} \right) \ln \frac{2}{\delta}} \quad (\text{Denklem 3.3})$$

Kanıt. Bir r.v.'nin sonucunun değerini  $(R, R')$  çifti için mümkün olan  $Q(|R| + |R'|)$  arasında değiştirelim.

Değişiklik R bölgesini etkilediğinde (mümkün olan Q IRI arasında)  $|\bar{R} - \bar{R}'|$  değişime en çok  $c_R = g/(Q|R|)$  'de maruz kalır ve değişim R' içerisinde ise (mümkün olan Q IR'I arasında) en çok  $c_{R'} = g/(Q|R'|)$  'de maruz kalır.  $\sum_k (c_k)^2 = Q(|R|(c_R)^2 + |R'|(c_{R'})^2) = (g^2/Q)((1/|R|) + (1/|R'|))$  elde ederiz. Mutlak değerli sapmanın mutlak değer olmayandan azami iki katı olduğu gerçeğini ve Teorem 1'i (r için çözümler) kullanarak sonucumuzu elde ederiz.

I 'da N birleştirme testleri uyguladığımızı var sayalım. Buna göre, olasılık  $\geq 1 - (N\delta)$  ile birleşim test edilen  $(R, R')$  bölgelerinin bütün çiftleri  $|(\bar{R} - \bar{R}') - E(\bar{R} - \bar{R}')| \leq b(R, R')$  'yi karşılar,  $b(R, R')$  Sonuç 1'in sağ kısmıdır. N 'nin küçük olduğuna dikkat ediniz: tek geçişli algoritma için,  $N < I I^2$ . 4 bağlantılı ayarlamamızda bile (her piksel var olduğunda kuzey, güney, doğu ve batı komşuları ile bağlanır),  $N < 2II$  'dır.  $R \cup R'$  piksellerinin  $I^*$  'nın aynı istatistiksel bölgelerinden geldiğinde, gözlemlenen iki bölge R ve R' nin birleşimini test ederken ihtiyaç duyduğumuz şey yeteri kadar doğru bir ifade elde etmektir. Bu bakış açısından, birleşim ifadesi oluşturmak için Sonuç 1 'i kullanmak anlaşılırdır: Bu durumda, elimizde  $E(\bar{R} - \bar{R}') = 0$  vardır ve bu nedenle, yüksek olasılıkla,  $|\bar{R} - \bar{R}'|$  sapması  $b(R, R')$  'yi geçmez. İki aday bölge R ve R' için birleşim ifadesi böylelikle  $b(R, R')$  birleşim eşiği olmak kaydıyla, eğer  $|\bar{R} - \bar{R}'| \leq b(R, R')$  ise, "R ve R' 'yi birleştir" olacaktır. Böyle bir ifadenin iyimser olduğunu ileride göreceğiz. Bazı varsayımlar çerçevesinde, aşırı birleşimin (örneğin,  $I^*$  yı iyileştirmek için gereğinden fazla birleşim) kabul görmesi bazen istendiktir, ancak bu olay nicelik bakımından küçüktür. Hem teorik hem de pratik değerlendirmeler için, bu birleşim ifadesini daha görece daha optimistik bir ifade ile yani daha geniş bir birleşim eşiği ile değiştireceğiz. Bu da teorik olarak aynı hataya neden olmakla birlikte (düşük değerli terimlere kadar), oldukça iyi

görsel sonuçlar vermektedir.  $R_1$   $I$  pikseli bölgelerin kümesi olsun ve  $b(R) = g\sqrt{(1/(2Q|R|))\ln(|\mathcal{R}_{|R|}|/\delta)}$ .  $R$  ve  $R'$  boş olmamak kaydıyla,

$$b(R,R') \leq \sqrt{b^2(R) + b^2(R')} < b(R)+b(R') \quad (\text{Denklem 3.4})$$

ileride, birleşim eşiği olarak kullanılan en geniş miktar ile elde edilen hata üzerinde nicelik bakımından bir sınır oluşturacağız: aynı zamanda diğerleri içinde geçerlidir. Merkez büyüklüğü kullanmış olduğumuz birleşim eşiğidir.  $|R_l|$  üzerinde bir üst sınır  $b(R,R')$  bakımından oldukça makuldür. Bir bölgenin sıralanmamış bir piksel yığını olduğunu göz önünde bulundurursak (her rek kanalına 0, 1,..., $I$  piksel verilir),  $|R_l| \leq (l-1)^{\min\{l,g\}}$  tayin edebiliriz, (her renk kanalına sahip piksellerin numarası için  $l+1$  seçeneğimiz vardır, bu da  $|R_1| \leq (l+1)^g$  olur ve sonrasında  $l < g$  için yinelemeleri hesaplayarak bu geniş üst sınırı azaltırız). Özetlemek gerekirse, birleştirme ifademiz:

$$P(R,R') = \begin{cases} \text{dogru} & \text{eger } |(\bar{R}' - \bar{R})| \leq \sqrt{b^2(R) + b^2(R')} \\ \text{yanlı} & \text{degilse} \end{cases} \quad (\text{Denklem 3.5})$$

### 3.3.3.1.2 Birleşimde sıralama algoritması

Bölgelerin birleşimini test ettiğimiz sıralama aşağıdaki gibi tanımlanan basit sabit  $A'$ 'yı takip etmektedir.

İki doğru bölge arasında (parçalarında) herhangi bir test yapıldığında,  $(A) =_{\text{def.}}$  bu da iki doğru bölgenin her birisinde yapılan bütün testlerin önceden gerçekleştiği anlamına gelmektedir.

$A'$ 'nın  $I^*$  'ın segmentasyon bilgisini ispatsız doğru olarak kabul etmediğine dikkat etmek çok önemlidir.  $A'$ 'yı gerçekleştirmek için neden çaba harcamamız gerektiği konusuna gelirse, öncelikle segmentasyonun maruz kalabileceği üç hata aşağıda açıklanmıştır;

1. Birincisi, yetersiz birleştirme, elde edilen bir ya da daha fazla bölgenin gerçek bölgelerin mutlak alt parçaları olduğu durumu ifade eder.
2. İkincisi, aşırı birleştirme, elde edilen bazı bölgelerin birden fazla gerçek bölge içerdiği durumları ifade eder.
3. Üçüncüsü, (en muhtemel olan) ‘‘hibrid’’ durumu, elde edilen bazı bölgelerin gerçek bölgelerin birden fazla mutlak alt parçalarını içerdiği durumu ifade

etmektedir. Bunu kısmen birleştirme ifadesi isimli bölümde özetledik: p(4) ile birlikte, A hem nitelik hem de nicelik bakımından segmentasyon hatalarını kontrol etmeyi mümkün kılar.

Bir sonraki teorem yüksek olasılıkla yalnızca aşırı birleştirmenin meydana geldiğini göstermektedir. Bu teoremden,  $s^*(I)$  'yı  $I$  'nın ideal (optimal) segmentasyonunun bölgelerinin bir kümesi olarak ( $I^*$ 'dan tanımlanmıştır, bkz. şekil 3) ve  $s(I)$  'yı  $I$  segmentasyonumuzun bölgelerinin kümesi olarak tanımlamaktayız.

**Teorem 2.** Olasılık  $\geq 1 - O(|I|\delta)$  ile,  $A$ 'yı karşılayan  $I$  üzerindeki segmentasyon  $I^*$ 'nın aşırı bir birleşimidir. Yani:  $\forall O \in s^*(I), \exists R \in s(I): O \subseteq R$ .

**Kanıt.** Sonuç 1'den, olasılık  $> 1 - (N\delta = 1 - O(|I|\delta))$  ile, birleşimi test edilen ve  $I^*$ 'nin aynı istatistiksel bölgelerinden gelen herhangi bir bölge çifti  $(R, R')$ ,  $|\bar{R} - \bar{R}'| \leq b(R, R')$ 'yi gerçekleştirir.

$b(R, R') \leq \sqrt{b^2(R) + b^2(R')}$  olduğundan, birleştirme ifademiz  $\rho(R, R')$  (4)  $R$  ve  $R'$  birleşimini mümkün kılmaktadır.  $A$  'nın bu özelliğe sahip olduğu gerçeğini kullanarak, önce  $I^*$ 'nin bütün gerçek bölgelerini oluşturup ardından daha fazla birleştirme gerçekleştiriyoruz: Elde edilen segmentasyon iddia edildiği üzere  $I^*$ 'nin yüksek olasılıklı aşırı birleştirmesidir.

Bir sonraki teorem optimal segmentasyon bakımından meydana gelen hata üzerindeki niceliksel üst sınırı göstermektedir. Bu hatayı  $s^*(I)$  ve  $s(I)$  arasındaki bölgelerin boş olmayan kesişimleri üzerindeki (mutlak) kanal farklılıklarının ağırlıklı ortalaması olarak tanımlamaktayız:

$$Err(s(I)) = E_{R \cap O, R \in s(I), O \in s^*(I)} |E(O) - E(R)|, \quad (\text{Denklem 3.6})$$

$E$  (eğimli) bağlantılı olasılık ölçümü  $\mu(R \cap O) = |R \cap O| / |I|$  ifade etmektedir.

**Teorem 3.**  $\forall 0 < \delta < 1$ , olasılık  $\geq 1 - O(|I|\delta)$ :

$$Err(s(I)) \leq O \left( g \sqrt{\frac{|s^*(I)| \ln |s^*(I)|}{|I|Q}} \left( \ln \frac{1}{\delta} + g \ln |I| \right) \right) \quad (\text{Denklem 3.7})$$

(Kanıt dâhil edilmemiştir.) Bu teorem üç teorik neden açısından önem arz etmektedir. Birincisi, büyük-Oh gösteriminde gizli sabit küçüktür ( $< \sqrt{6}$ ; ikincisi, (3)'de en büyük birleşim eşiği için kanıtlanmıştır. Sonuncu olarak, log terimlerini göz

önünde bulundurmazsak, segmentasyonumuz ile ortaya çıkan hata  $g\sqrt{|s * (I)| / (|I|Q)}$ , optimuma yakın bir sıralama yaklaşımasıdır [86].

### 3.3.3.1.3 Renkli görüntüler

RGB ayarlaması için birleştirme ifadesi:

$$\rho(R,R') = \begin{cases} \text{eğer } \forall a \in \{R, G, B\} \text{ ise doğru,} \\ |(\bar{R}'a - \bar{R}a)| \leq \sqrt{b^2(R) + b^2(R')} \\ \text{değilse yanlış.} \end{cases} \quad (\text{Denklem 3.8})$$

Burada  $\bar{R}a$  R bölgesindeki renk kanalı a için gözlemlenen ortalamayı simgelemektedir. A sabitinin bölüm 3.2'deki gibi olması kaydıyla, ifademiz aşırı birleşimi korumakta ve Teorem 3 ile aynı üst sınır üç renk kanalı üzerindeki hataların toplamı olarak ölçüldüğünde hataya tutunmaktadır.

Daha sonra, SRM aşağıdaki bölümde açıklanan Görüntü bölgesi büyütme ile birleştirilmiştir.

### 3.3.4 Görüntü Bölgesi Büyütme

Bölge büyütme kullanıcının ön plan ve arka plan için çekirdek noktalar kullandığı, üçüncü yöntem kategorisine ait temel bir segmentasyon yöntemidir. Çevreleyen alanın belirli benzerlik kriterlerini karşılaması durumunda, işaretlenmiş olan ön plan başlangıçta bölümlenmiş bölge olarak işlev görmekte ve morfolojik yayma ile büyütülmektedir. Genişleme komşu piksellerin kriterleri yerine getiremeyecek ve bölgeye eklenemeyecek hale gelmesine kadar veya maksimum sayıda iterasyonun (yinelemenin) elde edilmesine kadar devam eder. Bu tezde kullanılan benzerlik kriterleri Qi ve arkadaşları tarafından sunulan Bayesci bir kural sistemine dayanmaktadır [87]. Bu yöntemden belirsizlik görselleştirmesi ve etkileşim için ilginç olabilecek hızlı ve olasılık temelli bir yöntem elde edilmiştir.

### 3.3.5 Morfolojik İşlemler

Morfolojik işlemler belirlenmiş teorik yaklaşıma dayalı olup sonda olarak değerlendirilebilecek olan bir yapılandırma elemanının yardımı ile şekil bilgisinin



çıkarılması için uygundur. Kullanılan çoğu temel ikili morfolojik işlemler yayma, aşındırma, açma ve kapama olup, aşağıda ifade edilmiştir.

$$\text{Aşındırma: } A \ominus B = \{a | Ba \subset A\}$$

$$\text{Yayma: } A \oplus B = \{a + b | a \in A, b \in B\} = \bigcup_{a \in A} B_a$$

$$\text{Açma: } A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (\text{Denklem 3.9})$$

$$\text{Kapama: } A \cdot B = (A \square B) \ominus B$$

Eşitlikler (3.9): morfolojik işlem eşitlikleri

### 3.3.5.1 Aşındırma

İki temel morfolojik işleçten birisidir. Görüntüdeki bir nesnenin alanını küçültmek için kullanılan bir işlemdir. Yapılandırma elemanı B'nin (ör. B disk veya karedir) merkezi olduğunda ve bu merkez E orijini üzerindeyse, A'nın B tarafından erozyonu, B A içerisine hareket ettiğinde B'nin merkezi tarafından ulaşılan noktaların odağı olarak yorumlanabilir.

Örneğin, orijinde bulunan ve kenarı 10 olan bir karenin yine orijinde bulunan ve yarıçapı 2 olan bir disk tarafından aşındırması orijinde bulunan ve kenarı 6 olan bir karedir.

### 3.3.5.2 Yayma

Aşındırmayı tamamlayıcı bir süreçtir. Görüntüleri genişletmek için kullanılır. Eğer önceki gibi B'nin orijinde bulunan bir merkeze sahipse, B'nin merkezi A içerisinde ilerlediğinde A'nın B tarafından yayılması B tarafından kapsanan noktaların odağı olarak yorumlanabilir. Yukarıdaki örnekte, kenarı 10 olan bir karenin yarı çapı 2 olan bir disk ile yayılması orijinde bulunan yuvarlak köşeli ve kenarı 14 olan bir karedir. Yuvarlak köşelerin yarı çapı 2'dir.

### 3.3.5.3 Açma

Aşındırma işleminden sonra oluşan görüntünün önce aşındırma ardından yayma işlemi uygulanması ile elde edilen süreçtir.

### 3.3.5.4 Kapama

Yayma etkisinden sonra oluşan görüntünün önce yayma ardından aşındırma işlemini içeren sürecidir.

### 3.3.5.5 Doldurma

Doldurma ikili görüntüde var olan delik ve boşlukları doldurmak için kullanılmaktadır. Doldurma aşağıdaki eşitlik ile tanımlanmaktadır:

$$F(x,y)=\begin{cases} 1 - I(x,y) & \text{eğer } f(x,y) \text{ I sınırında ise} \\ 0 & \text{sınırdaki değil ise} \end{cases} \quad (\text{Denklem 3.10})$$

Eşitlik (3.10): doldurma işlemi

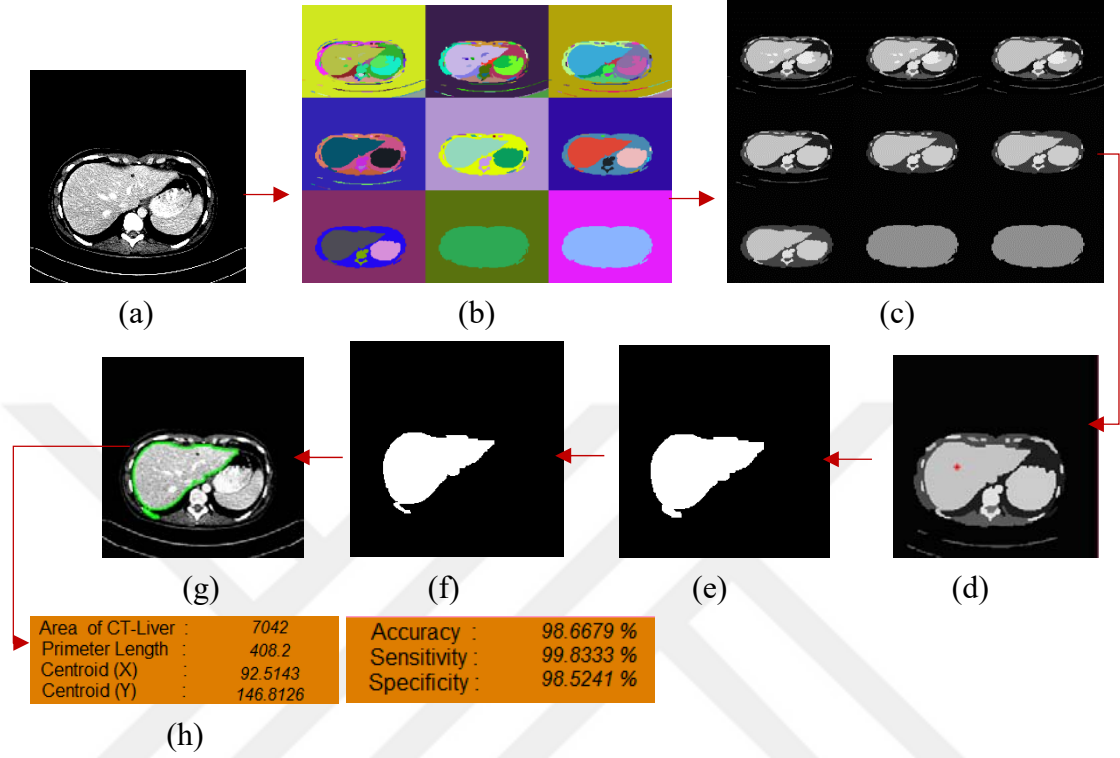
Burada I ikili görüntü F işaretleyici görüntü

### 3.3.6 Maskeleye

Bilgisayar grafiklerinde, bir resmin arka plan üzerine yerleştirilmesi istendiğinde şeffaf alanlar ikili bir maskeyle belirtilebilir. Bu teknik işaret cihazı imleci, tipik 2-D video oyunları, GUI ikonları ve diğer görüntü karıştırma uygulamaları gibi geniş bir uygulama alanına sahiptir. Bu yöntemde, maskeleyi sadece karaciğeri içeren bölünmüş görüntüyü bölgelemek için uyguluyoruz.

### 3.3.7 Algoritma özeti

Kullandığımız algoritma özeti aşağıdaki resimde gösterilmektedir.



Şekil 3.1: önerilen yeni yöntem

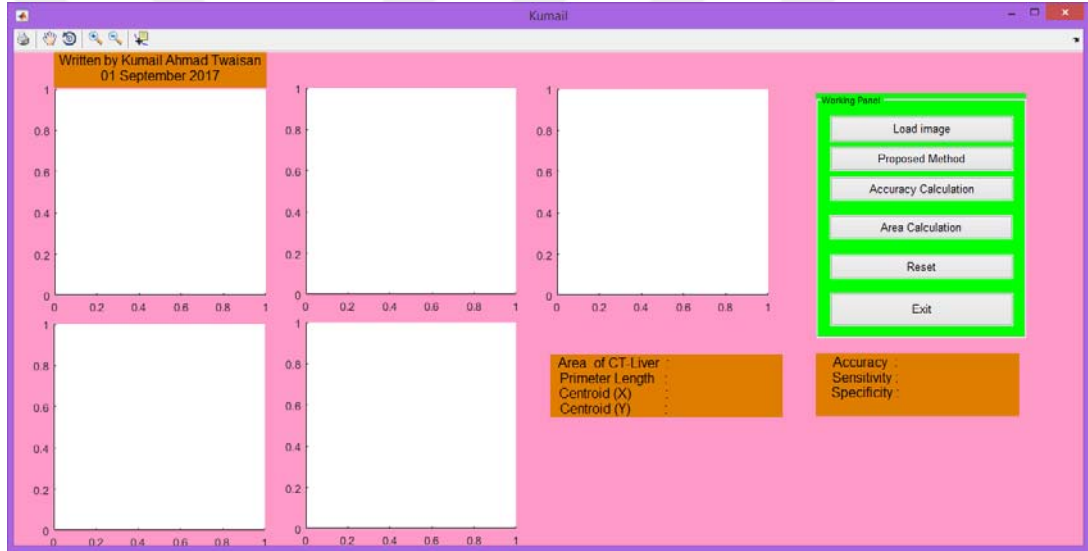
Yukarıdaki şekilde önerilen yöntem “İstatistiksel Bölge Birleştirme algoritması” ve “Bölge Büyütme algoritmasını” birleştirilmiştir;

- a) BT görüntüyü okut
- b) SRM y1 uygula
- c) Gri renge çevir
- d) Birinci indeksi seç ve seedpointu seç ve IRG uygula
- e) IRG dan çıkan sonucu göster
- f) Structure element filtresini uygula
- g) Sonucu göster
- h) hesaplamalar

### 3.3.8 Önerilen Arayüzü Tasarımı

Bu tezde yeni bir metod kullanarak BT karaciğer görüntülerinde karaciğer kısmını diğer kısımlarda segmentasyon yöntemini uyguladık.

Aşağıda gösterildiği gibi MATLAB arayüzü tasarlandı. Bu arayüzündeki manuel görüntüyü bilgisayardan okumakta ve proposed method tuşuna basarak bir önceki metodumuz bölümde önerdiğimiz doğrudan uygulanmaktadır. İlk başta görüntü DICOM uzantısı olarak veri tabanından okunup sonra İstatistiksel Bölge Birleştirme (Statistical Region Merging) metodunu görüntü üzerinde uygulamaktadır. Dokuz tane sonuç elde edildikten sonra en yakın indekse göre Görüntü Bölgesi Büyütme (Image Region Growing) yöntemi uygulanır.



Şekil 3.2: Karaciğer segmentasyonu için önerilen arayüzü

## **DÖRDÜNCÜ BÖLÜM**

### **BULGULAR VE TARTIŞMA**

Bu bölümde deneysel sonuçlar açıklanacaktır. Bölüm 4.1'de deney düzeneği, bölüm 4.2'de kullanılan Veriler hakkında olacak ve bölüm 4.3'te Sonuçların değerlendirilmesinde kullanılan değerlendirme ve doğruluk kriterleri ve bölüm 4.4'te veri setleri üzerindeki deneyler ve sonuçları açıklanmış ve son bölüm 4.5'te tartışılmıştır.

#### **4.1 Deney Düzeneği**

Algoritmamızı IRG, IRM ile SRM kullanarak uyguladık. Bu bölümde anlatılacak olan tüm deneyler için 4GB RAM'e sahip Intel Core "i5 2410M, Dual Quad 2.30 GHz 2.30 GHz PC kullanılmıştır. Algoritmamızı iki veri kümesi üzerinde değerlendirdik. İlk veri seti Fırat Üniversitesi Hastanesi Radyoloji Bölümündeki Dr. Mustafa Koç'un laboratuvarından alınmıştır. İkinci veri seti ise Cerrah Paşa Hastanesi laboratuvarından Dr. Giray Kandemirli'den alınmıştır.

#### **4.2 Bu Tezin Çalışmasında Kullanılan Veriler**

Bu çalışma Kurumsal Etik Komitesi'nden Fırat Üniversitesi ve Cerrah Paşa Araştırma Etiği Komitesinden onay alınarak yürütülmüştür.

Eylül 2017 ile Ekim 2017 arasında, karın ağrısı için klinik endikasyonlarına dayalı olarak çok dedektörlü bilgisayarlı tomografi (MDCT) yapılan toplamda 70 hasta analiz edilmiştir. Tüm hastalara Toshiba Aquilion 64 dilimli CT tarayıcı kullanılarak çok dedektörlü bilgisayarlı tomografi uygulanmıştır. Taranılan alan diyafram ile iliak krest (kanat) tanımlanmıştır. Görüntüler kVp 120, mAs 150-200 değerinde ve 0.5 mm koşutlanmış çapraz kesit kalınlığı, 0.3 mm rekonstrüksiyon (yeniden yapılandırma) aralığı, FOV (görüş alanı) çapına (30 cm) sahip olup ve pitch

değeri (masa hızı ve kesit kalınlığının oranı) 1-1.5 arasında idi. Araştırmalar, 1000-1500 mL ağız yoluyla su tüketimi sonrasında her 15 dakikada bir muayeneden bir saat önce başlatılmıştır. 20 kişi için ve her kişi için 30 görüntü üzerinde uyguladık. Tüm muayeneler, 100 mL iopromid veya 100 mL iohexol'ün sağ antekübital (kolun dirsekten aşağısı) damara 3mL/saniye oranda enjekte edilmesi ve 65 sn'de tek nefes tutma üzerinden, hastalar supin (sırtüstü) pozisyonda dururken gerçekleştirilmiştir.

MDCT görüntüleri çalışma merkezine (VITAL, Vitrea 2, HP XW6400 İş İstasyonu, ABD) aktarılmıştır. Görüntüler çok düzlemlili ve üç boyutlu (3D) anjiyografik görüntüler olarak değerlendirilmiştir. Her bir hastanın görüntüleri değerlendirilmiş ve sonuçlar kaydedilmiştir.

### **4.3 Sonuçların Değerlendirilmesinde Kullanılan Değerlendirme ve Doğruluk Kriterleri**

Bu tez çalışmasında segmentasyon için gerçekleştirilen yöntemler sonucunda elde edilen görüntüleri doğru piksel sayısı kullanılarak elde edilen duyarlılık kriterine göre değerlendirilmiştir. Segmentasyon sonucu elde edilen görüntü ve hedef görüntü ikili (Binary) formata sahip olduğundan bu kriterde iki görüntü her noktadaki piksel değeri karşılaştırılarak gerçekleştirilmektedir. Duyarlılıkların hesaplaması karışıklık matrisine göre yapılmıştır.

Karışıklık matrisi [88] bir sınıflandırma sistemi tarafından yapılan gerçek ve tahmin edilen sınıflandırmalar hakkında bilgi içermektedir. Bu tür sistemlerin uygulanması genellikle matristeki veriler kullanılarak değerlendirilmektedir. Aşağıdaki tabloda, iki sınıflı bir sınıflandırıcı için karışıklık matrisi gösterilmektedir.

Karışıklık matrisindeki girdiler çalışmamızda kullanıldığı şekilde şu anlamları taşımakta olup Tablo 4.1'de gösterilmiştir

- a, bir örneğin negatif olduğu doğru tahminlerin sayısını,
- b, bir örneğin olumlu olduğu yanlış tahminlerin sayısını,
- c, bir örneğin negatif olduğu tahminlerin yanlış sayısını,
- d, bir örneğin pozitif olduğu doğru tahminlerin sayısını,

ifade eder.

**Tablo 4.1:** Confüzyon matrisi

Confüzyon matrisi		Tahmin Edilen	
		Negatif	Pozitif
Gerçek	Negatif	<b>a</b>	<b>b</b>
	Pozitif	<b>c</b>	<b>d</b>

2 sınıflı matris için çeşitli standart terim tanımlanmıştır:

1) Doğruluk (AC), doğru olan tahminlerin toplam sayısının oranıdır. Aşağıdaki denklem kullanılarak belirlenmektedir:

$$AC = \frac{a+d}{a+b+c+d} \quad (\text{Denklem 4.1})$$

2) Geri çağırma veya doğru pozitif oran (TP), aşağıdaki eşitlik kullanılarak hesaplanan, doğru bir şekilde tanımlanmış pozitif durumların oranıdır:

$$TP = \frac{d}{c+d} \quad (\text{Denklem 4.2})$$

3) Yanlış pozitif oran (FP), aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplanan yanlış bir şekilde pozitif olarak sınıflandırılmış negatif durumların oranıdır:

$$FP = \frac{b}{a+b} \quad (\text{Denklem 4.3})$$

4) Doğru negatif oran (TN), aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandığı gibi doğru olarak sınıflandırılan negatif durumların oranı olarak tanımlanmaktadır:

$$TN = \frac{a}{a+b} \quad (\text{Denklem 4.4})$$

5) Yanlış negatif oran (FN), aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandığı gibi yanlış bir şekilde negatif olarak sınıflandırılan pozitif durumların oranıdır:

$$FN = \frac{c}{c+d} \quad (\text{Denklem 4.5})$$

6) Son olarak, kesinlik (P), doğru olan ve tahin edilen pozitif durumların oranıdır, aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplanmaktadır:

$$P = \frac{d}{b+d} \quad (\text{Denklem 4.6})$$

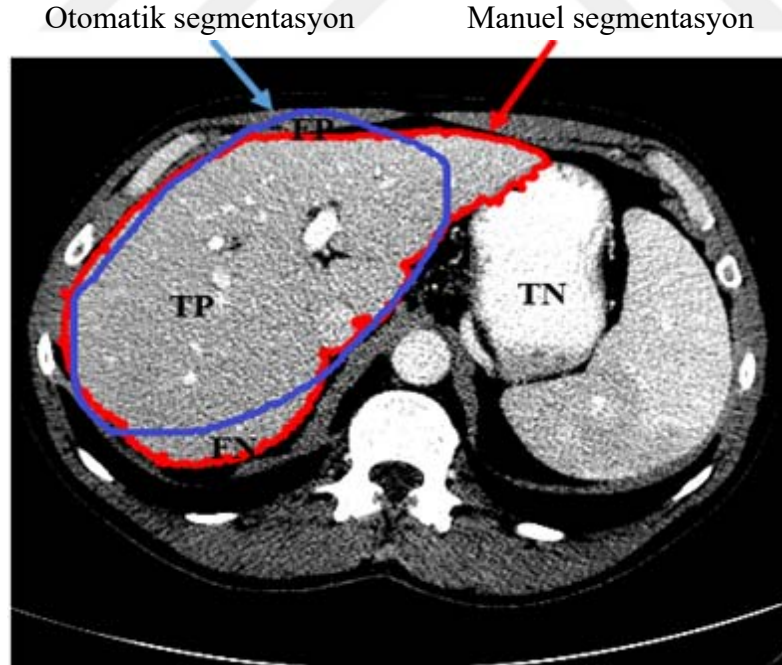
Denklem 4.1 kullanılarak saptanan doğruluk, olumsuz durumların sayısının pozitif durumların sayısından çok daha fazla olduğu zamanlarda, yeterli bir performans ölçümü olmayabilir [89]. 995'inin olumsuz vaka, 5'inin ise pozitif vaka olduğu toplam 1000 vaka olduğunu dikkate alındığında; sistemin hepsini negatif olarak sınıflandırdığı durumda, sınıflandırıcının tüm olumlu vakaları kaçırmasına rağmen doğruluk oranı %99.5 olur. Diğer performans ölçümleri bunu ürün içerisinde TP'yi dahil ederek hesaba katar: örneğin 4.7 ve 4.8 denklemlerinde tanımlanan geometrik ortalama (g-mean) [89] ve denklem 4.9'da tanımlandığı şekilde F-Ölçümü (Measure) (Lewis and Gale, 1994).

$$g - mean_1 = \sqrt{TP * P} \quad (\text{Denklem 4.7})$$

$$g - mean_2 = \sqrt{TP * TN} \quad (\text{Denklem 4.8})$$

$$F = \frac{(\beta^2 + 1) * P * TP}{\beta^2 * P + TP} \quad (\text{Denklem 4.9})$$

Şekil 4.1'de, söz konusu parametreler kısaca gösterilmiştir.



Şekil 4.1: Doğruluk parametrelerinin gösterimi

Yukarıdan da anlaşılacağı gibi mavi renkli eğri otomatik segmentasyon sonucunu gösteriyor ve kırmızı renkte olan sonuç manuel segmentasyonunu gösterir.



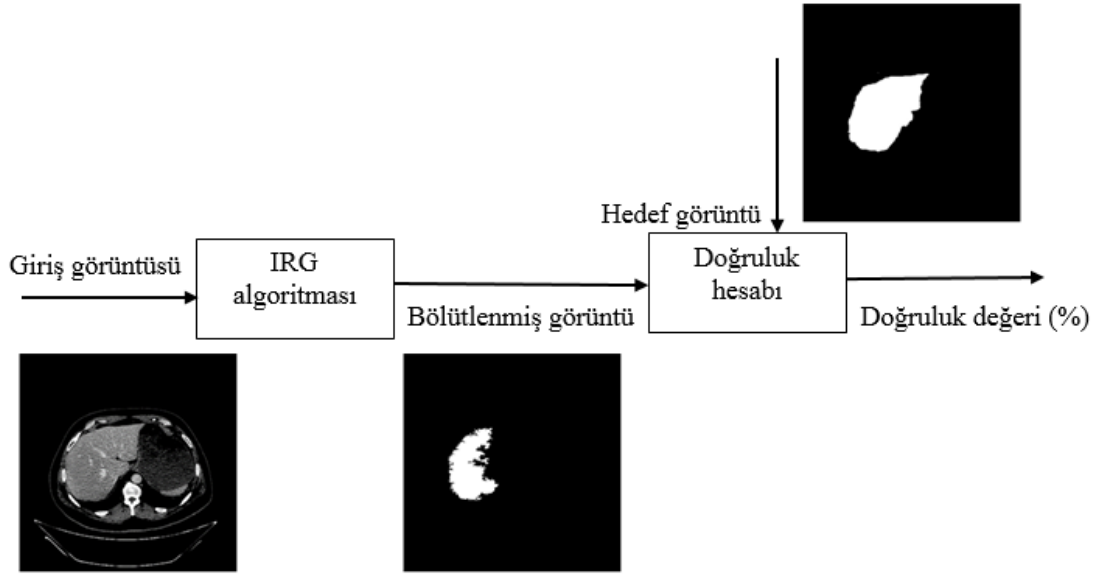
#### **4.4 Bölge Büyütme Algoritması ve Önerilen Yöntemin Sonuçları**

Bu tez çalışmasında medikal görüntüsünün segmentasyonu için kullanılan iki yöntem ile karaciğer BT görüntülerin segmentasyonu gerçekleştirilmiştir. Başka bir deyişle, segmentasyonun işlemleri her yöntem için ayrı ayrı yapılmıştır. Elde edilen sonuçları her yöntem için ilerleyen iki alt bölümde detaylı olarak gösterilmiştir. Sonuçlar karaciğerin alanı, karaciğerin çevresi, duyarlılık, özgünlük ve doğruluk bakımından incelendi ve 20 kişi test edildi ve her kişiye ait 30 karaciğer BT görüntüsü kullanıldı ve sonuçları tablolarda gösterilmiştir.

Karaciğer yüzeyinin yarı otomatik segmentasyonu tüm hasta veri setleri için yarı otomatik segmentasyon teknikleriyle başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Bu teknikler görüntü bölgesi büyütmesi ile istatistiksel bölge birleştirmesi ve görüntü bölge büyütmesi algoritmasıyla yarı otomatik karaciğer segmentasyonudur. Buna karşın, RG algoritması SRM ile otomatik karaciğer segmentasyonu içerisinde BT karaciğerini parçalara bölmeyi başarmaktadır. Yarı otomatik tekniklerin her ikisi de, altın standart olarak tanımlanan manuel bölütleme ile karşılaştırıldığında oldukça yüksek doğrulukta karaciğer yüzey segmentasyonu sağlamıştır. Gerçekten de, her iki algoritma da tüm karşılaştırma ölçümleri için oldukça iyi değerlere ulaşmıştır. RG Segmentasyon Algoritması ve SRM, Şekil 4.1'de gösterildiği gibi girdi görüntüsüne uygulanmaktadır.

##### **4.4.1 Bölge Büyütme Algoritması ile Elde Edilen Segmentasyon Sonuçları**

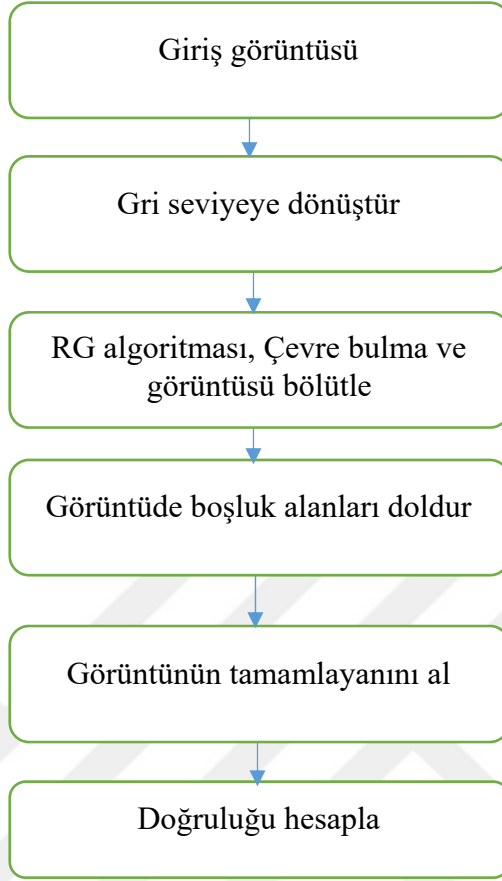
Bu tezin çalışmasında Bölge Büyütme algoritması kullanılarak karaciğer BT görüntüleri üzerinde segmentasyon gerçekleştirilmiş olup segmentasyon sonucunda Bölge Büyütme algoritmasına ait bulguların özeti gösterimi Şekil 4.2'de gösterilmektedir.



Şekil 4.2: Bölge büyütme algoritması segmentasyon prosedürü için özeti gösterim

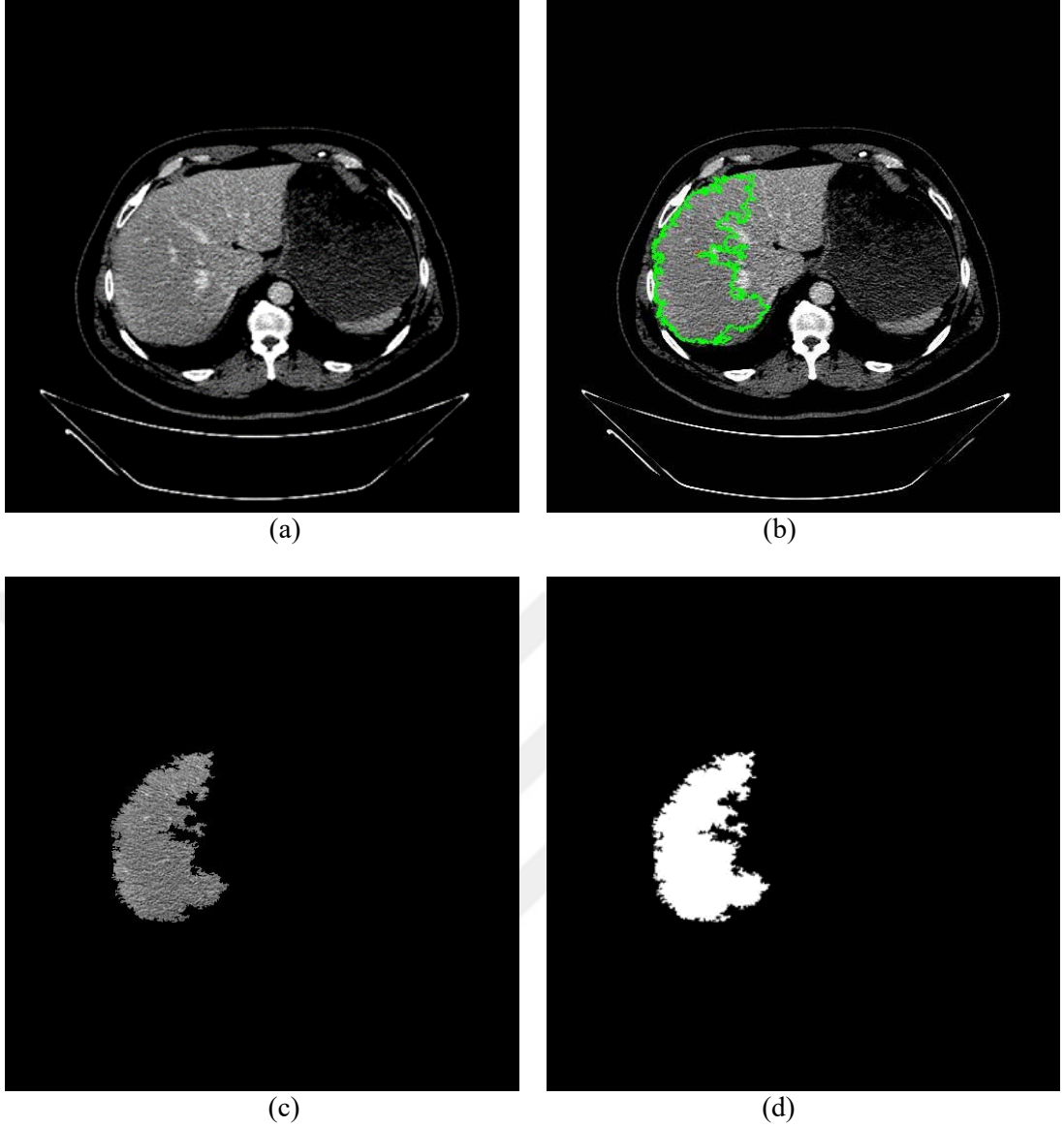
Burada  $512 \times 512$  piksel boyutunda görüntüler Bölge Büyütme algoritması ile segmente edilmiş ve segmentasyonun sonucu yine  $512 \times 512$  piksel boyutunda bir görüntü oluşmuştur. Algoritmanın girişinde yalnızca segmente edilecek görüntü verilmektedir. Algoritma için gerekli olan herhangi bir eğitim programına ihtiyaç duyulmamaktadır. Bölge Büyütme algoritması sonucu elde edilen görüntü ile istenilen görüntü (hedef görüntüsü) karşılaştırılarak aradaki fark ortaya koyulmaya çalışılır. Böylelikle segmentasyon sonucu ile istenilen sonucun ne kadar birbirine yaklaştığı ya da uzaklaştığı test edilmiştir.

Şekil 4.2’de verilen Bölge Büyütme algoritması için her aşamada akış diyagramı ve gerçekleşen sonuçlar sırasıyla Şekil 4.3 ve 4.4’te gösterilmiştir. Bölge Büyütme algoritmasında giriş görüntüsüne sırasıyla gri seviyeye dönüştürme, çevre bulma, görüntü segmentasyon, doldurma ve tamamlayan alma işlemleri uygulanır. Elde edilen görüntü hedefle karşılaştırılarak hedef ile arasındaki doğruluk hesaplanmıştır.



Şekil 4.3: Bölge büyütme algoritması akış diyagramı

Şekil 4.3'te gösterildiği gibi Bölge Büyütme algoritmasında giriş görüntüsüne sırasıyla gri seviyeye dönüştürüyor sonra çevre bulma yöntemiyle görüntüyü bölütlüyor. Görüntüde boşluk alanları doldurma yöntemini uyguladıktan sonra tümleyen alma işlemleri uygulanır. Elde edilen görüntü hedefle karşılaştırılır ve hata hesaplanır.

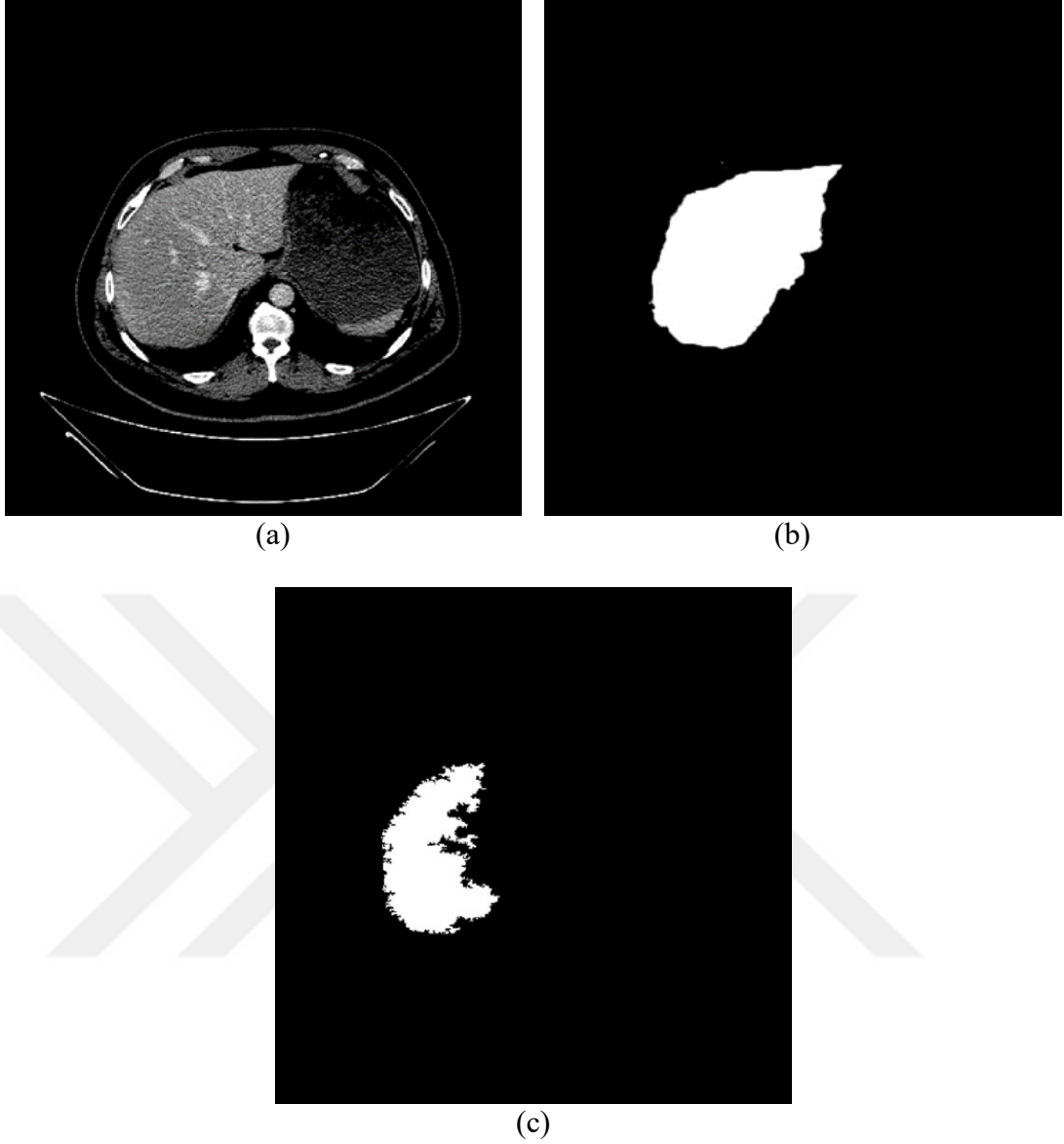


Şekil 4.4: IRG segmentasyonda (a) Orijinal görüntüsü, (b) Çevre belirleme sonucu, (c) Segmentasyonun sonucu (d) IRG ile elde edilen görüntü

Bölge Büyütme algoritması ile 30 karaciğer BT görüntüsünün test edilmesi sonucu elde edilen sonuçlar Tablo 4.2’de detaylı olarak verilmiştir. Ayrıca elde edilen görüntülere örnek olması bakımından V1 (28. görüntüsü) nolu kişinin test verisi için elde edilen segmentasyon sonucu Şekil 4.5’te verilmiştir. Tablo 4.2’de gösterileceği gibi V1 test verisi için segmentasyon sonucu elde edilen görüntüde doyarlılık %91.69, özgünlük %99.78 ve doğruluk %98.83 olarak elde edilmiştir.

**Tablo 4.2:** V3 nolu kişi için IRG ile elde edilen segmentasyonun sonuçları

Görüntü	Karaciğerin alanı	Karaciğerin çevresi	Duyarlılık	Özgünlük	Doğruluk
1	13576	591.95	91.668	100	99.529
2	14402	600.4	91.465	99.996	99.484
3	15638	703.65	91.804	99.954	99.428
4	17058	929.78	88.579	99.954	99.124
5	17963	753.39	88.054	100	99.07
6	19970	899.85	92.662	99.961	99.364
7	22060	910.7	92.248	99.976	99.273
8	25700	1116.9	92.742	99.376	98.715
9	27755	1238.2	94.463	98.757	98.327
10	28604	1382.4	94.369	98.465	98.051
11	29829	1353.5	93.787	98.39	97.902
12	30963	1180.6	94.144	99.657	98.983
13	31809	1383	91.601	99.883	98.795
14	32505	1254	92.148	99.908	98.87
15	32809	1387.9	92.447	99.765	98.79
16	33055	1389.9	92.714	99.689	98.761
17	32849	1218.6	94.143	99.945	99.175
18	33210	1168	93.206	99.989	99.067
19	33274	1230	93.303	99.949	99.048
20	33382	1246.4	92.203	99.973	98.902
21	33572	1190.8	92.092	99.985	98.889
22	33862	1122.2	92.102	99.996	98.89
23	33004	1501.7	89.357	99.996	98.498
24	33056	1822.9	88.848	99.989	98.409
25	33389	1427.3	91.093	99.997	98.752
26	33384	1507.2	92.299	99.903	98.861
27	34134	1226.6	92.328	99.992	98.912
28	33153	1524.9	89.618	99.997	98.532
29	32105	1796.6	87.006	99.995	98.167
30	32021	1701.8	88.411	99.989	98.391
ORTALAMA			91.6968	99.7808	98.8319



Şekil 4.5: (a) V1 test verisi, (b) segmentasyon ile elde edilmesi hedeflenen görüntü ve (c) V1 test verisi için Bölge Büyütme algoritması ile elde edilen segmentasyonun sonucu

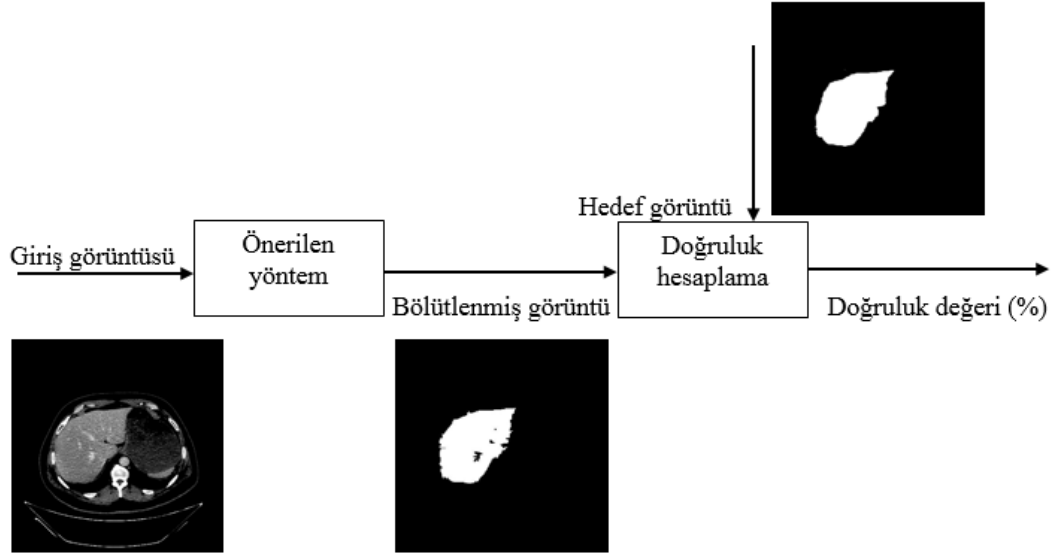
Bölge büyütme algoritması ile 20 kişiye ait karaciğer BT görüntüsü için elde edilen sonuçlar Tablo 4.3'te gösterilmiştir. Tablo'dan de gösterileceği gibi en yüksek ortalama duyarlılık olan %91.69 elde edildiği veri V3 nolu kişinin verisine ait görüntüler ve en düşük ortalama duyarlılık değeri olan %0.88 elde edildiği veri ise V15 nolu kişinin verisine ait görüntüler bulunmuştur.

**Tablo 4.3:** Bölge büyüme algoritması ile 20 kişi için elde edilen segmentasyonun sonuçları

Veri	Duyarlılık (%)	Özgünlük (%)	Doğruluk (%)
V1	68.42473	99.9957	97.84263
V2	85.60218	99.772096	98.30660
V3	91.69681	99.780946	98.83204
V4	80.37454	99.833313	98.64456
V5	81.39264	99.963486	98.62384
V6	84.03572	99.85859	98.65686
V7	18.97874	99.997456	94.34001
V8	87.736	99.96944	98.93935
V9	88.43262	99.79468	99.110516
V10	41.20752	99.93465	96.279536
V11	22.93014	99.99847	94.54797
V12	87.451773	99.97733	99.240913
V13	89.879273	99.887143	99.23858
V14	89.777023	99.666866	98.99007
V15	0.8874433	100	93.677333
V16	70.932656	99.93911	97.658203
V17	89.9590233	99.77717	99.011093
V18	84.00199	99.887576	98.65616
V19	89.45304	99.567183	98.77604
V20	90.1940366	99.438313	98.667436

#### 4.4.2 Önerilen Yöntem (SRM ile IRG) ile Elde Edilen Segmentasyon Sonuçları

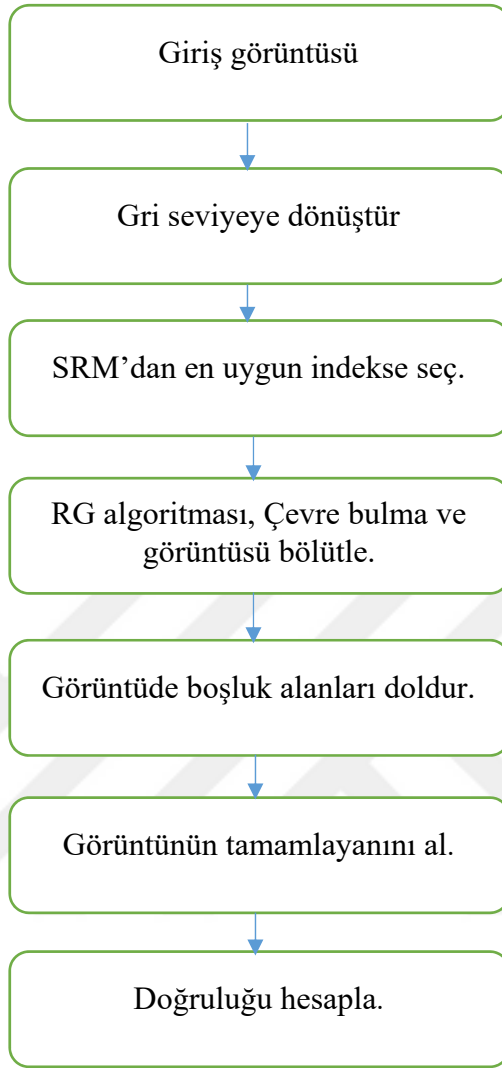
Bu tez çalışmasında karaciğer BT görüntülerinin segmentasyonu amacıyla İstatistiksel Bölge Birleştirme algoritmasını ve Bölge Büyütme algoritmasını birleştirilmiştir. Önerilen yönteme ait özet gösterim Şekil 4.6'da verilmiştir. Şekil 4.6'dan gösterileceği üzere önerilen yöntemde hedef görüntüsü kullanılmamaktadır. Hedef görüntüsü yalnızca doğrulama yaparken yani elde edilen segmentasyon sonucu ile istenilen sonuç arasındaki farkın hesaplanmasında kullanılmıştır.



Şekil 4.6: Önerilen yöntem ile gerçekleştirilen segmentasyon yapısına ait özet diyagramı

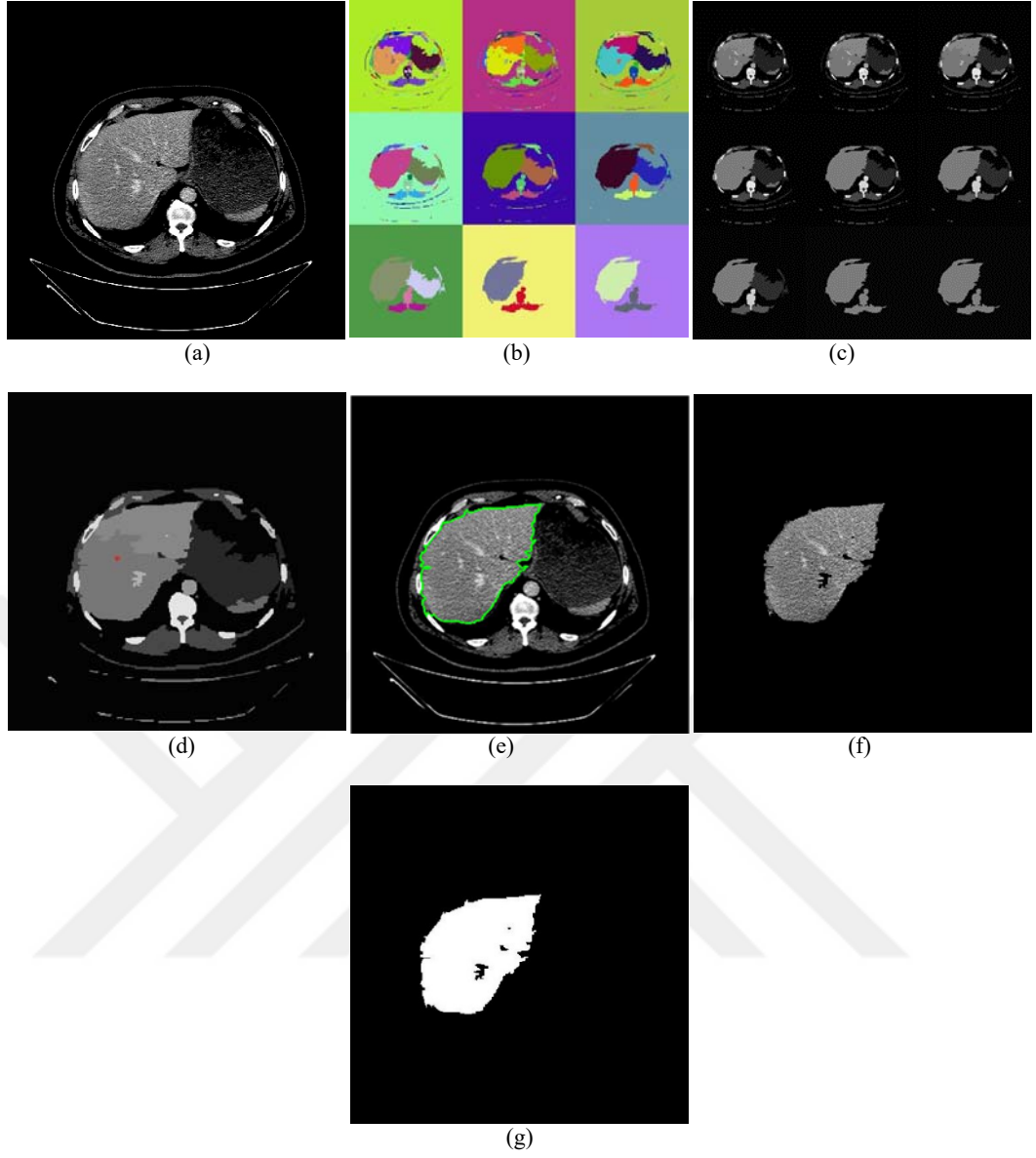
Karaciğer BT görüntüsünün segmentasyonu için önerilen yöntem için akış diyagramı ve bulunan sonuçlar sırasıyla Şekil 4.7' ve 4.8'de gösterilmektedir. Önerilen yöntem için ilk aşama SRM algoritması ile karaciğer BT görüntüsünde benzer alanlardaki pikselleri ayırma ya da kümeleme olarak yapılmıştır. İki aşama RG algoritması ile bu alanlarının kenarlarının belirlenmesidir. Sonra morfolojik işlemler ile elde edilen görüntüde boşluk alanları doldurulur. Son olarak elde edilen karaciğer BT görüntüsü ile hedef görüntü arasındaki hata hesaplanmıştır.





Şekil 4.7: Önerilen yöntem için akış diyagramı

Şekil 4.7’de anlatıldığı gibi görüntüyü okuttuktan sonra görüntüyü gri seviyeye dönüştürüp ve SRM’den en uygun indeksi seçiyoruz. Sonra RG algoritmasını uyguluyoruz. Bu aşamadan sonra çevre bulma ve karaciğer görüntüsünü bölütlüyoruz. Görüntüde boşluk alanları Morfolojik operatörlerle dolduruyoruz. En sonda doğruluğunu hesaplıyoruz.



Şekil 4.8: önerilen yöntemle ilişkin elde edilen sonuçlar

Şekil 4.8'dan de gösterildiği gibi önerilen yöntemde ilk başta görüntüyü okutuyoruz sonra SRM metodunu kullanarak bölgeler elde edilir.

- (a) Orijinal görüntü
- (b) SRM'den elde edilen renkli sonucu
- (c) SRM'den elde edilen gri sonucu
- (d) SRM'den en uygun indeks seçimi
- (e) IRG ile çevre belirleme sonucu
- (f) Segmentasyonun sonucu
- (g) Önerilen yöntem ile elde edilen segmentasyon sonucu

SRM sonucunda iki çeşit sonuç elde edildi ve bu sonuçlar renkli ve gri halinde gösterilmektedir. Sonra en iyi indeks seçiliyor ve o indekse göre RG yöntemi uygulanıyor. Bu sonuç Şekil 4.8-e’ de gösterilmektedir. Elde edilen görüntü hedefle kıyaslandırılmış ve hata hesaplanmıştır.

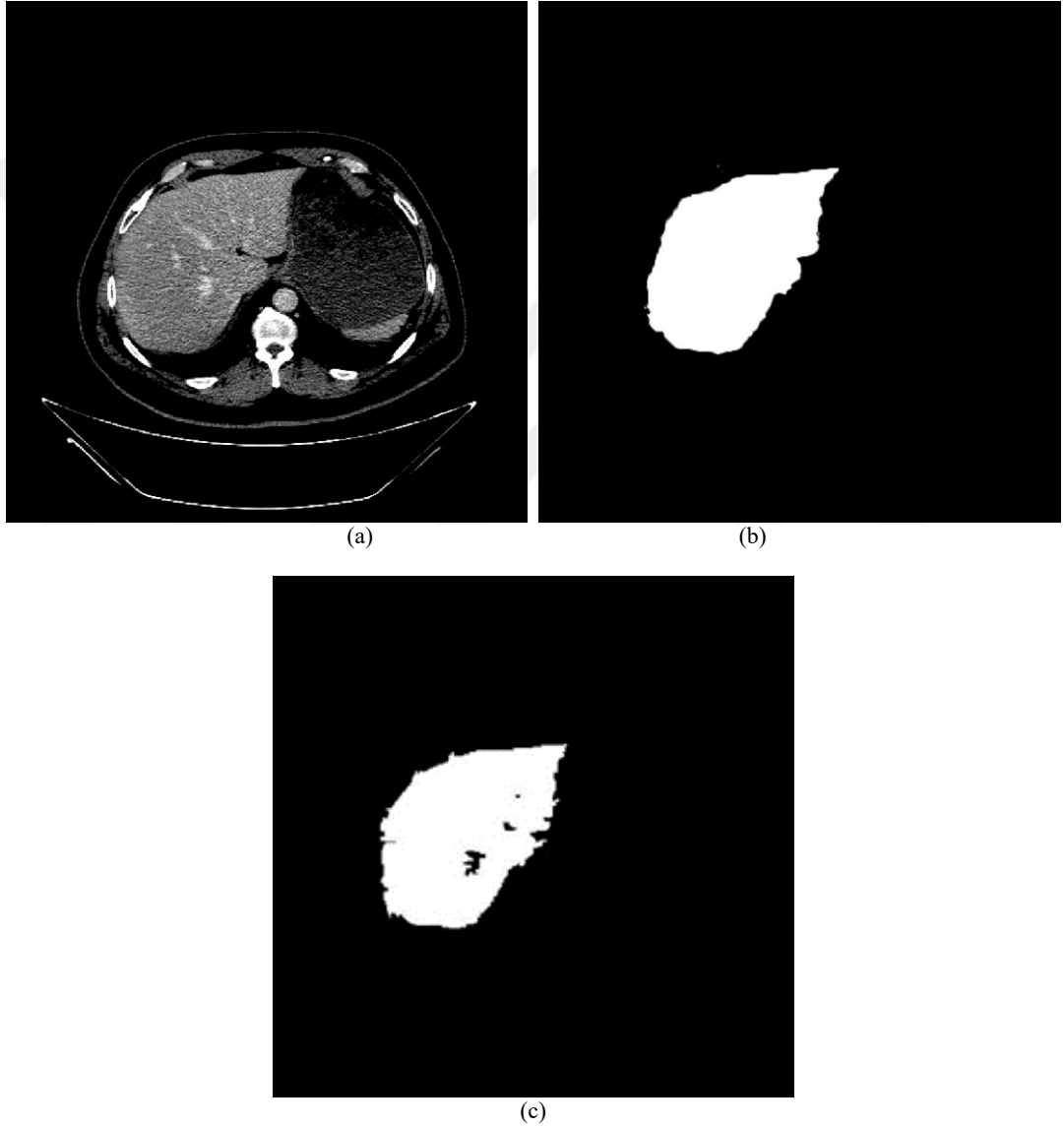
Önerilen yönteme göre V10 nolu kişiye ait 30 karaciğer BT görüntüsü için elde edilen sonuçların karaciğer alanı, çevresi, duyarlılık, özgünlük ve doğruluk bakımından analizi Tablo 4.4’te verilmiştir.

**Tablo 4.4:** V10 nolu kişi için önerilen yöntem ile elde edilen sonuçlar

Görüntü	Karaciğerin alanı	Karaciğerin çevresi	Duyarlılık	Özgünlük	Doğruluk
1	14707	970.34	95.085	96.095	96.076
2	12418	585.34	96.182	99.358	99.222
3	16340	612.84	95.398	99.956	99.66
4	18413	636.37	95.881	99.972	99.673
5	21698	798.39	95.481	99.492	99.164
6	21674	812.22	96.322	99.731	99.447
7	21814	702.36	95.926	99.917	99.574
8	21369	716.56	96.123	99.908	99.591
9	21592	775.92	96.411	99.88	99.588
10	21809	814.36	96.024	99.859	99.532
11	21732	641.13	95.767	99.976	99.613
12	22027	838	95.207	99.893	99.484
13	21685	681.77	94.486	99.975	99.495
14	20378	680.63	89.483	99.822	98.943
15	20756	722.48	96.091	99.955	99.638
16	27271	1603.9	95.791	97.438	97.3
17	21001	751.81	95.566	99.997	99.625
18	20627	704.33	93.934	99.993	99.486
19	26634	1626.9	95.12	97.303	97.127
20	19202	784.88	95.287	99.918	99.566
21	20976	1283.5	94.87	98.864	98.571
22	16438	753.87	94.696	99.719	99.4
23	14747	601.86	96.141	99.739	99.537
24	13883	624.06	95.527	99.776	99.549
25	12211	473.86	94.92	99.988	99.74
26	11311	558.79	95.017	99.801	99.593
27	9703	538.34	95.168	99.855	99.679
28	7541	377.8	94.074	100	99.819
29	5644	342.7	93.001	99.996	99.834
30	6015	469.02	92.061	99.138	99.027
ORTALAMA			95.034	99.510	99.218

Önerilen yöntemle göre V10 nolu kişiye ait 30 karaciğer BT görüntüsü için elde edilen sonuçların karaciğer alanı, çevresi, duyarlılık, özgünlük ve doğruluk bakımından analizi Tablo 4.4'te verilmiştir. Tablo 4.4'te gösterildiği gibi ortalama duyarlılık %95.03, özgünlük %99.51 ve doğruluk %99.21'dir. Görüntülerde toplam piksel sayısı  $512 \times 512 = 262144$  pikseldir.

Önerilen yöntem ile V1 (28. görüntü) test verisi için elde edilen segmentasyon sonucu Şekil 4.9'da gösterilmektedir.



Şekil 4.9: V1 test için segmentasyon sonucu

V1 test için segmentasyon sonucu şekil 4.9'da gösterildiği gibi aşağıda anlatılmıştır.

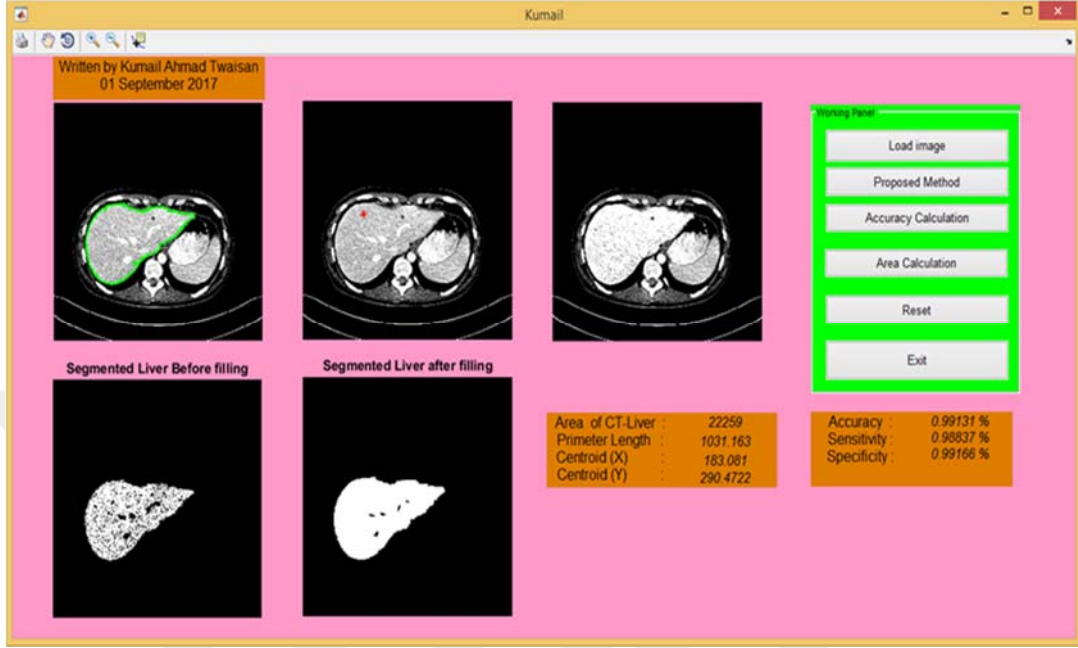
- (a) V1 test verisi
- (b) segmentasyon ile elde edilmesi hedeflenen
- (c) V1 test verisi için önerilen yöntem ile elde edilen segmentasyon sonucu.

Önerilen yönteme göre 20 kişi karaciğer BT görüntülerinin segmentasyonu için elde edilen sonuçların duyarlılık, doğruluk ve özgünlük bakımından analizi Tablo 4.5'te verilmiştir. Tablo 4.5'ten gösterildiği gibi en yüksek duyarlılığın (%95.03) elde edildiği veri V10 nolu kişi veriye ait görüntüler ve en düşük duyarlılığın (%87.92) elde edildiği veri ise V1 nolu kişi veriye ait görüntülerdir. Görüntülerde toplam piksel sayısı  $512 \times 512 = 262144$  pikseldir.

**Tablo 4.5:** Önerilen yöntem ile 20 kişi için elde edilen segmentasyon sonuçlar

Veri	Duyarlılık (%)	Özgünlük (%)	Doğruluk (%)
V1	87.92411	99.97502	99.202886
V2	89.366243	99.713963	98.685283
V3	92.945356	99.60616	98.817486
V4	92.621113	99.51551	99.174296
V5	90.50232	99.844193	99.248156
V6	90.25095	99.55927	98.83336
V7	93.212963	99.723386	99.321793
V8	89.31568	99.875836	98.971816
V9	90.666216	99.759113	99.184
V10	95.034653	99.510406	99.218463
V11	92.97547	99.918326	99.457226
V12	91.231913	99.874206	99.406073
V13	92.52654	99.360816	98.9242
V14	92.047466	99.52047	98.994376
V15	90.257496	99.278366	98.607456
V16	89.86425	99.708486	98.648556
V17	93.753323	98.68283	98.34553
V18	88.759793	99.67277	98.8887866
V19	92.761253	98.566003	98.18341
V20	94.1741666	98.323503	98.025056

Şekil 4.10’da önerilen kullanıcı arayüzü gösterilmektedir. Yazılımın kullanıcı ile olan iletişimini sağlayan kullanıcı arayüzünü tasarlamak ve programlamak, gereksinim doktorlarının karaciğer BT segmentasyonuna önemli adımdır.



Şekil 4.10: BT karaciğer segmentasyonu için önerilen kullanıcı arayüzü

## 4.5 Bulgular

Medikal segmentasyon, görüntüde işleme alınacak bölgenin, yani ilgilenilen alanın ortaya çıkarılmasıdır. Başka bir deyişle görüntü işlemede tanıma ve sınıflandırma aşamalarına geçilebilmesi için, önce görüntüde tanımayı ve sınıflandırmayı ilgilendiren özelliklerin bulunduğu alanların çıkarılması, sonuca etki edecek diğer değişkenlerin saf dışı bırakılması amacıyla yapılmaktadır. Bu nedenle, segmentasyon görüntü işleminin ilk ve en önemli adımı olarak görülmektedir. Bir görüntünün segmente edilmesi için literatürde farklı tipte algoritmalar geliştirilmiştir. Bölge büyütme algoritması, k-ortalamalar kümeleme algoritması, arı algoritması, Düzey Belirleme (Level set), Sınır belirleme (Watershed) algoritması, yapay sinir ağı algoritması bu segmentasyon algoritmalarından bazılarıdır.

Görüntü işlemede en çok karşılaşılan sorunlardan biri görüntünün segmentasyona uğrayacak kısımları problem içeriği ve istenen çözüme göre farklılaşmaktadır. Bu gibi durumlarda genellikle ilk uygulanan segmentasyon algoritması problemin çözümünü sağlayamaz ve farklı şekillerde birçok defa algoritma

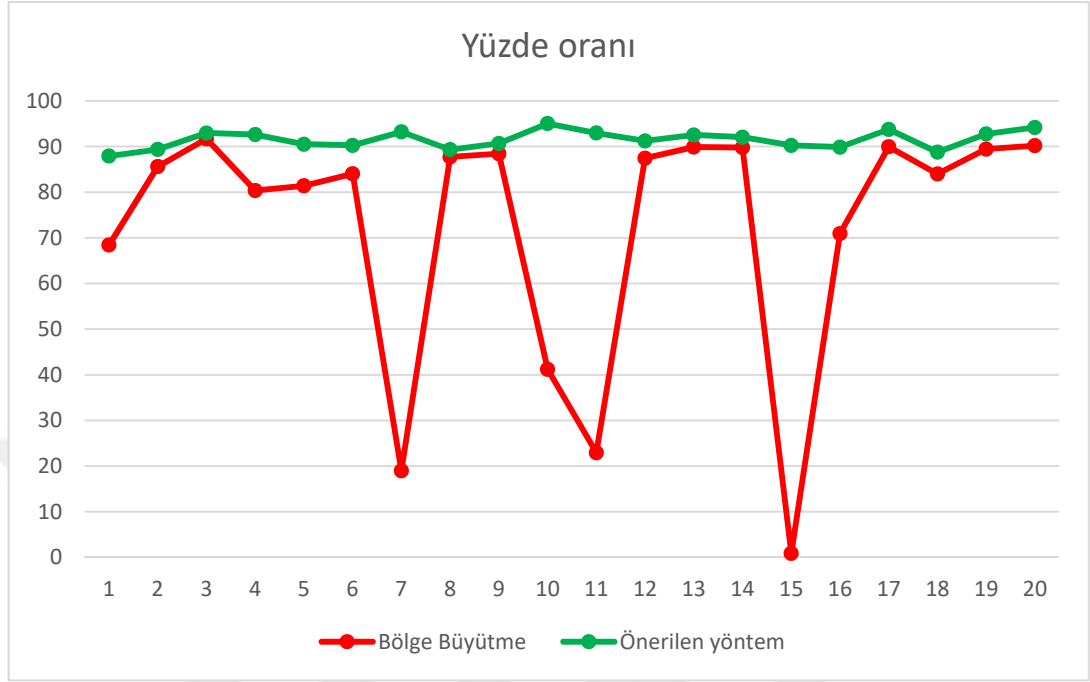
yeniden kurulmuştur. Kurulan bu algoritmaların hepsi için sonuç hesaplama ve değerlendirme prosedürü büyük bir iş yükü yaratmakta ve zaman kaybına sebep olmaktadır. Söz konusu segmentasyon algoritma sonuçlarının hepsinin aynı anda oluşturulması zaman kaybını önleyici bir çözüm olarak karşımıza çıkmaktadır.

Bu çalışmada segmentasyon için kullanılan Bölge Büyütme algoritması ve önerilen yöntemi ile ayrı ayrı segmentasyon işlemleri gerçekleştirilmiş ve her biri için elde edilen sonuçlar duyarlılık açısından değerlendirilmiştir. Değerlendirme amacıyla Fırat Üniversitesi Hastanesi Radyoloji bölümünden alınan 20 kişi için karaciğer BT görüntüleri tanısı kullanılmıştır. Bütün karaciğer BT görüntüleri için iki yöntem ile elde edilen ortalama duyarlılık değerleri Tablo 4.6'da özetlenmiştir.

**Tablo 4.6:** Bütün görüntüleri için iki algoritma ile elde edilen ortalama duyarlılık sonuçlarının karşılaştırılması

Veri	Bölge Büyütme	Önerilen yöntem
V1	68.42473	87.92411
V2	85.60218	89.366243
V3	91.69681	92.945356
V4	80.37454	92.621113
V5	81.39264	90.50232
V6	84.03572	90.25095
V7	18.97874	93.212963
V8	87.736	89.31568
V9	88.43262	90.666216
V10	41.20752	95.034653
V11	22.93014	92.97547
V12	87.451773	91.231913
V13	89.879273	92.52654
V14	89.777023	92.047466
V15	0.8874433	90.257496
V16	70.932656	89.86425
V17	89.9590233	93.753323
V18	84.00199	88.759793
V19	89.45304	92.761253
V20	90.1940366	94.1741666

Bölge Büyütme ve Önerilen yöntemin karşılaştırılması görsel olarak şekil 4.11’de gösterilmektedir.



Şekil 4.11: Statistikselsel olarak bölge büyütme ve önerilen yöntemin karşılaştırılması gösterimi

Bu tezin çalışmasında gerçekleştirilen segmentasyon yöntemleri ile elde edilen sonuçlar literatürde yapılan segmentasyon çalışmaları ile karşılaştırılmış ve Tablo 4.6’da bu karşılaştırma görülmektedir. Tablo 4.7’den de görüleceği üzere tez çalışması 30 görüntünün incelenmesi ve segmente edilmesi ile alanyazındaki birçok çalışmadan farklı olarak geniş bir veriye sahiptir.

Tablo 4.7: Tezin çalışmasında sonuçların literatürle karşılaştırılması

Çalışma	Metot	Ortalama duyarlılık
El-Masry W.H [10] (2015)	İnvaziv Ot Optimizasyonu (Invasive Weed Optimization)	92
A. Zidan [90] (2013)	Düzyer Belirleme (Level set)	92.10
A. Mostafa [82] (2016)	Arı algoritması	93.73
<b>Teze konu veriler için</b>	<b>RG</b>	<b>91.69</b>
<b>Önerilen yöntem</b>	<b>SRM ve RG</b>	<b>95.03</b>



Çalışma sonucunda elde edilen veriler %95.03 duyarlılıkla literatürde benzerlerine göre çok daha iyi bir çalışma olduğu gösterilmektedir. Literatürde çok daha yüksek duyarlılık oranına sahip çalışma bulunmakla birlikte bu çalışmalar very azlığı sebebiyle bu çalışma sonuçları ile karşılaştırma uygun değildir. Veri sayısının yüksek olması ve verilerin birbirlerine göre farklılıklarının olması doğruluk oranını düşüren bir etken olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu husus değerlendirme yapılırken dikkate alınmalıdır.



## BEŞİNCİ BÖLÜM

### SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu bölüm tezi sonuçlandırmaktadır. Bölüm 5.1, tezin arka planını, hedeflerini ve katkılarını özetlemektedir. Bölüm 5.2 ise gelecekteki çalışmalar için olası fikirleri ele almaktadır.

#### 5.1 Tezin Arka Planını

Görüntü segmentasyonu, görüntüde benzer alanlardaki pikselleri ayırma ya da kümeleme olarak tanımlanabilir. Görüntünün segmente edilmesindeki amaç, görüntünün sınıflandırılmasını veya tanınmasını zorlaştıran ve problemin çözümü ile ilgisi olmayan kısımların görüntüden çıkarılması olarak yukarıda zikretmiştik. Son zamanlarda alanyazında görüntü segmentasyonu çalışmalarının pek çoğu yapay zekâ tekniklerini içermektedir. Ancak problem oluşturan görüntü üzerinde istenilen segmentasyonu gerçekleştirecek yöntemi bulmak için genellikle pek çok yöntemin ayrı ayrı denenerek sonuçlarını değerlendirmeye almak gerekmektedir. Çünkü her görüntü için iyi bir sonuç veren bir farklı segmentasyon yöntemi ve algoritmasını bulmak kolay bir iş değildir. Çoğu zamanda mümkün değildir.

Bu tez çalışmasında MATLAB 2017a yazılımını kullandık. Donanım olarak bir dizüstü bilgisayar kullandık. Yöntem olarak SRM ve Bölge büyüme yöntemi ile karaciğerin alanını BT görüntülerinde segmentasyon yaptık. Sonuçlarımızı uzman doktorlara göstererek sistemin doğruluğunu tespit ettik. Bu çalışmayla ilgili Fırat üniversitesi hastanesi ve Cerrah paşa hastanesi ile irtibata geçtik ve sonuçlarımızı uzman doktorlarla kıyaslandırdık. Bu tezde BT görüntü verilerinde karaciğer segmentasyonu için Görüntü Bölgesi Büyütme algoritması, İstatistiksel Bölge Birleştirme algoritması ve bu yöntemin kombinasyonu olmak üzere toplam üç algoritma önerilmiştir. Aynı zamanda önerilen algoritma için kullanılacak yeni bir veri

terimi de önerilmiştir. Deneylerden elde edilen sonucu oldukça iyi olup, bu yöntemin karaciğer segmentasyonunda kullanılabileceğini ortaya koymaktadır. Yukarıda bahsi geçen her üç yöntem de aşağı yukarı eşit sonuçlar vermiştir. Bununla birlikte, İstatistiksel Bölge Birleştirme algoritmasının işleme süresinin uzun olması nedeniyle, klinik uygulama için en umut verici algoritma Görüntü Bölge Büyütme algoritması olarak görünmektedir. Üç algoritmanın hepsi dayanıklılık ile ilgili bazı problemleri söz konusudur ve tamamen otomatik segmentasyonlar elde etmek için bu üç yöntemin kullanılması klinik uygulama için yeterli olacak kararlı sonuç vermeyecektir.

Bu tez aynı zamanda kullanıcının segmentasyonu etkileyeceği interaktif bir yöntem de önermektedir. Bu yöntemin iyi çalıştığı kanıtlanmıştır. Kararlılık ile ilgili halen bazı sorunların var olmasına rağmen, gelecekte etkileşim için iyi bir çözüm olabilir. İnteraktif olarak önerilen yöntemin işlem süresi, "normal" İstatistiksel Bölge Birleştirme işlemi ile yaklaşık olarak aynıdır, ancak bu yöntem çalışmanın yürütüldüğü zaman içerisinde yalnızca birkaç dilim üzerinde uygulandığı için, tüm karaciğer segmentasyonu için önerilen yöntemin uygulanmayışı bir dezavantajdır. Bölge Büyütme ve Önerilen yöntemin karşılaştırılması tablo 4.7'de gösterilmiştir. Buna göre tezde önerilen yazılım aracı kullanıldığında %95.03 oranında fayda sağlanmıştır.

## 5.2 İleriki Çalışmalar

Gelecekte, bu yöntem hastanedeki cihazlarda ve doktorların CT karaciğerin yarı otomatik segmentasyonu için kullanabileceği gerçek zamanlı uygulamalar için kullanılabilir. Hızlı sonuçlar elde etmek için, uygulanan MATLAB kodu C++ veya C# üzerinde kullanılabilir ve daha sonra Grafik kullanıcı klinik kullanımlarda uygulamayı gerçekleştirebilir.

## KAYNAKLAR

- [1] Radyoloji Anabilim Dalı, Firat Üniversitesi Tıp Fakültesi, BT Veritabanı. Eylül 2017
- [2] S.-J. Lim, Y.-Y. Jeong, C.-W. Lee, and Y.-S. Ho, "Automatic segmentation of the liver in CT images using the watershed algorithm based on morphological filtering," in *Proc. of SPIE Vol.*, 2004, p. 1659.
- [3] T. Du–Yih, "Automatic segmentation of liver structure in CT images using a neural network," *IEICE Transactions on Fundamentals of Electronics, Communications and Computer Sciences*, vol. 77, pp. 1892-1895, 1994.
- [4] S. A. Husain and E. Shigeru, "Use of neural networks for feature based recognition of liver region on CT images," in *Neural Networks for Signal Processing X, 2000. Proceedings of the 2000 IEEE Signal Processing Society Workshop*, 2000, pp. 831-840.
- [5] C.-C. Lee, P.-C. Chung, and H.-M. Tsai, "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*, vol. 7, pp. 208-217, 2003.
- [6] K. T. Bae, M. L. Giger, C. T. Chen, and C. E. Kahn, "Automatic segmentation of liver structure in CT images," *Medical physics*, vol. 20, pp. 71-78, 1993.
- [7] L. Gao, D. G. Heath, B. S. Kuszyk, and E. K. Fishman, "Automatic liver segmentation technique for three-dimensional visualization of CT data," *Radiology*, vol. 201, pp. 359-364, 1996.
- [8] M. Ciecholewski and K. Dębski, "Automatic segmentation of the liver in CT images using a model of approximate contour," in *International Symposium on Computer and Information Sciences*, 2006, pp. 75-84.
- [9] K. Suzuki, M. L. Epstein, R. Kohlbrenner, S. Garg, M. Hori, A. Oto, *et al.*, "Quantitative radiology: automated CT liver volumetry compared with interactive volumetry and manual volumetry," *American journal of roentgenology*, vol. 197, pp. W706-W712, 2011.

- [10] W. H. El-Masry, E. Emary, and A. E. Hassanien, "Automatic liver CT image clustering based on invasive weed optimization algorithm," in *Engineering and Technology (ICET), 2014 International Conference on*, 2014, pp. 1-5.
- [11] Y. Chen, L. Shi, Q. Feng, J. Yang, H. Shu, L. Luo, *et al.*, "Artifact suppressed dictionary learning for low-dose CT image processing," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 33, pp. 2271-2292, 2014.
- [12] Y. Chen, Z. Yang, Y. Hu, G. Yang, Y. Zhu, Y. Li, *et al.*, "Thoracic low-dose CT image processing using an artifact suppressed large-scale nonlocal means," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 57, p. 2667, 2012.
- [13] A. Altinanahtar, "Dünya'da ve Türkiye'de Organ Tedariki ve Nakli: İktisadi Perspektifler, Sorunlar ve Çözüm Önerileri 1/Organ Procurement and Transplantation in the World and in Turkey: Economic Perspectives, Problems and Recommendations 2," *Sosyoekonomi*, vol. 24, p. 11, 2016.
- [14] W. H. Elmasry, H. M. Moftah, N. El-Bendary, and A. E. Hassanien, "Graph partitioning based automatic segmentation approach for ct scan liver images," in *Computer Science and Information Systems (FedCSIS), 2012 Federated Conference on*, 2012, pp. 183-186.
- [15] T. S. Avşar and S. Arica, "Automatic Segmentation of Computed Tomography Images of Liver Using Watershed and Thresholding Algorithms," in *EMBEC & NBC 2017*, ed: Springer, 2017, pp. 414-417.
- [16] J. L. Crossingham, J. Jenkinson, N. Woolridge, S. Gallinger, G. A. Tait, and C. A. E. Moulton, "Interpreting three-dimensional structures from two-dimensional images: a web-based interactive 3D teaching model of surgical liver anatomy," *HPB*, vol. 11, pp. 523-528, 2009.
- [17] O. Gambino, S. Vitabile, G. L. Re, G. La Tona, S. Librizzi, R. Pirrone, *et al.*, "Automatic volumetric liver segmentation using texture based region growing," in *Complex, Intelligent and Software Intensive Systems (CISIS), 2010 International Conference on*, 2010, pp. 146-152.
- [18] K. Cheng, L. Gu, J. Wu, W. Li, and J. Xu, "A novel level set based shape prior method for liver segmentation from MRI images," in *International Workshop on Medical Imaging and Virtual Reality*, 2008, pp. 150-159.
- [19] W. E. Erkonen and W. L. Smith, *Radiology 101: the basics and fundamentals of imaging*: Lippincott Williams & Wilkins, 2009.

- [20] M. Prokop and M. Galanski, *Spiral and multislice computed tomography of the body*: Thieme, 2003.
- [21] B. R. Masters, R. C. Gonzalez, and R. Woods, "Digital image processing," *Journal of biomedical optics*, vol. 14, p. 029901, 2009.
- [22] A. Saad, T. Möller, and G. Hamarneh, "ProbExplorer: Uncertainty-guided Exploration and Editing of Probabilistic Medical Image Segmentation," in *Computer Graphics Forum*, 2010, pp. 1113-1122.
- [23] P. Campadelli, E. Casiraghi, and S. Pratisoli, "Fully automatic segmentation of abdominal organs from CT images using fast marching methods," in *Computer-Based Medical Systems, 2008. CBMS'08. 21st IEEE International Symposium on*, 2008, pp. 554-559.
- [24] A. Saad, G. Hamarneh, and T. Moller, "Exploration and visualization of segmentation uncertainty using shape and appearance prior information," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 16, pp. 1366-1375, 2010.
- [25] K. J. Mortelé, V. Cantisani, R. Troisi, B. de Hemptinne, and S. G. Silverman, "Preoperative liver donor evaluation: imaging and pitfalls," *Liver Transplantation*, vol. 9, 2003.
- [26] J. Bogetti, B. R. Herts, M. J. Sands, J. F. Carroll, D. P. Vogt, and J. M. Henderson, "Accuracy and utility of 3-dimensional computed tomography in evaluating donors for adult living related liver transplants," *Liver Transplantation*, vol. 7, pp. 687-692, 2001.
- [27] K.-S. Seo, H.-B. Kim, T. Park, P.-K. Kim, and J.-A. Park, "Automatic liver segmentation of contrast enhanced CT images based on histogram processing," *Advances in Natural Computation*, pp. 421-421, 2005.
- [28] K.-S. Seo, "Improved fully automatic liver segmentation using histogram tail threshold algorithms," *Computational Science-ICCS 2005*, pp. 61-150, 2005.
- [29] P. Campadelli, E. Casiraghi, and G. Lombardi, "Automatic liver segmentation from abdominal CT scans," in *Image Analysis and Processing, 2007. ICIAP 2007. 14th International Conference on*, 2007, pp. 731-736.
- [30] K. Yokoyama, T. Kitasaka, K. Mori, Y. Mekada, J. Hasegawa, and J. Toriwaki, "Liver region extraction from 3D abdominal X-ray CT images using distribution features of abdominal organs," *Journal of Computer Aided Diagnosis of Medical Images*, vol. 7, pp. 48-58, 2003.

- [31] P. Campadelli, E. Casiraghi, and A. Esposito, "Liver segmentation from computed tomography scans: A survey and a new algorithm," *Artificial intelligence in medicine*, vol. 45, pp. 185-196, 2009.
- [32] H. Lamecker, T. Lange, M. Seebaß, S. Eulenstein, M. Westerhoff, and H.-C. Hege, "Automatic segmentation of the liver for preoperative planning of resections," *Studies in health technology and informatics*, pp. 171-173, 2003.
- [33] T. Okada, R. Shimada, M. Hori, M. Nakamoto, Y.-W. Chen, H. Nakamura, *et al.*, "Automated segmentation of the liver from 3D CT images using probabilistic atlas and multilevel statistical shape model," *Academic radiology*, vol. 15, pp. 1390-1403, 2008.
- [34] J. Varma, J. Durgan, and K. Subramanyan, "Semi-automatic procedure to extract Couinaud liver segments from multislice CT data," in *Medical Imaging 2003*, 2003, pp. 561-568.
- [35] S. Pan and B. M. Dawant, "Automatic 3D segmentation of the liver from abdominal CT images: a level-set approach," in *Proc. SPIE Medical Imaging 2001: Image Processing*, 2001, pp. 128-138.
- [36] J. Lee, N. Kim, H. Lee, J. B. Seo, H. J. Won, Y. M. Shin, *et al.*, "Efficient liver segmentation using a level-set method with optimal detection of the initial liver boundary from level-set speed images," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 88, pp. 26-38, 2007.
- [37] Y. Seol, J. Yu, T. Kang, K. Choi, H. Kim, and M. Kim, "Resolving the initial contour problem of GVF snake in the sequential images," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, 2007, pp. 779-782.
- [38] S. Huang, B. Wang, and X. Huang, "Using GVF snake to segment liver from CT images," in *Medical Devices and Biosensors, 2006. 3rd IEEE/EMBS International Summer School on*, 2006, pp. 145-148.
- [39] F. Liu, B. Zhao, P. Kijewskia, M. Ginsbergb, L. Wangb, and L. Schwartzb, "Automatic liver contour segmentation using GVF snake," in *Proc. of SPIE Vol*, 2004, p. 1467.
- [40] F. Liu, B. Zhao, P. K. Kijewski, L. Wang, and L. H. Schwartz, "Liver segmentation for CT images using GVF snake," *Medical physics*, vol. 32, pp. 3699-3706, 2005.

- [41] M. Freiman, O. Eliassaf, Y. Taieb, L. Joskowicz, Y. Azraq, and J. Sosna, "An iterative Bayesian approach for nearly automatic liver segmentation: algorithm and validation," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 3, pp. 439-446, 2008.
- [42] T. J. Z. F. L. Xiping, "Medical image segmentation using improved active contour model," in *Proc. of SPIE Vol*, 2003, p. 177.
- [43] Y. Zhao, Y. Liu, X. Wu, S. P. Harding, and Y. Zheng, "Retinal vessel segmentation: An efficient graph cut approach with retinex and local phase," *PloS one*, vol. 10, p. e0122332, 2015.
- [44] Y. Zhao, L. Rada, K. Chen, S. P. Harding, and Y. Zheng, "Automated vessel segmentation using infinite perimeter active contour model with hybrid region information with application to retinal images," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 34, pp. 1797-1807, 2015.
- [45] J. Peng, Y. Wang, and D. Kong, "Liver segmentation with constrained convex variational model," *Pattern Recognition Letters*, vol. 43, pp. 81-88, 2014.
- [46] A. Afifi and T. Nakaguchi, "Liver segmentation approach using graph cuts and iteratively estimated shape and intensity constrains," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2012*, pp. 395-403, 2012.
- [47] X. Chen, J. K. Udupa, U. Bagci, Y. Zhuge, and J. Yao, "Medical image segmentation by combining graph cuts and oriented active appearance models," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 21, pp. 2035-2046, 2012.
- [48] J. Peng, P. Hu, F. Lu, Z. Peng, D. Kong, and H. Zhang, "3D liver segmentation using multiple region appearances and graph cuts," *Medical physics*, vol. 42, pp. 6840-6852, 2015.
- [49] Y. Zheng, D. Ai, P. Zhang, Y. Gao, L. Xia, S. Du, *et al.*, "Feature learning based random walk for liver segmentation," *PloS one*, vol. 11, p. e0164098, 2016.
- [50] Y. Xu, C. Xu, X. Kuang, H. Wang, E. I. Chang, W. Huang, *et al.*, "3D-SIFT-Flow for atlas-based CT liver image segmentation," *Medical physics*, vol. 43, pp. 2229-2241, 2016.
- [51] S. Al-Shaikhli, S. Dawood, M. Y. Yang, and B. Rosenhahn, "3D automatic liver segmentation using feature-constrained Mahalanobis distance in CT images," *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, vol. 61, pp. 401-412, 2016.



- [52] B. He, C. Huang, G. Sharp, S. Zhou, Q. Hu, C. Fang, *et al.*, "Fast automatic 3D liver segmentation based on a three-level AdaBoost-guided active shape model," *Medical physics*, vol. 43, pp. 2421-2434, 2016.
- [53] J. Lu, D. Wang, L. Shi, and P. A. Heng, "Automatic liver segmentation in CT images based on Support Vector Machine," in *Biomedical and Health Informatics (BHI), 2012 IEEE-EMBS International Conference on*, 2012, pp. 333-336.
- [54] H. Lamecker, T. Lange, and M. Seebass, *Segmentation of the liver using a 3D statistical shape model*: Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin, 2004.
- [55] D. Kainmüller, T. Lange, and H. Lamecker, "Shape constrained automatic segmentation of the liver based on a heuristic intensity model," in *Proc. MICCAI Workshop 3D Segmentation in the Clinic: A Grand Challenge*, 2007, pp. 109-116.
- [56] M. F. Akay, "Support vector machines combined with feature selection for breast cancer diagnosis," *Expert systems with applications*, vol. 36, pp. 3240-3247, 2009.
- [57] L. Rusko, G. Bekes, G. Nemeth, and M. Fidrich, "Fully automatic liver segmentation for contrast-enhanced CT images," *MICCAI Wshp. 3D Segmentation in the Clinic: A Grand Challenge*, vol. 2, 2007.
- [58] S. Kumar, R. Moni, and J. Rajeesh, "An automatic computer-aided diagnosis system for liver tumours on computed tomography images," *Computers & Electrical Engineering*, vol. 39, pp. 1516-1526, 2013.
- [59] S. Sangewar, A. A. Peshattiwar, V. Alagdeve, and R. Balpande, "Liver segmentation of CT scan images using K means algorithm," in *Advanced Electronic Systems (ICAES), 2013 International Conference on*, 2013, pp. 6-9.
- [60] X. Lu, J. Wu, X. Ren, B. Zhang, and Y. Li, "The study and application of the improved region growing algorithm for liver segmentation," *Optik-International Journal for Light and Electron Optics*, vol. 125, pp. 2142-2147, 2014.
- [61] S. Luo, J. S. Jin, S. K. Chalup, and G. Qian, "A liver segmentation algorithm based on wavelets and machine learning," in *Computational Intelligence and Natural Computing, 2009. CINC'09. International Conference on*, 2009, pp. 122-125.

- [62] W. N. J. W. Yussof and H. Burkhardt, "3D volumetric CT liver segmentation using hybrid segmentation techniques," in *Soft Computing and Pattern Recognition, 2009. SOCPAR'09. International Conference of, 2009*, pp. 404-408.
- [63] X. Song, M. Cheng, B. Wang, S. Huang, and X. Huang, "Automatic liver segmentation from CT images using adaptive fast marching method," in *Image and Graphics (ICIG), 2013 Seventh International Conference on, 2013*, pp. 897-900.
- [64] Y. Xu, Z. Liu, and J. Lin, "Liver CT image segmentation by local entropy method," in *Computer Application and System Modeling (ICCSM), 2010 International Conference on, 2010*, pp. V11-591-V11-594.
- [65] Y. Huang, J. Wang, J. Sun, and L. Huang, "Liver segmentation in CT images based on region-scalable fitting model," in *Anti-Counterfeiting, Security and Identification (ASID), 2013 IEEE International Conference on, 2013*, pp. 1-4.
- [66] K.-H. Hwang and J.-W. Jung, "Segmentation of the liver in CT images using Pseudocolorization and Labeling methods," in *Fuzzy Systems, 2009. FUZZ-IEEE 2009. IEEE International Conference on, 2009*, pp. 2170-2174.
- [67] N. H. Abdel-massieh, M. M. Hadhoud, and K. A. Moustafa, "A fully automatic and efficient technique for liver segmentation from abdominal CT images," in *Informatics and Systems (INFOS), 2010 The 7th International Conference on, 2010*, pp. 1-8.
- [68] D. Y. TSAI, "Automatic segmentation of liver structure in CT images using a neural network," *IEICE Transactions on Fundamentals of Electronics, Communications and Computer Sciences*, vol. 77, pp. 1892-1895, 1994.
- [69] H. Ng, S. Ong, K. Foong, P. Goh, and W. Nowinski, "Medical image segmentation using k-means clustering and improved watershed algorithm," in *Image Analysis and Interpretation, 2006 IEEE Southwest Symposium on, 2006*, pp. 61-65.
- [70] L. Massoptier and S. Casciaro, "A new fully automatic and robust algorithm for fast segmentation of liver tissue and tumors from CT scans," *European radiology*, vol. 18, p. 1658, 2008.
- [71] G. Chen, L. Gu, L. Qian, and J. Xu, "An improved level set for liver segmentation and perfusion analysis in MRIs," *IEEE Transactions on information technology in biomedicine*, vol. 13, pp. 94-103, 2009.

- [72] Z. Yuan, Y. Wang, J. Yang, and Y. Liu, "A novel automatic liver segmentation technique for MR images," in *Image and Signal Processing (CISP), 2010 3rd International Congress on*, 2010, pp. 1282-1286.
- [73] A. Militzer, T. Hager, F. Jager, C. Tietjen, and J. Hornegger, "Automatic detection and segmentation of focal liver lesions in contrast enhanced CT images," in *Pattern Recognition (ICPR), 2010 20th International Conference on*, 2010, pp. 2524-2527.
- [74] S. Esneault, C. Lafon, and J.-L. Dillenseger, "Liver vessels segmentation using a hybrid geometrical moments/graph cuts method," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, pp. 276-283, 2010.
- [75] S. Kumar, R. Moni, and J. Rajeesh, "Automatic liver and lesion segmentation: a primary step in diagnosis of liver diseases," *Signal, Image and Video Processing*, pp. 1-10, 2013.
- [76] W. Wang and X. Gao, "A high-speed method for liver segmentation on abdominal CT image," in *Information Science and Service Science and Data Mining (ISSDM), 2012 6th International Conference on New Trends in*, 2012, pp. 458-462.
- [77] A. Zidan, N. I. Ghali, A. ella Hassamen, and H. Hefny, "Level set-based CT liver image segmentation with watershed and artificial neural networks," in *Hybrid Intelligent Systems (HIS), 2012 12th International Conference on*, 2012, pp. 96-102.
- [78] A. H. Foruzan, Y.-W. Chen, R. A. Zoroofi, A. Furukawa, Y. Sato, M. Hori, *et al.*, "Segmentation of liver in low-contrast images using K-means clustering and geodesic active contour algorithms," *IEICE TRANSACTIONS on Information and Systems*, vol. 96, pp. 798-807, 2013.
- [79] O. F. Abd-Elaziz, M. S. Sayed, and M. I. Abdullah, "Liver tumors segmentation from abdominal CT images using region growing and morphological processing," in *Engineering and Technology (ICET), 2014 International Conference on*, 2014, pp. 1-6.
- [80] R. Rajagopal and P. Subbaiah, "A survey on liver tumor detection and segmentation methods," *ARNP Journal of Engineering and Applied Sciences*, vol. 10, 2015.
- [81] G. Li, X. Chen, F. Shi, W. Zhu, J. Tian, and D. Xiang, "Automatic liver segmentation based on shape constraints and deformable graph cut in CT images," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 24, pp. 5315-5329, 2015.

- [82] A. Mostafa, A. Fouad, M. A. Elfattah, A. E. Hassanien, H. Hefny, S. Y. Zhu, *et al.*, "CT liver segmentation using artificial bee colony optimisation," *Procedia Computer Science*, vol. 60, pp. 1622-1630, 2015.
- [83] W. Wu, Z. Zhou, S. Wu, and Y. Zhang, "Automatic liver segmentation on volumetric CT images using supervoxel-based graph cuts," *Computational and mathematical methods in medicine*, vol. 2016, 2016.
- [84] Y. Zheng, D. Ai, J. Mu, W. Cong, X. Wang, H. Zhao, *et al.*, "Automatic liver segmentation based on appearance and context information," *Biomedical engineering online*, vol. 16, p. 16, 2017.
- [85] C. McDiarmid, "Concentration. Probabilistic methods for algorithmic discrete mathematics, 195--248," *Algorithms Combin*, vol. 16, 1998.
- [86] M. J. Kearns and Y. Mansour, "A Fast, Bottom-Up Decision Tree Pruning Algorithm with Near-Optimal Generalization," in *ICML*, 1998, pp. 269-277.
- [87] Y. Qi, W. Xiong, W. K. Leow, Q. Tian, J. Zhou, J. Liu, *et al.*, "Semi-automatic segmentation of liver tumors from CT scans using Bayesian rule-based 3D region growing," in *MICCAI workshop*, 2008, p. 201.
- [88] R. Kohavi and F. Provost, "Confusion matrix," *Machine learning*, vol. 30, pp. 271-274, 1998.
- [89] I. Mani and I. Zhang, "kNN approach to unbalanced data distributions: a case study involving information extraction," in *Proceedings of workshop on learning from imbalanced datasets*, 2003.
- [90] A. Zidan, N. I. Ghali, A. Hassanien, H. Hefny, and J. Hemanth, "Level set-based CT liver computer aided diagnosis system," *Int. J. Imaging Robot*, vol. 9, pp. 26-36, 2013.
- [91] Mehmetcan Kahraman " Akciğer BT Görüntülerinin Bölütlenmesi ve Matlab ile Nodül Tespiti"Yüksek lisans tezi T.C. Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Mühendislik Mimarlık Fakültesi, Aralık, 2016

## ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Kumail Ahmed Twaisan TWAISAN  
Uyruğu : Irak  
Doğum Yeri ve Tarihi : Baiji 06.04.1979  
Medeni Hali : Evli  
Adres : Birlik mh. 450 cad. 68/1 Çankaya – Ankara  
E-Posta Adresi : kameel79@yahoo.com  
İletişim (Telefon) : 00905383839140

### EĞİTİM

Lise : Saat Bin Abi Waqas lisesi / Irak - Baiji  
Lisans : Bilgisayar Mühendisliği / Irak - Baghdad  
Yüksek Lisans : Türk Hava Kurumu Üniversitesi

### MESLEKİ DENEYİM

2004- : Bilgisayar Mühendisi /Irak Elektrik Bakanlığı

### DİLLER

Arapça, Türkçe, İngilizce