



**BİLECİK ŞEYH EDEBALI
ÜNİVERSİTESİ**

**Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı**

**KARACİĞER BT GÖRÜNTÜLERİNİN
BİLGİSAYAR DESTEKLİ BÖLÜTLEME UYGULAMASI**

**Yasin ERDİNÇ
Yüksek Lisans**

**Tez DANIŞMANI
Dr. Öğr. Üyesi Emre DANDIL**

BİLECİK, 2018

Ref.No:10211993



**BİLECİK ŞEYH EDEBALI
ÜNİVERSİTESİ**

**Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı**

**KARACİĞER BT GÖRÜNTÜLERİNİN
BİLGİSAYAR DESTEKLİ BÖLÜTLEME UYGULAMASI**

**Yasin ERDİNÇ
Yüksek Lisans**

**Tez DANIŞMANI
Dr. Öğr. Üyesi Emre DANDIL**

BİLECİK, 2018



**BİLECİK SEYH EDEBALI
UNIVERSITY**

**Graduate School of Sciences
Department of Computer Engineering**

**COMPUTER AIDED SEGMENTATION
APPLICATION OF LIVER ON CT IMAGES**

**Yasin ERDİNÇ
Master's Thesis**

**Thesis Advisor
Asst. Prof.Emre DANDIL**

BİLECİK, 2018



BİLECİK ŞEYH EDEBALI ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS

JÜRİ ONAY FORMU

Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun 29/08/2018 tarih ve 48-3 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından 17/09/2018 tarihinde tez savunma sınavı yapılan Yasin ERDİNÇ' in “ *Karaciğer BT Görüntülerinin Bilgisayar Destekli Bölütleme Uygulanması*” başlıklı tez çalışması Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS tezi olarak oy birliği/ ~~oy çokluğu~~ ile kabul edilmiştir.

JÜRİ

ÜYE

(TEZ DANIŞMANI): Dr.Öğr. Üyesi Emre DANDIL

ÜYE

: Dr. Öğr. Üyesi Salim CEYHAN

ÜYE

: Dr. Öğr. Üyesi Barış BORU

ONAY

Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun
....../....../..... tarih ve/..... sayılı kararı.

İMZA/ MÜHÜR

TEŞEKKÜR

Çalışmalarımı yönlendiren, araştırmalarımın her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyen danışman hocam sayın Dr. Öğr. Üyesi Emre DANDIL'a, çalışmalarına öneri ve düşünceleri ile katkıda bulunan canım kardeşim Yasemin ÇETİNKAYA ve eşi Sena ÇETİNKAYA' ya, noktalama hatalarımı bulan çalışma arkadaşım sayın Esen SARIKIŞLA DEMİR'e ve son olarak her zaman yanımda olan ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Yasin ERDİNÇ

Eylül 2018



ÖZET

Son yıllarda tıp alanında, görüntüleme tekniklerinin sıklıkla kullanılması sayesinde Bilgisayar Destekli Tespit (BDT) sistemleri de kendisine geniş bir yer bulmuştur. BDT sistemlerinde en önemli işlem bölütleme aşamasının doğru bir şekilde yapılmasıdır. Bu tez çalışmasında, Bilgisayarlı Tomografi(BT) görüntüleri üzerinde karaciğerin bölütlenmesi için bilgisayar destekli otomatik bir yöntem ve yazılım geliştirilmiştir. Bölütleme işlemleri için Bölge Büyütme (RG) ve Bulanık C-Ortalama (FCM) algoritmalarından yararlanılmıştır. Bu algoritmalar ile yapılan bölütlemelerin başarımını tespit etmek için alanında uzman bir hekimden destek alınmıştır. Bu amaçla uzman tarafından yapılan seçim ölçüt olarak kullanılarak RG ve FCM algoritmaları ile bilgisayar destekli olarak elde edilen bölütleme sonuçları karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma ölçütü olarak Jaccard benzerlik ölçütü kullanılmıştır. 88 BT görüntüsü üzerinde yapılan deneysel çalışmalarda Jaccard benzerlik ölçütüne göre RG algoritmasında %91.15 ve FCM algoritmasında %75.16 bölütleme için ortalama başarımlar bulunmuştur. Sonuç olarak Bölge Büyütme algoritması ile yapılan bölütleme işlemlerinin daha başarılı olduğu görülmüştür. Ayrıca, benzerlik ölçümleri sonucunda bulunan nicel değerlerin istatistiksel olarak anlamlılık testlerinin değerlendirilmeleri de gerçekleştirilmiş ve RG algoritması ile elde edilen daha başarılı bölütleme sonuçlarının, anlamlı bir fark ortaya koyduğu sonucuna ulaşılmıştır. Bunlara ek olarak, benzerlik ve anlamlılık testleri ile beraber işlem zamanlarının karşılaştırmaları da yapılmış ve burada da RG ile yapılan bölütleme işleminin daha hızlı olduğu sonucuna varılmıştır. Tüm bu elde edilen bulgular ile bu tez çalışmasında karaciğerin bölütlenmesi için önerilen bilgisayar destekli yöntemin ve geliştirilen yazılımın, hekimlerin karar verme aşamalarında ikincil bir yardımcı araç olarak kullanılabileceği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler:

Karaciğer BT Görüntüsü; Bilgisayar Destekli Tespit; Görüntü Bölütleme; Bulanık C-Ortalamaları; Bölge Büyütme

ABSTRACT

In recent years, computer assisted detection (CAD) systems have also found a large place in the medical field due to frequent use of imaging techniques. The most important process in CAD systems is the correct segmentation phase. In this thesis, computer assisted automated methods and software were developed to divide the liver over computerized tomography (CT) images. For segmentation operations, the area magnification (RG) and fuzzy c-average (FCM) algorithms were used. In order to determine the success of these algorithms, support has been obtained from a specialist physician in the field. For this purpose, computer-aided segmentation results were compared with RG and FCM algorithms using expert selection criteria. The comparison criteria were used. In the experimental studies performed on 88 BT image, the average performance values were 91.15% in RG algorithm and 75.16% in FCM algorithm according to jaccard similarity criteria. As a result, segmentation operations with the zone magnification algorithm were more successful. In addition, statistical significance tests of the quantitative values as a result of similarity measurements have been performed and more successful segmentation results obtained by the RG algorithm revealed a significant difference was found. In addition, comparisons were made with similar and semantic tests, and it was concluded that the splitting process with RG was faster. In this study, it was observed that the computer-aided method and the developed software for liver division could be used as a secondary tool in the decision-making process of physicians.

Keywords :

Liver CT Imaging; Computer Assisted Detection; Image Segmentation; Fuzzy C-Means; Region Growing

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR	iv
ÇİZELGELER DİZİNİ	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Literatür Araştırması.....	3
1.2 Bilgisayar Destekli Tanı/Teşhis Sistemleri	6
2. KARACİĞER.....	7
2.1 Karaciğer Tümörleri	12
2.2 Karaciğerde Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri.....	16
2.2.1 Bilgisayarlı Tomografi (BT)	17
3. MATERYAL VE YÖNTEM	22
3.1 Görüntü Veri Seti.....	23
3.1.1 DICOM Görüntü Formatı	24
3.2 Ön İşleme.....	25
3.2.1 Medyan Filtre	25
3.3 Görüntü Bölütleme	26
3.3.1 Bölge Büyütme (Region Growing)	27
3.3.2 Bulanık C-Ortalamları(Fuzzy C-Means, FCM)	31
4. GELİŞTİRİLEN UYGULAMA VE DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	35
4.1 Geliştirilen Uygulama Yazılımı.....	35
4.2 Deneysel Çalışmalar	42
4.3 İstatiksel Çalışmalar.....	45
5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR.....	49
KAYNAKLAR	50

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

t	:Zaman
p	:Anlamlılık
U	:Üyelik Matrisi
ε	:U Değerleri Farkı
C_j	:Merkez Vektör
J_m	:Bulanık Üyelik Değeri
N	:Piksel numarası
C	:Bölüt
d_{ij}	:Uzaklık

Kısaltmalar

BDT	:Bilgisayar Destekli Tespit (CAD, Computer Assisted Detection)
BT	:Bilgisayarlı Tomografi (CT, Computed Tomography)
FCM	:Fuzzy C Means
RG	:Region Growing
IARC	:Uluslararası Kanser Araştırmaları Ajansı
HCC	:Hepatoselüler Kanser
MR	:Manyetik Rezonans
MRG	:Manyetik Rezonans Görüntüleme(MRI, Magnetic Resonance Imaging)
HU	:Hounsfield birimi
DICOM	:Tıpta dijital görüntüleme ve iletişim
NEMA	: Ulusal Elektrik Üreticileri Birliği
WHO	:Dünya Sağlık Örgütü
SPSS	:Sosyal Bilimler için İstatistik Paketi (Statistical Package for the Social Sciences)
T Testi	:Bağımsız Örneklem Testi

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1.Erkeklerde en sık görülen kanser türü dağılımı	14
Çizelge 2.2.Kadınlarda en sık görülen kanser türü dağılımı.....	14
Çizelge 4.1.BT Görüntüsü Benzerlik ve İşlem Süresi	45
Çizelge 4.2.Normallik Testi	46
Çizelge 4.3.Mann-Whitney U Testi	47



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Karaciğerin yeri (Bilgiustam, 2017)	7
Şekil 2.2. Karaciğerin alttan görünümü (Bilgiustam,2017)	7
Şekil 2.3. Anatomik Düzlemler (Doğan,2014)	8
Şekil 2.4. Farklı kesitlerde görülen karaciğer BT görüntüleri(Thomasson,2011)	9
Şekil 2.5. Karaciğerin portal ven ve hepatik venler tarafından sekiz Couinaud.....	9
segmentine ayrılması (Moore ve Dalley, 1999)	9
Şekil 2.6. Karaciğer anatomisi(Lafortune,vd., 1991).....	11
Şekil 2.7. Erkek ve kadınlarda tahmini yaş standartlaştırılmış dünya kanser insidansı ve mortalite oranları, 2012.....	13
Şekil 2.8. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	18
Şekil 2.9. Tarayıcının ilkesi. X-ışınlarının emilimi bir vücudun farklı yönleri (a,b). Bir dilimi bir küme halinde ayıran karın niceliği dikdörtgen kübik bölgeler (Pescia, 2011) 19	19
Şekil 2.10. BT Cihazında kesitsel görüntü.....	20
Şekil 2.11. Tarama Fazı	20
Şekil 2.12. Karaciğerin bilgisayarlı tomografi görüntüsü.....	21
Şekil 3.1. Tez çalışmasında önerilen sistemin metodolojisi	22
Şekil 3.2. Önerilen BDT sisteminin arayüz yazılımı	23
Şekil 3.3. Karaciğer BT görüntüleri ilgili veri setinin bir bölümü.....	24
Şekil 3.4. Karaciğer BT görüntülerinin ön işlemeşi	25
Şekil 3.5. Karaciğer bölütlemesi zorluklarına örnekler (Çimen, 2011).....	27
Şekil 3.6. Geliştirilen uygulama yazılımı üzerinde başlangıç noktası (seed point) seçimi	28
Şekil 3.7. Bölge Büyüme Süreci	29
Şekil 3.8. RG algoritmasının akış diyagramı	29
Şekil 3.9. BT görüntüleri üzerinde RG ile elde edilen bazı bölütleme örnekleri.....	30
Şekil 3.10. FCM algoritmasının akış diyagramı	32
Şekil 3.11. BT görüntüntüleri üzerinde FCM algoritması ile elde edilen bazı bölütleme sonuçları	34
Şekil 4.1. Geliştirilen uygulama yazılımının ana form ekranı	35
Şekil 4.2. Geliştirilen uygulama yazılımı üzerinde BT görüntüsü yükleme.....	36
Şekil 4.3. Ana form ekranı üzerinde RG algoritması ile başlangıç noktası seçimi	36

Şekil 4.4.	Ana form ekranı RG bölütleme sonucu ve işlem süresi	37
Şekil 4.5.	Ana form ekranı FCM bölütleme sonucu ve işlem süresi	38
Şekil 4.6.	Ana form ekranı uzman seçimi	39
Şekil 4.7.	Ana form ekranı uzman seçiminin sonucu ve işlem süresi.....	39
Şekil 4.8.	RG, FCM bölütlemeleri ve uzman seçimi karşılaştırma sonuçları.....	40
Şekil 4.9.	Bölütleme sonuçlarının birbirine yakın olması durumun karşılaştırılması.....	40
Şekil 4.10.	Bölütleme sonuçlarında RG algoritmasının başarısının gösterimi	41
Şekil 4.11.	Bölütleme sonuçlarında FCM'ye ait bulunan hatalı sonuç gösterimi	42
Şekil 4.12.	Karaciğer üzerinde Uzman-FCM-RG sonuçlarının karşılaştırılması	43
Şekil 4.13.	Uzman görüşü ile FCM ve RG yöntemlerinin benzerlikleri	44
Şekil 4.14.	FCM ve RG algoritmalarının hesaplama zamanlarının karşılaştırılması	44
Şekil 4.15.	Uç Değer Analizi	46
Şekil 4.16.	Mann-Whitney U Testi sonuçları	48

1. GİRİŞ

İnsan vücudu için çok önemli hayati işlevlere sahip olan karaciğer kan ile alınan besinlerin işlenmesi gibi birçok görevi yerine getirmektedir. Tüm bunların yanında karaciğerde hepatit, siroz, kist ve tümör gibi birçok hastalıkta meydana gelmektedir. Bunlardan insan hayatı için en tehlikeli olanlardan birisi karaciğerde oluşan tümörlerdir. Karaciğer tümörleri, sağlığa zarar vermeyen iyi huylu tümörler olabildiği gibi sağlığa zararlı olan kötü huylu tümörlerden (karaciğer kanseri) de olabilir. Karaciğer kanseri hem görülme sıklığı hem de ölüm oranı bakımından incelendiğinde çok yüksek bir orana sahiptir (Türkiye Kanser İstatistikleri, 2017). Karaciğer kanseri 2012 tarihinde Dünya Sağlık Örgütü (WHO) tarafından yayınlanan rapora göre %5.6 oran ile en çok karşılaşılan altıncı kanser türü olurken raporda daha dikkat çekici olan ise ölüm oranlarında bakıldığında bu oranın %9.1 oran ile ikinci sırada yer almasıdır (Stewart, 2014). Bu şekilde karaciğerde oluşan hastalıklar son yıllarda, halk arasında hem sosyal hem de ekonomik yönden önemli bir problem olarak ortaya çıkmaktadır. Bu problem sebebiyle de insanlar maddi ve madeni kayıplara uğramaktadır.

Karaciğerde oluşan tümör gibi hastalıklar erken bir evrede teşhis edilirse, hastaların hayatta kalma şansı artabilmektedir. Bununla beraber karaciğer hastalıklarının, erken dönemde uyarı vermemesi hem erken tanı konulmasını zorlaştırmakta hem de kaybedilen hayatların sebebini tam olarak açıklamamaktadır. Bu durumda karaciğer hastalıklarının tanı aşamasında, Bilgisayar Destekli Tespit (BDT) sistemlerinin önemli bir yeri vardır. Çünkü hekim tarafından erken teşhis ve müdahale, iyileşme süresi ile doğru orantılı olarak görülmektedir.

Bilgisayarlı Tomografi(BT), karaciğer tümörünün incelenmesi için en sık kullanılan görüntüleme tekniğidir (Pescia, 2011). BT karaciğer hakkında, uzmanların bilgi edinmelerine ve karaciğer tümörü hakkında görüş bildirmelerine yardımcı olmaktadır. Görüntüleme yöntemlerinin geliştirilmesi, bir doktorun büyük tümörlere ek olarak küçük tümörü tespit edebilmesi için yüksek çözünürlüklü BT veri kümeleri elde etmeyi mümkün kılmıştır. Tıbbi bir veri kümesindeki çok sayıda görüntü nedeniyle, tüm bu görüntülerin kontrol edilmesi uzman için zor bir iş haline gelmektedir. Ayrıca teşhis için bazı yararlı bilgiler göz ardı edilebilir. Dahası teşhis koyacak olan uzmanın öznel değerlendirmesine dayalı ve uzmanın tecrübesine bağlıdır. Bununla birlikte BDT sistemleri ile radyolog, tıbbi görüntülerin bilgisayarlı analizi ile tümörlerin

saptanmasında, yorumlama ve teşhis becerilerini artırarak hekim için ikincil bir görüş olarak bilgi verebilir.

BDT sistemleri genellikle ön işleme, bölütleme, özellik çıkarma ve sınıflandırma aşamalarından oluşmaktadır (Ekşi, Z., vd., 2012). Görüntü bölütleme ise BDT sistemlerinin en önemli aşamasıdır. Bölütleme bir görüntüyü önceden tanımlanmış ölçütlere göre benzer özelliklere sahip bölgelere veya nesnelere bölme işlemidir (Gül, S. vd., 2018). BDT sistemlerinin hızla gelişmesi, tıbbi görüntülerin hızlı ve hassas bir şekilde bölütlemesi ile beraber oldukça dikkat çekmektedir.

Karın BT görüntülerinden karaciğerin bölütlemesi, karaciğerde oluşan hastalığın doğru tespiti için çok önemli bir ön adımdır. Karaciğer bölütleme işlemi, BT görüntüsünden karaciğer bölgesini doğru bir şekilde çıkarmaktır. Özellikle, karaciğer karın bölgesinde ve hatta radyologların yardımıyla bölütleme için en zor organ olarak kabul edilmektedir (Lu, X., Vd., 2013). Karaciğer yumuşak dokulardan yapıldığı ve hastalar arasında karaciğer geometrisinin farklılıklar gösterdiği için bu bölütleme sürecinin zorluğu karaciğer formunun kendisinden kaynaklanmaktadır. Ayrıca, karaciğer, BT gri görüntülerinde aralarında sınırlı bir kontrast oluşturan kalp, mide ve böbrek gibi komşu organlarla benzer doku yoğunluğuna sahip olması, hasta hareketlerinin sebep olduğu bulanık sınırların oluşması bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır. Bunun yanında BT karaciğer görüntülerinden tümör bölütlemesi, sağlıklı dokular ve tümörler arasındaki küçük gözlemlenebilir değişiklikler nedeniyle de zorlu bir görevdir.

BT görüntü veri kümelerinde karaciğer bölütlemesi için çeşitli yaklaşımlar kullanılmıştır. Bazıları yarı otomatiktir ve bazıları da tam otomatiktir. Yarı otomatik yöntemler, işlem için bilgisayara ilgilenilen bölgeyi belirtmek için kullanıcı müdahalesi gerektirir. Karaciğerin bölütlemesi için çeşitli yöntemler, yoğunluk tabanlı eşik ve çok modlu eşikler (Seo,K., S., 2005; Yokoyama, K.; vd., 2003), karaciğerin istatistiksel tabanlı model ayırmacılığı (Toshiyuki, O.,vd., 2008; Zhou, X., vd., 2005), Level-set (Pan, S., vd., 2001; Lee, J., vd., 2007), aktif kontur (Bekes, G., 2007), Yılan modeli (Liu, F., vd., 2005; Huang, S., vd., 2006) ve FCM kümeleme (Jae-Sung, H., 2006) algoritması yaygın olarak kullanılan bölütleme yöntemleridir. Bu tez çalışmasında ise Bulanık C-Ortalamaları (FCM) ve Bölge Büyütme (RG) görüntü bölütleme algoritmaları uygulanmış ve elde edilen bölütleme sonuçlarının uzman seçimi ile

karşılaştırılması için bir uygulama yazılımı geliştirilmiştir. Bölütleme sonuçları uzman seçimi ile karşılaştırılmıştır. Benzerliklerinin ortaya çıkarılmasında ise Jaccard benzerlik ölçütü kullanılmıştır. Ayrıca iki bölütleme yönteminin çalışma süreleri ölçülerek zaman karşılaştırılması da yapılmıştır. Benzerlik ve zaman ölçütlerine göre yapılan karşılaştırma sonuçlarına bakıldığında RG algoritmasının FCM algoritmasından daha başarılı sonuçlar gösterdiği tespit edilmiştir.

1.1 Literatür Araştırması

Literatürde karaciğer tümörlerinin tespiti amacıyla BT tarama görüntüleri üzerinde karaciğerin bölütlemesi için birçok çalışma önerilmiştir.

S. S. Kumar (2013), BT radyografilerinden karaciğer lezyonunun otomatik olarak bölütlemesini gerçekleştirmiştir. Çalışmasında, medyan filtre, aşındırma, genişletme gibi ön işleme adımları kullanılmıştır. İşlem sonrası, morfolojik operatörler ek olarak görüntüyü iyileştirmek ve canlı bölütleme için temel RG tekniklerini ve tümör bölütlemesi için alternatif FCM kümeleme yöntemlerini kullanmıştır. Araştırma çalışmalarında 10 vaka kullanılmıştır. Teknik sonuç, yanlış pozitif oran, yanlış negatif oran, hacim ölçüm hatası, uzamsal örtüşme ve görsel örtüşme temelinde manuel bölütleme ile karşılaştırılmıştır ve değerlendirilmiştir.

Bir diğer çalışmada ise, Shimizu v.d. (2005, 2006) bölütlenmiş karaciğer görüntüsünün ayrıtlarını düzeltebilmek için düzey kümesi algoritmasını kullanmışlardır. Shimizu v.d. (2008) ise karaciğer yayılmalarını makine öğrenmesi ve sınıflandırma teknikleri ile bölütlemesini gerçekleştirmişlerdir.

Karaciğerin bölütlenmesi konusunda yapılan başka bir çalışmada (Campadelli, v.d., 2009) ise gri seviye dağılımları ve anatomik bilgileri kullanarak görüntü işleme teknikleri ile karaciğer ve kalp üzerinde çalışmışlardır. 40 hastadan alınan görüntüler üzerinde yapılan testlerde kayda değer sonuçlar elde edilmiştir.

(Häme,vd., 2012) ise geliştirdikleri yöntem ile yarı otomatik ve en az kullanıcı etkileşimi gerektirecek şekilde çalışan parametrik olmayan, yoğunluk tahminine dayanan ve gizli bir Markov ölçüsü modeline dayanan bir yaklaşım ile karaciğerin bölütlemesini gerçekleştirmiştir. Yöntemin doğruluğu, iki hasta veri seti ve yapay olarak üretilmiş örnekler ile doğrulanmıştır. Yöntem, RFA verisi ile çok yüksek doğruluk elde etmiş ve kamu veri seti ile değerlendirilen diğer metotlardan daha iyi performans göstermiştir. Ortalama % 30.3'lük bir üstüste binme hatası elde etmiş ve bu

da, önceki en iyi yarı otomatik yöntemle göre % 2.3'lük bir iyileşmeyi temsil etmektedir. Yöntem, çok düşük kontrast ve belirsiz sınırlara sahip olan tümörler için iyi sonuçlar vermiştir; ancak gürültülü görüntülerde performansın düştüğü görülmüştür.

(Gloger, vd., 2010) çalışmalarında birden fazla kontrast içeren MR görüntüleri için LDA-tabanlı (Doğrusal Diskriminant Analizi) olasılık haritaları üzerinde tam otomatik üç aşamalı karaciğer bölütleme yapmışlardır. Bölge büyütme (RG) yöntemini kullanarak, normal ve yağ birikmiş karaciğer dokusu özellikleri için uygulanabilen 3D bölütleme yaklaşımı geliştirmişlerdir.

(Tomoshige, vd., 2013), çalışmalarında koşulları bütünleşmiş hata tahmini ile koşullu istatistikî şekil modeli; kontrastsız BT görüntülerde karaciğer bölütlemesi uygulama yapmışlardır. Düzey kümesi (Level Set) yöntemini kullanmışlardır. 120 vakadan oluşan büyük bir veri kümesi kullanılmıştır. Bölütleme sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir iyileşme elde edilmiştir.

Çimen (2011), parlaklık dağılımı modellemesi, olasılıksal atlas ve grafik parçalama metotlarının birleşimine dayanan yarı otomatik bir karaciğer bölütleme algoritması üzerinde çalışmıştır.

Göçeri (2013), karaciğer bölütleme yöntemlerini karşılaştırmalı olarak sunmuştur. Ayrıca işaret baskı kuvvet fonksiyonu ile görüntü üzerindeki çeşitli problemleri gideren bir düzey kümesi önermiştir.

Baykara (2013), çalışmalarında karaciğer nekroz alanını bölge büyüme (Region Growing) yöntemini kullanarak tespit etmiş ve bu alanın değerini hesaplayan bilgisayar destekli bir sistem geliştirmiştir.

Lu (2013), çalışmalarında çizgisel olmayan haritalama yöntemi ve insan-makine etkileşimi ile karaciğer bölgesinden seçilen ilgili bölgeyi kullanarak Quasi - Monte Carlo yöntemi ile bilgisayar destekli bir yöntem önermişlerdir. Gelişmiş bölge büyütme algoritması üç süreksiz karın BT görüntüleri segmentasyonu için kullanılmıştır. Geleneksel bölge büyütme yöntemi ile karşılaştırıldığında, geliştirilmiş yöntem daha iyi karaciğer segmentasyon efektleri elde etmiştir. Bu yöntemlerle karaciğer segmentasyonunun doğruluğu arttırmayı amaçlamışlardır.

(Xiaopeng, Yang, vd., 2013), çalışmalarında birden fazla tohum noktalarını kullanarak düzey kümesi (level set) yöntemlerine dayalı karaciğer bölütlemesi için RG

tabanlı bir hibrit yarı-otomatik bir yöntem uygulamışlardır. Sanal karaciğer cerrahi planlaması üzerinde çalışmışlar.

(Liu, vd., 2005), çalışmalarında, karaciğer BT görüntüleri üzerinde histogram analizine dayalı, morfolojik işlemler kullanılarak karaciğer bölgesi içinde olmaması gereken yapılar ayıklanmasını gerçekleştirmişlerdir. Kullanıcının belirlediği bir kesitte bölütlenmiş olan karaciğerin ayrıtları kullanılarak diğer kesitlerdeki bölütleme sonuçları iyileştirilmiştir.

(Lim, vd., 2006) çalışmalarında, karaciğerindaha önceki pozisyonunun bilgisi kullanılarak otomatik karaciğer bölütlemesi ve morfolojik filtreleme işlemine dayanan deforme edilebilir bir sınır yöntemi önermişlerdir. Hesaplama karmaşıklığını gidermek ve uygun eşiğe karar vermek için tahmini karaciğer pozisyonunda histogram analizi yapılmıştır.

(Yussof, vd., 2010), çalışmalarında, morfolojik işlemleri grafiklerle kesme yöntemiyle birleştiren bir hibrit teknik kullanarak otomatik 3D karaciğer bölütleme algoritmasını önermişlerdir.

(Militzer, vd., 2010), çalışmalarında, BT görüntülerinden karaciğer bölgesini otomatik olarak tespit etmek ve bölütlemek için yeni bir sistem önermişlerdir. Sınıflandırma aşamasında olasılıksal bir yöntem kullanarak karaciğer lezyonunun otomatik olarak algılanarak bölütlemesini sağlamışlardır.

Ciecholewski (2014), çalışmasında karaciğer şeklini otomatik olarak bölütleyen yeni bir yöntem sunmuştur. BT görüntüleri üzerinde bu yöntem ile yapılan bölütleme sonucunda Dices benzerlik katsayısı % 81.3 olarak bulunmuştur.

(Saddi, vd., 2007), çalışmalarında, karaciğer BT görüntüsü üzerinde, karaciğerin genel yapısı ve pozisyon bilgisi aktif biçim modeli (ASM) ile tahmin edilmiştir. Yöntem ile şablon karşılaştırma işlemiyle de eğitim setinde yer almayan bozulmalar düzeltilmiştir.

Bu çalışmada ise, karaciğer BT görüntüleri üzerinde uzman seçimi işlemi yapılmış ve bu seçimin sonuçları ile FCM ve RG algoritmaları kullanılarak elde edilen bölütleme sonuçları karşılaştırılmıştır. Geliştirilen uygulama ile algoritmaların uzman seçimine benzerliği ve performans ölçümleri kıyaslanmıştır. Tez çalışmasında önerilen BDT sisteminin, uzmanların karar alma sürecine katkı sağlayacak ve işlem süresini azaltarak iş yükünü hafifletecek yardımcı bir araç olarak kullanılması öngörülmektedir.

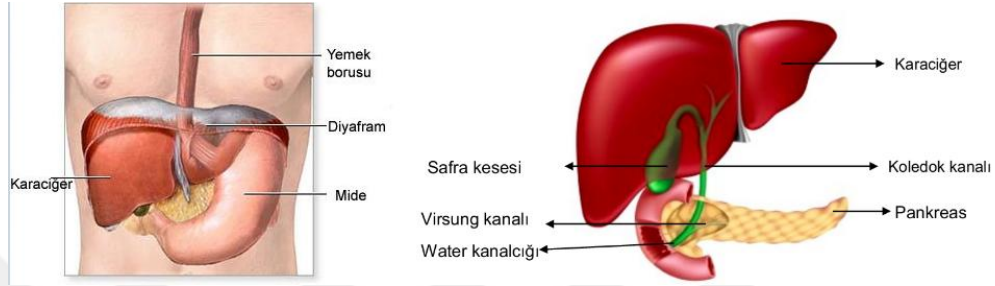
1.2 Bilgisayar Destekli Tanı/Teşhis Sistemleri

Bilgisayarlı görüntüleme yöntemleri ile elde edilen veri miktarının artışı ile beraber anomalinin başka bir doku arasına gizlenmiş olması, dokuların benzer kontrast değerine sahip olması, görüntü hacminin büyük olması, göz yorgunluğu ve iş yükü vb. sebeplerden dolayı hekim tarafından tanı konulması zorlaşabilmektedir. Aynı zamanda anomalinin de kaçırılmasına sebep olmaktadır. Buna benzer durumlarda BDT sistemlerinin görüntü analizinde kullanılmasının gerekliliği kaçınılmaz olarak ortaya çıkmaktadır.

Tıbbi görüntüleme ve tanısal radyolojide, görüntüleme tekniklerinin gelişimi ile beraber, BDT (Bilgisayar Destekli Tespit) Sistemleri yaygın kullanım alanına sahip olmuştur. BDT sistemlerinde amaç hekime yardımcı olacak yöntemler geliştirip, tanının daha doğru olarak yapılabilmesini sağlamaktır (Way, T., 2008; Doi, K., 2007). BDT sistemleri hem erken tanı konulması hem de uzmanların hızlı ve kolay bir şekilde karar vermelerine yardımcı olmaktadır. BDT sistemleri birçok hastalığın teşhisinde tıbbi görüntüleme teknikleri ve bilgisayar teknolojileri beraber kullanılmaktadır. Bunlar arasında göğüs kanseri, akciğer kanseri, karaciğer kanseri, beyin tümörü ve kemik kırıklarının tespiti ve sınıflandırılması gibi daha birçok alan bulunmaktadır (Ekşi, vd., 2012; Zhang, vd., 2008). Birçok uluslararası firma geliştirdiği araçlar ile BDT sistemlerine katkı sunmuştur (ImageChecker, 2015; CADStream, 2015; Mevis Liver Analyser, 2015).

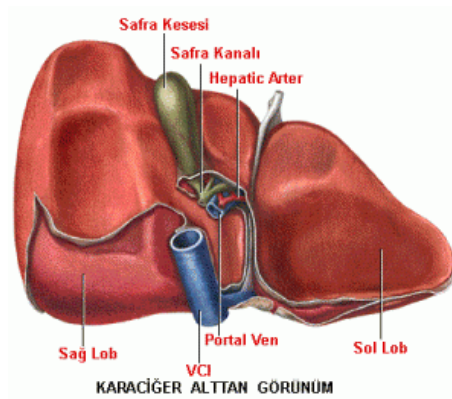
2. KARACİĞER

Karaciğer, karın boşluğumuzun sağ kısmında yer alan kırmızımsı kahverengi bir organdır. Vücudumuzun en büyük organlarından biri olan karaciğer toplam vücut ağırlığımızın % 2'si ile % 3'ü aralığında bir ağırlığa sahiptir (Skandalakis, vd., 2004). Şekil 2.1' de insan vücudunda karaciğerin yeri ve yapısı görülmektedir.



Şekil 2.1. Karaciğerin yeri (Bilgiustam, 2017)

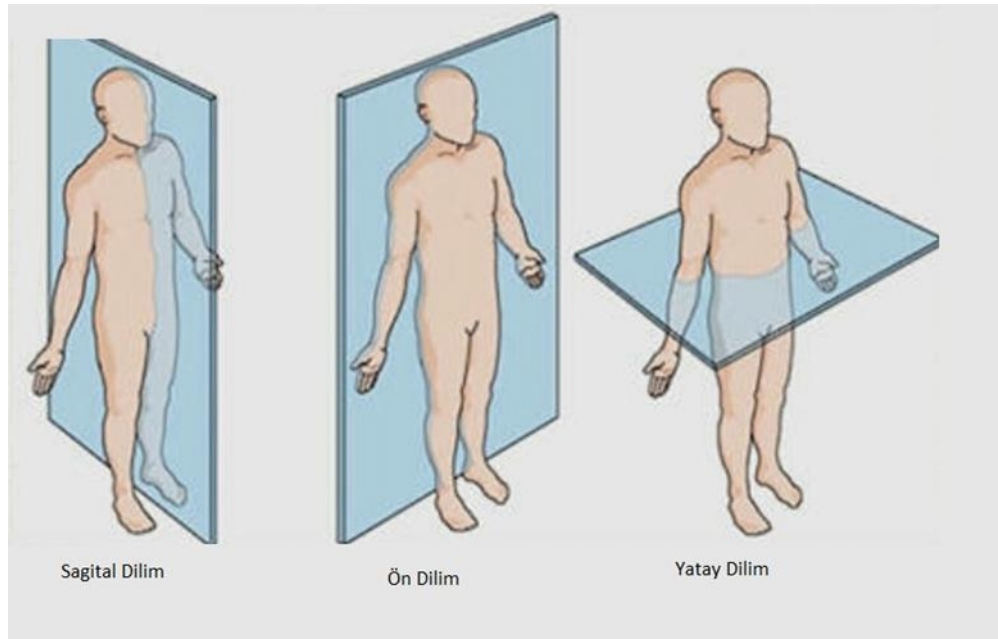
Karaciğer şekilsiz bir organ olup şekli genellikle alt kaburgalar ve diyafram gibi çevre yapılar tarafından belirlenir. Karaciğer küçük olabilir ve sadece karının sağ üst çeyreğinde yer alabilir veya tümünü sola uzatabilir ve dalağı kapsayabilir. Karaciğer büyük sağ lob ve küçük sol lob olmak üzere iki loba ayrılmaktadır. Şekil 2.2.'de Karaciğer yapısının alttan görünümü görülmektedir (Brittanica ve Nationalencyklopedin, 2017).



Şekil 2.2. Karaciğerin alttan görünümü (Bilgiustam, 2017)

Vücudumuzdaki organ ve oluşumların, ilişkilerini ve komşuluklarını daha iyi tanımlayabilmek için düzlemler kullanılmaktadır. Bu düzlemler, birbirlerine dik açı

yapacak şekilde konumlanmakta olup üç düzlemden oluşmaktadır. Bunlar ön (frontal) düzlem, sagittal düzlem ve yatay (transver) düzlemden oluşmaktadır. Ön (frontal) düzlem, vücudu ön ve arka olarak ikiye ayırmakta olan düzlemdir. Sagittal düzlem, vücudu yukarıdan aşağıya kadar sağ ve sol olarak iki parçaya ayırmakta olan düzlemdir. Yatay (transvers) düzlem, vücudu alt ve üst olarak ikiye ayırmakta olan düzlemdir. Şekil2.3.'te ise bu kesitlerin insan anatomisindeki düzlem yapısı gösterilmektedir (Bingöl, 2017).



Şekil 2.3.Anatomik Düzlemler (Doğan,2014)

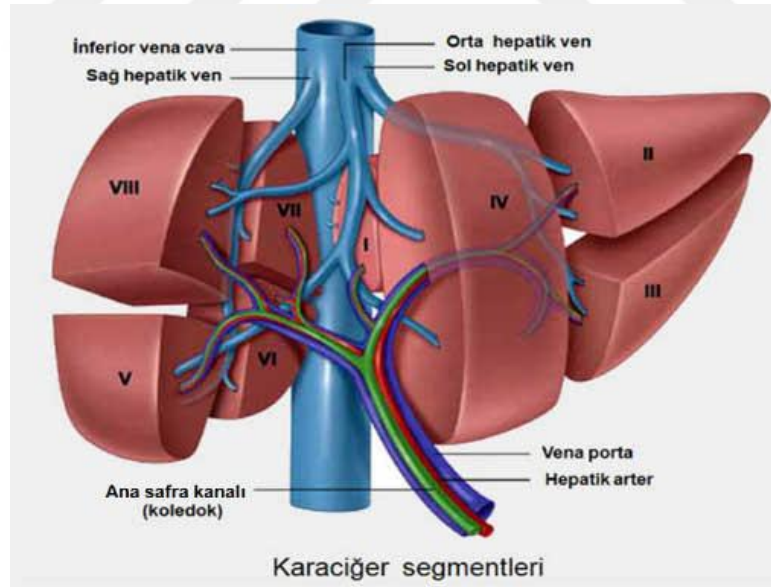
Şekil2.4.'te farklı kesitlerden karaciğer görüntüleri görülmektedir. Şekil2.4.(a)'da enine düzlemde sırası ile karaciğer, aort, mide ve dalak organları gösterilmektedir. Şekil2.4.(b)'de ön düzlemde sırası ile karaciğer, mide, akciğer, bağırsaklar ve aort bulunmaktadır. Şekil2.4.(c)'de ise sagittal düzlemden bir görünüm gösterilmektedir.



Şekil 2.4.Farklı kesitlerde görülen karaciğer BT görüntüleri(Thomasson,2011)

Karaciğer kan damarları ile bağlı olan loblara sahiptir. Portal ven ve hepatik venler, karaciğerin en büyük damarları olup Şekil2.5.'de gösterilmiştir. Portal ven, venöz kanı dalaktan, pankreastan ve bağırsaktan getirir. Üç hepatik ven, Inferior Vena Cava'ya (IVC) akar (Göçeri, 2013).

Karaciğerin anatomik alt bölümü için çeşitli şemalar vardır. Alt bölüm hakkında kapsamlı bir derleme yazılmıştır (Rutkauskas, vd., 2006). En yaygın olarak bilinen karaciğer segmentlerinin şeması, Couinaud(Couinaud, 1999) tarafından tanıtilan Şekil2.5.'de gösterilmiştir.



Şekil 2.5.Karaciğerin portal ven ve hepatik venler tarafından sekiz Couinaud segmentine ayrılması (Moore ve Dalley, 1999)

Karaciğer ve portal damarların yaydığı düzlemlere göre elde edilen sekiz segmente sahiptir. Yumuşak bir organ olarak, karaciğer şekli gerçekten diğer karın

organları ile etkileşimlere bağlıdır. Böylece organ değişikliği yüksektir. Dahası bu değişkenlik birçok patolojiyle bile artar. Karaciğer, dolaşım ve sindirim sistemleri arasındaki ara yüzdeki belirli konumu nedeniyle kısmen birçok vasküler ağ içerir. Bu çok sayıda ağ, karaciğer ameliyatları için zorlu bir organ yapmaktadır. Böyle ameliyatların öncesinde iyi bir planlama yapılması gereklidir (Zhou,2005). Karaciğer, üç tanesi kan ağları olan beş damar ağı içerir. İlk olarak, karaciğer çok yakın veya hatta iç içe geçmiş, portal ven ve hepatik arter olan iki kan ağından kan alır. Birincisi karaciğeri bağırsaktan gelen besin maddeleri ile besler ve ikincisi karaciğere oksijen sağlar. Daha sonra, kan karaciğerden hepatik ven tarafından boşaltılır. Son olarak, karaciğerde bir lenfatik ağ ve safra ağı da mevcuttur. Lenfatik damarlar BT görüntülerinde görünmez kaldığından, ilki çalışmayı etkilemez. Aksine safra kanalları bazen hipodense (daha az yoğunluğu olan) bölgeleri olarak görülebilir. Özellikle, çeşitli patolojiler için karaciğer içinde safra kanallarının hacminin artması ile olur. Bu genişleme BT görüntülerinde görülür, çünkü kanallar normalden daha büyük hale gelir ve böylece daha görünür hale gelir (Ryba,2016).

Karaciğer, vücudumuza giren besinlerin kullanılabilir moleküllere getirilmesinde ve depolanmasında görevli organdır. Bu moleküllerden vücut için yararlı olanları kan yolu ile diğer organlara iletimi sağlanırken zararlı olanları ise böbreklere gönderilir. Sindirim sisteminden gelen kanı filtrelemek, vücudun diğer organlarına yardımcı olmak, vücuttaki glikoz seviyesini yöneterek gerekli enerjiyi tedarik etmek, kanı metabolize ederek ve zararlı maddeleri nötralize ederek kanı temizlemek, sindirime yardımcı olan safra üretmek, enfeksiyona direnç sağlayan, pıhtılaşmaya ve kalınlaşmaya yardımcı olan birçok primer ve esansiyel protein üretmek gibi daha birçok önemli fonksiyona sahiptir (Brittanica ve Nationalencyklopedin, 2017).



Şekil 2.6. Karaciğer anatomisi(Lafortune,vd., 1991)

Karaciğer, besinlerin taşınması sırasında kanı kullanır. Bu yüzden kanı tutacak süngerimsi bir yapıya sahiptir. Karaciğer sahip olduğu bu süngerimsi yapı ile vücudumuzda yer alan kanın yaklaşık 750-800 gramlık kısmını emerek muhafaza etmiştir. Ayrıca kısa süreli de olsa vitamin depolama görevini de yapmaktadır (Brittanica ve Nationalencyklopedin, 2017).

Vücudumuzda hayati derece de öneme sahip olan karaciğerin yokluğunda ya da görevlerini yapamaz hale geldiği zaman insanlar büyük sıkıntı çekmektedir (Nuseiba,2014). Karaciğer, bu gibi durumlarda diyaliz aletleri kullanılarak kısa bir süre görevini yerine getirilebilmektedir. Ancak bu durumun uzun süre devam etmesi halinde tedavisi mümkün değildir. Aynı anda birçok işlemi hiç aksatmadan ve doğru bir şekilde yerine getiren karaciğerin mükemmel bir şekilde çalışan yapısı vardır.

Karaciğer işlevini yerine getiremez hale geldiğinde karaciğer iltihabı, karaciğer sirozu, safra kesesi iltihabı, safra kesesi taşı gibi çeşitli hastalıklarla karşı karşıya gelmektedir (Nuseiba, 2014). Bu hastalıklar aşağıda anlatılmıştır.

Karaciğer iltihabı: Hepatit de denilen hastalık, virüslere bağlı olarak gelişimini sürdüren genellikle karaciğerde büyüyerek organda kalıcı hasara sebebiyet veren tehlikeli bir hastalıktır.

Karaciğer sirozu: Karaciğerin çeşitli nedenler ile oluşan iltihap ve nekrozu sonucu hücreler arasında bağ dokusu birikimine ve ardından da siroz oluşmasına sebep olur. Sirozlu bölgenin sertleşmesi sonucunda kanın iletimi engellenerek başka yoldan iletilmesine sebep olur.

Safra kesesi iltihabı: Tıp dilinde kolesistit adı verilen hastalık, safra taşlarının safra yolunu kapaması neticesinde oluşmaktadır.

Safra kesesi taşı: Safra içeriğinin değişmesi, kolesterol içi sıvının kristalleşerek çökmesi, safra kesesi hareketliliğinin değişmesi ve iltihaplanmalar sonucunda safra kesesi taşı oluşmaktadır.

Karaciğeri özgün yapan ise olağanüstü yenilenme hızıdır. Karaciğerin % 80'inin kaybına rağmen hayatta kaldığı bilinmektedir. Karaciğerin yarısını çıkarmak zorunda kalan bir hasta, sadece altı ayda tamamen işleyen ve tamamen büyümüş bir karaciğere sahip olmayı bekleyebilir. Bu da demektir ki karaciğer kanseri olan bir kişinin tümörden kurtulmak için karaciğerin büyük parçası çıkarılabilir ve sonra karaciğerin kalan kısmı ile tekrar sağlığına kavuşması ve normal boyutuna ulaşması beklenir (Brittanica ve Nationalencyklopedin, 2017).

Karaciğerin metabolizma için hayati derece önemi bir etkisinin olmasından dolayı karaciğer üzerindeki hastalıkların ciddiye alınması gerekmektedir. Karaciğer hastalıklarında herhangi bir ağrı ya da acı hissedilmemesi ise bu hastalıkların önceden fark edilmesi engelleyen büyük bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır (Thomasson,2011).

2.1 Karaciğer Tümörleri

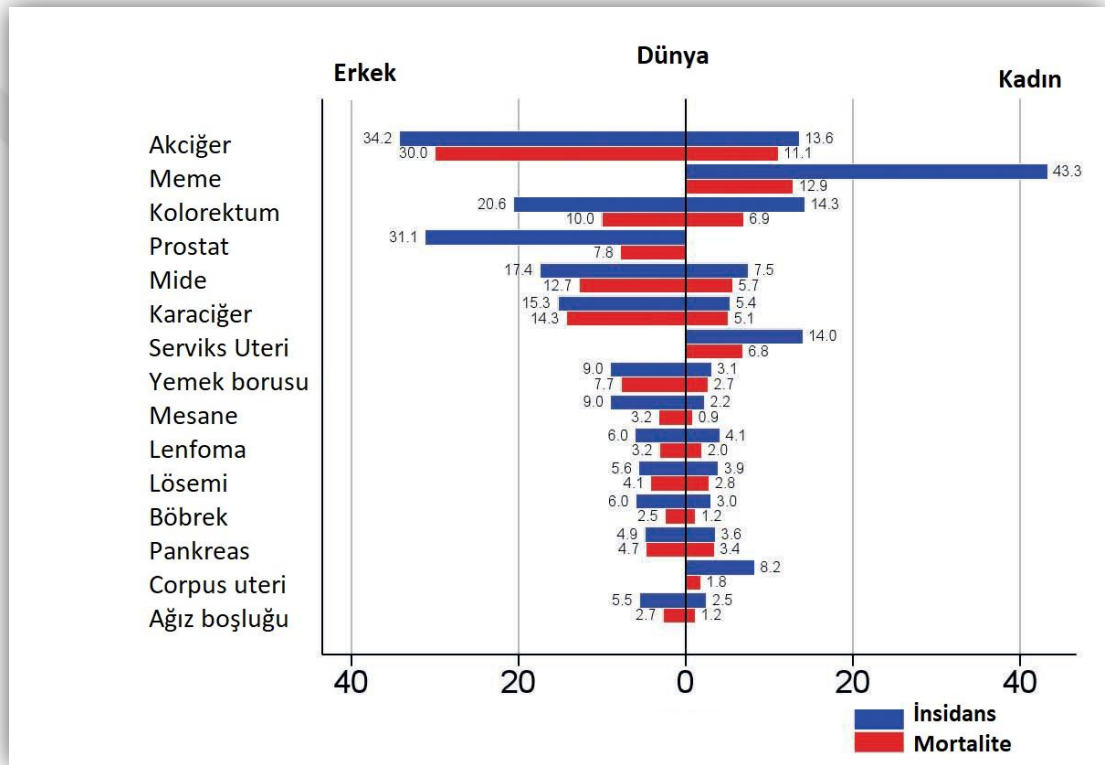
Genel anlamıyla kanser malign tümörler olarak bilinir, kanser hücrelerinin kendiliğinden, düzensiz olarak sınırsız bir şekilde çoğalarak bulundukları bölgenin dışına yayılabilen kontrolsüz hücre bölünmesidir. Tümörler diğer organlara ya da maligniteye yayılma kapasitesinden yoksun, iyi huylu olabilir. Malign tümör, kontrol edilemeyen büyüme gösterir ve istila edebilir ve yok edebilir (Nationalencyklopedin, 2017).

Dünya Sağlık Örgütü'nün (WHO) 4 Şubat Dünya Kanser Günü için yayınlanan rapora göre 2015 yılında, dünya çapında 8,8 milyon insanın ölüm nedeninin kanser olduğu açıklandı. Kansere bağlı ölümlerin üçte biri, Dünya Sağlık Örgütü (WHO)'nün raporuna göre (BBC NEWS,2017),beslenme alışkanlıkları ve aşağıda belirtilen beş temel davranışın etkili olduğu bildirilmiştir. Bunlar:

- Yüksek vücut kitle indeksi,
- Meyve ve sebze alımının düşük olması,
- Fiziksel aktivitelerde bulunmamak,

- Sigara kullanımı
- Alkol tüketimi

En sık ölümlle sonuçlanan kanser türleri: akciğer kanseri, mide kanseri ve karaciğer kanseridir. Her yıl tüm kanser tiplerine bağlı ölümlerin en başında akciğer kanseri (yılda 1,4 milyon ölüm), mide kanseri (866 bin ölüm), karaciğer kanseri (653 bin ölüm), kalın bağırsak kanseri (677 bin ölüm) ve meme kanseri (548 bin ölüm) yer almaktadır (Sanofi, 2017). WHO'nun dünya kanser insidansı ve mortalite oranları ile ilgili erkek ve kadınlar için yayınladığı grafik Şekil 2.7. de gösterilmiştir.



Şekil 2.7. Erkek ve kadınlarda tahmini yaş standartlaştırılmış dünya kanser insidansı ve mortalite oranları, 2012.

WHO'nun 2014 yılında Türkiye için yayınladığı rapora göre, kansere bağlı ölümlerin sayısının erkeklerde 58 bin 400, kadınlarda ise 32 bin 500 olduğu açıklanmıştır (Türkiye Kanser İstatistikleri, 2017).

Erkeklerde en sık görülen kanser türü dağılımı IARC tarafından yayınlanan 2012 verilerine göre erkeklerde en sık görülen kanser türünün dağılımı çizelge 2.1.'de gösterilmektedir.

Çizelge 2.1.Erkeklerde en sık görülen kanser türü dağılımı

	Türkiye*	Dünya	IARC'a üye 24	AB (28 ülke)	ABD
1	Akciğer	Akciğer	Prostat	Prostat	Prostat
2	Prostat	Prostat	Akciğer	Akciğer	Akciğer
3	Kolorektal	Kolorektal	Kolorektal	Kolorektal	Kolorektal
4	Mesane	Mide	Mide	Mesane	Mesane
5	Mide	Karaciğer	Mesane	Böbrek	Böbrek

*Türkiye Birleşik Veri Tabanı,2014

IARC tarafından yayınlanan 2012 verilerine göre kadınlarda en sık görülen kanser türünün dağılımı çizelge 2.2' de gösterilmektedir.

Çizelge 2.2.Kadınlarda en sık görülen kanser türü dağılımı

	Türkiye*	Dünya	IARC'a üye 24	AB (28 ülke)	ABD
1	Meme	Meme	Meme	Meme	Meme
2	Tiroid	Kolorektal	Kolorektal	Kolorektal	Akciğer
3	Kolorektal	Uterus serviksi	Akciğer	Akciğer	Kolorektal
4	Uterus korpusu	Akciğer	Uterus serviksi	Uterus korpusu	Tiroid
5	Akciğer	Uterus korpusu	Uterus korpusu	Uterus serviksi	Uterus

*Türkiye Birleşik Veri Tabanı,2014

Sağlıklı hücreler, bazı durumlarda, istikrarlı ve düzenli bir şekilde çoğalır ve ölür. Bununla birlikte, bir grup hücre kontrol edilemez şekilde büyümeye başlar ve bir tümör üretir. Tümörler diğer organlara ya da maligniteye yayılma kapasitesinden yoksun, iyi huylu olabilir. Malign tümör, kontrol edilemeyen büyüme gösterir ve işgal ve sağlıklı olan dokuyu yok edebilir hatta diğer organlara da yayılabilir ve orada yıkıma devam edebilir. Yayılmış tümörlere metesaz denir (Nationalencyklopedin, 2017).

Tıpta hastalık ve sağlıkla ilgili durumların ölçülmesi için insidans ve prevalans ölçütleri kullanılmaktadır. İnsidans, risk altındaki toplulukta belirli bir süre içerisinde ortaya çıkan yeni vakaların ortaya çıkış hızını ifade eder. Prevalans ise, sağlıkla ilgili bir olayın ya da hastalığın görülme sıklığını belirtmekle birlikte insidanstan farklı olarak

belirli bir anda saptanan eski ve yeni tüm vakaların görülme sıklığını ifade eder (Hayran, 2017).

En sık görülen primer hepatik tümör Hepatoselüler karsinoma veya HCC'dir. Bu vakaların% 80-90'ını oluşturmaktadır. HCC'nin prevalansı dünya çapında önemli ölçüde değişkenlik göstermektedir. Bazı Asya ve Sahra-altı ülkelerde insidans en yüksektir (30-150 / 100.000). Batı Avrupa'da, ABD ve Avustralya'da sıklık çoğunlukla düşük (yaklaşık 1-3 / 100.000), ama küresel olarak arttığı gözlenmektedir. HCC, erkeklerde kadınlardan daha yaygın görülmektedir. Erkek - kadın oranı yaklaşık 4-8: 1'dir. HCC için risk faktörleri, siroz, hepatit B ve C gibi kronik karaciğer hastalıkları veya aflatoksin gibi kimyasal toksinlere maruz kalmalarındandır. Bu aynı zamanda değişen prevalansın nedenidir. Avrupa'da ve ABD'de en yaygın altta yatan neden alkol siroza neden olurken, hepatit B Sahra altı ülkelerde yüksek yaygınlığın nedenidir. Karaciğer, tümör metastazlarının en sık görüldüğü organlardan biridir. Karaciğer metastazları birincil malignitelerden 20 kat daha yaygındır. Karaciğer metastazının varlığı hastanın hayatta kalmasını büyük ölçüde etkilediğinden, karaciğerdeki metastazlar için kanser hastalarını taramak yaygındır. Metastazlar karaciğerin her yerinde görülebilir (Prokop, vd., 2003).

(Olsson, R.,1999), karaciğerin hastalıklı kısmını çıkarmak için cerrahi,sirozlu olmayan karaciğerde birincil karaciğer kanseri için ana ve en etkili tedavidir. Karaciğer, büyük bir kısmı çıkarılsa bile normal olarak devam etmek için dikkate değer bir özelliğe sahiptir. Sirozlu karaciğerde en iyi alternatif tüm karaciğeri nakletmektir.

Ancak, ameliyatın mümkün olmadığı pek çok vaka vardır; tümör çok büyük büyüdüğünde veya vücudun diğer bölgelerine yayıldığında veya karaciğer kötü bir durumda olduğunda, HCC'de olduğu gibi (altta yatan siroza veya diğer kronik karaciğer hastalıklarına bağlı olarak). Karaciğerdeki tümörler için erken belirtilerin saptanması çoğu zaman zordur, ya herhangi bir belirti olmayabilir ya da belirtiler çok dağınık olabilir. Özellikle siroz riski taşıyan hastaların düzenli kontrol edilmesi erken tanı için önemlidir. Bu nedenle, etkilenen hasta ağırlı ve şişmiş üst karın, kilo kaybı, sarılık ve daha az semptomlarla hastaneye döndüğünde, tümör oldukça ilerlemiş ve çıkarılması için çok büyük olabilir. Ne kemoterapiye radyoterapi tedaviler kadar etkili sayılır, ancak bazı durumlarda semptomları hafifletebilir ve hatta tümörün boyutunu azaltabilir. Kanser hücrelerini öldürmek için gereken yüksek dozda radyoterapi, sağlıklı karaciğer

dokusuna da zarar verir. Karaciğerde alkol ısıtarak, soğutarak veya enjekte ederek lokal tümör ablasyonu (tümör dokusunun lokal yok edilmesi) bazen küçük tümörler için etkili olabilir (Thomasson,2011).

(Moltz, vd., 2009), Uluslararası Kanseri Ajansının 2014 yılında yayınladığı rapora göre; erkeklerde karaciğer kanseri insidansı15.3 ve mortalite hızı 5.4, kadınlarda ise karaciğer kanseri insidansı14.3 ve mortalite hızı 5.1 artacağı öngörülmektedir.

Kanseri erken tanısı, kanserlerin etkin bir şekilde tedavi edilebileceği ve iyileştirilebileceği erken dönemlerde saptanmasını içerir. Genel toplum ve sağlık sistemi sunucuları arasında erken dönemdeki kanseri hakkındaki farkındalığın geliştirilmesinin yanı sıra etkin sağlık hizmetlerine ulaşımı, erken klinik tanı ve hemen tedaviye ulaşımı sağlar.

Kanser hastalıklarında tedaviye alınan cevap, tümörün vücuttaki yaygınlığı ile bütünüyle alakalıdır. Bu sebeple kanserli hücrelerin erken teşhis edilmesi, tümörün vücutta yayılmadan önce hastalığın önüne geçilmesi ve tedavinin başarıya ulaşmasında kilit rol üstlenir. Güncel veriler, erken teşhis edilip tedavisine başlanan kanseri vakalarının yaklaşık yüzde 90'ının iyileştirilebildiğini gösterir (Jemal, vd.,2014).

Karaciğer kanserinde erken aşamada çoğu hastada belirti ve semptom olmaması erken teşhis şansının düşük olmasına neden olur. Buna rağmen özellikle yüksek riskli hastalara düzenli olarak yaptırılacak kontroller ile hastalığın ilerlemeyen teşhis konulmasını sağlayacaktır. Teşhis koyarken BT, MR, ultrasonografi cihazları veya alfa-fetoprotein testi ile yapılır (Jemal, vd., 2014).

2.2 Karaciğerde Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri

Tıbbi görüntüleme sağlık alanında en hızlı gelişim gösteren alanlar biri olarak görülmektedir. Genel olarak insan vücudunun iç yapısını görülebilir hale getirilmesi amaçlanmaktadır. Tıbbi görüntüleme amacı ile kullanılan sistemler, beş temel yöntemle dayanmaktadır (Karagöz vd., 1998):

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

-Termal görüntüleme yöntemi.

Çalışmamızda kullandığımız BT görüntüleme yöntemi alt bölümde tanıtılmaktadır.

2.2.1 Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Tıbbi görüntüleme, tıbbi görüntülerle ilgilenen belirli bir bilgisayar görme alanıdır. Son on yılda vücudun görüntülenmesi için birçok araç geliştirildi, önce vücudun 2B görüntülerinin (X-ışını, Ultra-ses) ve daha yakın zamanda vücudun 2B görüntülerinin setleri olarak 3B hacimlerinin 2B temsilleri üretildi. Bilgisayarlı Tomografi (BT) veya Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) gibi bu görüntüleme yöntemleri, vücudun 3B görüntülerini bozulma olmayacak bir şekilde almasına izin verir. Böylece, medikal görüntülerin tıbbi uygulama için giderek daha önemli bir hale gelmiştir. Bu görüntüler aslında tanı, hastaların takibi ve tedavilerin değerlendirilmesi gibi birçok tıbbi görevlere katkıda bulunmaktadır. Bununla birlikte, görüntüleme yöntemleri ile üretilen veri miktarı, özellikle 3B görüntülerin sunulmasından bu yana manuel yaklaşımlarla ele alınamaz. Mevcut BT makineleri, 3B görüntülerin her bir dilimin milimetreden daha azını ölçebildiği gövdenin 2B dilimlerinin takımları olarak elde edilmesine izin veriyor. Bu çözünürlük, son klinik donanımlarla elde edilen medikal görüntülerin sayılacağı anlamına gelir. Tipik karın görüntüleri yaklaşık 500 dilim sayılacak ve tüm vücut görüntüleri ise 2000 dilimlere kadar sayılabilir. Böylece, bilgisayar görüntülerinden gelen teknikler medikal görüntülerden bilgi almak için tanıtıldı. Bilgisayar görüntülenmesinde birçok teknik medikal görüntülemeye kullanılırken, tıbbi görüntüleme de kendi başına bir etki alanıdır. Gerçekten yöntemlerin ve problemlerin, görüntülerin özgüllüğünden ve canlı organizmaların özel doğasından dolayı, olağan Bilgisayarlı Görüden önemli ölçüde farklıdır. Özellikle görüntülerin 3B doğası, 3B (örneğin, kısmi hacimler) neden olduğu problemlerle başa çıkmak ve 3B'nin getirdiği bilgilerin avantajından yararlanmak için özel algoritmalar gerekmektedir. Bir 3B görüntü üzerinde çalışmak, bu birimi oluşturan her bir dilim üzerinde bağımsız olarak çalışmaktan farklıdır (Pescia, 2011).

Bu çalışmada sadece BT görüntüleri dikkate alınacaktır, görüntü elde edilmesine odaklanarak BT yöntemi kısaca tanıtılacaktır. BT tarayıcıları nispeten yeni makinelerdir. Onların anlayışı 1970'lerde üretimden önce 1960'ların sonlarında başladı. Ardından, tarayıcılar tıbbi alandaki katkılarını hızla gösterdi.

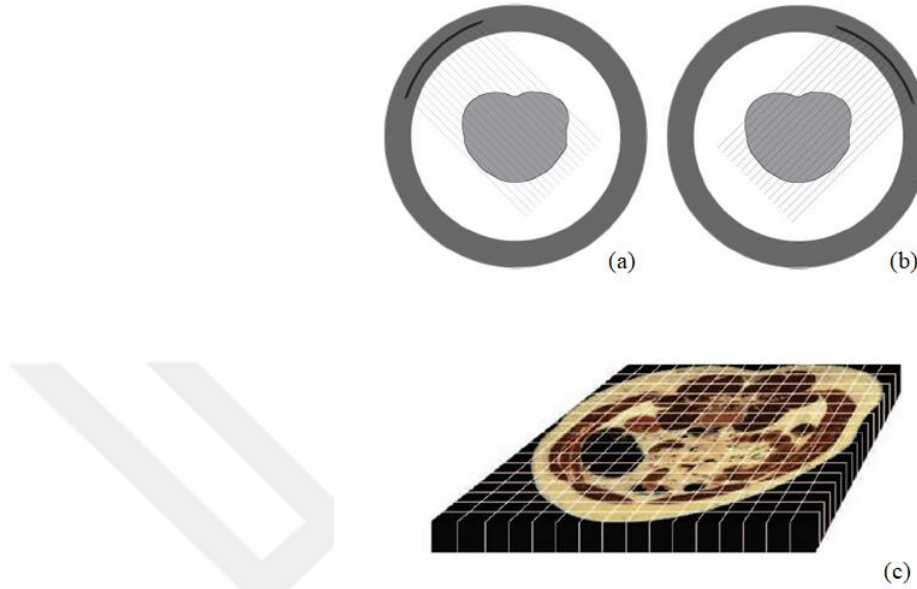
Bu tasarımı ile Sir Godfrey Hounsfield, 1979'da Nobel Tıp Ödülü'nü aldı. Somut olarak tarayıcılar, bir hastanın yattığı büyük boşluklu tüplerdir Şekil 2.8.'de gösterilmiştir. Tüpün iç yüzeyi içinde bir X-ışınları kaynağı taşır. Daha sonra tarayıcı, X-ışınlarının zayıflamasını tüpün içinde bulunan hastanın bölümünden kaydeder. Son olarak, kayıtlı zayıflamalar hastanın içindeki bölümün yeniden yapılandırılması için kullanılır. BT tarayıcısının prensibi ilk olarak gözden geçirilecektir. Daha sonra, voksellerin göreceli radyoaktifliğini ölçen Hounsfield birimi (HU) tanıtılacaktır (Pescia, 2011).



Şekil 2.8.Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Bir tarayıcı, taranan nesnenin bölümlere ayıran bir dizi dikdörtgen küp için ortalama radyo dalgalarını ölçer. Bu dikdörtgen şekilli küpler, 3B'de vokseller veya 2B'de piksel olarak adlandırılır. Her voksel ters bir matematiksel problem çözme ile elde edilen ortalama radyo dalgaları verilir. Tarayıcı aslında bir X-ışını kaynağının farklı yönelimleri için ve aynı dilim için X-ışınlarının kümülatif zayıflamasını ölçer (Şekil 2.9.a,b.). Daha sonra, bu dilimin bir görüntüsü, gözlenen kümülatif zayıflamaları tetikleyen nesneyi alarak elde edilir. Bu görev, görüntünün tomografik yeniden yapılanması anlamına gelir. Tomografik yeniden yapılanma, gözlemlerin zayıflama verisi olduğu ve çözümün gözlemleri tetikleyen nesne olduğu bir ters matematik problemidir. Bu sorun, gözlemlerin aynı dilim için değil, helezoni bir yörünge için elde edildiği sarmal tarayıcılar için daha da karmaşıktır. Böylece, taranan nesnenin nicelleştirilmesi, her bir dilimi bir dizi vokselde bölünmesi ile elde edilir (Şekil 2.9.c.).

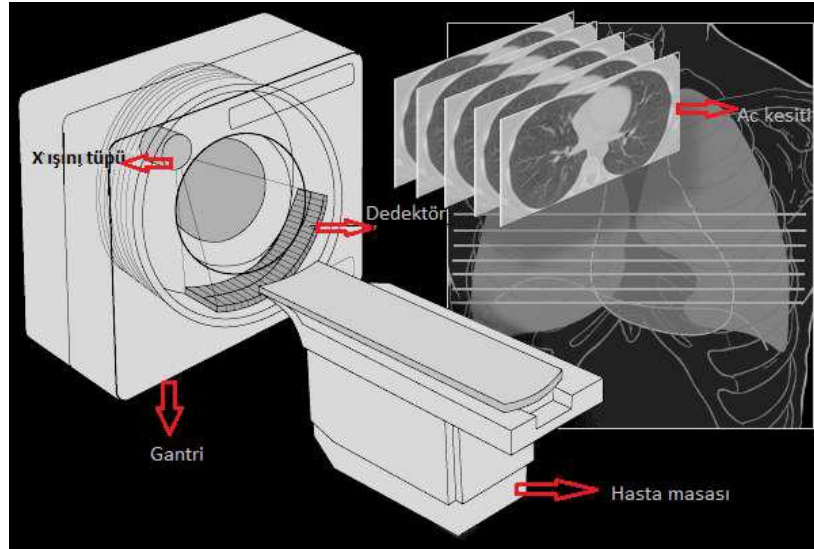
Yeniden yapılanma sonunda, bu nicelleştirmenin her bir vokselindeki ortalama radyo dalgalarını hesaplayarak yapılır (Pescia, 2011).



Şekil 2.9.Tarayıcının ilkesi. X-ışınlarının emilimi bir vücutun farklı yönleri (a,b). Bir dilimi bir küme halinde ayıran karın niceliği dikdörtgen kübik bölgeler (Pescia, 2011)

BT’ de her vokselin bir yoğunluk verildiği bir görüntü hacmi olarak ifade edilir. Bu yoğunluk, her voksel içindeki ortalama radyoaktifliğe göre tanımlanmaktadır. Bununla birlikte, ortalama radyoliteyi yoğunluk olarak değiştirmek için nispi bir ölçek verilmiştir. Bu ölçeği kullanarak, her vokselin Hounsfield Birimi (HU) olarak isimlendirilen bir yoğunluğu vardır. Hounsfield Birimi olarak adlandırılan bu referans sistemi, hesaplanan X ışını zayıflatma değerini standart bir değer olarak belirtmek için kullanılır. Bu ölçekte, hava için -1000 ve su için 0 olarak gösterilmektedir. Su en çok kullanılan maddedir. Sudan daha büyük olanlar pozitif, küçükleri ise negatif numaralara sahiptir. Bu yoğunluklar daha sonra her voksel içindeki dokuların karakterize edilmesine izin verir. Bununla birlikte bu değerler hastalar arasındaki farklılıklar nedeniyle sabit değildir (Pescia, 2011).

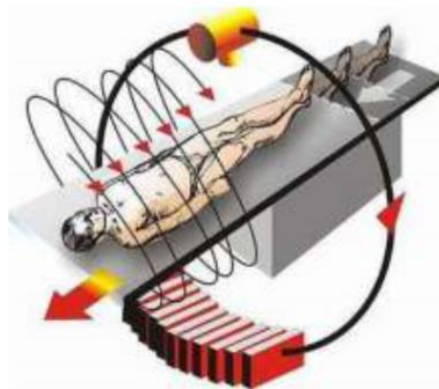
BT görüntüleri elde etmek için kullanılan cihazın kesitsel görüntüsü Şekil 2.10.’da gösterilmiştir. İnceleme sırasında damarların X ışını altında görünebilmesi için kontrast madde verilebilir.



Şekil 2.10.BT Cihazında kesitsel görüntü

BT cihazı genel olarak 4 ünitelerden oluşur:

1. Kaynak : X-ışın tüpü
2. Dedektör : Hastadan geçen ışınları toplar.
3. Bilgisayar :Dedektörden gelen bilgileri alır, depolar ve görünür hale dönüştürür.
4. Monitör : Bilgisayarda oluşan dijital görüntüleri gösterir.



Şekil 2.11.Tarama Fazı

BT'de görüntü tarama 3 aşamadan oluşur.

1. Tarama fazı: Yalpaze şeklinde X-ışınları vücudun içinden geçerek dedektörler tarafından soğurularak edilen miktar ölçülür. Dedektörler filmin yerine geçmiştir.

2. Rekonstrüksiyon fazı: Dedektörlerden gelen elektrik sinyallerinin tarama alanını temsil edecek şekilde rakamlar ile ifade edilen haritaya dönüştürülmesine yeniden yapılandırma (rekonstrüksiyon) denir. Görüntü birçok sayısal verilerden meydana gelmektedir. Bu sayısal noktacık şeklindeki verilerin en küçüğüne piksel adı verilir. Bu noktacıklardan üç boyutta ifade edilen en küçük hacim elemanına ise voksel adı verilir.
3. Dijital-analog dönüşüm fazı: Grinin tonlar halinde görülebilir olmasıdır.

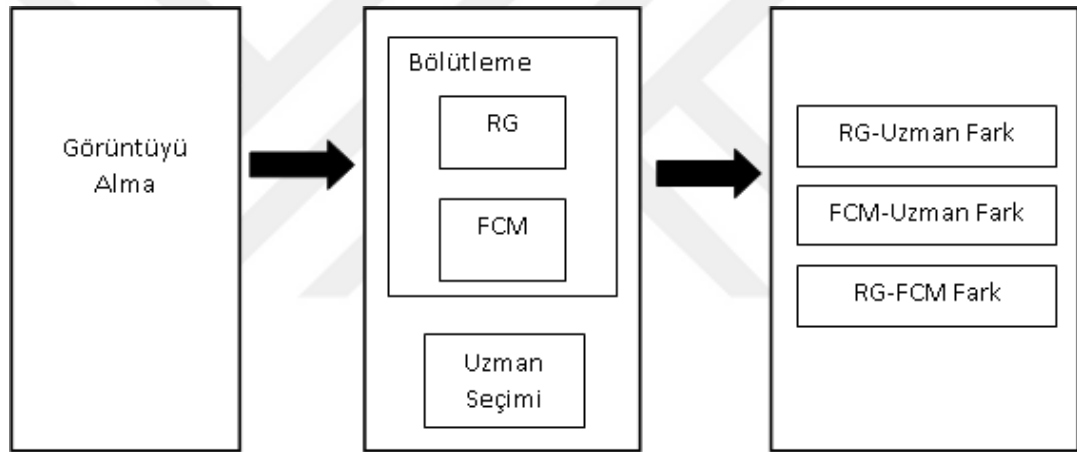
İki boyutlu karaciğer BT görüntüsü Şekil 2.12.'de gösterilmiştir.



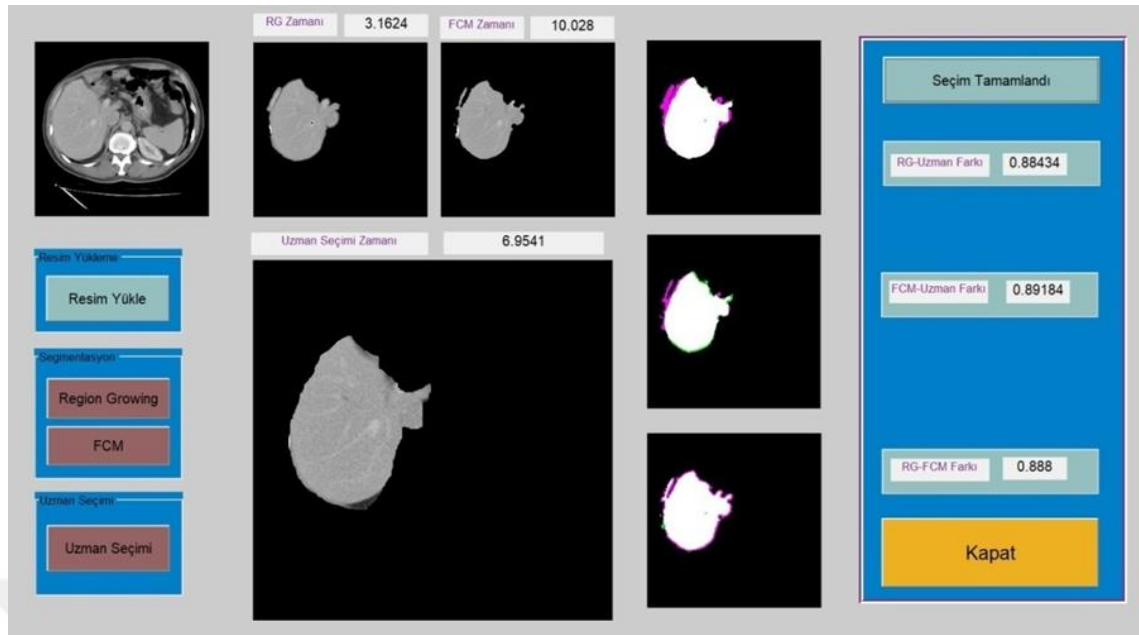
Şekil 2.12.Karaciğerin bilgisayarlı tomografi görüntüsü

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında tasarlanan BDT sistemi ön-işleme, farklı yöntemler ile görüntü bölütleme ve bu yöntemler kullanılarak bölütlenen görüntülerin uzman seçimi ile karşılaştırılması aşamalarından oluşmaktadır. Ön-işleme aşamasında karaciğer BT görüntülerinin iyileştirilmesi için temel filtreleme teknikleri kullanılmıştır. Bölütleme aşamasında ise RG ve FCM bölütleme algoritmalarından faydalanılmıştır. Son olarak uzman seçimi ile bölütleme yöntemlerinin karşılaştırılması yapılmıştır. Böylece uzmanın yaptığı seçimler ile RG ve FCM algoritmaları kullanılarak yapılan bölütleme sonuçları arasında karşılaştırma yaparak benzerlik oranları ölçülmüştür. Şekil 3.1.'de tez çalışmasında önerilen sistem metodolojisi gösterilmektedir. Şekil 3.2.'de ise önerilen BDT sisteminin kullanıcı ara yüz yazılımı görülmektedir.



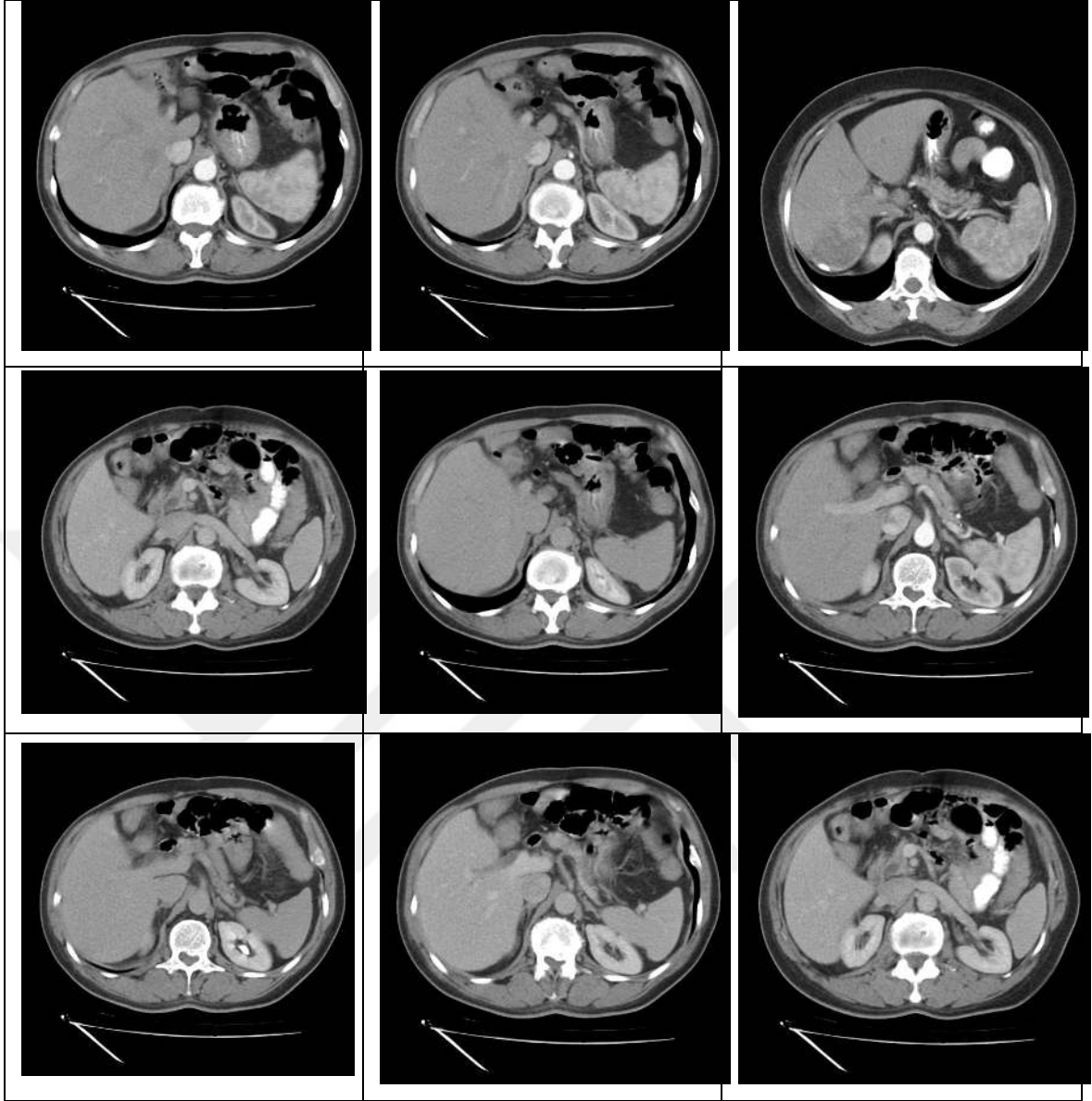
Şekil 3.1.Tez çalışmasında önerilen sistemin metodolojisi



Şekil 3.2.Önerilen BDT sisteminin arayüz yazılımı

3.1 Görüntü Veri Seti

Tez çalışmasında yer alan farklı hastalara ait görüntüler Dr. Nafiz Körez Sincan Devlet Hastanesinin Radyoloji bölümünden temin edilmiştir. Alınan karaciğer BT görüntüleri 26 farklı hastadan alınmış olup veri setinde toplam 88 görüntü bulunmaktadır. Veri setinde yer alan bu görüntülerin bir bölümü Şekil 3.3.'te gösterilmiştir. Karaciğer BT görüntüleri DICOM formatında alındıktan sonra 512x512 piksel boyutuna dönüştürülmüştür. Daha sonra ön işleme teknikleri kullanılarak görüntü iyileştirilmesi ve görüntü üzerindeki gürültülerin giderilmesi sağlanmıştır. MATLAB programında geliştirilen uygulama yazılımı ile RG ve FCM algoritmaları kullanılarak BT görüntüleri üzerinde karaciğer bölgesinin bölütlenmesi sağlanmıştır.



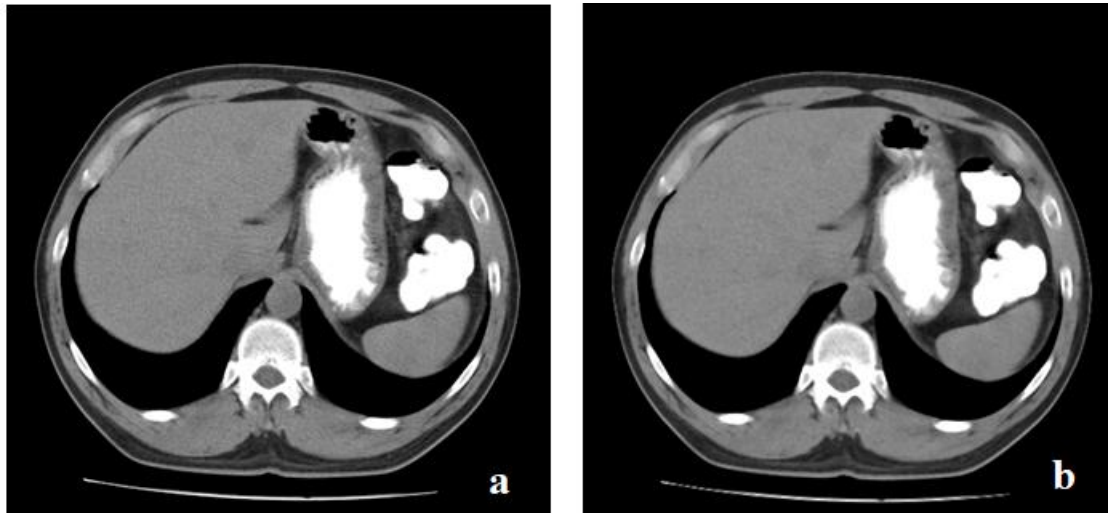
Şekil 3.3. Karaciğer BT görüntüleri ilgili veri setinin bir bölümü

3.1.1 DICOM Görüntü Formatı

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), Ulusal Elektrik Üreticileri Birliği (NEMA) tarafından ortaya çıkarılan ve BT, MRI, Ultrason gibi medikal görüntülerin elde edilmesi, saklanması, iletilmesi ve çıktıya dönüştürülmesi için geliştirilmiş kapsamlı bir standartlar bütünüdür Özen (2017). İçerisinde bir dosya formatı ve ağ iletişimprotokolü tanımını barındırır. İletişim protokolü TCP/IP kullanarak sistemler arası iletişimi sağlayan bir uygulamadır.

3.2 Ön İşleme

Çalışmanın ön işleme aşamasında görüntüyü iyileştirmek ve görüntü üzerindeki gürültüleri yok etmek için filtreleme gerçekleştirilmiştir. Çalışmada gürültüleri yok edebilmek için 3x3 medyan filtre tercih edilmiştir. Genleşme yöntemi ile BT görüntüsü üzerinde yapısal element ile birlikte gezerek görüntü genişletilmiş ve küçük boşlukların doldurulması sağlanmıştır. Şekil 3.4.(a)'da BT resmimizin işlenmemiş hali bulunmaktadır. Şekil 3.4.(b)'de ise medyan filtrenin BT resmine uygulanması sonucu elde edilmiştir.



Şekil 3.4.Karaciğer BT görüntülerinin ön işleme

3.2.1 Medyan Filtre

Medyan filtre, özellikle gürültüleri temizlemek için görüntü ve sinyal işleme konularında sıklıkla tercih edilen bir filtredir. Bu filtredeki temel amaç; komşu pikseller sıralandıktan sonra ortanca değer ile değiştirilerek piksel değerinde farklılığı yüksek olan gürültü dediğimiz piksellerden görüntüyü kurtarmaktır. Yani filtre uygulandıktan sonra resimde bulunan ve komşularından belirgin şekilde ayrılan imgeciklerin (piksel) tespit edilerek temizlenmesi sağlanır (Şeker, 2017).

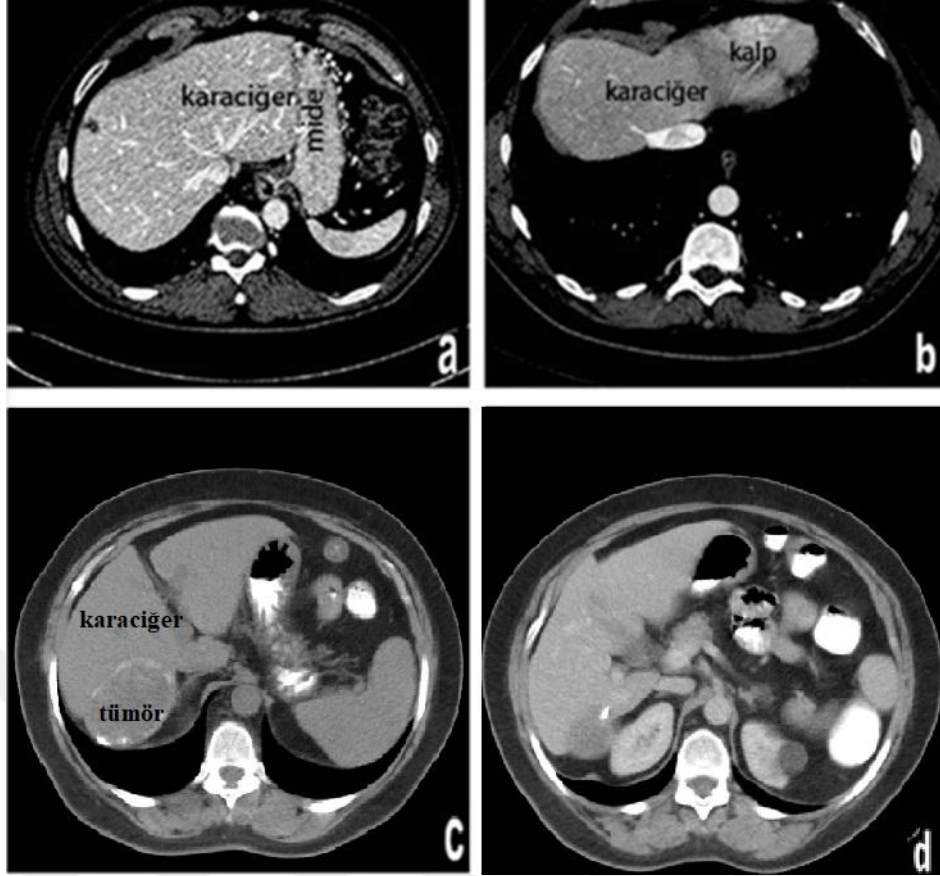
Medyan filtrede komşu sayısı seçilirken tek sayıda olmasına dikkat edilir. Bu durum ortanca değer net elde edilebilmesi için gereklidir. Tek sayıda eleman içeren bir grubun medyanı, grubun öğeleri sıralandığında, ortadaki eleman olarak tanımlanır. Örneğin, medyanı bulmak için beş eleman, 9, 0, 25, 145, 67 verilen sayılar 0, 9, 25, 67,

145 olarak sıralanır. Daha sonra, medyan sıralı dizinin en orta elemanı olan 25 olarak bulunmuştur. Medyan bir filtre, girdisinde bir dizi elemanın medyanını bulur. Birçok sinyal ve görüntü işleme uygulamasında, gürültülü sinyalleri düzeltmek ve aynı zamanda kenar bilgilerini korumak gerekir.

3.3 Görüntü Bölütleme

Bu tez çalışmasının en önemli aşaması görüntü bölütleme aşamasıdır. Bölütleme için, bir görüntüyü önceden tanımlanmış ölçütlere göre benzer özelliklere sahip bölgelere veya nesnelere bölme işlemi de diyebiliriz (Gonzalez R., vd., 2004). Görüntü işlemede ilk adım nesne ayrıntılarının tanımlanmasıdır. Nesne tanımlandıktan sonra ilgili obje ile diğer objelerden ve arka plandan ayrılması gerekmektedir. Bu işlemden sonra ise piksellerin objeye ait olup olmadığı belirlenmektedir. Karın BT görüntüleri üzerinde karaciğerin başarılı bir şekilde bölütlemesinin yapılabilmesi tamamen bölütleme algoritmasının başarısına bağlıdır. Tez çalışması için geliştirilen uygulama yazılımında bölütleme işlemi için Region Growing (RG) ve Fuzzy C-Means (FCM) tekniklerinden kullanılmıştır. Bu algoritmalar ile elde edilen bölütleme sonuçları, bir uzman tarafından serbest seçimi yapılarak elde edilen bölütleme sonucu ile kıyaslanarak algoritmaların başarımların analizi gerçekleştirilmiştir.

Karın BT görüntülerinin karaciğer üzerinde bölütleme işleminin kolaylaştıracı yapılmasında seçilen görüntünün etkisi olabilmektedir. Bölütleme sırasında karaciğer görüntülerinin hastalar arasında yüksek değişkenlik göstermesi, tomografi çekimi esnasında hastaların hareketli olmasından kaynaklı bulanık sınırların oluşması, karaciğerin yanında yer alan böbrek, kalp, mide vb. komşu organlarla farklı pozisyonlara ve benzer yoğunluk değerlerine sahip olması bölütleme işleminin uygulanmasını zorlaştıran sebeplerdir. Şekil 3.5.'te karaciğer bölütlemelerinde karşılaşılan zorluklara örnekler gösterilmektedir. Şekil 3.5.(a)'da mide ile karaciğer arasında belirsiz sınır, şekil 3.5.(b)'de kalp ile karaciğer arasında belirsiz sınır, şekil 3.5.(c)'de tümörlü karaciğer, Şekil 3.5.(c,d)'de ise değişken karaciğer şekli gösterilmektedir.



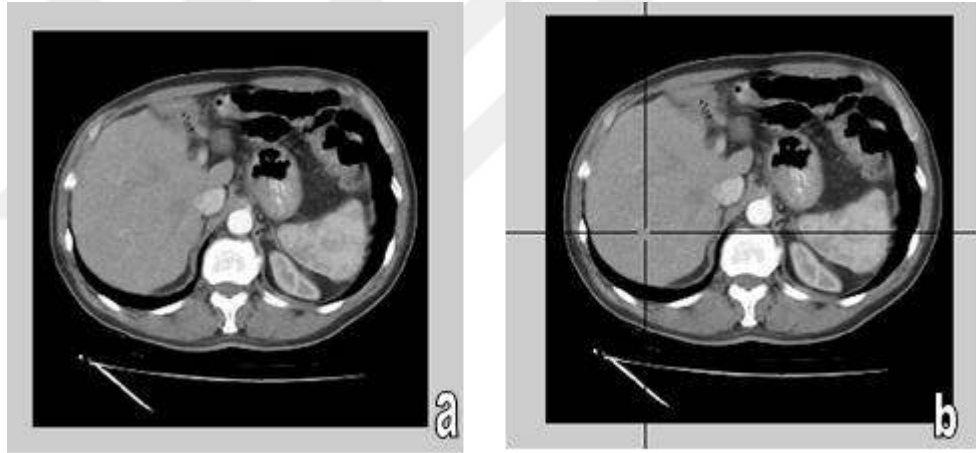
Şekil 3.5. Karaciğer bölütlemesi zorluklarına örnekler (Çimen, 2011)

Literatürde Görüntü bölütleme alanında kullanılan birçok algoritma bulunmaktadır (Sönmezer, 2012). Bu tez çalışması için geliştirilen uygulama yazılımında bölütleme işlemi için Region Growing (RG) ve Fuzzy C-Means (FCM) teknikleri kullanılmıştır.

3.3.1 Bölge Büyütme (Region Growing)

Görüntü bölütleme için yaygın olarak kullanılan algoritmalarından birisi Bölge Büyütme algoritmasıdır (Sönmezer, 2012). Bölge Büyütme (RG) algoritması, büyüme için önceden belirlenmiş bazı ölçütleri esas alarak pikselleri veya alt bölgeleri daha büyük bölgelere gruplayarak işlemi yürütür. Buradaki asıl yaklaşım, tohum noktası (seed point) ile başlamaktadır. Bu noktadan itibaren seçilen tohuma benzer özelliklere sahip olan komşu piksellerin eklenmesiyle bölge büyür. Bölgedeki piksellerin benzerlik oranı ne kadar fazla olursa dağılımda o denli düzgün bir yapıya sahip olur. Bu dağılım ister gri seviye olsun ister renkli seviye farklı görüntü türleri içinde geçerlidir. Bölge

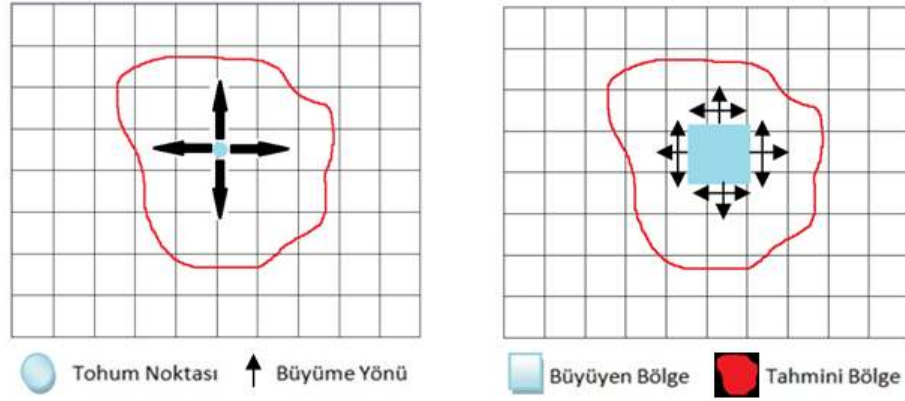
Büyütme yöntemleri genellikle aynı özellikleri barındıran bölgeleri doğru bir şekilde ayırdığı için çok iyi bölütlemeler sağlamaktadır. Burada dikkat edilecek bir husus ise tohum noktasının seçimidir. Eğer seçim ilgili alanın dışında bir yerde yapılırsa ortaya çıkan bölütleme de yanlış olacaktır. Birçok Bölge Büyütme algoritmasında tohum noktası seçimi işlemi manuel olarak yapılan yarı otomatik yöntemlerdir. Bu işlemin tam otomatik olarak gerçekleşebilmesi için ilgili alanın merkezi belirlenip bu noktanın koordinatlarının Bölge Büyütme algoritmasının tohum noktası olarak belirlenmesi gerekmektedir. Bu önemli özelliklerinden dolayı bu tez çalışmasında Bölge Büyütme algoritması tercih edilmiştir. Algoritmanın akış diyagramı Şekil 3.6'da gösterilmektedir. Şekil 3.6.(a)'da karın bölgesinden alınmış bir BT görüntüsü görülmektedir. Şekil 3.6.(b)'de ise tohum noktası (seed point) belirleme işlemi yapılmaktadır.



Şekil 3.6.Geliştirilen uygulama yazılımı üzerinde başlangıç noktası (seed point) seçimi

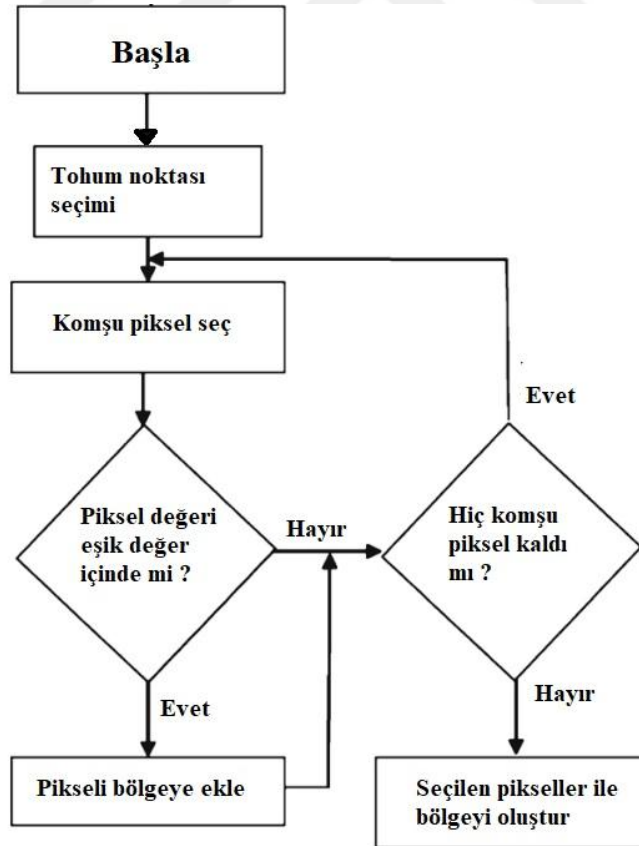
Bölge büyütme algoritması adında anlaşılaacağı üzere bölgenin büyümesi şeklinde çalışan bir yapıya sahiptir. Burada kullanıcı tarafından bir tohum noktası (seed point) seçimi yapıldıktan sonra komşu piksellerin eklenmesi ile bölge büyümeye başlar. Bölgenin nereye doğru büyüyeceği ve ne kadar büyüyeceği gibi sorulara cevap verebilmek için bu pikseller için belirlenen benzerlik kıstasına bakılır. Benzerlik kıstası (threshold değeri) literatürde bulunan çalışmalar referans alınarak bulunmuştur. Eğer komşu piksellerin sahip olduğu değer bu kıstasın içinde ise bölge kümesine dâhil edilir. Aksi durumda bölge kümesine dâhil edilmez. Komşu pikseller için belirlenen bu kıstas

değer aralığında kalan piksel kalmadığı durumlarda ise algoritma sınırlara ulaşmış olur ve bölge büyümesi sonlandırır. Şekil 3.7.'de bölge büyütme süreci gösterilmektedir.



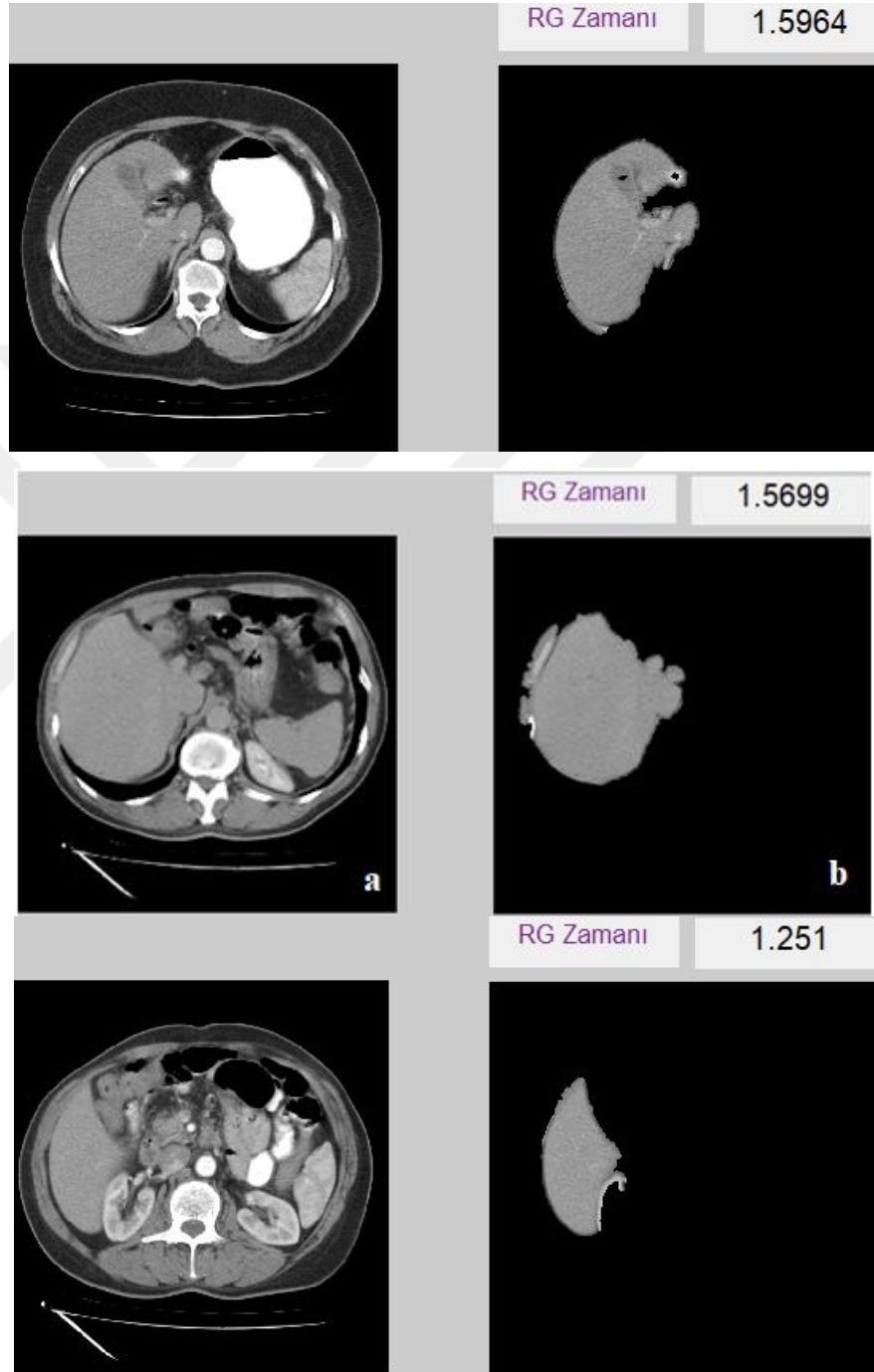
Şekil 3.7. Bölge Büyütme Süreci

RG algoritmasına ait akış diyagramı ise Şekil 3.8.'de gösterilmektedir.



Şekil 3.8. RG algoritmasının akış diyagramı

Şekil 3.9.(a)'da karın (abdomen) bölgesinden elde edilmiş bir BT görüntüsü görülmektedir. Şekil 3.9.(b)'de ise RG algoritmamızla yapılan bölütleme sonucunda oluşan bölütlenmiş görüntümüz ve işlem süresi saniye cinsinden yer almaktadır.



Şekil 3.9.BT görüntüleri üzerinde RG ile elde edilen bazı bölütleme örnekleri

3.3.2 Bulanık C-Ortalamları(Fuzzy C-Means, FCM)

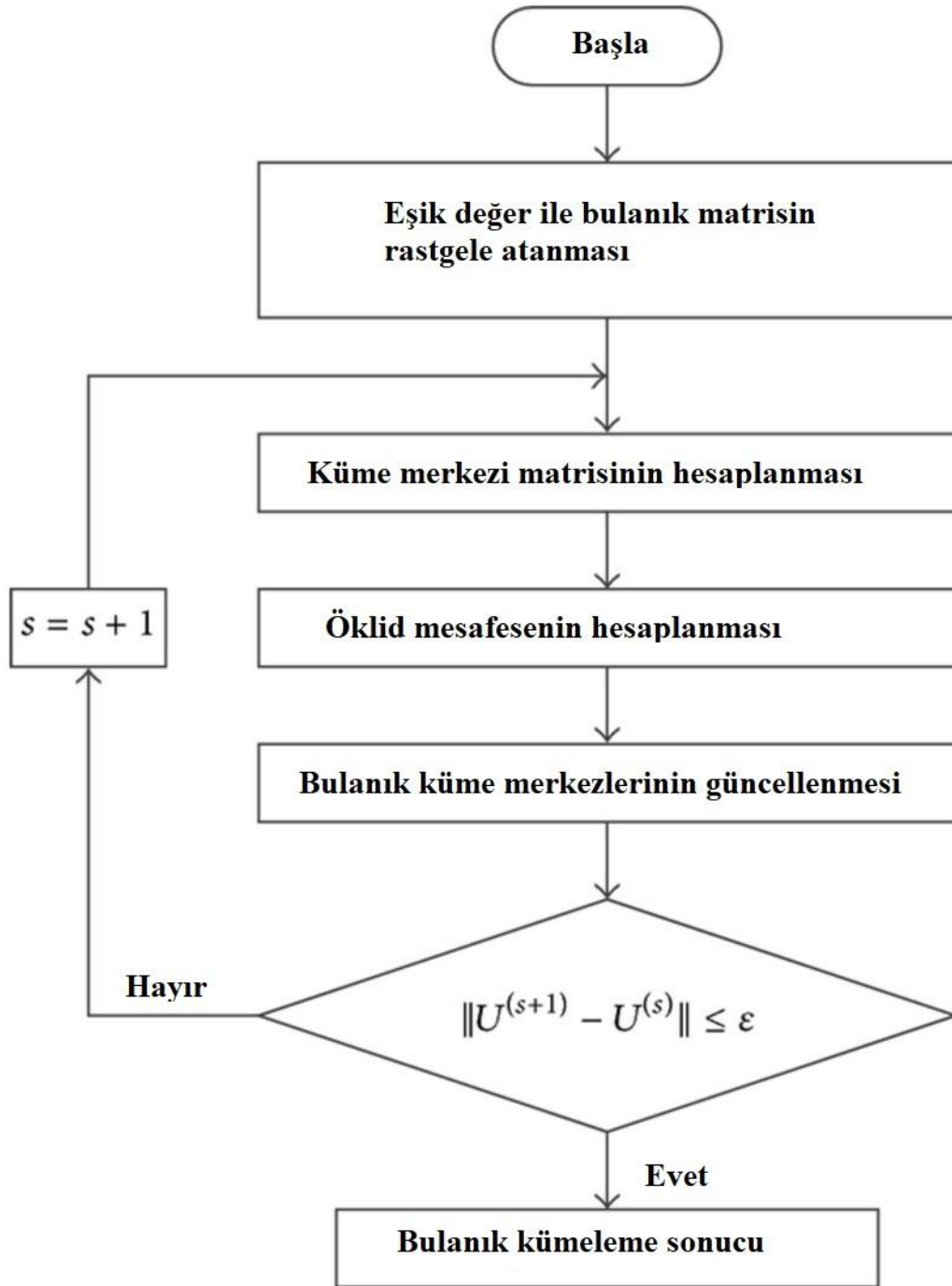
İlk olarak 1973 yılında Joe Dunn tarafından ortaya atılan FCM algoritması 1981 yılında Jim Bezdek tarafından Cornell Üniversitesi'ndeki doktora tezinde geliştirilerek bugünkü halini almıştır (Höppner, 2000). FCM algoritması kümeleme ve sınıflama işlemlerinde sıkça kullanılan ayırt edici bir kümeleme algoritmasıdır. FCM algoritması; medikal görüntüleme, örüntü algılama, veri madenciliği, biyoinformatik gibi geniş kapsamlı mühendislik ve bilimsel disiplinlerde kullanılan ve görüntü bölütlemeye çok etkili olan danışmansız bir yöntemdir (Suganya, vd., 1999).

Bulanık kümeleme teknikleri içerisinde en çok kullanılan yöntemlerden biri Bulanık C-Ortalama algoritmasıdır. Bu algoritmada, görüntü iki veya daha fazla kümeye ayrılarak bölütleme işlemi yapılır (Kruse, R., 1999). Bulanık mantık prensibi gereği her verinin birer üyelik değeri bulunmaktadır. Her veriye 0 ile 1 arasında bir üyelik değeri atanmaktadır. Bu verilerin her sınıfa ait bir üyelik değeri bulunur ve bu sınıflara ait üyelik değerlerinin toplamı alındığında bu değer her zaman "1" olmalıdır. Veri bir kümenin merkezine yaklaştıkça o kümeye ait üyelik değeri artmaktadır. Bu durumda üyelik değeri büyük olan verinin o kümenin merkezine daha yakın olduğunu göstermektedir.

Bulanık C-Ortalama algoritmasının işlem adımları aşağıdaki gibidir:

- i. Üyelik matrisi tanımlanır ve matriste dahil edilen her birime (eleman) üyelik değeri atanır.
- ii. Üyelik değerlerini atadıktan sonra, her küme için merkez vektörleri hesaplanır.
- iii. Hesaplanan kümelenme merkezleri değerleri ile hesaplanan yeni değerlere göre yeni üyelik değerleri ve kümeleri bulunur.

FCM algoritmasına ait akış diyagramı ise Şekil 3.10'da gösterilmektedir.



Şekil 3.10.FCM algoritmasının akış diyagramı

İşlem adımları matematiksel olarak detaylandırılacak olursa:

Algoritma, en küçük kareler yöntemi ile amaç fonksiyonunu öteleyerek en düşük değere getirilmeye çalışılır (Höppner,F., vd., 2000). Böylece benzerliği belirleyebiliriz.

$$J_m = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^C u_{ij}^m \|d_{ij}\|^2, \quad 1 \leq m < \infty \quad (3.1)$$

Algoritmanın başlatılması için öncelikle U üyelik matrisi rastgele atanır. İkinci adımda ise küme merkez vektörleri hesaplanır. Merkezler (3.1) nolu eşitlik ile hesaplanır (Höppner,F., vd., 2000).

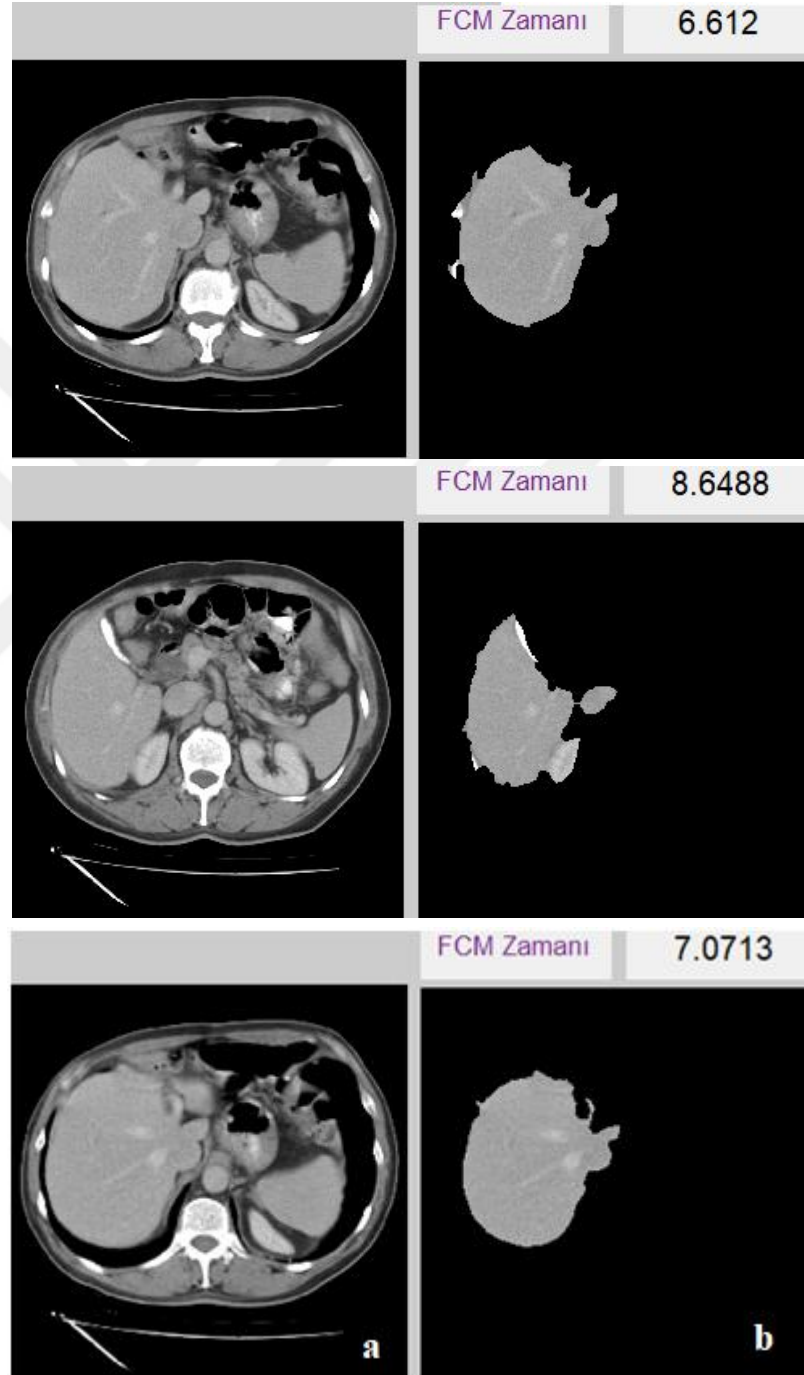
$$C_j = \frac{\sum_{i=1}^N u_{ij}^m x_i}{\sum_{i=1}^N u_{ij}^m} \quad (3.2)$$

Hesaplanan küme merkezlerine göre, U matrisi (3.2) nolu eşitlik kullanılarak tekrar hesaplanır ve bu değerlere göre kümeleme işlemi gerçekleştirilir. Her yineleme üyeliği ve küme merkezleri formüle göre güncellenir. Bu işlem U matrisinin önceki değeri ile sonraki değeri arasındaki fark ε 'dan küçük olana kadar devam eder (Moertini, J., 2002).

$$u_{ij} = \frac{1}{\sum_{k=1}^C \left(\frac{\|x_i - c_i\|}{\|x_i - c_k\|} \right)^{\frac{2}{m-1}}} \quad (3.3)$$

Kümeleme işlemi sonucunda bulanık değerler içeren U üyelik matrisi kümelemenin sonucunu yansıtır. İstenirse, berraklaştırma yapılarak bu değerler yuvarlanıp 0 ve 1'lere dönüştürülebilir (Moertini, J., 2002).

Şekil 3.11.(a)'da karın (abdomen) bölgesinden elde edilmiş bir BT görüntüsü görülmektedir. Şekil 3.11.(b)'de ise FCM algoritmamızla yapılan bölütleme sonucunda oluşan bölütlenmiş görüntümüzve işlem süresi saniye cinsinden yer almaktadır.



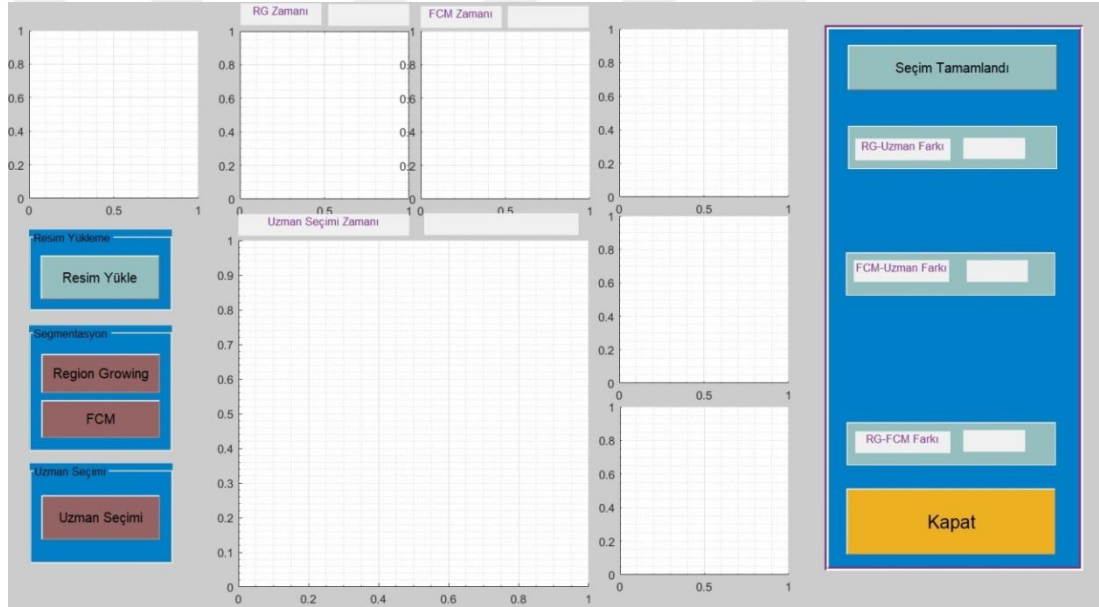
Şekil 3.11.BT görüntüntüleri üzerinde FCM algoritması ile elde edilen bazı bölütleme sonuçları

4. GELİŞTİRİLEN UYGULAMA VE DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu tez çalışmasındaki tüm işlemler ve deneysel çalışmalar MATLAB programında geliştirilen bir uygulama yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Tez çalışmasındaki deneysel çalışmalar için 16Gb bellek, 2.70 GHz i7 işlemci donanımı ve Windows 10 işletim sistemine sahip kişisel bilgisayar ile gerçekleştirilmiştir.

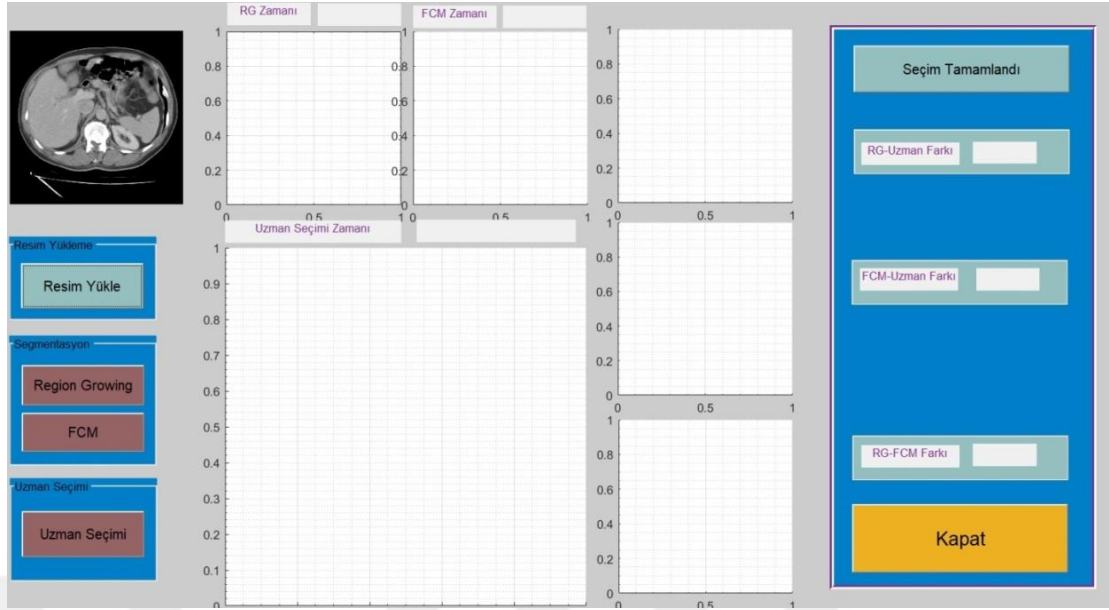
4.1 Geliştirilen Uygulama Yazılımı

Tez çalışması için geliştirilen uygulama yazılımında, karaciğer BT görüntülerinin Bölge Büyütme ve Bulanık C-Ortalama yöntemleri ile bölütlemesi yapılmıştır. Daha sonra bölütleme sonuçları ile uzman seçim sonucu karşılaştırılmıştır. Geliştirilen uygulama yazılımının ana form ekranı Şekil 4.1.'de gösterilmiştir.



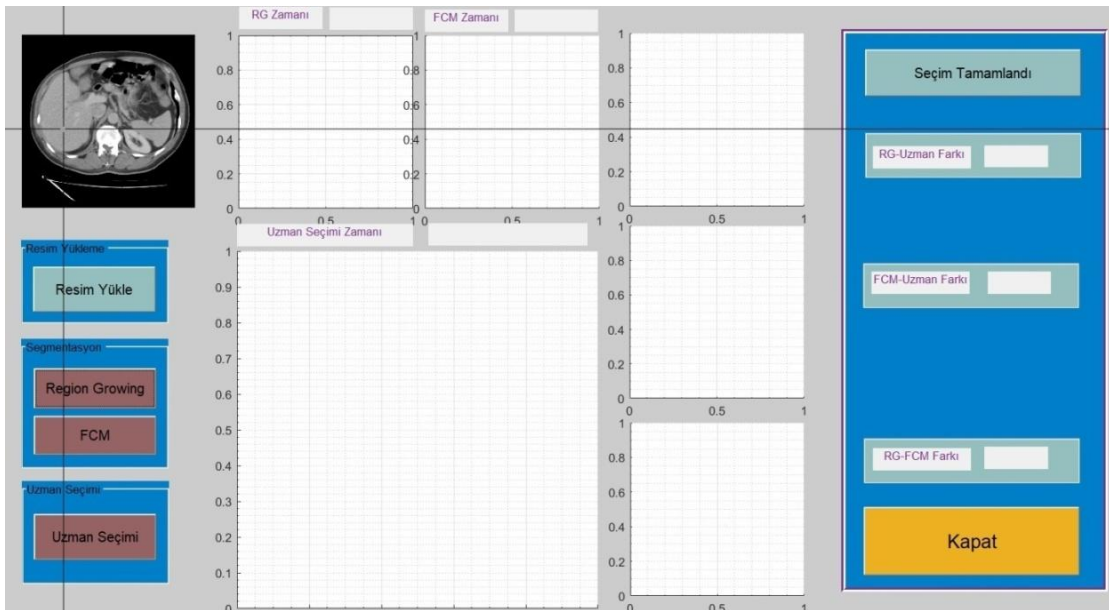
Şekil 4.1. Geliştirilen uygulama yazılımının ana form ekranı

Geliştirilen uygulama yazılımı ile görüntü bölütleme aşaması için ilk işlem uygun bir BT görüntüsünün yüklenmesidir. Şekil 4.2'de karın bölgesinden alınmış bir BT görüntüsünün işleme alınma ekranı gösterilmiştir.



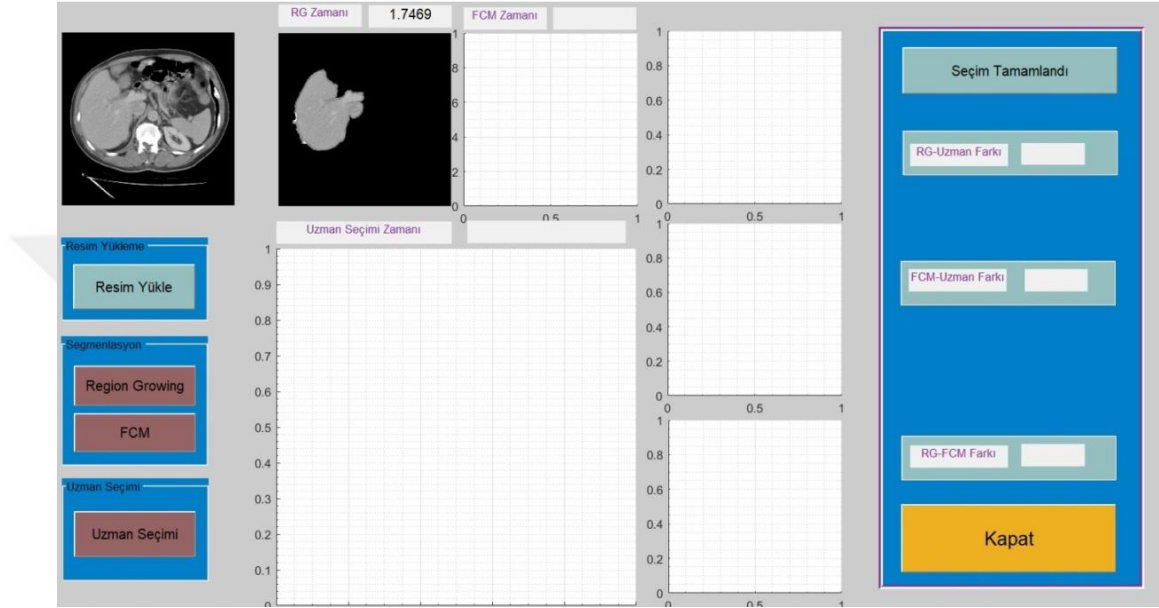
Şekil 4.2.Geliştirilen uygulama yazılımı üzerinde BT görüntüsü yükleme

Uygulama yazılımına uygun bir BT görüntüsü yüklendikten sonra, bu görüntü üzerinde karaciğer bölgesinin bölütlenmesinin yapılması için RG ve FCM algoritmalarından yararlanılmaktadır. Şekil 4.3.'te görüntünün bölütlenmesi için RG algoritması ile başlangıç noktası (seed point) seçimi gösterilmektedir. Başlangıç noktasının doğru bir şekilde seçilmesi ile RG algoritması hızlı ve doğru bir şekilde bölütleme yapılabilir.



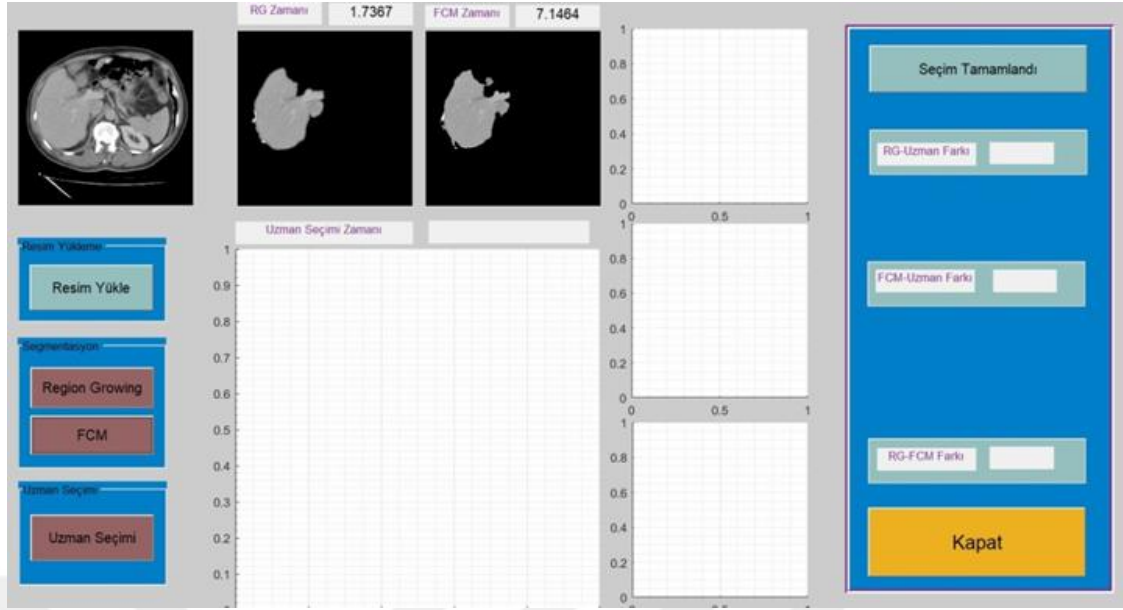
Şekil 4.3.Ana form ekranı üzerinde RG algoritması ile başlangıç noktası seçimi

RG algoritması ile başlangıç noktası seçildikten sonra, bölge büyütme süreci belirlediğimiz eşik değere göre büyümeye başlamakta ve sınır değerlerine ulaştığında ise algoritma çalışmasını sonlandırmaktadır. RG algoritmasına ait bölütleme sonucu ve algoritmanın çalışması sırasında harcanan zaman saniye cinsinden Şekil 4.4.'te gösterilmektedir.



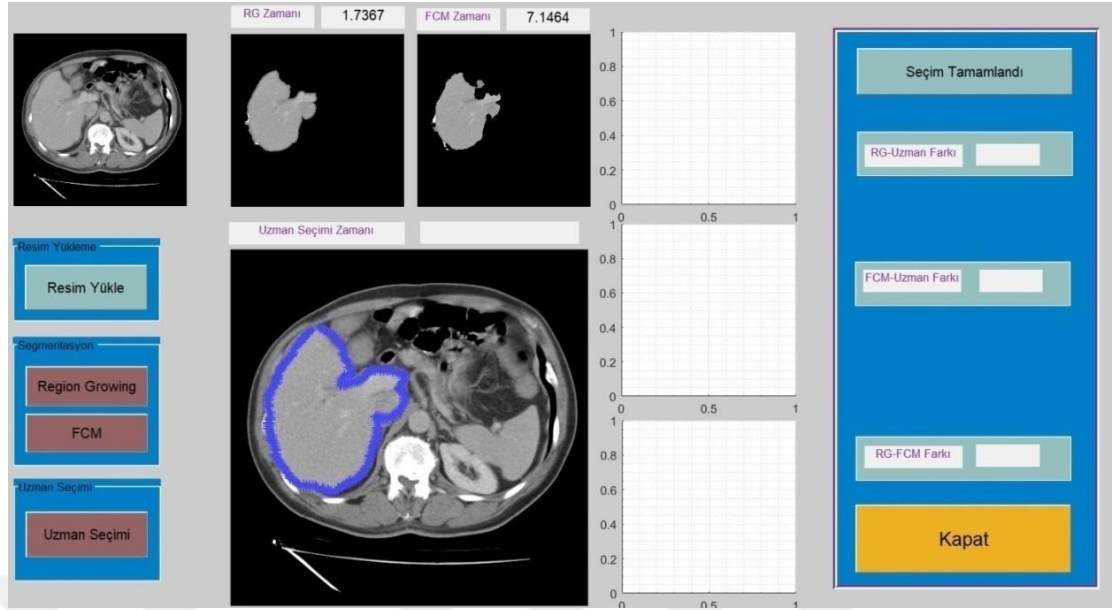
Şekil 4.4.Ana form ekranı RG bölütleme sonucu ve işlem süresi

Şekil 4.5.'te FCM algoritması ile yapılan bölütleme ve işlem süresi yer almaktadır. FCM kümeleme algoritması ile görüntü 2 veya daha fazla kümeye ayrılabilir. Tez çalışmasında ise görüntü karaciğer bölgesi ve karaciğer bölgesi dışındaki alan olmak üzere 2 kümeye ayrılmaktadır. Aynı zamanda, FCM algoritması RG algoritmasına göre çalışma süresi daha uzun olduğu görülmektedir. Bunun nedeninin FCM'nin RG gibi bir noktadan başlayarak bir alanı taramak yerine tüm görüntüyü tarayacak şekilde çalışmasının da etkili olduğu düşünülmektedir.

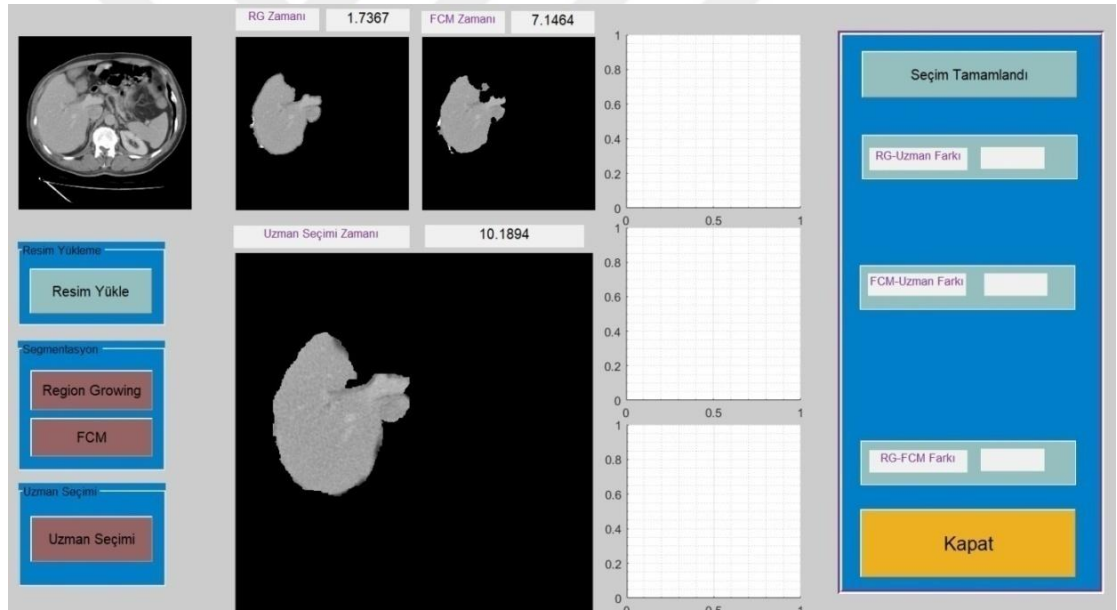


Şekil 4.5. Ana form ekranı FCM bölütleme sonucu ve işlem süresi

RG ve FCM algoritmaları ile yapılan bölütleme sonuçlarının başarımını test edebilmek amacı ile uzman seçimine ihtiyaç duyulmaktadır. Uzman, karaciğer görüntüsü üzerinde karaciğerin yerini başarı ile çıkarabilmektedir. Uzmara yardımcı olması amacı ile geliştirilen, RG ve FCM algoritmalarının kullanıldığı bu uygulama yazılımının ise uzman başarımına ne ölçüde benzerlik sağladığı tespit edilmektedir. Şekil 4.6.'da uzman seçimi gösterilmektedir. Uzman seçimi butonuna tıklandıktan sonra yükleme bölümündeki BT görüntümüz uzmana kolaylık olması için büyütülerek ekrana gelmektedir. Fare yardımı ile uzman seçim işlemi yapılmakta ve işlem sonunda işaretlenen alanın içindeki bir noktaya çift tıklanarak seçim işlemi tamamlanmaktadır. İşlem tamamlandıktan sonra BT görüntüsü üzerinde seçilen bölüm ile işlem için harcanan zamanda Şekil 4.7.'de gösterilmektedir.

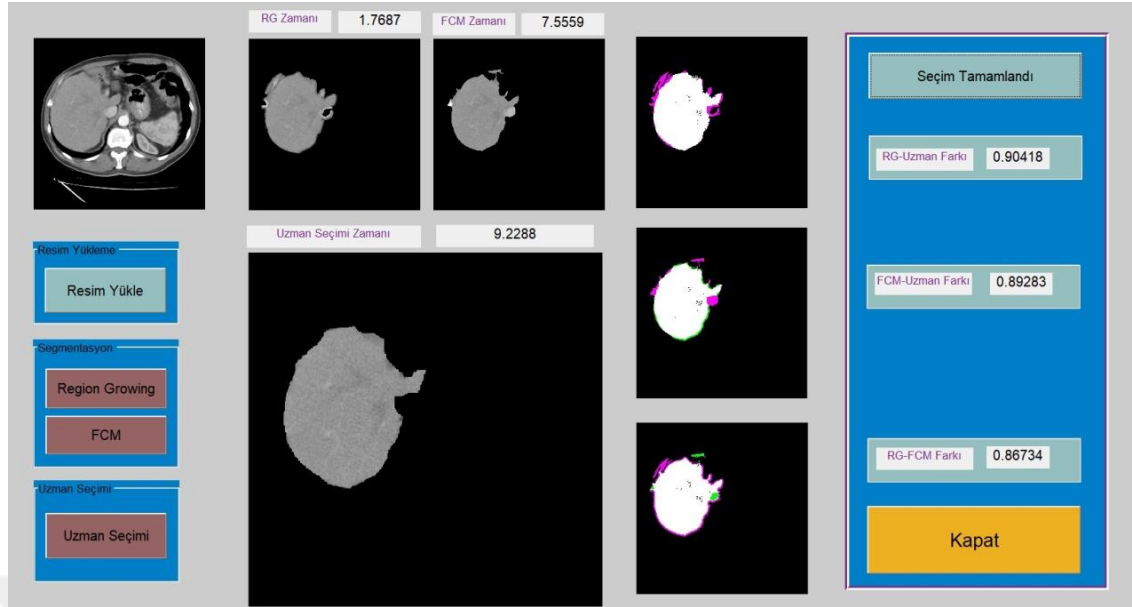


Şekil 4.6. Ana form ekranı uzman seçimi



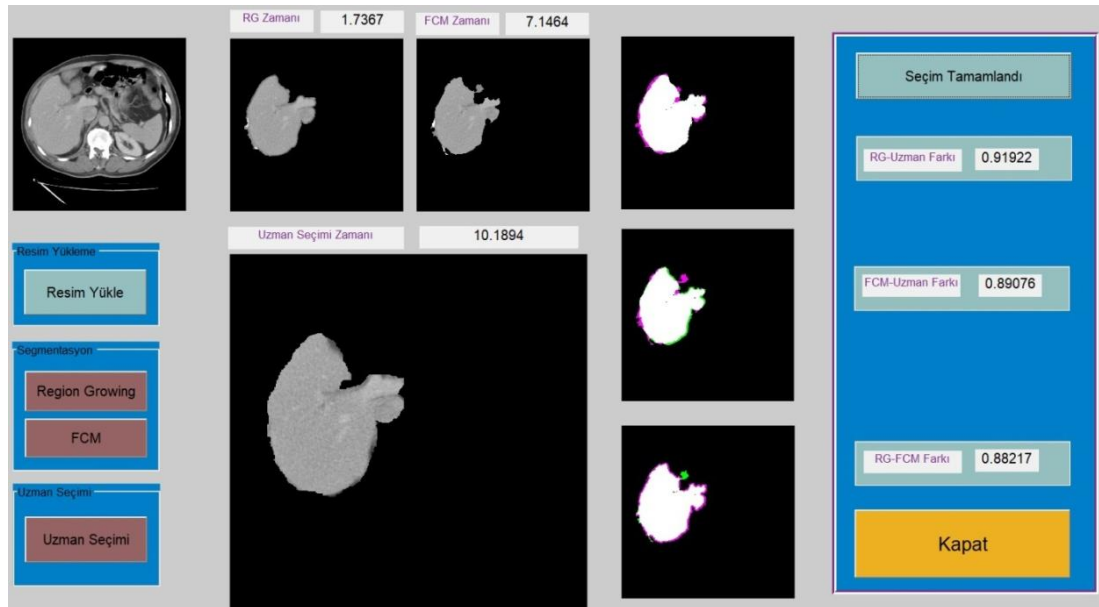
Şekil 4.7. Ana form ekranı uzman seçiminin sonucu ve işlem süresi

Şekil 4.8.'de RG ve FCM yöntemlerinin bölütleme sonuçları ile uzman seçim sonucunun Jaccard benzerlik formülü ile karşılaştırılma sonucu gösterilmektedir. Şekil4.8.(a)'da RG ile Uzman Seçimi, Şekil4.8.(b)'de FCM ile Uzman Seçimi, Şekil4.8.(c)'de ise RG ile FCM arasındaki karşılaştırma gösterilmektedir. Görüntüde yer alan beyaz renkler karşılaştırmadaki ortak alanı ifade ederken, mor renk sadece 1.görüntüde olan kısmı, yeşil renk ise sadece 2.görüntüde olan kısmı ifade etmektedir.



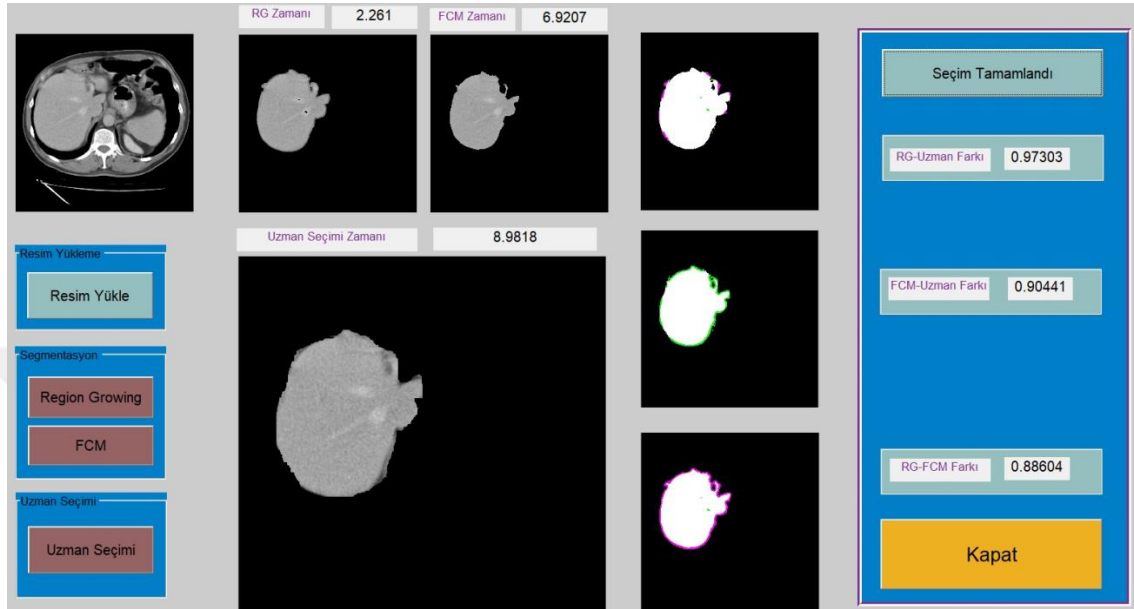
Şekil 4.8. RG, FCM bölütlemeleri ve uzman seçimi karşılaştırma sonuçları

Şekil 4.9.'da karşılaştırma sonuçlarına ait RG algoritmasının daha başarılı olduğu bir sonuç gösterilmektedir. Bununla birlikte benzerlik oranları, RG için %91.9 ve FCM için % 89.1 değerleri ile bu görüntü için iki algoritmanın yakın performans gösterdiği gözlenmektedir.



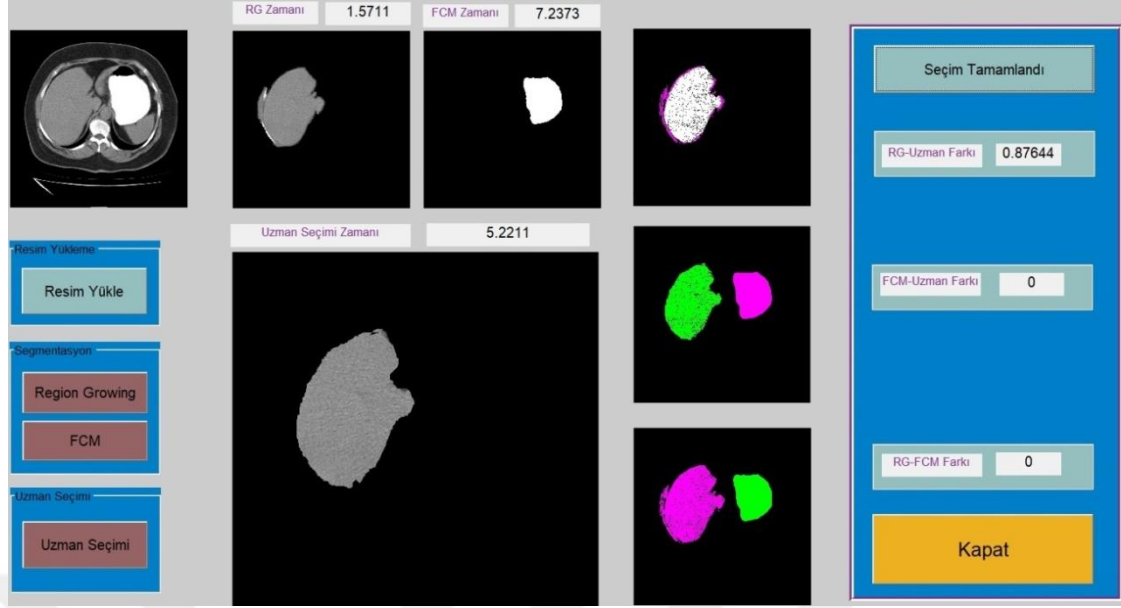
Şekil 4.9. Bölütleme sonuçlarının birbirine yakın olması durumunun karşılaştırılması

Şekil 4.10’da karşılaştırma sonuçlarına ait görüntüde RG algoritmasının başarı oranının yüksek olduğu bir sonuç gösterilmektedir. Bu örnekte RG ile uzman seçimi arasında %97.3 oranında yüksek oranda benzerlik görülmektedir.



Şekil 4.10.Bölütleme sonuçlarında RG algoritmasının başarısının gösterimi

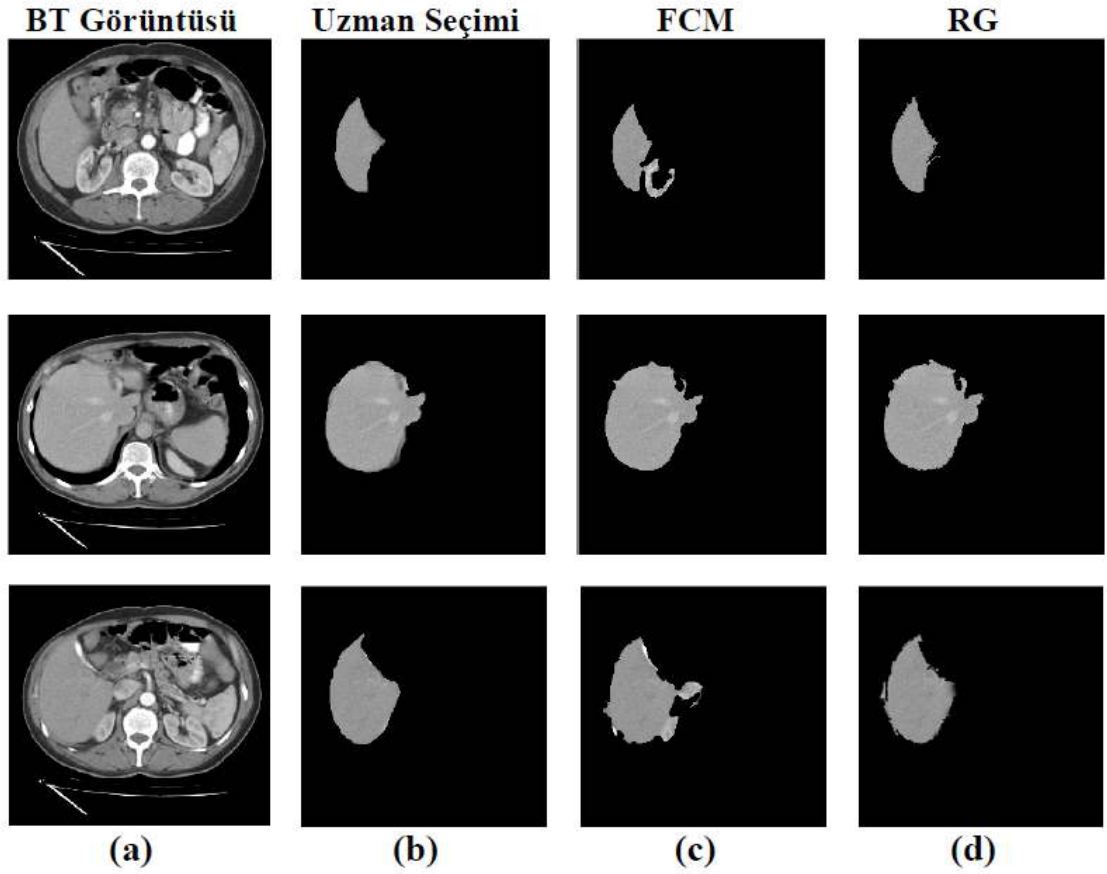
Şekil 4.11’de gösterilen karşılaştırma sonuçlarına bakıldığında ise FCM algoritmasının yanlış kümeleme yaptığını gösteren deneysel bir çalışmanın sonucu görülmektedir.



Şekil 4.11.Bölütleme sonuçlarında FCM’ye ait bulunan hatalı sonuç gösterimi

4.2 Deneysel Çalışmalar

Karaciğer BT görüntüleri üzerinde uzman seçimi ile Bölge Büyütme ve Bulanık C-Ortalama tekniklerinin karşılaştırıldığı bu çalışmada, Şekil 4.12.’da veri setimizdeki görüntülere ait bölütleme sonuçlarına gösterilmektedir. Şekil 4.12.(a)’da orijinal BT görüntüsü, Şekil 4.12.(b)’de BT görüntüsünün uzman tarafından çizilmiş hali, Şekil 4.12.(c)’de Bulanık C-Ortalama yöntemi ile yapılan bölütleme işleminin sonucu ve Şekil 4.12.(d)’de ise Bölge Büyütme yöntemi ile elde edilen bölütleme işlemi sonucu gösterilmektedir. Bulanık C-Ortalama yöntemi karaciğer bölgesi dışında kalan bazı alanları da bölütlenen bölgeye eklediği için Bölge Büyütme yöntemine göre uzman seçimini ölçüt olarak aldığımız da daha başarısız bir durumda olduğu görülmektedir. Karaciğer ait olmayan bir bölümünde Bulanık C-Ortalama yöntemi ile dahil edilmesinden dolayı sınıflandırma işleminde hataya sebep olmaktadır. Buna ek olarak işlem süresini de uzatmaktadır.



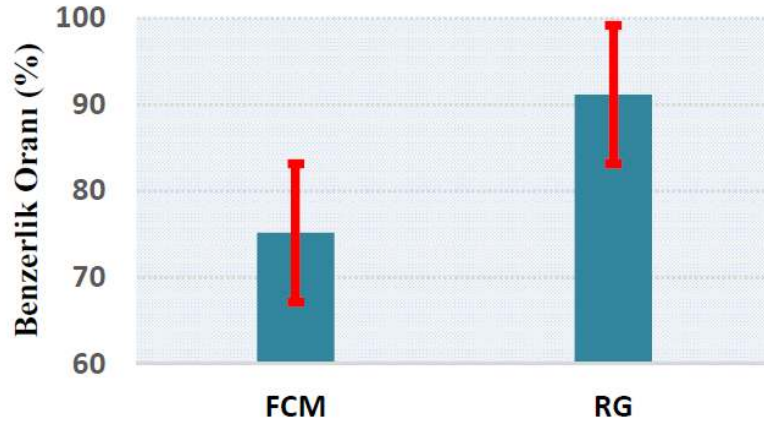
Şekil 4.12.Karaciğer üzerinde Uzman-FCM-RG sonuçlarının karşılaştırılması

Karaciğer BT görüntülerinin farklı yöntemler ile bölütlenmesi ve bu sonuçların uzman görüşü ile Jaccard (Jaccard,1912) benzerlik formülü kullanılarak görüntü üzerindeki benzerlikleri ölçülmüştür. Aynı zamanda uzman seçimi, Bölge Büyütme ve Bulanık C-Ortalama yöntemlerinin ne kadar sürede işlemi tamamladığı gibi performans ölçümleri de yapılmıştır. Bölütleme yöntemleri “A” ile gösterilir ve Uzman Seçimi ise “B” ile gösterilirse o zaman Jaccard benzerlik formülünü gösteren eşitliği Eşitlik (4.1)’ de şu şekilde gösterebiliriz.

$$J(A, B) = \frac{|A \cap B|}{|A \cup B|} \quad (4.1)$$

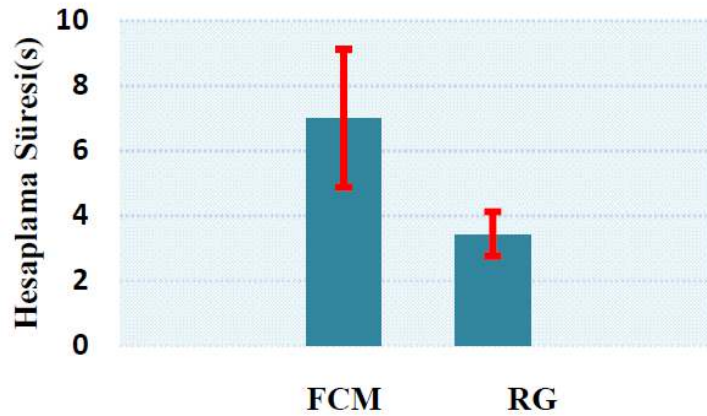
Veri setimizde yer alan 88 Karaciğer BT görüntü üzerinde yapılan çalışmalarda Bölge Büyütme yöntemi ile bulunan sonuçlarda Jaccard formülüne %91.15 benzerlik elde edilmiştir. Bu durum Bulanık C-Ortalama yöntemine göre bakıldığında ise %75.16 olarak bulunmuştur. Şekil 4.13.’te gösterilen grafikte gösterildiği gibi Bulanık C-

Ortalama yönteminin Bölge Büyütme yöntemi kadar başarılı olmadığı yorumu yapılabilmektedir.



Şekil 4.13.Uzman görüşü ile FCM ve RG yöntemlerinin benzerlikleri

Çalışmamızda yer alan iki algoritmanın işlem süreleri saniye cinsinden karşılaştırılmıştır. Bulanan sonuçlara göre ise Bölge Büyütme algoritmasının daha kısa sürede sonuca ulaştığı için zaman kriterine göre daha iyi performans gösterdiği yorumunu yapabilmekteyiz. Şekil 4.14.'te yer alan grafiğimizde de bu durumu görebilmekteyiz.



Şekil 4.14.FCM ve RG algoritmalarının hesaplama zamanlarının karşılaştırılması

Bu deneysel çalışmalara göre Bölge Büyütme (RG) algoritması ile yapılan bölütlemelerin hem benzerlik oranları bakımından hem de daha hızlı bir işlem süresine sahip olması bakımından Bulanık C-Ortalama algoritmasından daha başarılı bir sonuç elde edilmiştir.

4.3 İstatiksel Çalışmalar

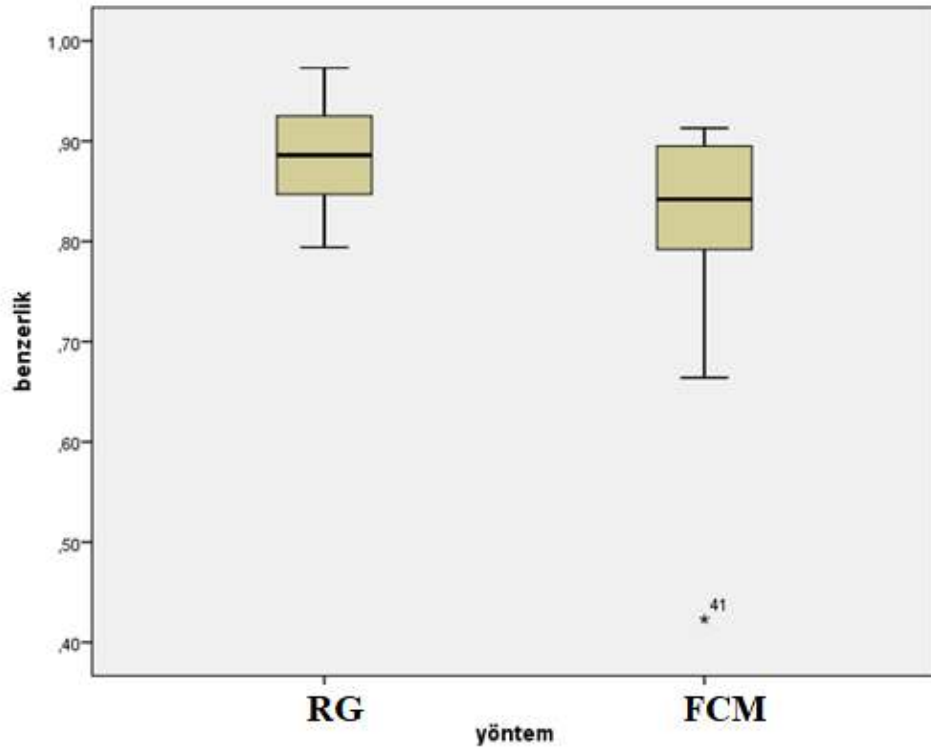
SPSS programı, başta Sosyal Bilimler olmak üzere Eğitim Bilimleri, Sağlık Bilimleri ve Fen Bilimleri alanlarında istatistiksel çalışmalar için kullanılmakla beraber birçok kurum ve kuruluşlar tarafından da kullanılan bilgisayar programıdır. Program elde edilen ölçüm sonuçlarının analizi için içerisinde birçok test barındırmaktadır.

Bu tez çalışmasında SPSS programında bulunan anlamlılık testleri yardımıyla geliştirilen yazılımda bulunan bölütleme sonuçlarının anlamlılığının değerlendirilmesi sağlanmıştır. Bu amaçla programa 25 adet BT görüntüsünün RG ve FCM algoritmaları ile elde edilen benzerlik oranları girilmiştir. İstatiksel değerlendirme için kullanılan BT görüntülerine ait veri kümemiz çizelge 4.1.'de gösterilmektedir.

Çizelge 4.1.BT Görüntüsü Benzerlik ve İşlem Süresi

	BT Görüntü Adı	RG	FCM	RG-(t)	FCM-(t)
1	150	0,904	0,892	1,768	7,555
2	152	0,925	0,91	2,031	7,389
3	153	0,868	0,856	1,788	7,323
4	179	0,973	0,904	2,261	6,92
5	181	0,895	0,913	2,587	8,685
6	182	0,926	0,893	1,852	6,715
7	183	0,819	0,804	1,988	7,094
8	186	0,829	0,792	2,028	9,803
9	213	0,909	0,895	1,595	4,698
10	216	0,852	0,827	1,435	7,198
11	10	0,929	0,664	5,343	7,841
12	21	0,886	0,863	2,393	6,184
13	57	0,87	0,842	2,466	8,243
14	58	0,847	0,815	2,07	4,709
15	12	0,847	0,809	2,42	6,043
16	218	0,86	0,423	1,679	7,371
17	215	0,886	0,814	2,556	5,273
18	180	0,94	0,911	2,301	6,295
19	184	0,794	0,78	2,62	8,701
20	188	0,797	0,753	2,35	10,995
21	217	0,808	0,788	2,453	7,2
22	214	0,949	0,895	2,837	6,205
23	72	0,944	0,911	1,94	8,527
24	155	0,816	0,788	4,766	13,639
25	151	0,9	0,886	3,098	7,067

Verilerimiz SPSS programına girildikten sonra veri setinde uç değer kontrolü yapılmıştır. Yapılan kontrol sonucunda şekil 4.15'te gösterildiği gibi kutu grafiğinde kutunun dışındaki uçdeğerler veri setinden çıkarılmıştır.



Şekil 4.15.Uç Değer Analizi

Uç değerler çıkarıldıktan sonra veri setine normallik testi uygulanmıştır. Normallik testinde örneklem büyüklüğüne bakılarak karar verilir. Buna göre örneklem sayısı 30'dan küçük olduğu için Shapiro-Wilk testi kullanılır. Anlamlılığın göstergesi olan p değeri 0.05 den büyükse dağılım normaldir. Aksi durumda dağılım normal değildir. Dağılımın normal olmadığı durumlarda parametrik test yerine parametrik olmayan testler kullanılır. Çizelge 4.2'de veri setinin normallik testi sonuçları gösterilmiştir.

Çizelge 4.2.Normallik Testi

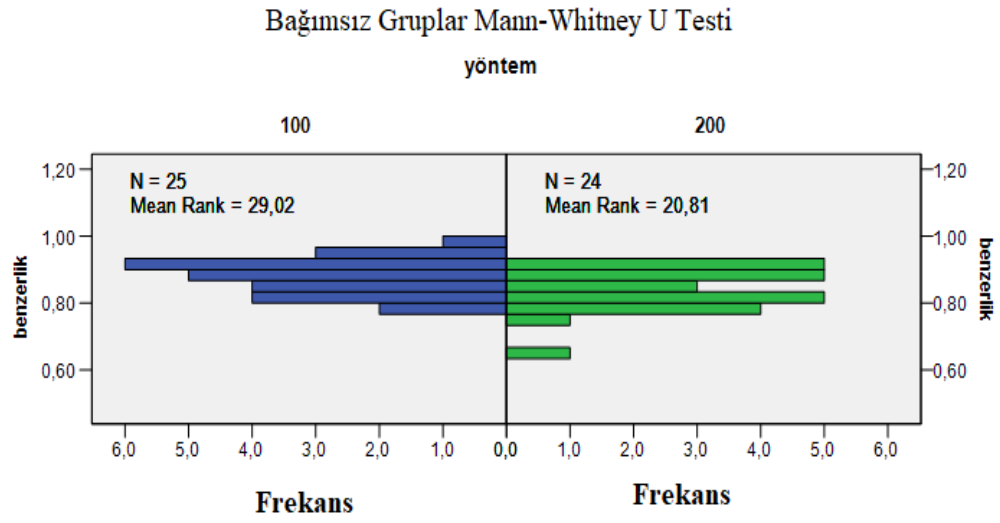
	Yöntem	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		İstatistik	Veri Sayısı	p	İstatistik	Veri Sayısı	p
Benzerlik	RG	,095	25	,200*	,967	25	,580
	FCM	,174	24	,060	,896	24	,018

Çizelge 4.2'deki Shapiro-Wilk testine bakıldığında, RG yöntemi ile yapılan benzerlikte p değeri 0.58 olduğu ve $0.05 < 0.58$ olduğuna göre dağılımın, normal dağılım olduğu söylenilebilir. FCM yönteminde ise p değeri 0.018 olduğu 0.05 den küçük bir değere sahip olduğu için dağılımın, normal dağılım olmadığı görülmektedir. Bu durumda normallik koşulu sağlanmadığı için parametrik olmayan testlerden Mann-Whitney U Testinin uygulanması gerekmektedir. Bu test, bağımsız örneklemeler için uygulanan T testinin parametrik olmayan halidir. Çizelge 4.3. Mann-Whitney U Testi sonuç tablosu gösterilmektedir. Test sonucuna göre p değerimiz 0.44 olarak bulunmuştur. Bu durumda benzerlikler arasındaki farkın seçilen yöneme göre anlamlı bir fark olduğu ve RG algoritmasının FCM' ye göre daha başarılı olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.3.Mann-Whitney U Testi

Yöntem	Veri Sayısı	Sıra Ortalaması	Sıra Toplamı	U	P
RG	25	29,02	725	400	0,044
FCM	24	20,81	500	200	

Bir diğer durum ise sıra toplam ve sıra ortalama değerlerinde RG algoritmasının daha yüksek olduğu verisi gösterilmektedir. Bu veriden çıkarılabilecek sonuç ise RG algoritmasının benzerlik açısından FCM algoritmasına göre daha başarılı bir sonuç ürettiğini görebilmektedir. Şekil 4.16'daise Bağımsız gruplar Mann-Whitney U Testi sonuçları gösterilmektedir.



Total N	49
Mann-Whitney U	199,500
Wilcoxon W	499,500
Test Statistic	199,500
Standard Error	49,985
Standardized Test Statistic	-2,011
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,044

Şekil 4.16.Mann-Whitney U Testi sonuçları

5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında karın (abdomen) BT görüntüleri üzerinde karaciğerin yerinin tespit edilerek bölütlenmesi için bir uygulama yazılımı geliştirilmiştir. Geliştirilen uygulama yazılımı ile Bölge Büyütme (RG) ve Bulanık C-Ortalama (FCM) yöntemleriyle bölütleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Uygulama yazılımı kullanılarak RG ve FCM algoritmaları ile elde edilen bölütleme sonuçları ile uzman hekim tarafından seçilen karaciğer yerinin benzerlikleri nicel olarak ölçülmüştür. Deneysel çalışmalar sonucunda benzerlik oranları RG için % 91.15 ve FCM için %75.16 olarak elde edilen verilere göre RG algoritması, benzerlik oranları dikkate alındığında FCM algoritmasına göre daha başarılı olmuştur. Bunun yanında, elde edilen benzerlik sonuçları için istatistiksel olarak anlamlılık testleri uygulanmıştır. İstatistiksel test sonuçlarına bakıldığında nicel olarak RG algoritmasının, FCM algoritmasından daha başarılı olduğu durumunun, nitel olarak da anlamlı bir fark gösterdiği görülmüştür.

Tez çalışmasında, benzerlik dışında yer alan bir diğer performans kriteri olarak ise hesaplama süreleri göz önünde bulundurulmuştur. Hesaplama sürelerinde, RG ve FCM algoritmalarının her bir görüntü için ortalama bölütleme sonuçları kıyaslanmıştır. Hesaplama sürelerinde 88 BT görüntüsü için RG ortalama 3.15 saniye ile ortalama 7.50 saniye olarak ölçülen FCM algoritmasına göre zaman kriterinde RG algoritmasının daha başarılı olduğu gözlenmiştir.

Bu tez çalışmasında önerilen BDT uygulamasının karın BT görüntüleri üzerinde karaciğerin yerinin belirlenmesinde işlemleri hızlandığı ve kişisel bazlı öznel olarak oluşan hataların önüne geçmede rol oynayabileceği gözlemlenmiştir. Buna ek olarak, önerilen BDT sisteminin uzmanların karar alma sürecinde yararlanabilecekleri ikincil bir araç olarak kullanılabileceği görülmüştür.

KAYNAKLAR

- Sanofi Sağlık Ürünleri Ltd. Şti. (t.y.), (<http://www.sanofi.com.tr/l/tr/tr/layout.jsp?scat=21D3946B-1554-4EF3-99AA-55443F1CEC78>), (Erişim Tarihi:13.07.2018).
- Dr. Deniz DOĞAN (t.y.), (<http://www.drdenizdogan.com/2014/11/anatomik-duzlemler.html>), (Erişim Tarihi:13.07.2018).
- Göçeri E., Spir Görüntülerinde Karaciğer Bölütlemenin Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi ve İşaretli Baskı Kuvvet Fonksiyonu Kullanan Yeni Bir Düzey Kümesi Yöntemi, **İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü**, İzmir, (2013).
- Encyclopædia Britannica. Liver (t.y.), (<http://www.britannica.com/lt.itag.bibl.liu.se/EBchecked/topic/344579/liver>), (Erişim Tarihi:13.07.2018).
- [http://www.bilgiustam.com/\(t.y.\)](http://www.bilgiustam.com/(t.y.)), (<http://www.bilgiustam.com/karacigerin-yapisi-onemi-ve-karacigere-bagli-hastaliklar/>), (Erişim Tarihi:13.07.2018).
- BBC NEWS (t.y.), <https://www.bbc.com/turkce/haberler-dunya-42936386>, (Erişim:13.07.2018)
- T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye Halk Sağlığı Kurumu, "Türkiye Kanser İstatistikleri", **Türkiye Halk Sağlığı Kurumu, Ankara**, (2017)
- Medical Park Genel Müdürlük(t.y.), <https://www.medicalpark.com.tr/karaciger-kanseri/hg-1618?id=1618>, (Erişim Tarihi:13.07.2018)
- Jemal, A., Vineis, P., Bray, F., Torre, L., Forman, D., "Kanser Atlası", **Amerikan Kanser Derneği, Atalanta**; (2014)
- Kent Sağlık Grubu (t.y.), <https://www.kentsaglikgrubu.com/blog/16/bt-goruntuleme-nedir.html> (Erişim Tarihi:13.07.2018)
- Way, T. W., "Computer Aided Diagnosis of Pulmonary Nodules in Thoracic Computed Tomography," (2008).
- Doi, K., "Computer-aided diagnosis in medical imaging: historical review, current status and future potential.," **Comput. Med. Imaging Graph.**,31(4,5),198–211 (2007).
- "ImageChecker." <http://www.pamf.org/radiology/services/mammography/imagechecker.html>.(Erişim Tarihi:01.06.2015).
- "CADStream." <http://www.merge.com/Solutions/Radiology/Merge-CADstream.aspx>. (Erişim Tarihi:01.06.2015).
- "Mevis Liver Analyser." <http://www.mevis.fraunhofer.de/index.php?id=548&L=1>. (Erişim Tarihi:01.06.2015).

KAYNAKLAR (Devam Ediyor)

- Sluimer, I., Schilham, A., Prokop, M., Van Ginneken, B., “Computer analysis of computed tomography scans of the lung: A survey,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, 25, 385–405 (2006).
- Shiraishi, J., Abe, H., Engelmann, R., Aoyama, M., MacMahon, H., Doi, K., “Computer-aided diagnosis to distinguish benign from malignant solitary pulmonary nodules on radiographs: ROC analysis of radiologists’ performance--initial experience.,” *Radiology*, 227, 469–474 (2003).
- Ekşi, Z., Dandıl, E., Çakıroğlu, M., “Computer-aided bone fracture detection,” *20th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU'12)*, Fethiye, Turkey, 18-20 April, (2012).
- Zhang, G., Yan, P., Zhao, H., Zhang, X., “A computer aided diagnosis system in mammography using artificial neural networks”, *International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, (2008).
- Kumar, S. S., Moni, R. S., Rajeesh, J., “An automatic computer-aided diagnosis system for liver tumours on computed tomography images”, *Computers and Electrical Engineering*, 39, 1516-1526 (2013).
- Shimizu, A., Hitosugi, T., Nakagawa, J., Tamura, M., Kobatake, H., “Development of computer-aided diagnosis system for 3D multidetectorrow CT images of livers”, *International Congress Series*, 1256, 1055-1062 (2003).
- Campadelli, P., Casiraghi, E., Esposito, A., “Liver segmentation from computed tomography scans: A survey and a new algorithm”, *Artificial Intelligence in Medicine*, 45(2-3); 185-196, (2009).
- Häme, Y., Pollari, M. “Semi-automatic liver tumor segmentation with hidden markov measure field model and non-parametric distribution estimation”, *Medical Image Analysis*, 16, 140-149, (2012).
- Oliver Gloger vd., “A fully automatic three-step liver segmentation method on LDA-based probability maps for multiple contrast MR images”, *Ernst Moritz Arndt University of Greifswald, Institute for Community Medicine, Study of Health in Pomerania* , Greifswald, (2010).
- Tomoshigea S. , “A conditional statistical shape model with integrated error estimation of the conditions”, *Application to liver segmentation in non-contrast CT images*, (2013).
- Çimen S., “3D BT Datasında Karaciğer Bölütlenmesi”, *Boğaziçi Üniversitesi Yüksek Lisans Enstitüsü*, İstanbul (2011).
- Baykara M., “Otomatik Tohumlandırılmalı Bölge Büyütme Metoduyla Karaciğer Doku Görüntülerindeki Nekroz Alanın Tespiti”, *Fırat Üniv. Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 57–62 (2013).

KAYNAKLAR (Devam Ediyor)

- Lu X., "The study and application of the improved region growing algorithm for liver segmentation", *School of Information Engineering, Inner Mongolia University of Science and Technology*, Baotou (2013).
- Xiaopeng Yang vd., "A hybrid semi-automatic method for liver segmentation based on level-set methods using multiple seed points", *Pohang University of Science and Technology*, Pohang, South Korea, 784-790 (2013).
- Özen, Y., "Akciğer BT Görüntülerinin Bölütlenmesi ve Değerlendirilmesi", *Yeni Yüzyıl Üniversitesi*, İstanbul (2017)
- Dr. Sadi Evren Şeker, (<http://bilgisayarkavramlari.sadievrnseker.com/2007/11/24/piksel-benek-imgecik-pixel/>), (Erişim Tarihi: 13.07.2018).
- Karaman, M., "Design and implementation of a general purpose median filter unit in VLSI", Master Thesis, *M.S. in Electrical and Electronics Engineering* (1988).
- A.V. Oppenheim and R.W. Schaffer, Digital Signal Processing, Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall (1975).
- Kundu, A., Mitra, S.K., Vaidyanathan, P., P., "Application of two-dimensional generalized mean filtering for removal of impulse noise from images," *IEEE Trans. Acoustic, Speech and Signal Processing*, 32(3), 600-609 (1984).
- Tukey, J., W., "Nonlinear methods for smoothing data," *in Conf. Rec.*, 673, EASCON (1974).
- Galagher, N., C., Jr., "Median filters: a tutorial," *Proc. IEEE Symp. on Cir. Sys. Pp.* Finland, 1737-1744 (1988).
- Sönmezer, D., "Counting mitosis with region growing method on histopathological images". Master Thesis, *Erciyes University* (2012).
- Öksüz, İ., Ünay, D., Kadıpaşaoğlu, K. "Region growing on frangi vesselness values in 3-D CTA data", *21th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU'13)*, KKTC, 24-26 (2013).
- Iyer, N.S., Kandel, A., Schneider, M., "Feature-based fuzzy classification for interpretation of mammograms", *Fuzzy Sets Systems*, 114(2), 271-280 (2002).
- Kamdi, R. K. Shilpa "Image segmentation and region Growing algorithm," *International Journal of Computer Technology and Electronics Engineering*, 2(1) (2012).
- Suganya, R., Shanthi, R., "Fuzzy C- Means Algorithm- A Review" *International Journal of Scientific and Research Publications*, 2(11), (2012).
- Kruse, R.; Borgelt, C.; Nauck, D.: "Fuzzy Data Analysis: Challenges and Perspectives", *IEEE Int. Conf. on Fuzzy Systems 1999 (FUZZIEEE99)*, Seoul, 1211-1216, (1999).

KAYNAKLAR (Devam Ediyor)

- Höppner, F.; Klawonn, F.; Kruse, R.; Runkler, T.: "Fuzzy Cluster Analysis", **John Wiley & Sons, Chichester**, (2000).
- Moertini, V.S.: "Introduction To Five Clustering Algorithms", **Integral**, 7(2) (2002).
- Jaccard, P., "The distribution of the flora in the alpine zone", **New Phytologist**, 11(2), 37-50(1912).
- Yufei, C., vd., "Liver Segmentation from CT Images Based on" **Center of CAD, Tongji University**, Shanghai (2009)
- Nationalencyklopedin., <http://www.ne.se/lt.itag.bibl.liu.se/lang/lever/240441>. (Erişim Tarihi:13.07.2018).
- Shimizu, A., Narihira, T., Furukawa, D., Kobatake, H., Nawano, S. and Shinozaki K.. "Ensemble segmentation using AdaBoost with application to liver lesion extraction from a CT volume," **MICCAI workshop on 3D segmentation in the clinic: a grand challenge II, 6 September, Proceedings**, New York, USA(2008).
- Shimizu, A., Ohno, R., Ikegami, T., Kobatake, H., Nawano, S. and Smutek, D. "Multi-organ segmentation in three dimensional abdominal CT images.", **International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery**, 1(7), 76-78(2006).
- Liu, F., Zhao, B., Kijewski, P.K., Wang, L. and Schwartz, L.H., "Liver segmentation for CT images using GVF snake.", **Medical Physics**, 32(12), 3699- 3706 (2005).
- Lim, Seong-Jae, Yong-Yeon Jeong, and Yo-Sung Ho. "Automatic liver segmentation for volume measurement in CT Images." **Journal of Visual Communication and Image Representation**, 17.4: 860-875(2006).
- Yussof, Wan Nural Jawahir Hj Wan, and Hans Burkhardt. "Integration of Morphology and Graph-based Techniques for Fully Automatic Liver Segmentation." **Majlesi Journal of Electrical Engineering** 4(3), 59-66 (2010).
- Militzer, Arne, et al. "Automatic detection and segmentation of focal liver lesions in contrast enhanced CT images." **Pattern Recognition (ICPR), 2010 20th International Conference on. IEEE**, (2010).
- Ciecholewski, Marcin. "Automatic liver segmentation from 2D CT images using an approximate contour model." **Journal of Signal Processing Systems** 74(2), 151-174 (2014).
- Saddi, K.A., Rousson, M., Chéfd'hotel, C. and Cheriet, F. "Global to local shape matching for liver segmentation in CT imaging." **MICCAI workshop on 3D segmentation in the clinic: a grand challenge, 29 October, Proceedings**, Brisbane, Australia, 207-214 (2007).
- Nationalencyklopedin. Tumör., (<http://www.ne.se/lang/tum%C3%B6r>), (Erişim Tarihi:13.07.2018).

KAYNAKLAR (Devam Ediyor)

- Prokop M. and Galanski M., editors. "Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body." *Georg Thieme Verlag*, (2003).
- Olsson R. "Praktisk Internmedicinsk Hepatologi." *Wyeth Lederle Nordiska AB*, *3rd edition*, (1999).
- Edqvist L. Cancerfonden: Lever- och gallvägscancer., <http://www.cancerfonden.se/sv/cancer/Cancersjukdomar/Lever-ochgallvagscancer/>. (Erişim Tarihi:05.06.2017).
- Moltz J.H., Bornemann L, Kuhnigk J, Dicken V, Peitgen E, Meier S, Bolte H, Fabel M, BauKnecht H, Hittinger M, Kißling A, Püsken M, and Peitgen H. "Advanced segmentation techniques for lung nodules, liver metastases, and enlarged lymph nodes in ct scans." *IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing*, 3(1), 122–134, (2009).
- Seo,K., S., "Improved fully automatic liver segmentation using histogram tail threshold algorithms", *ICCS 2005*, 822–825 (2005).
- Yokoyama,K.,Kitasaka,T., Mori,K., Mekada,Y., Hasegawa,J., L., and Toriwaki,J.L., "Liver region extraction from 3D abdominal X-ray CT images using distribution features of abdominal organs", *Journal of Computer Aided Diagnosis of Medical Images*, 7(4-3), 48-58(2003).
- Toshiyuki, O., Ryuji,S., Masatoshi,H., Masahiko,N., Yen,W., C. , Hironobu,N. and Yoshinobu S., "Automated Segmentation of the Liver from 3D CT Images Using Probabilistic Atlas and Multilevel Statistical Shape Model" , *Academic Radiology*, 15(11),1390-1403 (2008).
- Zhou, X.,Kitagawa,T., Okuo,K., Hara, T. Fujita, H. Yokoyama,R. Kanematsu,M. and Hoshi, H., "Construction of a probabilistic atlas for automated liver segmentation in non-contrast torso CT images", *International Congress Series*, 1281, 1169-1174, (2005).
- S. Pan, and B. M. Dawant,, " Automatic 3D segmentation of the liver from abdominal CT images: a level-set approach", *Medical Imaging 2001: Image Processing*, San Diego, CA, USA, 128-138 (2001).
- J. Lee, N. Kim, H. Lee, J. B. Seo, H. J. Won, Y. M. Shin, Y. G. Shin, and S. H. Kim, "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*, 88(1)26-38(2007).
- Bekes, G., Nyul, L.G., M'at'e, E., Kuba, A., Fidrich,M., "3D segmentation of liver, kidneys and spleen from CT images". *Proc. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 2(1), 45–46(2007).

KAYNAKLAR (Devam Ediyor)

- F. Liu, B. Zhao, P. K. Kijewski, L. Wang, L. H. Schwartz, "Liver segmentation for CT images using GVF snake", *Medical Physics*, Vol. 32, No. 12, pp. 3699-3706(2005).
- S. Huang, B. Wang, X. Huang, "Using GVF Snake to Segment Liver from CT Images", *International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors*, MIT, Boston, IEEE-EMBS, 145-148, (2006).
- Jae-Sung Hong , Toyohisa Kaneko Ryuzo Sekiguchi, and Kil-Houm Park, "Computer-aided Diagnostic System Based on Liver CT image", *MVA2000 IAPR Workshop on Machine Vision Applications*, 419-422 (2000).
- Daniel Pescia, "Segmentation of liver tumors on CT images" Ecole Centrale de Paris, MAS laboratory (2011).
- Eroğul, O. ve Karagöz, İ. . "Biyolojik sinyaller ve tıbbi cihazlar". *Ankara Üniversitesi Basımevi*, 229, Ankara (2003).
- Sevda GÜL, Gökçen ÇETİNEL "Meme Manyetik Rezonans Görüntülemeye Lezyon Sınırlarının ve Alanının Tespit Edilmesi" Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 22 (1), 108~127, (2018).
- Xiaoqi Lu, Jianshuai Wu, Xiaoying Ren, Baohua Zhang, Yinhui Li "The study and application of the improved region growing algorithm for liver segmentation", *School of Information Engineering, Inner Mongolia University of Science and Technology*, Baotou, Inner Mongolia 014010, PR China(2013).
- Gonzalez, R., Woods, R.E., Eddins, S.L., "Digital Image Processing Using Matlab", *Prentice Hall*, USA (2004).
- Bingöl N., "Anatomi Ve Temel Kavramlar"
https://acikders.ankara.edu.tr/pluginfile.php/2932/mod_resource/content/0/1.%20Hafta%20ANATOM%C4%B0%20VE%20TEMEL%20KAVRAMLAR.pdf
(2017).
- Thomasson, V., "Liver Tumor Segmentation Using Level Sets and Region Growing", *Department of Electrical Engineering, Linköping University*, Linköping, Sweden (2011).
- Gotra, A, Chartrand, G, Vu, K, Vandenbroucke-Menu, F, Kauffmann, C, Gallix, B, De Guise, J, Tang, A "Liver segmentation: a primer for radiologists". *Radiological Society of North America Scientific Assembly and Annual Meeting*, Chicago IL (2014).
- Ryba, T., "Automatic localization and Classification of liver lesions" Doktora Tezi, *West Bohemia Üniversitesi Uygulamalı Bilimler Fakültesi Sibernetik Bölümü*, (2016)

KAYNAKLAR (Devam Ediyor)

Hayran, O., “Kısırlaşan dilimiz ve tartışılmayan sağlık politikaları”,*İstanbul Medipol Üniversitesi*,(2017).

Nuseiba, M., A., Suhuai L., Brian R., Changming S., “Liver Segmentation from CT images using a modified distance Regularized Level Set model based on a novel balloon force” *The University of Newcastle, Callaghan NSW 2308*, Australia,(2014).

Stewart, W.B. and Wild, P. C., “Dünya Kanseri Raporu 2014”,*Dünya Sağlık Örgütü*,(2014).



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Yasin ERDİNÇ
Doğum Yeri ve Tarihi : ESKİŞEHİR-1987



Eğitim Durumu

Lisans Öğrenimi :Süleyman Demirel Üniversitesi
Bilgisayar Sistemleri Öğretmenliği
Lisans Öğrenimi : Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi
Bilgisayar Mühendisliği
Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Bilimsel Faaliyetleri :**Dandil E., Erdinç Y., Selvi A.O.**, Automatic Segmentation and Applied Analysis of Liver on Computed Tomography Scans(BT Görüntüleri Üzerinde Karaciğerin Otomatik Bölütlenmesi ve Uygulamalı Analizi), 26. IEEE Sinyal İşleme ve İletişim Kurultayı (SIU-2018) İzmir,Türkiye.

İş Deneyimi

Çalıştığı Kurumlar : Bilecik İl Milli Eğitim Müdürlüğü

İletişim

Adres : İsmetpaşa Mh. Okul1 S. Nu:20/17
E-Posta Adresi : ye_sdu@hotmail.com

Akademik Çalışmaları

Dandil E., Erdinç Y., Selvi A.O., Automatic Segmentation and Applied Analysis of Liver on Computed Tomography Scans(BT Görüntüleri Üzerinde Karaciğerin Otomatik Bölütlenmesi ve Uygulamalı Analizi), 26. IEEE Sinyal İşleme ve İletişim Kurultayı (SIU-2018) İzmir,Türkiye.

Yabancı Dil Bilgisi

-İngilizce
-Okuma (iyi), Yazma (orta), Dinleme (orta), Konuşma (orta)

Tarih:...../...../.....