

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**TIBBİ GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ İLE İKİ BOYUTLU BİLGİSAYAR
TOMOGRAFİSİ GÖRÜNTÜLERİ ÜZERİNDE DAMAR SEGMENTASYONU**

Zeynep YILDIRIM

BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ANKARA
2016**

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Zeynep YILDIRIM tarafından hazırlanan “**Tıbbi Görüntü İşleme Teknikleri ile İki Boyutlu Bilgisayar Tomografisi Görüntüleri Üzerinde Damar Segmentasyonu**” adlı tez çalışması 07/01/2016 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Refik SAMET

Ankara Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Jüri Üyeleri:

Başkan : Doç. Dr. Murat Hüsnü SAZLI

Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : Yrd. Doç. Dr. Gazi Erkan BOSTANCI

Ankara Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : Doç. Dr. Refik SAMET

Ankara Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. İbrahim DEMİR

Enstitü Müdürü

ETİK

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

07/01/2016

Zeynep YILDIRIM

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

TIBBİ GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ İLE İKİ BOYUTLU BİLGİSAYAR TOMOGRAFİSİ GÖRÜNTÜLERİ ÜZERİNDE DAMAR SEGMENTASYONU

Zeynep YILDIRIM

Ankara Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Refik SAMET

Günümüzde tıbbi görüntüleme sistemleri, görüntü işlemenin en çok kullanıldığı alanların başında gelmektedir. Tıbbi görüntülerin iyileştirilmesinde, onarılmasında ve kalitesinin artırılmasında görüntü işleme tekniklerinin büyük önemi bulunmaktadır. Son yıllarda, tıbbi görüntülerde, vasküler yapı formlarının segmentasyonu alanında yapılan çalışmalar artış göstermektedir. Özellikle damar yapılarının çıkarılması; Bilgisayarlı Tomografi, Manyetik Anjiyografi ve diğer tıbbi görüntülerin farklı kısımlarının görüntülenmesi, tanılanması ve nicemlemesinde (quantization) anahtar bir süreçtir. Damar yapılarındaki anormallikleri erken aşamada belirlemek, hastalığın tedavisinde etkili olmaktadır. Bu tezde yapılan çalışmanın amacı, iki boyutlu (2B) bilgisayar tomografisi (BT) görüntülerinde görüntü işleme teknikleri uygulayarak damar segmentasyonu gerçekleştirmek ve damarların üç boyutlu (3B) modelini oluşturmaktır. Bu sayede görüntü kesitlerini radyologların doğru bir şekilde yorumlayabilmesinde kolaylık sağlamak amaçlanmaktadır. Bu amaç doğrultusunda, tez çalışmasında, damarları otomatik olarak tespit eden ve 3B olarak görüntüleme imkanı sunan bir metodoloji geliştirilmiştir. Çalışmamız üç bölümden oluşmaktadır: (1) BT görüntülerinde akciğer loblarının çıkarılması, (2) BT görüntülerde damar segmentasyonu, (3) 3B modelleme. Birinci ve üçüncü bölümde bilinen yöntemler kullanılmıştır. İkinci bölüm kapsamında; yinelemeli global eşikleme yöntemi, süreklilik algoritması ve damar takip algoritması geliştirilmiştir. Tez çalışmasında veri kümesi olarak, Lung Image Database Consortium (LIDC) kütüphanesinden elde edilen ve 133 adet görüntü kesiti içeren bir BT seti ve ELCAP Public Lung Image Database kütüphanesinden elde edilen ve 290 adet görüntü kesiti içeren üç BT seti kullanılmıştır.

Ocak 2016, 71 sayfa

Anahtar Kelimeler: Bilgisayar Tomografisi, 2 Boyutlu Görüntü, Görüntü İşleme, Damar Segmentasyonu, Global Eşikleme Yöntemi, Süreklilik Algoritması, Damar Takip Algoritması, 3 Boyutlu Modelleme, Görselleştirme

ABSTRACT

Master Thesis

SEGMENTATION OF HUMAN VESSELS USING MEDICAL IMAGE PROCESSING TECHNIQUES ON TWO DIMENSIONAL COMPUTER TOMOGRAPHY IMAGES

Zeynep Yıldırım

Ankara University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Computer Engineering

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Refik Samet

Today, medical imaging systems are one of the most widely used area of image processing. Image processing techniques have a great importance in enhancing, repairing and improving the quality of medical images. In recent years, the medical images, segmentation of structuring form studies conducted in the field has been increasing. Especially the removal of blood vessels; viewing different parts of Computed Tomography, Magnetic Angiography and other medical images, diagnosis and quantization, is a key process. To detect early stage abnormalities in vasculature, it is effective in treating the disease. The aim of the studies, in this thesis, vessel segmentation by performing image processing on the two-dimensional (2D) computer tomography (CT) images and to create three-dimensional (3D) models. In this way, intended to provide ease in radiologists to interpret the CT image sections correctly. For this purpose, in thesis study, a methodology is developed that the vessels are automatically identified and offers the possibility of 3D imaging. Our study consists of three parts: (1) Extraction of lungs in CT images, (2) vessel segmentation on CT images, (3) 3D modeling. In first and third stages, known techniques are used. In second stage, recursive global threshold algorithm, continuity algorithm and vessel tracking algorithm are developed. As a set of data in the study, containing 133 CT slices from Lung Image Database Consortium (LIDC) and three set of data, each of them containing 290 CT slices from ELCAP Public Lung Image Database are used.

January 2016, 71 pages

Key Words : Computer Tomography, 2 Dimensional Image, Image Processing, Vessel Segmentation, Global Thresholding Method, Continuity Algorithm, Vessel Tracking Algorithm, 3 Dimensional Modelling, Visualization

TEŞEKKÜR

Çalışmalarımı yönlendiren, araştırmalarımın her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyerek akademik ortamda olduğu kadar beşeri ilişkilerde de engin fikirleriyle yetişme ve gelişmeye katkıda bulunan danışman hocam sayın Doç. Dr. Refik SAMET'e (Ankara Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı), çalışmalarım süresince maddi manevi desteklerini esirgemeyen değerli bölüm başkanımız sayın Prof. Dr. İman ASKERBEYLİ'ye (Ankara Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı) ve tez çalışmamdaki katkılarından dolayı Uzm. Dr. Ebru YAZICI'ya (Yenimahalle Devlet Hastanesi Radyoloji Uzmanı) en derin duygularla teşekkür ederim.

Çalışmalarım süresince maddi, manevi pek çok fedakârlık göstererek beni destekleyen ve her anımda yanımda olan aileme ve arkadaşlarıma tüm içtenliğimle minnettarlığımı belirterek, en derin duygularla teşekkür ederim.

Zeynep YILDIRIM

Ankara, Ocak 2016

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY SAYFASI	
ETİK	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	iv
KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
2. DAMAR SEGMENTASYONU VE 3B MODELLEME İLE İLGİLİ	
ÇALIŞMALAR	4
2.1 Genel Damar Segmentasyonu Yaklaşımları	4
2.1.1 Yoğunluk-tabanlı yaklaşımlar	5
2.1.2 Damar-iyileştirme tabanlı yaklaşımlar	10
2.1.3 Model-tabanlı yaklaşımlar	14
2.2 3B Yüzey Oluşturma Yaklaşımları	17
2.2.1 Yüzey-temelli yaklaşımlar	18
2.2.2 Hacim-temelli yaklaşımlar	19
2.3 Bölüm Değerlendirmesi	20
3. BT TABANLI OTOMATİK DAMAR SEGMENTASYONU	
GELİŞTİRİLMESİ	22
3.1 BT Görüntülerde Akciğer Loblarının Çıkarılması	24
3.2 Damar Segmentasyonu	30
3.2.1 Ön-işleme	30
3.2.2 Yinelemeli global eşikleme yöntemi	32
3.2.3 Süreklilik algoritması	36
3.2.4 Damar takip algoritması	38
3.3 3B Damar Modelleme	46
3.4 Bölüm Değerlendirmesi	50
4. ÖNERİLEN METODOLOJİNİN UYGULANMASI VE SONUÇLARININ	
DEĞERLENDİRİLMESİ	52
4.1 Uygulama Platformu	52
4.2 Veri Kümesi	52
4.3 BT Tabanlı Otomatik Damar Segmentasyonu Metodolojisinin Uygulanması ..	53
4.4 Sonuçların Değerlendirilmesi	59
5. SONUÇLAR	64
KAYNAKLAR	66
ÖZGEÇMİŞ	71

KISALTMALAR DİZİNİ

2B	İki Boyut
2D	Two Dimensional
3B	Üç Boyut
3D	Three Dimensional
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CLAHE	Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization
CT	Computer Tomography
FN	False Negative Number
FP	False Positive Number
ITK	Insight Toolkit
LIDC	Lung Image Database Consortium
MC	Marching Cubes
MIP	Multi-scale Intensity Projection
OPENCV	Open Source Computer Vision
OPENGL	Open Source Graphics Library
TN	True Negative Number
TP	True Positive Number
VTK	Visualization Toolkit

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 3B damar görüntüleme (Saitoh vd. 2005).....	6
Şekil 2.2 BT görüntülerde karaciğer damarlarının 3B görüntülenmesi (Seo ve Park.....	7
Şekil 2.3 Bölge büyütme yöntemi kullanılarak koroner arter segmentasyonu	8
Şekil 2.4 Damarların 3B gösterimi (Hanh vd. 2001)	9
Şekil 2.5 Bölge-büyütme yöntemi (Sekiguchi vd. 2005).....	10
Şekil 2.6 BT damar görüntüsü ve yaklaştırılmış halleri (Frangi 1998)	11
Şekil 2.7 Hessian filtresi uygulanarak gerçekleştirilen damar segmentasyonu (Doğan vd. 2009)	12
Şekil 2.8 Yapılanma Elementleri (Park vd. 2005)	14
Şekil 2.9 2B görüntüde snake yönteminin uygulanması.....	15
Şekil 2.10 Düzey kümeleme modeli (Osher ve Sethian 1988)	16
Şekil 3.1 Akciğer Yapısı (Mavi renkliler atardamar, kırmızı renkliler toplardamar)	22
Şekil 3.2 Önerilen metodolojinin akış şeması.....	23
Şekil 3.3 Akciğer loblarının çıkarılması akış diyagramı.....	24
Şekil 3.4 Yapı elementi	25
Şekil 3.5 Histogram örneği	25
Şekil 3.6 Eşikleme yöntemi uygulanması	26
Şekil 3.7 Maske oluşumu ve uygulanması	27
Şekil 3.8 Konkav ve konveks yapı örnekleri	28
Şekil 3.9 Maskenin Konkav Bölgesi.....	29
Şekil 3.10 Konveks maske ve görüntüye uygulanması.....	29
Şekil 3.11 Damar segmentasyonu genel blok diyagramı	30
Şekil 3.12 $A \times B$ boyutlarındaki görüntünün bölgelere ayrılmış hali	31
Şekil 3.13 CLAHE uygulanması.....	32
Şekil 3.14 Yinelemeli global eşikleme algoritması akış diyagramı.....	34
Şekil 3.15 Yinelemeli global eşikleme yöntemi görüntüleri.....	35
Şekil 3.16 Süreklilik algoritması akış diyagramı	37
Şekil 3.17 Komşuluk ilişkileri	38
Şekil 3.18 Damar takip algoritması akış diyagramı	40
Şekil 3.19 Damar Yapısı	41
Şekil 3.20 Birleşme Durumu.....	42
Şekil 3.21 Ayrılma Durumu.....	43
Şekil 3.22 Kesişen Damar Durumu-1	44
Şekil 3.23 Kesişen Damarlar.....	44
Şekil 3.24 Kesişen Damar Durumu-2	45
Şekil 3.25 2B Görüntü Kesitleri.....	47
Şekil 3.26 Voksel Oluşturma	47
Şekil 3.27 MC için temel 256 durumun indirgendığı 15 durum (Shroeder vd. 1998)....	48
Şekil 3.28 İndeks 8-bitlik	48
Şekil 3.29 Temel küp ve örnek topoloji	49
Şekil 4.1 Veri Seti 2, BT görüntü 128.....	53
Şekil 4.2 Veri Set 2, BT görüntü 128.....	54
Şekil 4.3 Veri Seti 2, BT Görüntü 128.....	54
Şekil 4.4 Veri Seti 2, BT Görüntü 128.....	55

Şekil 4.5 Veri Seti 2, BT Görüntüsü 125'in damar segmentasyonu ile beraber süreklilik.....	56
Şekil 4.6 Veri Seti 2, BT Görüntü 94-95; damar takibi algoritması uygulanmadan önce	56
Şekil 4.7 Veri Seti 2, BT Görüntü 95; damar takibi algoritması uygulandıktan sonra ...	57
Şekil 4.8 Veri Seti 1, BT Görüntü 3	57
Şekil 4.9 Veri Seti 2, BT Görüntü 150.....	58
Şekil 4.10 Veri Seti 2, 3B Modellemesi.....	58
Şekil 4.11 Veri Seti 2, 3B Modellemesi.....	59



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1 Yinelemeli global eşikleme yöntemi başarı sonuçları.....	60
Çizelge 4.2 Süreklilik algoritması uygulandıktan sonraki başarı tablosu.....	61
Çizelge 4.3 Damar takibi algoritması uygulandıktan sonraki başarı tablosu.....	62
Çizelge 4.3 Genel başarı tablosu.....	62



1. GİRİŞ

Görüntü işleme, görüntünün bilgisayar ortamına aktarılarak sayısallaştırılması ve üzerinde işlemler yapılabilir hale getirilmesi olarak tanımlanabilmektedir. Günümüzde görüntü işleme, hemen hemen her alanda kullanılmaktadır. Özellikle, son yıllarda verilerin dijital ortama aktarılması ve bilgisayarın her alanda kullanılmasıyla çok önemli bir konuma gelmiştir. Görüntü işleme alanındaki çalışmaların artmasıyla, görüntü işlemenin kullanım alanları ve metotları çeşitlenerek artış yakalamıştır.

Görüntü işlemenin en çok kullanıldığı alanlardan birisi de tıbbi çalışmalardır. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte, tıbbi görüntüleme alanında büyük gelişmeler gerçekleşmiştir. Tıbbi görüntüleme, en basit hali ile insan vücudunun iç yapısının çeşitli yöntemler ile görülebilir hale getirilmesidir. Tıbbi görüntülemenin temeli, ilk olarak Wilhem Roentgen'nin X-ışınlarını ve röntgeni keşfetmesiyle atılmıştır. Daha sonra, her birinin özellikleri birbirinden farklı olan tıbbi görüntüleme sistemleri tasarlanmıştır. Bilgisayar tomografisi (BT) cihazı, X-ışınları ve görüntü işleme operatörleri yardımıyla aldığı görüntülerin kesitler halinde bilgisayar ortamına aktarılmasını sağlamaktadır. Manyetik rezonans sisteminde, güçlü mıknatıslar ile oluşturulan manyetik alan sayesinde görüntüler elde edilmektedir. Ultrason cihazı, ses dalgası kullanmakta ve görüntülerin gerçek zamanlı elde edilmesini sağlamaktadır. Bahsedilen sistemler, tıbbi çalışmalarda en çok kullanılanlardır. Bunlar dışında da birçok sistem bulunmaktadır.

Günümüzde, tıbbi görüntüleme teknolojisinin artmasından dolayı, mevcut tıbbi görüntü verileri hızla artmaktadır. Bu gelişmelerle beraber, bu verilerin nasıl doğru analiz edilip verimli bir şekilde kullanılacağına dair çalışmalar ortaya çıkmıştır. Dolayısıyla tıbbi görüntü segmentasyon teknikleri önem kazanmıştır. Görüntü segmentasyon teknikleri, görüntünün daha verimli analiz edilmesini ve daha çok bilgi sağlamasını amaçlamaktadır. Görüntü segmentasyonu; görüntünün yoğunluk, renk, doku gibi görsel özelliklerini temel alarak her bir pikselin etiketlenmesi işlemi olarak tanımlanabilmektedir (Shapiro ve Stockman 2011). Tıbbi görüntü segmentasyonu, diğer görüntü segmentasyon tekniklerinden farklıdır. Segmentasyonu yapılacak anatomik yapılar hakkında ön bilgi gerektirmektedir ve o yapıya özel yapılmaktadır. Tıbbi

görüntüleri, belirli anatomik yapılara ayrıştırma işlemini yapmayı amaçlamaktadır. Bu anatomik yapılar içerisinde damarlar büyük önem taşımaktadır.

Son yıllarda, tıbbi görüntünün segmentasyonu kadar 3B gösterimi de önem kazanmıştır. 2B görüntüleri birleştirilmesi ve yorumlanması çok zaman kaybına sebep olmaktadır. Ayrıca, hastalıkların tanı ve tedavisinin belirlenmesi daha zor olmaktadır. Segmentasyonu yapılan anatomik yapının 3B görselinin oluşturulmasıyla hem sonucu yorumlama hem de tanı ve teşhis daha verimli yapılabilmektedir.

Tıbbi görüntülerde damar segmentasyonu ve 3B gösterimi, güvenilir tanı ve birçok hastalığın tedavi planlaması açısından büyük önem taşımaktadır. Günümüzde birçok damar hastalığı mevcuttur: Damar tıkanıklığı, genişlemesi, varis vb. Bu hastalıklardan bazıları zamanında tedavi edilmezse ölüme sebep olabilmektedir. Dolayısıyla, erken teşhis büyük önem taşımaktadır. Damar segmentasyonu; damarın genişliği, damarın yayılımı ve hastalık tanısı ile tedavi yönteminde kullanıldığında güvenilirliği arttıran damar haritası karşılaştırılması yapılabilmektedir. Ayrıca, hastanın damar yapısının çıkarılması cerrahi operasyonlar içinde önem taşımaktadır. Dolayısıyla, damar segmentasyonu ile ilgili pek çok çalışma gerçekleştirilmektedir. Bu çalışmalar 2B ya da 3B tıbbi görüntüler üzerinde yapılmaktadır.

Bu tez kapsamında; 2B akciğer BT görüntülerinde damar segmentasyonunu ve bulunan damar yapılarının 3B modellenmesini gerçekleştiren bir metodoloji geliştirilmiştir. Geliştirilen metodoloji, aşağıdaki adımları gerçekleştirmektedir.

- Görüntü üzerinde morfolojik işlemler gerçekleştirilerek görüntünün kalitesi artırılmış ve gürültü azaltılmıştır.
- Akciğer BT görüntüleri üzerinde akciğer loblarının çıkarılması işlemi gerçekleştirilmiştir.
- Elde edilen akciğer loblarının olduğu görüntülere, damar segmentasyonu için yinelemeli global eşikleme algoritması uygulanmıştır.

- Damar segmentasyonu işleminin ardından, gürültü nedeni ile oluşan yanlış-pozitif sonuçları azaltmak için süreklilik algoritması uygulanmıştır. Bir görüntüde bulunan nesnelerin, bir önceki görüntüde veya bir sonraki görüntüde 8’li komşuluğuna bakılmış, sürekliliği olmayan nesnelerin damar olmadığı varsayılarak görüntüden çıkarılmıştır.
- Damar kesişmesi veya nodülden dolayı oluşan yanlış-pozitif sonuçları azaltmak için damar takip algoritması uygulanmıştır.
- Son olarak, bulduğumuz damar yapılarının 3B modellemesi Marching Cubes (MC) algoritması kullanılarak oluşturulmuştur.

Çalışmanın ikinci bölümünde genel damar segmentasyonu ve 3B modelleme ile ilgili daha önce yapılmış olan çalışmalardan bahsedilmiştir. Üçüncü bölümde, geliştirilen metodolojini adımları detaylı olarak anlatılmıştır. Damar segmentasyonu için yinelemeli global eşikleme algoritması, süreklilik algoritması ve damar takip algoritması önerilmiştir. Dördüncü bölümde, önerilen damar segmentasyonu metodolojisinin uygulaması gerçekleştirilmiş ve bulgular tartışılmıştır. Son olarak beşinci bölümde ise, sonuç ve değerlendirmelere yer verilmiştir.

2. DAMAR SEGMENTASYONU VE 3B MODELLEME İLE İLGİLİ ÇALIŞMALAR

Bu bölüm, genel damar segmentasyonu ve 3B yüzey oluşturma yaklaşımlarından oluşmaktadır. Bu bölümde, kullanılan mevcut yöntemlerden ve yapılan çalışmalardan bahsedilmiştir.

2.1 Genel Damar Segmentasyonu Yaklaşımları

Görüntü segmentasyonu, belli karakteristik özelliklere göre bir görüntüyü anlamlı parçalara ayırma işlemi olarak tanımlanabilmektedir (Gonzalez ve Woods 2002, Pal ve Pal 1993). Günümüzde, anatomik yapılar ve diğer ilgili alanların tanımlanması amaçlı görüntü segmentasyon algoritmaları giderek daha önemli hale gelmektedir. Bu algoritmalar; biyomedikal görüntü uygulamasında, tanı, tedavi planlaması, tıbbi görüntülerin hacimlendirilmesi, bilgisayar güdümlü ameliyat gibi sayısız alanda önemli rol oynamaktadır (Pham 2000).

Literatürde, tıbbi görüntü segmentasyonu algoritmaları geniş yer tutmaktadır. Fakat tüm görüntüler üzerinde iyi sonuç veren standart bir teknik bulunmamaktadır. Çalışılan görüntünün özelliklerine göre ve çalışmanın amacına göre yöntemler farklılık göstermektedir.

Segmentasyon teknikleri, sınıflandırma çeşidine göre birçok gruba ayrılabilir. Birçok teknik birden fazla grubun içerisine de dahil edilebilmektedir. Bu tez kapsamında, tıbbi görüntülerde damar segmentasyonu tekniklerine ağırlık verilmiştir. Tıbbi görüntülerde segmentasyon teknikleriyle ilgili daha kapsamlı bilgi almak için Kirbas ve Quek'in (2004) çalışması incelenebilir. Damar segmentasyonu yöntemleri: yoğunluk-tabanlı (intensity-based) yaklaşımlar, damar-iyileştirme (vessel-enhancement) tabanlı yaklaşımlar ve model-tabanlı yaklaşımlar olmak üzere 3 grupta incelenmiştir.

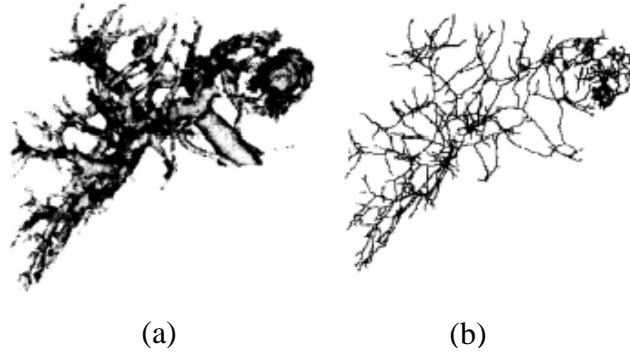
2.1.1 Yoğunluk-tabanlı yaklaşımlar

Yoğunluk-tabanlı yaklaşımlar, görüntüdeki her bir pikseli ayrı değerlendirerek doğrudan segmentasyon yapmaktadır. Yoğunluk-tabanlı yaklaşımlar; eşikleme yöntemi (thresholding) ve bölge-büyütme (region-growing) yöntemi olarak iki kısımda incelenmektedir.

Eşikleme yöntemi; bir skaler görüntünün, piksel yoğunluk değerleri baz alınarak, ikili bölümlenmesi şeklinde tanımlanabilmektedir. Eşikleme yöntemi, birbirinden farklı yoğunluk değerleri ve keskin hatları olan yapıların segmentasyonunda basit ve etkili bir yöntemdir. Bu yöntem genelde, görüntü işleme operasyonlarında ilk adım olarak kullanılmaktadır. Birçok eşikleme yöntemi yaklaşımı geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları görüntünün histogram değerlerini temel alırken; diğerleri lokal ortalama değer, lokal eğim gibi lokal özellikleri temel almaktadır. Literatürde, damar segmentasyonunda eşikleme yöntemi kullanan birçok çalışma mevcuttur.

Soler vd. (1998), histogram analizini temel alan bir çalışma gerçekleştirmiştir. İlk olarak görüntüye ön-işlem uygulanmış ve kontrastı iyileştirilmiştir. Daha sonra, histogramdaki lokal minimum noktalarını eşik değerleri olarak kullanmıştır. Eşikleme fonksiyonu uygulanmış görüntü, damar yapılarını bulmak için kullanılmıştır. Başarılı bir sonuç elde edilmiştir ve her türlü damar sisteminde kullanılabileceği için kullanım açısından elverişli bir yöntemdir.

Saitoh vd. (2005), eşikleme yöntemini kullanarak 3B damar segmentasyonu gerçekleştirmiştir. Damar segmentasyonu için ilk olarak, geçici bir eşik değeri seçilmiştir. Daha sonra bu eşik değeri üzerinden ayarlamalar yapılarak damar yapıları için en uygun eşik değeri belirlenmiştir. Damar sistemini göstermek için, bulunan damar yapılarına inceltme (thinning) operasyonu uygulanarak damarların yönlendirilmiş grafiği çıkartılmıştır. Bu yöntemin dezavantajı; eğer ilk verilen geçici eşik değeri damarların eşik değerinden uzak bir değerse, işlem uzun zaman almakta ve çok fazla damar segmentasyonu yaparak yanlış damar yapısı tespitine yol açmaktadır.

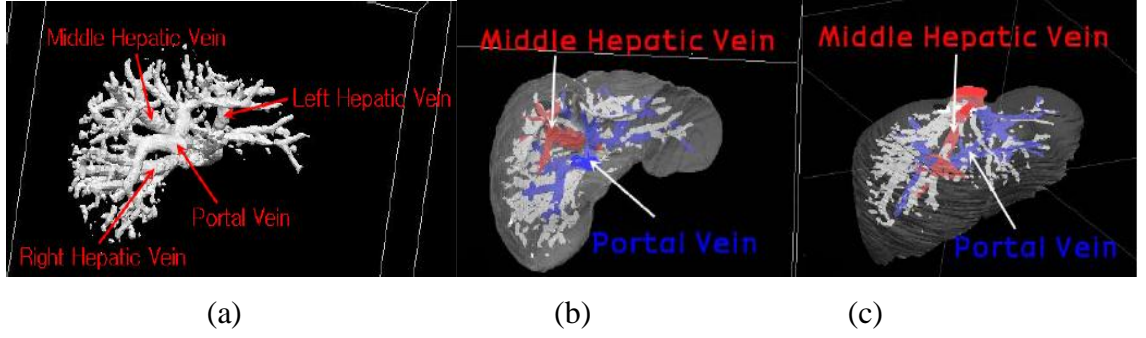


Şekil 2.13B damar görüntüleme (Saitoh vd. 2005)

a. bulunan damarlar, b. inceltme sonrası

Kawajiri vd. (2008), BT görüntülerde otomatik damar segmentasyonu gerçekleştirmiştir. İlk olarak görüntüyü iyileştirmiş, daha sonra damar yapılarını çıkartmıştır. Görüntüyü iyileştirmek için, Gaussian fonksiyonunu ve Hessian filtresini temel alan bir histogram dönüşümü gerçekleştirmiştir. Daha sonra, iyileştirilen histogram üzerinden eşikleme yöntemi uygulanarak damar yapıları çıkarılmıştır. Alanları küçük olan piksel toplulukları yanlış tespit sayılarak görüntüden kaldırılmıştır. Sonuç olarak, damarlarla diğer bölgelerin piksel yoğunluk değerlerinin birbirine yakın olmasına rağmen başarılı bir sonuç elde edilmiştir.

Seo ve Park (2009), BT karaciğer görüntülerinde otomatik damar segmentasyonu gerçekleştirmişlerdir. Karaciğer damarlarının segmentasyonu, sol ve sağ karaciğer loblarının hacmini belirlemede kullanışlı olmaktadır. Damar segmentasyonu işleminde; ilk olarak karaciğer damarlarının yerini belirlemek için Canny kenar algılama (Canny edge detection) algoritması kullanılmıştır. Daha sonra, bulunan kenarların etrafına eşikleme yöntemi uygulanmıştır. Eşikleme yönteminden sonra, eşikleme değerinin altında kalan fakat önceki ve sonraki işlemlerde, bulunan damar yapısıyla bağlantılı olan yapılar eklenmiştir. Piksel sayısı 9'dan küçük olan ve diğer damar yapılarıyla bağlantısı olmayan yapılar kaldırılmıştır. Bir uzman yardımı olmadan veya bir başlangıç noktasına gerek duymadan karaciğer damar segmentasyonu gerçekleştirmişlerdir.



Şekil 2.2 BT görüntülerde karaciğer damarlarının 3B görüntülenmesi (Seo ve Park 2009)

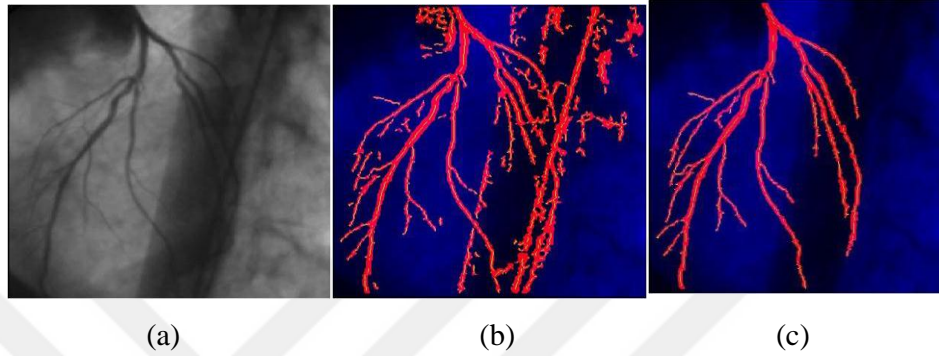
a. Karaciğer damarlarının 3B modellemesi, b. yöntemin uygulanması sonucu bulunan damarların 3B modellemesi

Bölge-büyütme yöntemi, eşikleme yönteminin daha gelişmiş modelidir. Eşikleme yöntemi piksel yoğunluk değerleri arasındaki farka odaklanırken, bölge-büyütme algoritması aynı yoğunluk değerlerine sahip piksel gruplarıyla ilgilenmektedir. Bölge-büyütme algoritması bir piksel ya da piksel grubu ile başlar ve her adımda başlangıç pikseli ile benzer bir komşu pikseli gruba dahil eder. Literatürde, bölge-büyütme yönteminde piksel uyumlulukları için iki kriter bulunmaktadır: yoğunluk benzerliği ve uzamsal yakınlık.

Bölge-büyütme yönteminin avantajı, aynı özelliklere sahip pikselleri birleştirme işlemini doğru gerçekleştirmektedir. Fakat, bunun için seçilen kriter çok önemlidir. Eğer doğru seçilmezse, başka bölgeleri istenilen bölge varsayarak sonuca ekleyebilir veya tam tersi istenilen bölgeyi farklı bölge sayarak sonuca eklemeyebilir. Diğer bir sorunu ise, görüntüde istenilen bölgede gürültü veya delik (holes) gibi durumlardır. Bu durumlarda, yöntem doğru sonuç verememektedir. Pohle ve Toennies (2001) delik sorununu kaldırabilecek gelişmiş bölge-büyütme yöntemi geliştirmiştir. Bu yöntem, istenilen bölgenin karakteristik özelliklerinden otomatik olarak benzerlik kriterini öğrenebilecek kapasiteye sahiptir. Literatürde, damar segmentasyonunda kullanılan birçok bölge-büyütme yaklaşımı mevcuttur.

O'Brien ve Ezquerro (1994), bölge-büyütme algoritmasını kullanarak koroner arter segmentasyonu gerçekleştirmiştir. Algoritmaları üç kısımdan oluşmaktadır. İlk adımda,

manuel olarak başlangıç noktası verilmiş ve bölge-büyütme algoritması ile koroner arterlerin segmentasyonu yapılmıştır. Bölge-büyütme yönteminde kullanılan yoğunluk değeri, yapılan çalışmalar sonucu bulunmuştur. İkinci adımda, koroner arterlerin orta noktaları bulunmuştur. Son adım olarak, uzamsal ve zamansal bağlantı bilgilerine bakılarak gürültüler kaldırılmıştır.



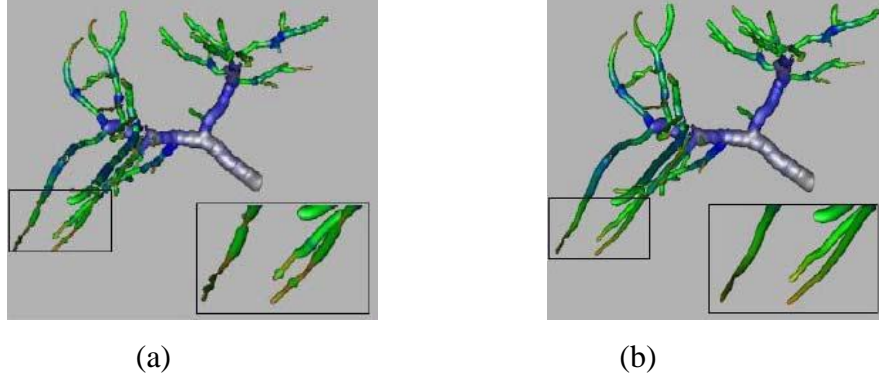
Şekil 2.3 Bölge büyütme yöntemi kullanılarak koroner arter segmentasyonu (O'Brien ve Ezquerro 1994)

a. Orjinal görüntü, b. bölge-büyütme uygulanmış hali, c. uzamsal ve mekansal bağlantı bilgilerine bakılarak gürültülerin kaldırılmış hali

Yim vd. (2000), düzenli bölge-büyütme yöntemini kullanarak MR görüntülerden damar ağaç yapısının segmentasyonunu gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada, ağaç dallanmasında damar kesişmesinden dolayı oluşan belirsizlikleri çatallanma aralığı hakkında bir ön bilgi ekleyerek çözmeye çalışmıştır. Schmitt vd. (2002), bölge-büyütme yöntemini eşikleme yöntemi ile beraber kullanarak 3B görüntüsünde damar segmentasyonu gerçekleştirmiştir.

Hanh vd. (2001), bölge-büyütmeli bir yaklaşımda bulunmuştur. Damarlar, hızlı bölge büyütme (fast region-growing) algoritması kullanılarak çıkarılmıştır. Başlangıç noktaları olarak ince damarlar ve dallanan damarlar kullanılmıştır. Damar segmentasyonu yapıldıktan sonra, inceltme algoritması uygulanarak damar yapısının iskeleti çıkarılmıştır. Daha sonra iskelet yapısı, damarların birbirleriyle ilişkisini gösterecek şekilde yönlü grafiğe dönüştürülmüştür. Her bir damar için damar çapını

tutan bir liste oluşturulmuştur. 3B modellemede, damar çaplarını pürüzsüzleştirme teknikleri kullanılmıştır.

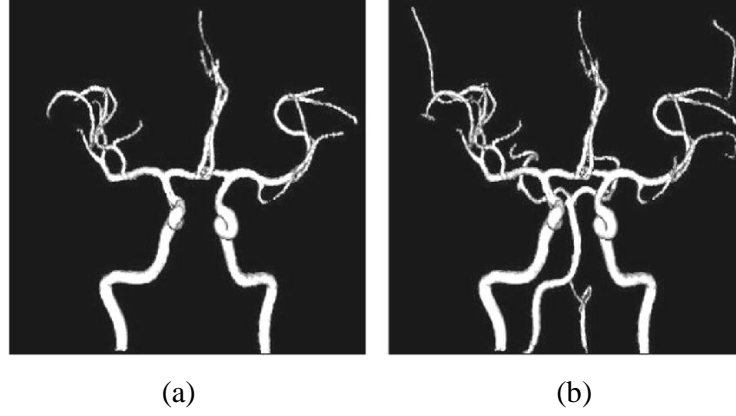


Şekil 2.4 Damarların 3B gösterimi (Hanh vd. 2001)

a. Resimde bulunan damarların 3B gösterimi, b. Damar çapı pürüzsüzleştirme uygulandıktan sonraki 3B gösterimi

Boskamp vd. (2004), çalışmalarında eşikleme ve bölge-büyütme yöntemini kullanmışlardır. Bu çalışmada başlangıç noktası manuel olarak seçilmekte ve üç kriter göz önüne alınarak bölge-büyütme yöntemi uygulanmaktadır. İlk kriter; belirlenen eşik değerinden düşük olmayan pikseller bölgeye dahil edilebilmektedir. İkinci kriter; adaptif üst eşik değeri kullanılmıştır. Bu değerden yüksek olan ve boyutu belli bir büyüklüğün üzerinde olanlar bölgeye dahil edilmemektedir. Son olarak üçüncü kriter; komşu pikseller arasındaki yoğunluk değerlerinin farkına bakılmaktadır. Bu algoritmanın başarı oranı, verilen eşik değerlerine bağlıdır.

Sekiguchi vd. (2005), dal (branch) temelli lokal bölge-büyütme yöntemi kullanmıştır. Çalışmada, segmentasyon sırasında birden fazla dala ulaşıldığında, bölge-büyütme algoritmasının bir seferde sadece bir daldan devam etmesine izin vermektedir. Büyüme kriteri, lokal alanın yoğunluk değerine göre değişen dinamik bir değerdir. Geleneksel bölge-büyütme yöntemi ile dal temelli lokal bölge büyüme yönteminin sonuçları şekil 2.5'te gösterilmektedir.



Şekil 2.5 Bölge-büyütme yöntemi (Sekiguchi vd. 2005)

a. geleneksel, b. dal-temelli lokal

Perez vd. (2010), özellik çıkarma ve bölge-büyütme yöntemini temel alan bir çalışma gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada ilk olarak, her bir piksel için gradyan büyüklüğü ve maksimum özdeğerler (eigenvalues) gibi özellikler hesaplanmıştır. Hesaplanan bu özellikler bölge-büyütme yönteminde parametre olarak kullanılmış ve başlangıç noktası da maksimum özdeğerler kriteri kullanılarak otomatik olarak bulunmuştur.

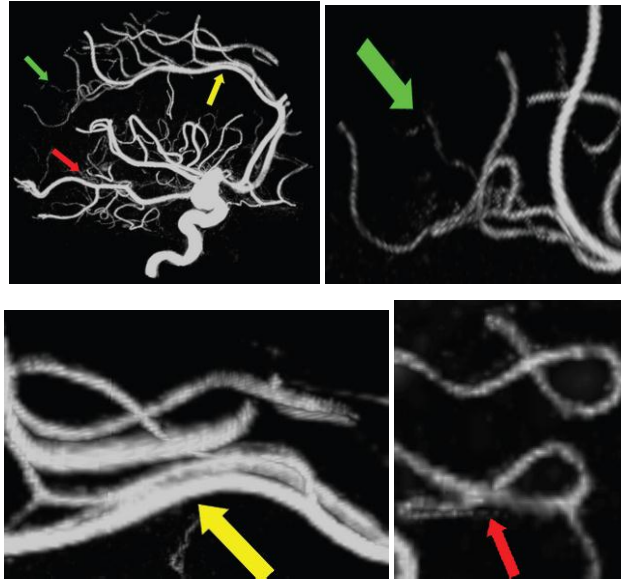
Yoğunluk-tabanlı yaklaşımlar, piksel bazlı yöntemlerdir. Bu yaklaşımlar aynı özelliklere sahip ve mekânsal olarak ayırık bölgeleri başarılı bir şekilde tespit edebilmektedirler. Fakat bu başarı oranı, eşik değerinin ya da piksel kriterlerinin seçimine oldukça bağlıdır. Görüntüdeki bölge sayısı arttıkça, eşik değerini bulmak ya da piksel kriterlerini belirlemek daha da zorlaşmaktadır. Fakat eşik değeri ve piksel kriterleri doğru belirlendiğinde uygulanabilirliği kolay ve hızlı yöntemlerdir. Ayrıca, tüm görüntülere uygulanabilmektedirler.

2.1.2 Damar-iyileştirme tabanlı yaklaşımlar

Bu yaklaşımdaki amaç, görüntüdeki damar yapısına benzeyen yapıları daha da belirginleştirmektedir. Bu yaklaşım, eşleştirilmiş filtre temelli ve morfolojik işlem temelli olmak üzere iki kısımda incelenebilmektedir. Literatürde bu yaklaşımı kullanan birçok çalışma mevcuttur.

Eşleştirilmiş filtre ilkesi, görüntü analizinde özellik algılama yaklaşımında yaygın olarak kullanılmaktadır. Poli ve Valli (1997), farklı yönlerdeki ve kalınlıklardaki damar yapılarına duyarlı olan doğrusal filtreler tanımlamışlardır. Bu filtreler, düzgün yer değiştiren ve odaklı Gauss çekirdeklerinin kombinasyonundan oluşturulmuşlardır. Meijster vd. (2001), birbirine bağlı filtreler tanımlamışlardır. Bu filtreler, görüntüdeki gürültüyü arttırmadan damar yapılarını belirgin hale getirebilmektedirler.

Frangi vd. (1998), çalışmasında damar yapılarını algılayan bir filtre kullanmıştır. Görüntü yoğunluk değerlerinin lokal Hessian matrisinden oluşturulan ve daha sonra birçok çalışmada kullanılan bir filtredir. Bu yaklaşımda, Hessian matrisin özdeğer büyüklüğünü karşılaştırarak damar iyileştirilmesinde kullanılacak pikseller seçilmektedir. Bu filtrenin sakıncası, Hessian ikinci derece diferansiyel bir çalışmadır ve dolayısıyla gürültüye çok duyarlıdır. Agam vd. (2005), bu problemi çalışmasında Hessian matris yerine gradyan ile ilgili vektörlerin korelasyon matrisini kullanarak çözmektedir. Benzer bir yaklaşım Aylward vd. (1996) çalışmasında da görülmektedir. Çalışmalarına görüntüyü, damar eksenlerine yaklaştıkça yoğunluk değerlerinin çıktığı 3B değerlendirme haritası olarak yorumlamışlardır. Damarların orta noktaları çok-ölçekli (multi-scale) Hessian filtresi temel alınarak çıkartılmıştır. Ölçekler damarın genişliğine karşılık geldiğine göre, damarın tüm hacmi bulunan orta noktalar ve genişlik ile yeniden şekillendirilebilmektedir.



Şekil 2.6 BT damar görüntüsü ve yaklaşılmış halleri (Frangi 1998)

Cai vd. (2007), çalışmalarında Frangi (1998)'nin çalışmasından yararlanmışlardır. İlk olarak görüntüye Hessian matrisi uygulanmıştır. Daha sonra görüntüde kalsiyum ve kemik gibi yapıların piksel yoğunluk değerini düşürmek için transfer fonksiyon tanımlanmıştır. Son olarak da, çok-katmanlı (multi-level) filtre uygulamışlardır. Çok-katmanlı filtre uygulamasında MIP (Multum IN Parvo) hacimsel piramidi kullanılmıştır. Bu sayede, yapılan çalışmanın çalışma süresi azaltılmıştır.

Doğan vd. (2009), BT görüntülerde damar segmentasyonunu Hessian tabanlı damar filtresi kullanarak gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada, damarlar çıkarıldıktan sonra ana damarlara bir etiketleme prosedürü uygulanmaktadır. Diğer Hessian filtresi temelli damar segmentasyonu yöntemlerine kıyasla, bu metot damarın bir kısmını değil tüm damarları çıkartabilmektedir. Bu çalışmada, 15 veritabanı kullanılmış ve 11 veritabanında damarlar doğru olarak etiketlenebilmiştir.



Şekil 2.7 Hessian filtresi uygulanarak gerçekleştirilen damar segmentasyonu (Doğan vd. 2009)

Wang vd. (2013), yaptıkları çalışmada karaciğer BT görüntüleri kullanmışlardır. İlk olarak çalışmada, damarlar dışındaki arka plan histogram dağılımının Gauss dağılımına benzediği gösterilmiştir. Daha sonra, görüntüden arka plan çıkarılmıştır ve damarların olduğu kısım elde edilmiştir. İnce damarların belirginliğini arttırmak için Hessian matrisi uygulanmıştır.

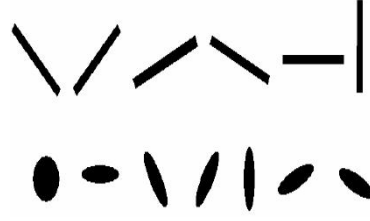
Morfolojik işlem temelli yaklaşımlar, önceden tanımlanmış yapılanma elementlerini (structuring element) temel alarak nesne form ve şekillerini bulmaktadır. Genellikle, ön-

bilgiye dayanarak yapılanma elemanları kümesi tanımlanmakta, daha sonra tanımlanan yapılanma elemanları görüntüye uygulanmaktadır. Literatürde morfolojik işlemler temelli birçok çalışma mevcuttur.

Trackray ve Andnelson (1993), damar segmentasyonu için sekiz tane damar yönünü belirten yapılanma elemanı kullanılmıştır. Figueiredo ve Leita (1995), çalışmalarında morfolojik kenar bulma yöntemini BT görüntülerde damar segmentasyonu için kullanmıştır.

Dokladal vd. (1999), topoloji ve morfolojik görüntü işleme tekniklerini temel alan bir yaklaşımda bulunmuştur. Elde edilen nesnenin birbiriyle bağlantılı olduğu, oyuk veya delik olmadığı hipotezine dayalıdır. İlk olarak bir başlangıç pikseli seçilir. Bu seçim uzmanlar tarafından ya da başka görüntü işleme algoritmaları kullanılarak yapılabilir. Daha sonra yinelemeli bir şekilde etrafındaki pikselleri değer seviyelerine göre nesneye eklemektedir. Bu metot, topolojik olarak doğru ve daha ince damarları da çıkarması açısından başarılı bir yöntemdir.

Park vd. (2005), BT görüntülerde damar segmentasyonu için morfolojik işlem temelli bir yaklaşım gerçekleştirmiştir. Algoritmaları dört adımdan oluşmaktadır. İlk adımda, eşikleme yöntemi ile istenilen alan görüntüden ayrıştırılmaktadır. İkinci adımda, ön-bilgiye dayalı yapılanma elementleri tanımlanmıştır. Damar segmentasyonunda istenilen yapı boru biçiminde yapı olduğundan, çeşitli açılarda daire şekli ve boru şekline sahip yapılanma elemanları kümesi oluşturulmuştur. Yapılanma elemanları kümesi şekil 2.7’de görülmektedir. Üçüncü adımda, her görüntü kesitine damar yapılarını bulmak için yapılanma elemanları kullanılarak genişleme (dilata) ve aşınma (erode) morfolojik işlemleri uygulanmıştır. Son olarak dördüncü adımda, tüm kesitler bir araya getirilerek 3B modelleme gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.8 Yapılanma Elementleri (Park vd. 2005)

Damar-iyileştirme tabanlı yaklaşımlar, otomatik bir yöntem tasarlamak için uygundur. Ayrıca, damarın yapısına çok bağlı değildir. Damarda yapı değişikliği olsa da, uygulanabilirlerdir. Bu yaklaşımdaki yöntemlerin tek kötü yanı, gürültüye çok duyarlı olmalarıdır ve yapılanma elementlerini çok iyi tanımlamaları gerekmektedir. Segmentasyonu yapılacak olan yapının, görüntüde olabilecek tüm şekillerinin iyi bilinmesi gerekmektedir. Aksi takdirde, segmentasyonu başarılı gerçekleştirememektedir. İnce damarların segmentasyonunu eğer gürültü var ise, gerçekleştirememektedir.

2.1.3 Model-tabanlı yaklaşımlar

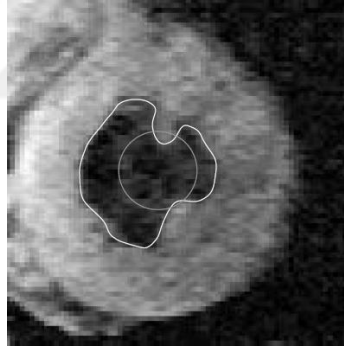
Literatürdeki bazı çalışmalarda, segmentasyonun görüntünün özelliklerine dayalı yapılabileceği varsayımı kullanılmıştır. Fakat bu varsayım bazen yetersiz olabilmektedir. Bu yaklaşımda; görüntüyü doğru yorumlayabilmek için, nesne ile ilgili ön bilgi model-tabanlı yaklaşımlarla birleştirilmektedir.

Model-tabanlı yaklaşımların ilk çalışmalarında, model şablonlara (template) basit dönüşümler uygulanarak elde edilen sabit (rigid) şablonlara odaklanılmıştır. Nesne hakkında ön bilgi kullanılmış olsa da, sabitlik (rigidity) bu yöntemin geniş alanda kullanılmasını engellemiştir. Sabit şablonlarda ilgili Chin ve Dyer (1986) genel bir çalışma yapmıştır.

Sabit şablonlara kıyasla, biçim değiştirebilir (deformable) modeller verilen veriye uygun olarak şekillerini adapte edebilmektedirler. Dolayısıyla, bu modeller şekil değişiklikleri ve çeşitlilikleri ile baş edebilmektedirler. Biçim değiştirebilir modellere genel bakış

atmak için Jain vd. (1998) ve Montagnat vd. (2001)'nin yaptığı çalışmalar incelenabilmektedir. Biçim değiştirebilir modeller literatürde geniş bir alana sahiptir.

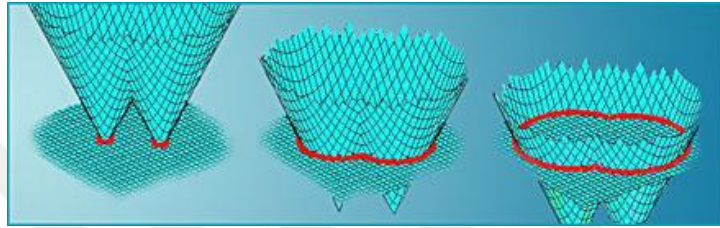
Biçim değiştirebilir model yaklaşımında, aktif kontur (active contour) model en yaygın kullanılan yöntemlerden birisidir. Bu yöntemin diğer bir adı da snake modelidir. Bu model ilk olarak Kass, Witkin ve Terzopoulos tarafından 1987 yılında geliştirilmiştir (Kass vd. 1987). Snake modeli birbirine bağlı noktalar dizisi olarak tanımlanabilmektedir ve bu model iç kuvvetlerin, dış kuvvetlerin ve görüntü kuvvetlerinin etkisiyle şekil değiştirebilmektedir. İç kuvvetler, snake modelinin gerilmesi ve bantlamasını sınırlamak olarak tanımlanabilmektedir. İç kuvvetler, biçim değiştirme sırasında modelin pürüzsüz kalmasını sağlamaktadırlar. Dış kuvvetler, modelin biçim değiştirmesini sınırlayan güçler olarak tanımlanabilmektedir ve tıbbi görüntülerde nadiren kullanılmaktadır. Görüntü kuvvetleri ise, snake modelini kenar gibi istenilen özelliklere yönlendiren, görüntüden elde edilen kuvvetlerdir.



Şekil 2.9 2B görüntüde snake yönteminin uygulanması (Qi 2008)

Snake modeli çoğu tıbbi görüntü segmentasyonu uygulamaları için kullanılabilir, iyi bir modeldir. Modele uygulanan kuvvetler iyi tanımlanmışsa eğer her türlü biçime girebilmektedir. Ayrıca, nesnenin kenarları tam bağlantılı olmasa bazı yerlerde kopukluk olsa dahi nesnenin sınırlarını pürüzsüz ve doğru bir şekilde bulabilmektedir. Fakat bazı olumsuz tarafları da mevcuttur. Örneğin; konkav şekle sahip nesnelerde iç kuvvetlerin geometrik esnekliğini kısıtlamasından dolayı, tam doğru bir sonuç verememektedir. Ayrıca gürültü ve başlangıç durumuna karşı hassastır.

Düzey kümeleme (level set) modeli ise, yüksek boyutlu düzey küme fonksiyonunda sıfır düzeyine aktif kontur modelini gömerek, aktif kontur modelini dolaylı yoldan temsil etmektedir. Düzey kümeleme modelinin snake modelinden üstünlüğü, kontur hesaplanırken topolojiksel değişimler yapabilmesidir. Düzey kümeleme modeli aynı zamanda geometrik aktif kontur modeli olarakta bilinmektedir (Caselles 1997). Düzey kümeleme modeli 1988 yılında Osher ve Sethian tarafından geliştirilmiştir. Bu model, segmentasyon problemini bir üst boyutta çözmektedir.



Şekil 2.10 Düzey kümeleme modeli (Osher ve Sethian 1988)

Bruijne vd. (2003), BT görüntülerde abdominal aort anevrizması segmentasyonunu aktif kontur model tabanlı bir yaklaşımla gerçekleştirmişlerdir. Bu yaklaşımda, iskelet ve kesişen damarları tanımlamada iki aktif model kullanılmıştır. Damar eksenini ve kesişen bölgeler arasındaki korelasyonu kaldırmak için, bir kombine aktif kontur modeli daha tanımlanmıştır. Bu modelin dezavantajı, genellikle manuel olarak oluşturulan geniş eğitim setleri gerekmektedir.

Holtzman vd. (2006); kenar-tabanlı model, minimum varyans modeli ve jeodezik aktif kontur modeli ile bir fonksiyon oluşturmuştur. Jeodezik aktif kontur modeli düzenlileştirme için kullanılmıştır. Yüzey hesaplaması için düzey kümesi formülasyonu gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma ayrıca, birden fazla nesnenin bulunabilmesi için hiyerarşik bir yaklaşım izlemiştir. Bu yaklaşımda ağaç yapısı kullanılmıştır.

Gooya vd. (2008), jeodezik aktif kontur temelli düzey kümesi modelini kullanan geometrik düzenlileştirme yöntemi uygulamışlardır. Bu çalışmada, MRA görüntülerindeki dar yapılarında korunmasını sağlayacak bir yöntem önerilmiştir. Ayrıca geometrik akış maksimizasyonu adlı düzenlileştirme şeması da modifiye

edilmiştir. Arterler gibi geniş damarlar ince damarların yanında bulunmaktadır. Geniş yapılı damarları ince yapılı damarlardan ayırmak için düzey kümesi temelli bir çözüm geliştirilmiştir (Bemmel vd. 2003). Damarların merkez eksenleri manuel olarak belirlenmiş ve bu damarlar düzey kümesi temelli yaklaşımda öncelikli olarak geliştirilmişlerdir. Hao ve Shen (2006), damar sınırlarının segmentasyonunda watershed algoritmasını kullanmışlardır. Çıkan sonucu düzey kümesi yönteminde başlangıç durumu olarak kullanmışlardır. Bu yöntem, hesaplama karmaşıklığını azaltmış ve gerçek-zamanlı sisteme yaklaşmayı başarmıştır.

Model-tabanlı yaklaşımlar, ön-yayılım temelli segmentasyon yöntemleridir ve tıbbi görüntü işlemede tercih edilen bir yaklaşımdır. Model-tabanlı yaklaşımlar da, eğer enerji fonksiyonu iyi tanımlanırsa, istenilen bölgenin özelliklerine uygun olarak, çok iyi sonuçlar alınabilmektedir. Fakat enerji fonksiyonlarını detaylandırıp iyi tanımlamak için, ileri matematik gerekmektedir. Ayrıca, konkav yapıların segmentasyonun da başarılı sonuç vermemektedir.

2.2 3B Yüzey Oluşturma Yaklaşımları

Yüzey oluşturma problemi, farklı şekillerde tanımlanmış bir yüzeyi çokgenselleştirmek olarak tanımlanabilmektedir. Bir yüzey; noktalar bulutu, parametrik fonksiyon veya örtük fonksiyon gibi birçok şekilde tanımlanabilmektedir. Literatürde, yüzey oluşturma problemi için birçok yaklaşım mevcuttur. Bu bölümde, tıbbi görüntüleri modellemede kullanılan yaklaşımlar incelenecektir.

Genellikle BT ve MRI taramalarında, 3B veri, ayrık kesitlerin bir dizi olarak elde edilmesiyle oluşmaktadır. Bazı durumlarda, 3B veri kümesindeki kesit sayısı yüzlerce olabilmektedir. Normalde radyologların, doktorların veya cerrahların her bir kesiti incelemesi gerekmektedir. Büyük kan damarları veya iskelet gibi yapıların tanımlanarak işaretlenmeleri ve bu işaretlenen verilere göre anormalliklerin tespit edilmesi gerekmektedir. Tespit edilen anormallikler ise zihinsel olarak görüntülenmektedir. Fakat 2B kesitlerde yapıların tanımlanması; biktırıcı, zaman alan ve hata yapılma ihtimali olan bir işlemdir. Ayrıca, küçük tümörlerin kan damarı olarak sayılma ihtimali yüksektir. Bu

gibi durumlarda, hastalığın tanı ve tedavisi çok zor olmaktadır. Dolayısıyla, verilerin 3B modellenmesi büyük önem taşımaktadır.

Tıbbi görüntülerin analizinde ve modellenmesinde, yaygın olarak bilinen ve bu bölümde incelenecek olan iki yaklaşım mevcuttur: Yüzey-temelli yaklaşımlar ve hacim-temelli yaklaşımlar.

2.2.1 Yüzey-temelli yaklaşımlar

Klasik ve en çok kullanılan yüzey-temelli yöntem kuşkusuz ki, Marching Cubes (MC) algoritmasıdır (Lorensen ve Cline 1987, Nielson ve Hamann 1991). Bu algoritma, düzenli ızgara (grid) sistemi içindeki küplerin köşelerinin fonksiyona göre örneklendirilmesi şeklinde çalışmaktadır. Örneklendirilen küp köşelerindeki değerlere göre, yüzeyin küpü nasıl kestiğine karar verilmektedir. Eğer yüzey küpü kesiyor ise, yüzeyin küpü kestiği kenarlardaki noktalar birleştirilerek bir poligon oluşturulmaktadır. MC; basit, hızlı ve doğruluğu yüksek bir yöntemdir. Ayrıca hacmi kübiksel olarak örneklemediği için, 3B modellemede örneklemediği hacmi direk olarak verebilmektedir. Diğer yandan MC algoritmasının bazı olumsuz tarafları da bulunmaktadır. Örneklemenin sabit ızgara üzerinde yapılması, aynı zamanda yüzeydeki belli noktaların oluşumundaki üçgen sayılarının da sabit olduğunu göstermektedir. Yüzeyin farklı bölgelerinin gösterimindeki ideal üçgen sayısının farklı olmasından dolayı, bu istenmeyen bir durumdur. Örneğin; eğrilik katsayısı yüksek olan bölgeleri göstermek için fazla üçgen gerekmektedir. Bu bölgeler eğer büyük üçgenlerle gösterilirse, bazı detaylar kaybolabilmektedir. Bu problemi ortadan kaldırmak için, algoritmadaki üçgen boyutları küçültülebilir fakat bu da çalışma süresini arttırmaktadır. Diğer yüzey-temelli yöntemlerde, genellikle MC algoritmasını temel alarak geliştirilmişlerdir. MC algoritmasını temel alan bazı ünlü yöntemler: Bloomenthal's Marching Tetrahedra (Bloomenthal 1994) yöntemi, küp yerine üçgensel piramit örneklemişlerdir ve Carr vd. (Carr vd. 2003) yöntemlerinde sekiz yüzlü üçgensel (octahedra) şekilleri örneklemişlerdir.

MC algoritmasının popülerliğinden dolayı, algoritma uygulandıktan sonra oluşan yüzeyin kalitesini arttırmak için birçok yeniden örgüleme (remeshing) yöntemi geliştirilmiştir. Zaten yüzey-temelli yaklaşımlarda genel olarak, yüzeyin kalitesini arttırmak için yeniden örgüleme algoritması veya algoritmaları kullanılmaktadır. Yeniden örgüleme algoritmalarıyla ilgili ayrıntılı bilgi için Alliez (2005)' in yaptığı çalışma incelenebilmektedir. Yeniden örgüleme algoritmalarından sonra, ayrıca pürüzsüzleştirici aşamalar da uygulanabilmektedir (Taubin 1995).

Diğer bir yüzey-temelli yaklaşım, daha iyi bir sonuç için ızgaraları çarpıtan (warping) ızgara adaptasyon yöntemidir. Bu yöntem ilk olarak Moore ve Warren (1991) tarafından geliştirilmiştir. MC algoritmasının oluşturduğu üçgen sayısını azaltmak için ızgaraları çarpıtmışlardır. Azernikov ve Fischer (2006) çalışmalarında, bu yöntemi fonksiyonun lokal diferansiyel özelliklerine göre ızgaralara çarpıtarak geliştirmişlerdir.

Yüzey-temelli yaklaşımlar, insan vücudunu ve iç organlarını modellemede oldukça başarılıdır. Bütün 3B ilişkileri göstermede çok etkilidirler. Ancak çok eğimli görüntülerde, merdiven yapısı gibi pürüzlü görüntüler dezavantajlarıdır. Bu dezavantajları da, yöntemden sonra uygulanan bir pürüzsüzleştirme filtresi ile çözülebilmektedir.

2.2.2 Hacim-temelli yaklaşımlar

Hacim-temelli yaklaşımlar; basit ve objektif bir şekilde, orjinal verinin iç yapısını ve yerel şeklini geometrik bilgilerle modellemelerinden dolayı, yaygın bir şekilde kullanılmaktadırlar. Bu bölümde hacim-temelli yaklaşım kullanan iki farklı yöntem incelenmektedir: Maksimum yoğunluk projeksiyon (Maximum intensity Projection - MIP) ve ray-casting.

MIP yöntemi, hacim-temelli yaklaşımların en eski yöntemlerindendir. 3B görüntüleri görüntülemeye ve yüksek yoğunluk değerleri olan yapıları hacimli veriden çıkarmada kullanılmaktadır. Bu nedenle, MIP görüntü 2B MIP görüntünün her piksele tekabül

eden bir optik ışın boyunca maksimum yoğunluğu değeri seçerek oluşturulmaktadır (Csebfalvi 1999).

MIP yöntemi için voksel (voxel) projeksiyon algoritması kullanılmaktadır. Bu algoritma yoğunluğun küresel maksimum değerini bulmak için ışın boyunca işlenecek görüntü örnekleri gerektirmektedir. Herhangi bir parametre ayarının yapılmasına gerek olmadan orijinal veri kümesinin dansiyometrik bilgileri aktardığı ve uygulaması basit olduğu için, bu yöntem sıklıkla kullanılmaktadır (Sato vd. 1998).

Ray-casting yöntemi, en çok kullanılan hacim-temelli yöntemdir. Yüksek kaliteli görüntüler üretmektedir. Bu yöntemin temel fikri, pikselin birikmiş renk değerini bulmak için görüntü düzleminden hacime doğru ışınları dağıtmaktır. Bu yöntem için, her ışınla beraber piksel renk değerleri hesaplanmaktadır. Ray-casting yöntemi, temelde bir ışın boyunca renk ve donukluk (opacity) miktarını bulmak için Brute-Force Algoritmasını kullanmaktadır. İlk aşama olarak veri sınıflandırması için renk ve donukluk tabloları oluşturulmaktadır. Belirlenen fonksiyonlar kullanılarak, her voksele renk ve donukluk değerleri atanmaktadır (Shirley 2000, Ibrahim 2005).

Hacim temelli yaklaşımlar, görüntüdeki iç ve dış tüm detayları görüntülemeye çok avantajlıdır. Fakat çalışma süreleri çok verimsiz olmaktadır ve uygulamaları zordur. Ayrıca, uygulamalarında çok fazla veri tutmaktadır.

2.3 Bölüm Değerlendirmesi

Bu bölümün birinci kısmında, genel damar segmentasyonu yaklaşımları; yoğunluk-tabanlı yaklaşımlar, damar-iyileştirme yaklaşımları ve model-tabanlı yaklaşımlar başlıkları altında yorumlanmıştır. Yaklaşımların avantajları ve dezavantajlarından bahsedilmiştir.

Yoğunluk-tabanlı yaklaşımlar, aynı özellikteki ve mekânsal olarak birbirinden ayrı yapıların segmentasyonunda başarılı bir yöntemdir. Fakat bu yaklaşımlarda başlangıçta belirlenen piksel özellikleri büyük önem taşımaktadır ve gürültüye karşı hassastır. Bu

tez çalışması kapsamında, yoğunluk-tabanlı yaklaşım kullanılmıştır. Çünkü bu yaklaşımlar damarın yapısıyla ilgilenmemektedir ve tüm görüntülere uygulanabilmektedir. Ayrıca, piksel özellikleri iyi belirlenirse yüksek başarı oranı elde etmektedir. Basit ve etkili bir yaklaşım türüdür.

Damar-iyileştirme yaklaşımları, piksel özelliklerine karşı hassas değildirler. Damar yapısını belirginleştirerek segmentasyon gerçekleştirirler. Damar yapılarını tek olarak belirginleştirme de başarılıdırlar fakat damar yapısı karmaşık ve ağaç yapısına benzediği durumlarda başarı oranları düşmektedir.

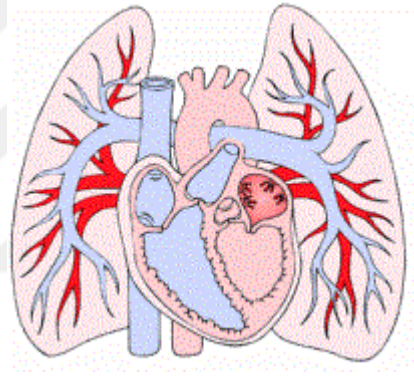
Model-tabanlı yaklaşımlar, fonksiyon iyi tanımlandığı sürece her damar yapısının segmentasyonunu, hatta damar yapısının bazı bölgelerinde kopukluk olsa dahi, başarıyla gerçekleştirebilmektedirler. Fakat bu yaklaşım içinde, damar yapılarının mekânsal olarak birbirinden ayrı olması gerekmektedir. Birbiri ile iç içe karmaşık yapıdaki damarların ve konkav yapıların segmentasyonunda başarılı sonuçlar vermemektedir.

Bölümün ikinci kısmında, 3B yüzey oluşturma yaklaşımları; hacim-temelli yaklaşımlar ve yüzey-temelli yaklaşımlar başlıkları altında yorumlanmıştır. Hacim-temelli yaklaşımlar, uygulamaları kolay olmasından dolayı avantajlıdır. Fakat çok eğriliğe sahip bölgelerde, kaliteli yüzey oluşturmak için ilave işlemlere veya küçük üçgensel modellere gerek duymaktadırlar. Yüzey-izleme temelli yaklaşımlar, hacim-temelli yaklaşımlara göre daha kaliteli sonuçlar vermekte ve ilave işlemlere gerek duymamaktadırlar. Fakat bu yaklaşımlarda da fonksiyon belirlemek büyük önem taşımaktadır ve çalışma süresi bakımından verimsizdirler. İki yaklaşım türü de, başarılı sonuçlar vermektedir. Fakat bu çalışmada, hız ve uygulama kolaylığından dolayı yüzey-tabanlı yaklaşım kullanılmıştır.

3. BT TABANLI OTOMATİK DAMAR SEGMENTASYONU GELİŞTİRİLMESİ

BT görüntülerde damarların segmentasyonu, tıbbi tanı ve tedavilerde önemli ve kritik bir aşamadır. Bölüm 2.1’de damar segmentasyonu yöntemleri ve yapılan çalışmalar anlatılmıştır. Bu çalışmaların çoğu düzensiz ağaç yapılı damar segmentasyonunda başarılı sonuçlar vermemektedir. Bu çalışmada akciğer BT görüntülerde damar segmentasyonu ve 3B modelinin oluşturulması hedeflenmektedir. Düzensiz ağaç yapılı damar segmentasyonu amaçlandığı için mevcut çalışmalar kullanılamamaktadır.

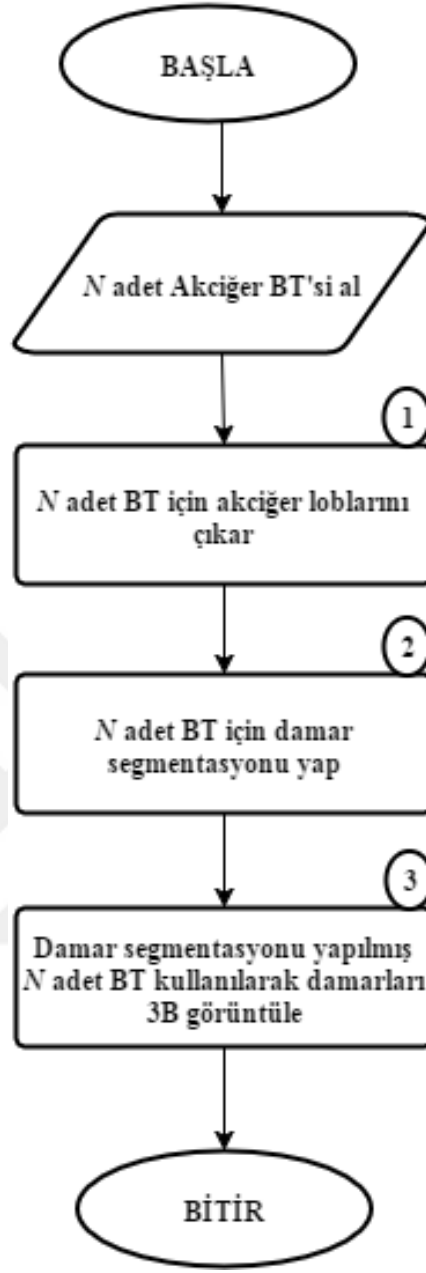
Akciğer BT görüntülerinde, sağ lobda üç ve sol lobda üç olmak üzere altı ana damar bulunmaktadır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 Akciğer Yapısı (Mavi renkliler atardamar, kırmızı renkliler toplardamar)

Bu damarlardan ikisi atardamar ve dördü toplardamardır. Akciğer, düzensiz ağaç yapısına sahiptir. Akciğer bölgesindeki damarların, piksel yoğunluk değerleri yüksektir.

Bu tez çalışmasında, akciğer BT görüntüleri kullanılarak otomatik damar segmentasyonu gerçekleştiren ve 3B ortamında görüntüleyen bir metodoloji geliştirilmiştir. Geliştirilen metodolojinin akış şeması şekil 3.2’de verilmektedir.

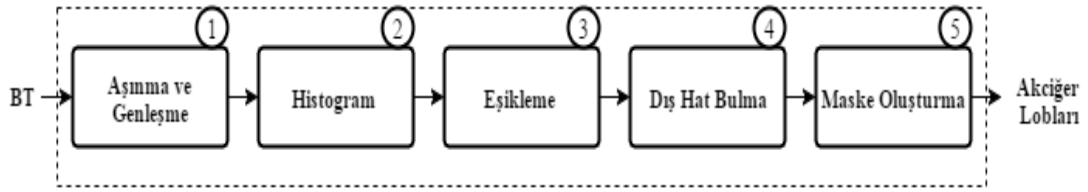


Şekil 3.2 Önerilen metodolojinin akış şeması

Şekilden görüldüğü gibi N adet akciğer BT görüntüsü kullanılmaktadır. İlk adımda her bir BT için akciğer loblarının çıkarılması işlemi gerçekleştirilmektedir (Blok 1). İkinci adımda benzer şekilde elde edilen her bir BT üzerinde damar segmentasyonu işlemi gerçekleştirilmektedir (Blok 2). Üçüncü adımda ise damar segmentasyonu yapılmış bütün N adet BT görüntüleri kullanılarak damarların 3B modellenmesi yapılmaktadır (Blok 3). Bu bölümde, üç adımla ilgili yöntemler ayrıntılı bir şekilde ele alınacaktır.

3.1 BT Görüntülerde Akciğer Loblarının Çıkarılması

Akciğer BT görüntüleri üzerinde çalışıldığından dolayı, damar segmentasyonu işlemini gerçekleştirmeden önce, damarların bulunduğu akciğer loblarının çıkarılması gerekmektedir. Bu bölümde, genel metodolojide belirtilen ilk adım olarak (Şekil 3.2, Blok 1), BT görüntülerde akciğer loblarının çıkarılması incelenmektedir. Geliştirilen yöntemin akış diyagramı şekil 3.3'te gösterilmiştir.



Şekil 3.3 Akciğer loblarının çıkarılması akış diyagramı

Akciğer loblarının çıkarılması, birçok uygulama için ilk adım olarak görülmektedir. Günümüzde görüntüleme sistemlerinden alınan görüntü sayısının artması sebebiyle; akciğer loblarının manuel olarak çıkarılması, hem zaman alıcı hem de fazla emek isteyen bir sistemdir. Dolayısıyla, akciğer loblarını otomatik tanımlayan ve doğruluk oranı yüksek olan uygulamaların geliştirilmesi oldukça önem kazanmıştır.

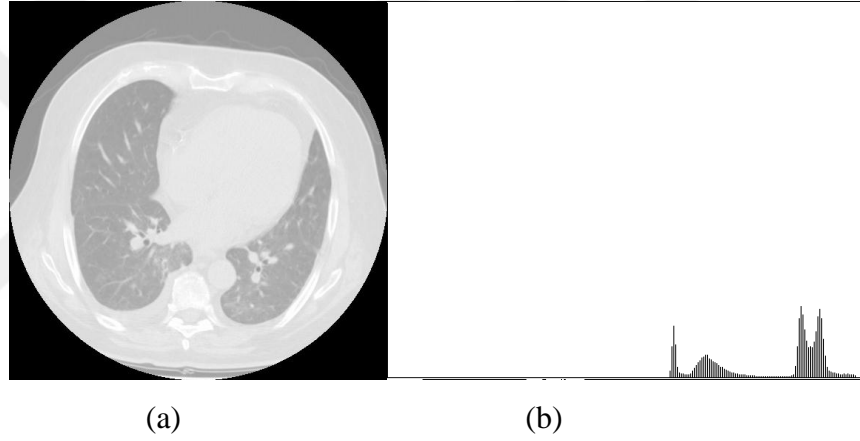
Bu çalışmada, eşikleme yöntemi ve morfolojik operasyonlar uygulanarak akciğer loblarının çıkarılması gerçekleştirilmektedir. Bu bölümde gerçekleştirilen işlemler adım adım incelenmektedir.

Aşınma ve Genleşme: İlk adım olarak, görüntüdeki gürültüleri yok etmek ve sonraki işlemin sonucunu iyileştirmek için morfolojik işlemler uygulanmaktadır. Uygulanan morfolojik işlemler sırasıyla, aşınma (erosion) ve genleşme (dilation) işlemleridir. Bu işlemler için 3x3'lük yapı elementi kullanılmıştır. Kullanılan yapı elementi şekil 3.4'te görülmektedir.

0	1	0
1	1	1
0	1	0

Şekil 3.4 Yapı elementi

Histogram: Morfolojik işlem olarak aşınma ve genleşme uygulandıktan sonra elde edilen görüntünün histogramı çıkarılmıştır. Histogram, görüntüdeki piksel yoğunluk değerlerinin sayısal miktarını gösteren grafiğdir. Şekil 3.5'te bir akciğer BT görüntüsünün histogramı görülmektedir.



Şekil 3.5 Histogram örneği

a. akciğer BT görüntüsü , b. histogramı

Histogramı çıkarıldıktan sonra, görüntünün piksel yoğunluk değerlerinin ortalaması hesaplanmıştır. Ortalama hesaplaması için Denklem 3.1 kullanılmıştır.

$$t = \frac{\sum_{i=0}^{255} hist(i)}{255} \quad (3.1)$$

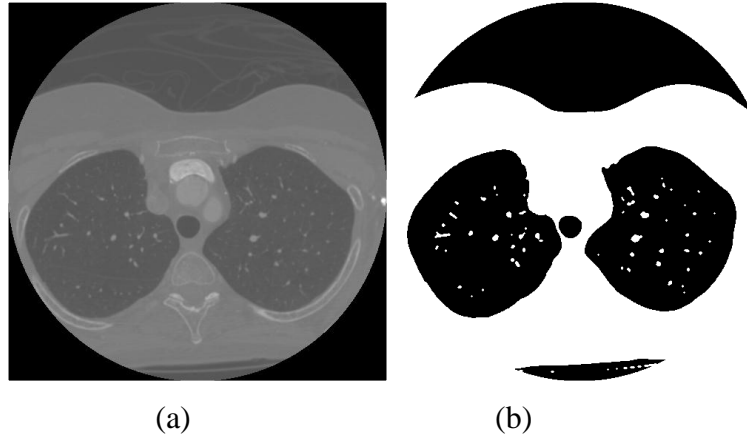
Bu denklemde; t bulunan ortalama piksel yoğunluk değerini, i piksel yoğunluk değerini, $hist(i)$ fonksiyonu histogramdaki i piksel yoğunluk değerinin sayısal miktarını göstermektedir.

Eşikleme: Elde edilen ortalama piksel yoğunluk değeri (t), eşik değeri olarak kullanılmış ve eşikleme yöntemi uygulanmıştır. Eşikleme yöntemi, görüntüyü belli bir değerin üstünde ve altındakiler olmak üzere ikiye bölmektedir. Bu yöntemin temel çalışma prensibi denklem 3.2’de gösterilebilmektedir.

$$g(x,y) = \begin{cases} 1, & \text{eğer } f(x,y) \geq t \\ 0, & \text{eğer } f(x,y) < t \end{cases} \quad (3.2)$$

Bu denklemde; $f(x,y)$ fonksiyonu eşikleme uygulanacak görüntüyü, $g(x,y)$ fonksiyonu eşiklemeden sonra oluşacak olan görüntüyü ve t değeri ise eşik değerini göstermektedir. Görüntüde, piksel değeri eşik değerine eşit ve üzerinde olan yerler 1 (beyaz), eşik değerinin altında olan yerler 0 (siyah) yapılarak siyah-beyaz bir görüntü oluşturulur.

Görüntüye eşikleme yöntemi uygulandıktan sonra alınan görüntü şekil 3.6’da gösterilmektedir. Akciğer loblarının piksel yoğunluk değerleri, görüntünün ortalama piksel yoğunluk değerinden daha düşük olmasından dolayı, siyah olarak elde edilmiştir.



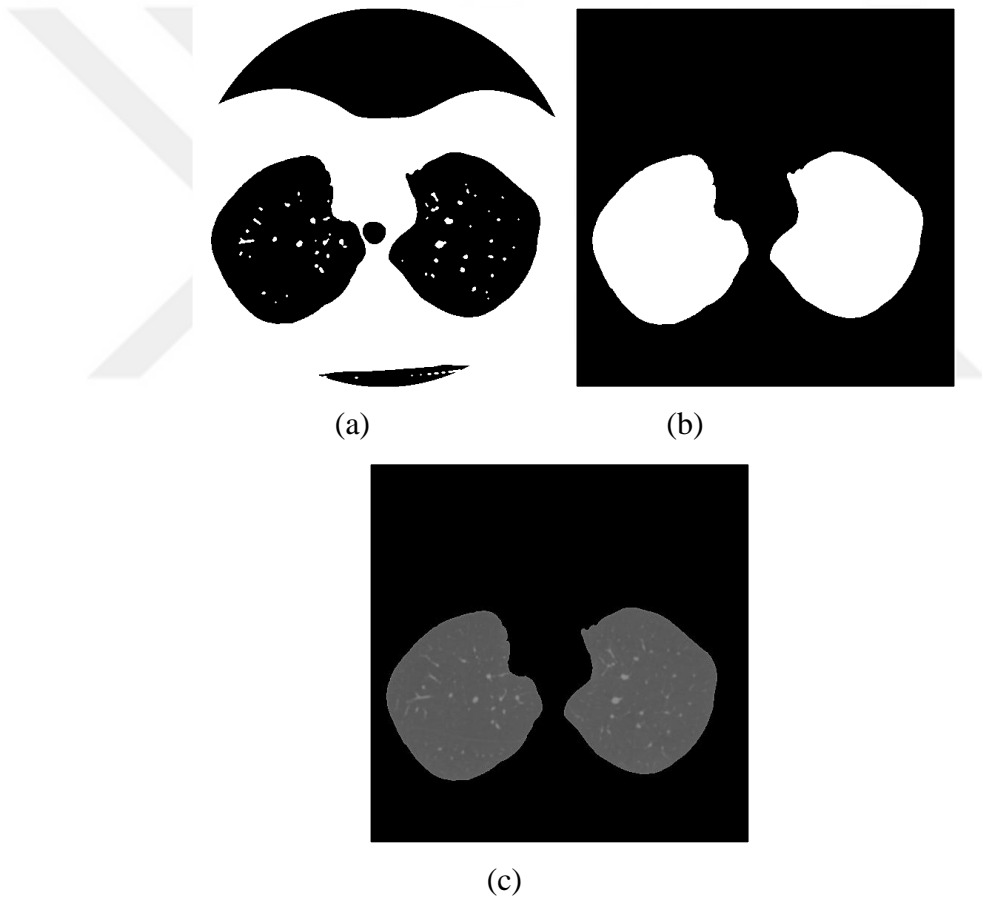
Şekil 3.6 Eşikleme yöntemi uygulanması

a. Orjinal görüntü, b. Eşikleme yöntemi uygulanmış görüntü

Dış Hat Bulma: Eşikleme yöntemi uygulandıktan sonra elde edilen görüntüdeki yapıların dış hatları, OPENCV kütüphanesinin dış hat bulma (findContours) fonksiyonu ile bulunmaktadır. Bu fonksiyon, dış hat bulunurken Suzuki (1985) tarafından

geliştirilen algoritmayı kullanmaktadır. Kriter olarak, piksel yoğunluk değerlerini baz almaktadır.

Maske Oluşturma: Görüntüdeki tüm yapıların dış hatları bulunduktan sonra beyaz bölgenin içinde kalan en büyük alana sahip iki yapı akciğer lobları olarak elde edilir. Elde edilen görüntü, maske olarak orjinal BT akciğer görüntüsüne uygulanmaktadır. Böylece, akciğer loblarının çıkarılması işlemi tamamlanmış olmaktadır. Şekil 3.7’de eşikleme yöntemi uygulanmış görüntü, oluşturulan maske ve elde edilen akciğer lobları görülmektedir.

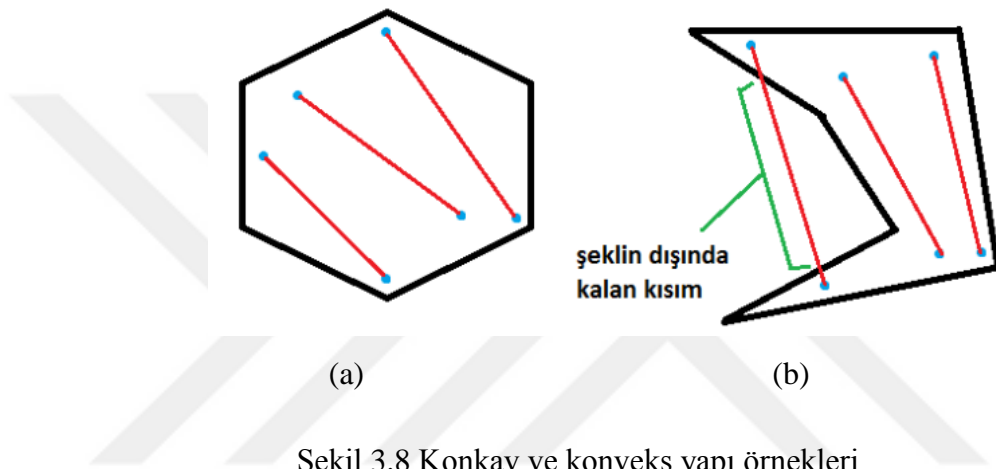


Şekil 3.7 Maske oluşumu ve uygulanması

(a) eşikleme yöntemi uygulanmış görüntü; (b) oluşturulan maske, (c) elde edilen akciğer lobları

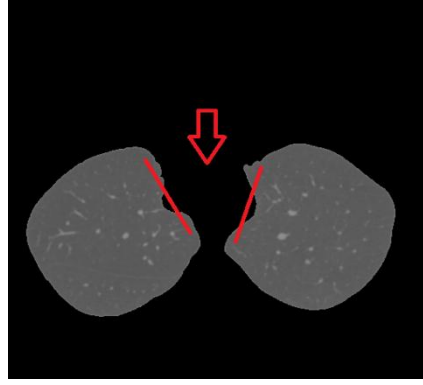
Konkav Maske Yapısını Konveks Yapma: Tez çalışması kapsamında damarların hangi damara ait olduğunu görmek amacıyla, atardamar ve toplardamarların akciğere

giriş kısımlarının görüntüye dahil edilmesine karar verilmiştir. Bunu sağlayabilmek için, maske olarak kullanılan görüntüde iyileştirme yapılmıştır. Şekil 3.7’de görüldüğü gibi elde edilen akciğer lobları konkav bir yapıya sahiptir. Konkav yapısı şu şekilde tanımlanabilir: Bir çokgenin içinde, alınan her hangi iki nokta arasında çizilen doğru parçasına ait noktaların hepsi çokgenin içinde kalıyorsa şekil konveks, bir kısmı şeklin dışında kalıyorsa şekil konkavdır. Şekil 3.8’de örnek konveks ve konkav yapıları görülmektedir.

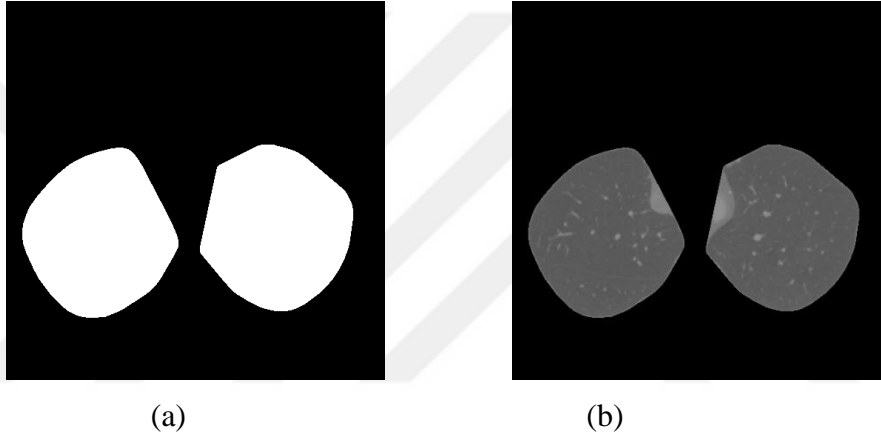


a. konveks, b. konkav

Akciğer lob yapılarında, şekil 3.9’da gösterildiği gibi konkavlığa sebep olan alan yapının içerisine dahil edilirse, istenildiği gibi atardamar ve toplardamarın girişleri görüntüye katılabilmektedir. Bu işlemi uygularken OPENCV kütüphanesinin konveks oluşturma (convexHull) fonksiyonundan yararlanılmıştır. Bu fonksiyon Sklansky (1982) tarafından geliştirilen algoritmayı uygulamaktadır. Bu sayede konkavlık ortadan kalkmakta ve konveks bir maske elde edilmektedir. Şekil 3.10’da elde edilen yeni maske ve maske orijinal görüntüye uygulandığında elde edilen akciğer lobları gösterilmektedir.



Şekil 3.9 Maskenin konkav bölgesi



Şekil 3.10 Konveks maske ve görüntüye uygulanması

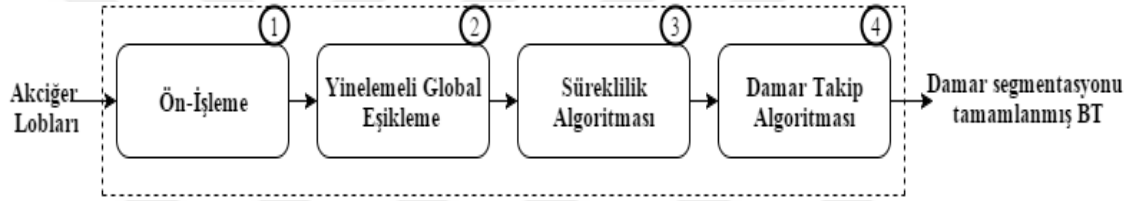
a. Elde edilen konveks maske, b. konveks akciğer yapısı

Bu bölümde, çalışmamızda kullanılacak akciğer loblarının çıkarılması gerçekleştirilmiştir. İlk adımda görüntüye morfolojik işlem olarak aşınma ve genleşme uygulanmıştır. İkinci adım olarak görüntünün histogramı çıkarılmıştır. Histograma bakılarak en yüksek değere sahip piksel yoğunluk değeri eşik değeri olarak alınmış ve üçüncü adım olan eşikleme yöntemi gerçekleştirilmiştir. Eşikleme yönteminden sonra elde edilen siyah-beyaz görüntüye dış hat bulma algoritması uygulanmıştır (Dördüncü adım). Beşinci adımda ise dış hatları bulunan yapılardan, beyaz yapının içinde bulunan en büyük iki yapı akciğer lobları olarak elde edilmiştir. Oluşturulan maske orjinal görüntüye uygulanmış ve damarların bulunduğu alan elde edilmiştir. Özel durum olarak, damarların hangi ana damarlara ait olduğunu görebilmek için elde edilen maske

konkav yapıdan konveks yapıya dönüştürülmüş ve orijinal görüntüye uygulanmıştır. Artık damar yapılarının bulunduğu bölge elde edildiğine göre, damar segmentasyonu aşamasına geçilmektedir.

3.2 Damar Segmentasyonu

Kullanılacak olan akciğer lobları çıkarıldıktan sonra metodolojide bahsedilen ikinci adım olan damar segmentasyonu işlemine (Şekil 3.2, Blok 3) geçilmektedir. Damar segmentasyonu için yinelemeli global eşikleme yöntemi, süreklilik algoritması ve damar takip algoritması geliştirilmiştir. Yöntemin genel blok diyagramı şekil 3.11’de gösterilmektedir.



Şekil 3.11 Damar segmentasyonu genel blok diyagramı

İlk adımda, elde edilen akciğer loblarına ön-işlem uygulanmaktadır. İkinci adım olarak, damar segmentasyonu işleminin ilk basamağı olan yinelemeli global eşikleme yöntemi gerçekleştirilmektedir. Bu işlem gerçekleştirdikten sonra yanlış-pozitif sonuçları azaltmak için geliştirilen; süreklilik algoritması ve damar takip algoritması sırasıyla uygulanmıştır. Bu bölümde, bahsedilen adımlar ayrıntılı bir şekilde ele alınacaktır.

3.2.1 Ön-işleme

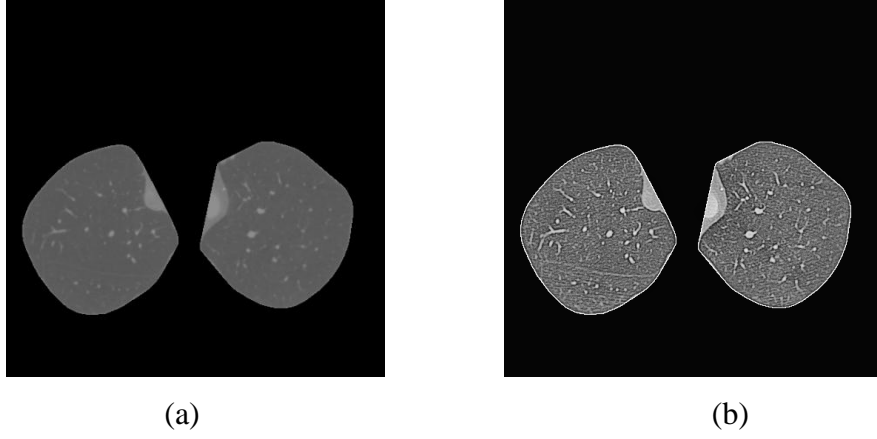
İlk adım olarak, akciğer loblarındaki damar yapılarını belirginleştirmek için histogram eşitleme yöntemi kullanılmıştır. Literatürde birçok histogram eşitleme yöntemi mevcuttur. Bu çalışmada CLAHE (Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization) yöntemi kullanılmıştır.

CLAHE yöntemi Pizer (1987) tarafından geliştirilmiştir. Bu yöntem, ilk olarak görüntüyü eşit boyutlarda birbirleriyle örtüşmeyecek bölgelere ayırmaktadır. Görüntüyü bölgelere ayırırken, iyi bir sonuç alabilmek için istatistiksel olarak en verimli bölge sayısı seçilmektedir. Eğer çok fazla bölgeye ayrılırsa, hem çalışma süresi açısından hem de elde edilecek görüntünün kalitesi açısından verimsiz bir durum oluşabilmektedir. Eğer az bölgeye ayrılırsa da, çalışma süresi bakımından verimsiz olmasa da, elde edilen görüntünün kalitesi açısından verimsiz bir durum oluşabilmektedir. Şekil 3.12’de $A \times B$ boyutlarındaki görüntünün bölgelere ayrılmış hali gösterilmektedir. Şekilde görülen; CR noktaları köşe bölgelerini, BR noktaları kenar bölgelerini, IR noktaları ise iç bölgeleri göstermektedir.

CR	BR	BR	CR
BR	IR	IR	BR
BR	IR	IR	BR
CR	BR	BR	CR

Şekil 3.12 $A \times B$ boyutlarındaki görüntünün bölgelere ayrılmış hali

Bu yöntemde, bölgeler ayrıldıktan sonra her bir bölgenin histogram değerleri hesaplanmakta ve istenilen kontrast genişleme sınırına göre bir kırpma değeri belirlenmektedir. Belirlenen kırpma değerinin üstüne çıkmayacak şekilde histogram dağılımı tekrardan yapılmaktadır. En son olarak ise, gri tonlamalı harita için elde edilen kontrast sınırlı histogramların, kümülatif dağılım fonksiyonlarına karar verilmektedir. CLAHE yönteminde, pikseller doğrusal olarak dört komşu bölgelerindeki dönüşümlerin sonuçları birleştirilerek eşleştirilmektedir. IR noktaları için dört komşu bölgeleri sorunsuz bulunmaktadır, fakat kenar ve köşe bölgeleri için farklı bir yaklaşım gerekmektedir.



Şekil 3.13 CLAHE uygulanması

a. Akciğer Lobları, b. CLAHE Uygulandıktan Sonra Akciğer Lobları

Bu bölümde, elde edilen akciğer loblarındaki damarları daha belirgin hale getirmek için CLAHE yöntemi uygulanmıştır. Şekil 3.13'te akciğer loblarının görüntüsü ve CLAHE uygulandıktan sonraki hali görülmektedir. Görüldüğü gibi damar benzeri yapılar daha belirgin hale gelmiştir.

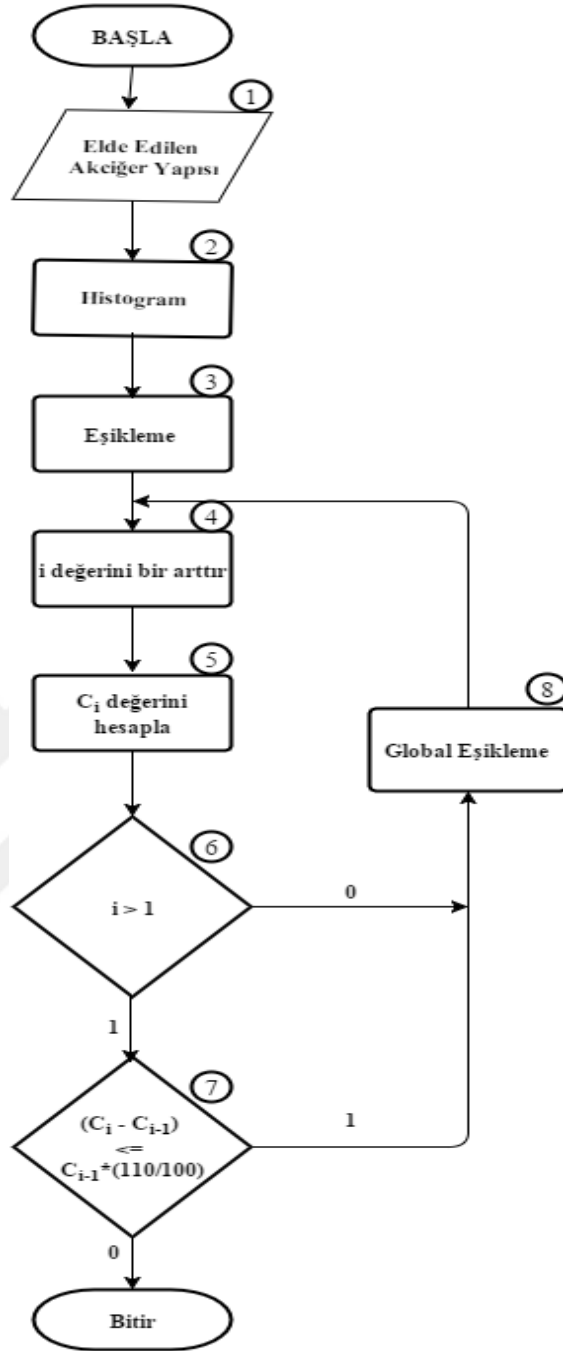
3.2.2 Yinelemeli global eşikleme yöntemi

Görüntü iyileştirme işlemi gerçekleştirildikten sonra, damar segmentasyonu için ikinci adım olarak görüntüye yinelemeli global eşikleme yöntemi uygulanmaktadır. Yöntemin akış diyagramı şekil 3.14' te verilmektedir.

Algoritmanın adımları aşağıda maddeler halinde açıklanmaktadır.

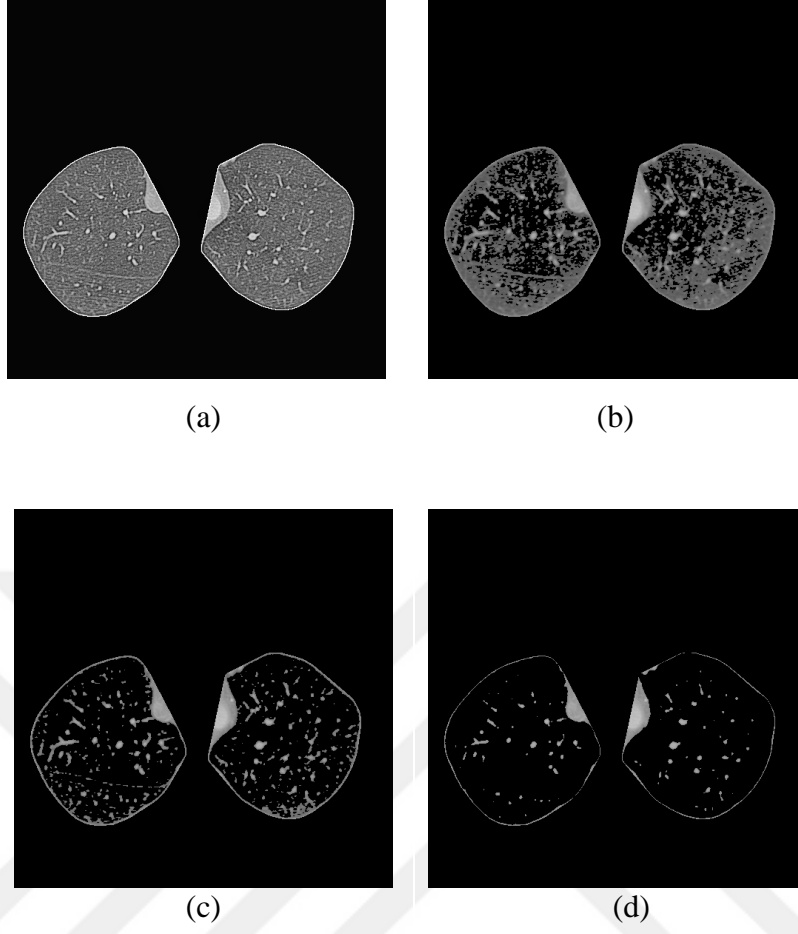
1. Bu bölümde, CLAHE yöntemi uygulandıktan sonraki görüntüler kullanılmaktadır.
2. İlk olarak, görüntünün piksel yoğunluk değerlerinin histogramı çıkarılmaktadır.
3. Histogramında en yüksek değere sahip piksel yoğunluk değeri, eşik değeri olarak seçilmektedir. Bu değer, görüntünün arka plan değeri olarak düşünülmekte, bu değerle aynı ve bu değer altındaki piksel yoğunluk değerleri görüntüden çıkarılmaktadır. Çıkarma işlemi eşikleme yöntemi ile gerçekleştirilmektedir.

4. i değeri, ortalama değerin kaç kez hesaplandığını göstermektedir. i değeri başlangıçta '0' değerine eşittir. Bu kısımda i değeri bir arttırılmaktadır.
5. Eşikleme yönteminden sonra elde edilen görüntüde, global ortalama piksel yoğunluk değeri hesaplanmaktadır. Bu hesaplamada Denklem 3.1 kullanılmaktadır. Hesaplanan ortalama piksel yoğunluk değeri göstermek için C_i parametresi kullanılmaktadır.
6. Eğer i değeri 1'e eşitse, C_i değeri ilk kez hesaplanmıştır. Dolayısıyla, karşılaştırma yapılabilecek önceki bir C_i değeri olmadığı için 8. adıma geçilir. Eğer i değeri 1'den büyükse, karşılaştırma için 7. adıma geçilir.
7. Bu adımda, bulunan C_i değeri ile bir önceki C_{i-1} değeri kıyaslanır. Eğer C_i değeri C_{i-1} değerinin 1.1 katından büyük ise 8. adıma geçilir. Eğer C_i değeri C_{i-1} değerinin 1.1 katından küçük veya eşit ise algoritma sonlandırılır.
8. Bu adımda bulunan C_i değeri eşik değeri olarak kabul edilir ve eşikleme yöntemi uygulanır. Eşik değerine eşit ve altındaki piksel yoğunluk değerleri '0' değerine eşitlenmektedir. Bu adımdan sonra elde edilen yeni görüntü ile 4. adıma geçilir.



Şekil 3.14 Yinelemeli global eşikleme algoritması akış diyagramı

Şekil 3.15'te yinelemeli global eşikleme algoritması uygulandıktan sonraki görüntü sonuçları gösterilmektedir.



Şekil 3.15 Yinelemeli global eşikleme yöntemi görüntüleri

Şekil 3.15.b görüntüsünde, histogramdaki en yüksek değere sahip piksel yoğunluk değerlerinin ve onun altındaki değerlerin görüntüden çıkarılmış hali görülmektedir. c. ve d. görüntülerinde, yinelemeli global eşikleme yöntemi uygulamaları gösterilmiştir.

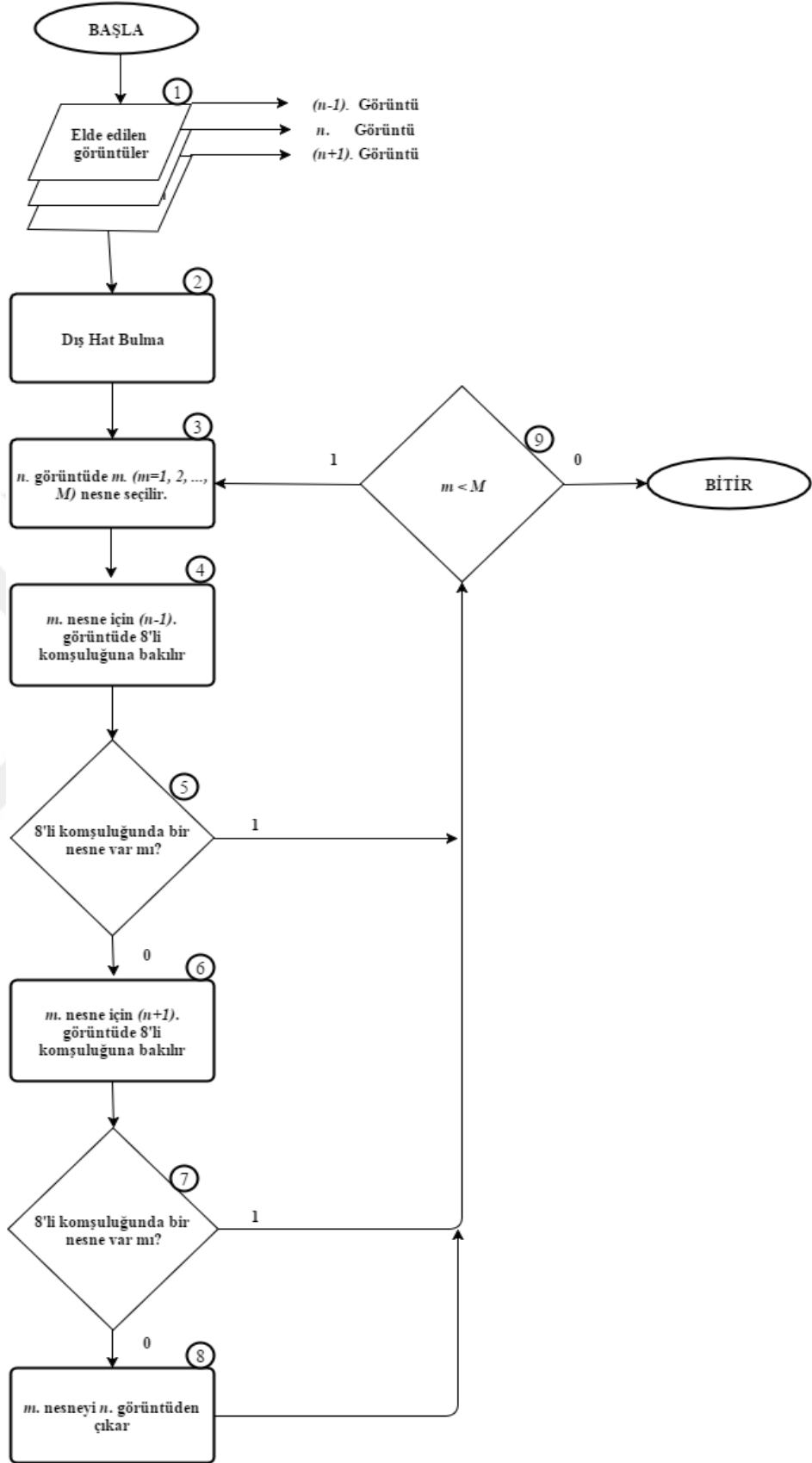
Bu bölümde; damar segmentasyonu için yapılan ikinci adım olan yinelemeli global eşikleme yöntemi anlatılmıştır. Bu yöntemde ilk olarak görüntünün histogramındaki en yüksek değeri eşik değeri olarak belirlenmektedir. Daha sonra yapılan işlemlerde görüntünün global piksel yoğunluk ortalaması hesaplanmakta ve eşik değeri olarak kullanılmaktadır. Bu adımdan sonra, ikinci adım olan yanlış-pozitif sonuçları azaltmak için geliştirilen süreklilik algoritmasına geçilmektedir.

3.2.3 Süreklilik algoritması

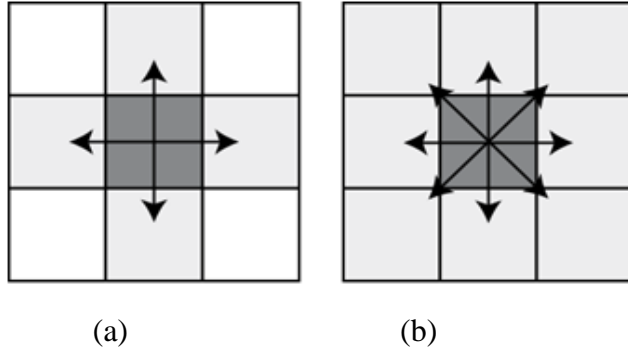
Yinelemeli global eşikleme yönteminden sonra, yanlış-pozitif sonuçlara sebep olan gürültüler var ise onları elemek için elde edilen görüntülere süreklilik algoritması uygulanmıştır. Uygulanan süreklilik algoritmasının akış diyagramı şekil 3.16'da gösterilmektedir.

Algoritmanın adımları aşağıda maddeler halinde açıklanmaktadır.

1. Süreklilik algoritmasında, yinelemeli global eşikleme yöntemi sonucunda elde edilen N adet BT görüntüleri kullanılmaktadır. İlk aşamada, üç görüntü kullanılmaktadır. Bu görüntülerden n . görüntü (incelenen görüntü), diğer ikisi ise $(n - 1)$. görüntü (incelenen görüntüden bir önceki görüntü) ve $(n + 1)$. görüntüdür (incelenen görüntüden bir sonraki görüntü).
2. Algoritmada ilk olarak, görüntülere OPENCV kütüphanesinden elde edilen dış hat bulma fonksiyonu uygulanmaktadır. Böylece, görüntülerdeki nesneler tespit edilmektedir.
3. n . görüntü de m . ($m = 1, 2, \dots, M$) nesne seçilir.
4. m . nesnenin $(n - 1)$. görüntüde 8'li komşuluğunun olup olmadığına bakılmaktadır. (8'li komşuluk ilişkisi şekil 3.17'de gösterilmiştir.)
5. Eğer $(n - 1)$. görüntüde m . nesnenin 8'li komşuluğunda bir nesne var ise 9. adıma gidilir. Eğer yok ise 6. adıma geçilir.
6. m . nesnenin $(n + 1)$. görüntüde 8'li komşuluğunun olup olmadığına bakılmaktadır.
7. Eğer $(n + 1)$. görüntüde m . nesnenin 8'li komşuluğunda bir nesne var ise 9. adıma gidilir. Eğer yok ise 8. adıma geçilir.
8. m . nesne görüntüden çıkarılır ve 9. adıma gidilir.
9. Bu adımda, incelenen görüntüde seçilmemiş nesne var ise algoritma devam etmekte ve 3. adıma geçmektedir. Eğer seçilmemiş nesne yok ise algoritma sonlanmaktadır.



Şekil 3.16 Süreklilik algoritması akış diyagramı



Şekil 3.17 Komşuluk İlişkileri

a. 4'lü komşuluk ilişkisi, b. 8'li komşuluk ilişkisi

Algoritmada iki özel durum bulunmaktadır:

- Eğer $n = 1$ ise, ilk görüntü olduğundan dolayı $(n - 1)$. görüntü bulunmamaktadır. Bu durumda $n = 1$ ise, sadece $(n + 1)$. görüntü incelenmektedir.
- Eğer $n = N$ ise, son görüntü olduğundan dolayı $(n + 1)$. görüntü bulunmamaktadır. Bu durumda $n = N$ ise, sadece $(n-1)$. görüntü incelenmektedir.

Bu bölümde, geliştirilen süreklilik algoritması anlatılmıştır. Bu algoritmada, eğer bir nesne damar yapısına ait ise mutlaka bir önceki görüntüde veya bir sonraki görüntüde devamlılığa sahip olmalıdır, hipotezi kullanılmıştır. İncelenen görüntüde seçilen nesnenin görüntüden bir önceki görüntüde veya bir sonraki görüntüde 8'li komşuluklarına bakılmıştır. Eğer nesnenin komşuluğunda bir nesne bulunmamış ise o nesne yanlış tespit sayılmış ve görüntüden çıkarılmıştır.

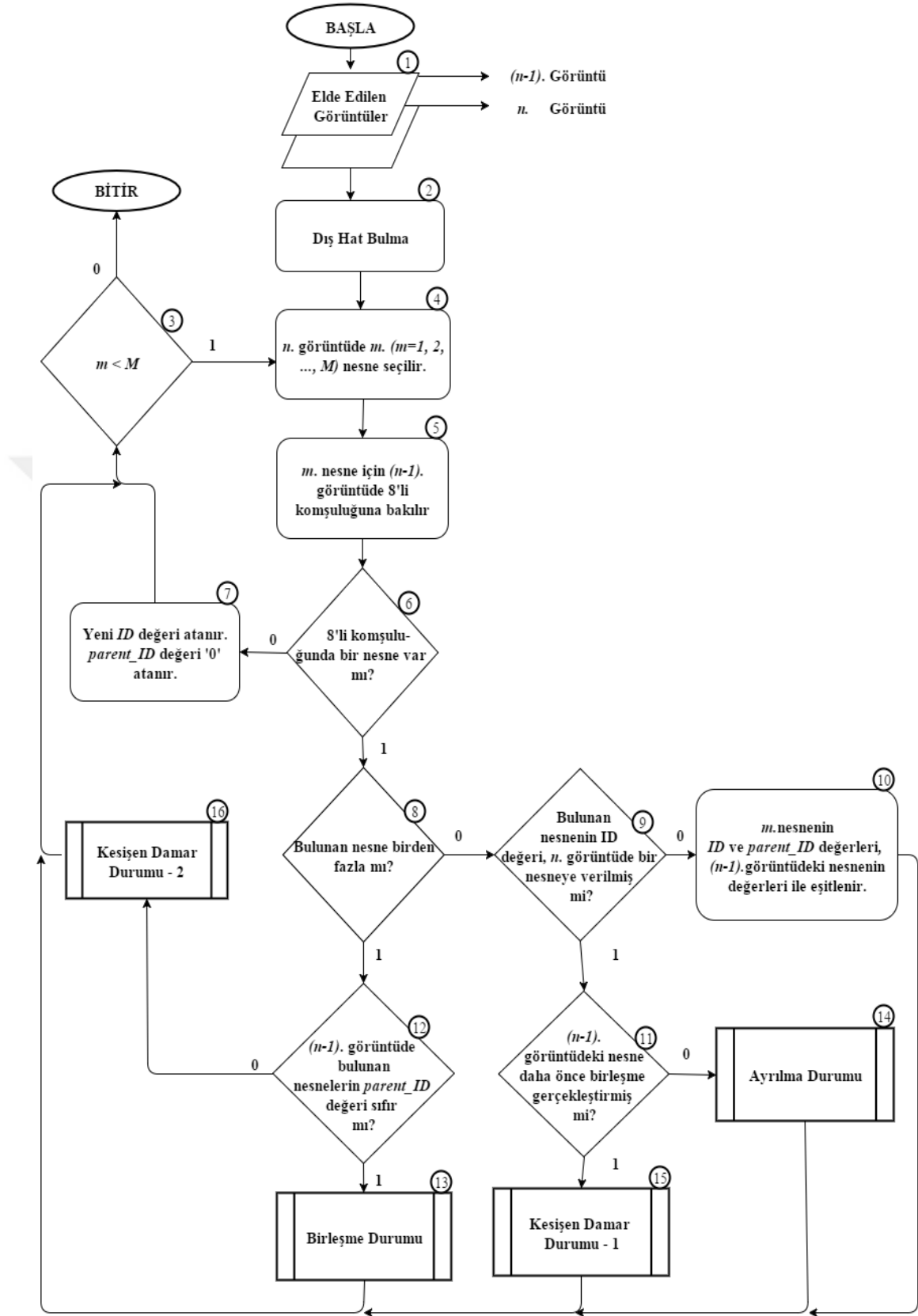
3.2.4 Damar takip algoritması

Süreklilik algoritması uygulandıktan sonra, sürekliliği olmayan nesneler görüntüden çıkarılmıştır. Fakat görüntüde, kesişen damarlar veya nodül gibi, yanlış-pozitif sonuçlara sebep olan yapılar hala bulunmaktadır. Bu yapıları tespit edip görüntüden

çıkarmak için damar takibi algoritması uygulanmıştır. Damar takibi için, otomatik bir algoritma geliştirilmiştir. Damar takibi algoritmasının akış diyagramı şekil 3.18’te gösterilmektedir.

Algoritmanın adımları aşağıda maddeler halinde açıklanmaktadır.

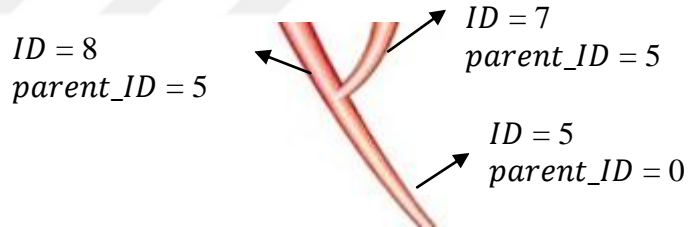
1. Damar takibi algoritmasında, süreklilik algoritması uygulandıktan sonra elde edilen görüntüler iki ardışık görüntü kullanmaktadır. Bu görüntüler n . görüntü (incelenen görüntü) ve $(n - 1)$. görüntüdür (incelenen görüntüden bir önceki görüntü).
2. Algoritmada ilk olarak, görüntülere OPENCV kütüphanesinden elde edilen dış hat bulma fonksiyonu uygulanmaktadır. Böylece, görüntülerdeki nesneler tespit edilmektedir.
3. Bu adımda, incelenen görüntüde seçilmemiş nesne var ise algoritma devam etmekte ve 4. adıma geçmektedir. Eğer seçilmemiş nesne yok ise algoritma sonlanmaktadır.
4. n . görüntü de m . ($m = 1, 2, \dots, M$) nesne seçilir.
5. m . nesnenin $(n - 1)$. görüntüde 8’li komşuluğunun olup olmadığına bakılmaktadır. (8’li komşuluk ilişkisi şekil 3.17’de gösterilmiştir.)
6. Eğer $(n - 1)$. görüntü de nesnenin 8’li komşuluğunda bir nesne var ise 7. adıma, yok ise 8. adıma geçilir.
7. Bu adımda, m . nesneye yeni ID değeri atanır. Nesnenin $parent_ID$ değeri ‘0’ olarak atanır. 3. adıma geri dönülür.
8. $(n - 1)$. görüntüde m . nesnenin 8’li komşuluğunda bir nesne bulunmuş ise 9. adıma, birden fazla nesne bulunmuş ise 12. adıma geçilir
9. $(n - 1)$. görüntüde bulunan nesnenin ID değeri, n . görüntüde herhangi bir nesneye verilmiş ise 11. adıma, verilmemiş ise 10. adıma geçilir.
10. $(n - 1)$. görüntüde bulunan nesnenin ID değeri, m . nesneye ID değeri olarak; $parent_ID$ değeri ise m . nesneye $parent_ID$ değeri olarak atanır. 3. adıma geri dönülür.
11. $(n - 1)$. görüntüde bulunan nesne, daha önce birleşme gerçekleştirmiş ise 16. adıma, gerçekleştirilmemiş ise 15. adıma geçilir.



Şekil 3.18 Damar takip algoritması akış diyagramı

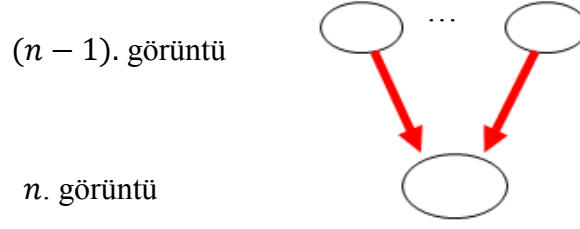
12. $(n - 1)$. görüntüde bulunan nesnelerin, herhangi birinin, *parent_ID* değeri '0' değerinden farklı ise 13. adıma, eğer değil ise 16. adıma geçilir.
13. Birleşme Durumu gerçekleşmiştir. Bu durum aşağıda detaylı bir şekilde anlatılacaktır. Bu adımdan sonra 3. adıma geri dönülür.
14. Ayrılma Durumu gerçekleşmiştir. Bu durum aşağıda detaylı bir şekilde anlatılacaktır. Bu adımdan sonra 3. adıma geri dönülür.
15. Kesişen Damar-1 Durumu gerçekleşmiştir. Bu durum aşağıda detaylı bir şekilde anlatılacaktır. Bu adımdan sonra 3. adıma geri dönülür.
16. Kesişen Damar-2 Durumu gerçekleşmiştir. Bu durum aşağıda detaylı bir şekilde anlatılacaktır. Bu adımdan sonra 3. adıma geri dönülür.

Görüntülerin sırasını belirtmek için $n = (1, 2, \dots, N)$ parametresi kullanılmıştır. N değeri görüntü sayısını göstermektedir. ID parametresi bir nesnenin hangi damara ait olduğunu belirlemek için kullanılmaktadır. Her damarın ID değeri farklıdır. *parent_ID* parametresi ise, bir damarın hangi damardan dallandığını belirlemek için kullanılmıştır. (Şekil 3.19)



Şekil 3.19 Damar Yapısı

Birleşme Durumu: Eğer n . görüntüdeki m . nesne, $(n - 1)$. görüntüdeki k ($k = 2, 3, \dots, K$) nesnenin devamı şeklinde çıkıyor ise bu durumda bir birleşme gerçekleşmektedir. Dolayısıyla, $(n - 1)$. görüntüdeki k nesnenin, m . nesneden dallandığı anlaşılmaktadır. Bu durumda m . nesneye yeni bir ID verilip, $(n - 1)$. görüntüdeki k nesnenin ID değerlerine sahip olan tüm nesnelerin *parent_ID* değerlerinin, yeni ID değerine eşitlenmesi gerekmektedir. Şekil 3.20’de birleşme durumu gösterilmektedir.



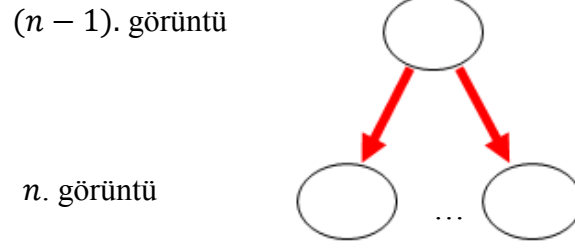
Şekil 3.20 Birleşme Durumu

Birleşme durumunda gerçekleştirilen adımlar aşağıda anlatılmıştır.

1. m . nesneye yeni bir ID değeri atanır ve $parent_ID$ değeri '0' olarak verilir.
2. $(n - 1)$. görüntüdeki, m . nesnenin komşuluğunda bulunan nesnelerin ID değerlerine sahip tüm nesneler bulunur.
3. Bulunan tüm nesnelerin $parent_ID$ değerleri m . nesnenin ID değerine eşitlenir.

Birleşme durumu, sadece $parent_ID$ değerleri '0' olan nesnelerde gerçekleştirilmektedir. Aksi durumda, kesişen damar-2 durumu oluşmaktadır.

Ayrılma Durumu: Eğer n . görüntüdeki k nesne, $(n - 1)$. görüntüdeki bir nesnenin devamı şeklinde çıkıyor ise bu durumda bir ayrılma gerçekleşmektedir. Dolayısıyla, n . görüntüdeki k nesnenin $(n - 1)$. görüntüdeki nesneden dallandığı anlaşılmaktadır. Bu durumda, n . görüntüdeki k nesneye de yeni ID değerleri verilip, $parent_ID$ değerleri $(n - 1)$. görüntüdeki nesnenin ID değeri ile eşitlenmektedir. Bundan sonraki görüntülerde de bu nesnelerin devamı olan nesnelerin, ayrılma veya birleşme durumu yok ise, ID değerleri ve $parent_ID$ değerleri aynı olmaktadır. Şekil 3.21'de ayrılma durumu gösterilmiştir.

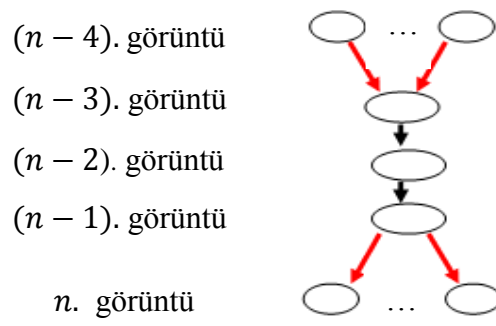


Şekil 3.21 Ayrılma Durumu

Ayrılma Durumunda gerçekleştirilen adımlar aşağıda anlatılmıştır.

1. n . görüntüde, $(n - 1)$. görüntüdeki nesnenin 8'li komşulukları bulunur.
2. n . görüntüde bulunan k nesneye, yeni ID değerleri verilir.
3. n . görüntüde bulunan nesnelerin $parent_ID$ değerlerine, $(n - 1)$. görüntüdeki nesnenin ID değeri atanır.

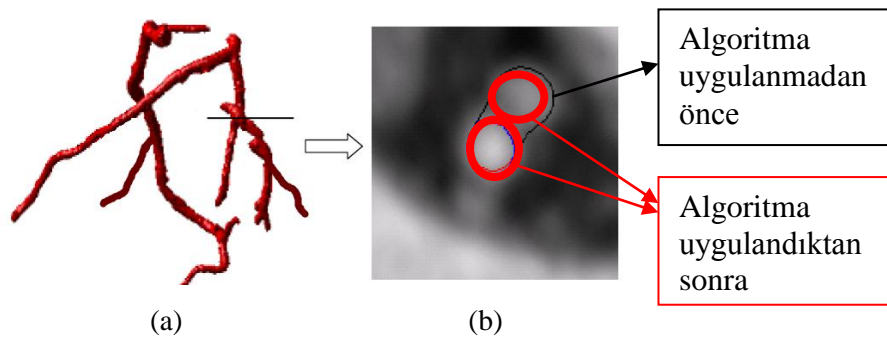
Kesişen Damar Durumu-1: Bu durumda; birleşme gerçekleştirmiş bir damar, daha sonra ayrılma gerçekleştiremez, hipotezi kullanılmıştır (Şekil 3.22). Eğer böyle bir durumla karşılaşmış ise damarların kesişmesi meydana gelmiş demektir. Bu durumda, ilk olarak $(n - 1)$. görüntüdeki nesnenin ID değeri ile aynı ID değerine sahip tüm nesneler bulunmaktadır. Nesneler bulunduktan sonra, n değeri küçük olan yani bu ID değerini alan ilk nesnenin görüntüsüne gidilmektedir. Bu görüntüde birleşme daha yeni gerçekleştiği için nesnelerin bir önceki görüntüdeki konumlarına göre hareket yönleri hesaplanmaktadır. Hesaplanan hareket yönüne ve nesnelerin büyüklüklerine göre ayırma işlemi gerçekleştirilir. Oluşan nesneler, önceki nesnedeki hangi nesnenin 8'li komşuluğunda ise o nesnenin ID değerini ve $parent_ID$ değerini almaktadır. Nesnelerin ayrılması işlemi, n . görüntüye kadar, her görüntü için gerçekleştirilir. n . görüntüye gelindiğinde de, nesnelerin ID ve $parent_ID$ değerleri $(n - 1)$. görüntüde hangi nesnenin devam ise ona göre atanmaktadır.



Şekil 3.22 Kesişen Damar Durumu-1

Kesişen Damar-1 durumunda gerçekleştirilen adımlar aşağıda anlatılmıştır.

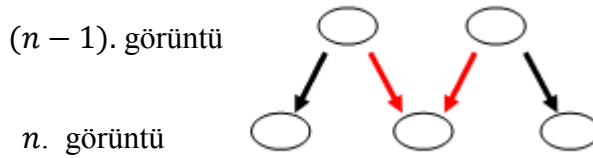
1. ID değeri $(n - 1)$. görüntüdeki nesneyle aynı ID değere sahip olan tüm nesneler bulunur.
2. Bulunan nesnelerden n . değeri küçük olan, yani ilk olarak bu ID değerini alan nesne bulunur.
3. Bulunan nesnede birleşme yeni gerçekleştiği için, nesnelerin bir önceki görüntüdeki konumlarına göre hareket yönleri belirlenir. Hareket yönü ve büyüklük bilgilerine bakılarak ayırma işlemi gerçekleştirilir.
4. Yeni oluşan nesneler için önceki görüntüde 8'li komşuluklarına bakılır ve bulunan nesnelerin ID değerleri ve $parent_ID$ değerleri yeni oluşan nesnelere atanır.
5. 3. ve 4. adımlar, 1. adımda bulunan tüm nesneler için yapılır.
6. En son olarak, n . görüntüdeki nesneler içinde 4. adım uygulanır.



Şekil 3.23 Kesişen Damarlar

a. 3B gösterimi, b. 2B kesitte görünümü

Kesişen Damar Durumu-2: Bu durumda; farklı damarlardan dallanan damarlar birleşemez, hipotezi kullanılmıştır. *parent_ID* değerleri sıfırdan farklı olan k nesnenin birleşmemesi gerekmektedir. Bu koşul ile farklı damarlardan dallanmış iki damarın birbirine bağlanması durumunun önüne geçilmiş olmaktadır (Şekil 3.24). Bu durumda, n . görüntüdeki nesnenin, $(n + 1)$. görüntüdeki devamlılığı olan nesneye bakılarak, hareket yönü hesaplanır. Eğer devamlılığı olan bir nesne yok ise nesnenin büyüklüğü dikkate alınmaktadır. Hareket yönü $(n - 1)$. görüntüde hangi nesneye uygunsa o nesnenin devamı olarak alınır. *ID* ve *parent_ID* değerlerini uygun nesnenin değerlerine eşitlenir.



Şekil 3.24 Kesişen Damar Durumu-2

Bu durumda gerçekleştirilen adımlar aşağıda anlatılmıştır.

1. n . görüntüdeki nesnenin, $(n + 1)$. görüntüdeki devamlılığına bakılarak hareket yönü hesaplanır. Eğer devamlılığı olan bir nesne yok ise büyüklüğe bakılmaktadır.
2. Nesnenin hareket yöne ve boyutu, $(n - 1)$. görüntüdeki nesnelerden hangisine daha yakınsa, o nesnenin *ID* ve *parent_ID* değeri verilir.

Bu bölümde, geliştirilmiş olan damar takip algoritması anlatılmıştır. İlk olarak, ilk görüntüdeki nesneler bulunmaktadır. Bulunan her bir nesneye *ID* ve *parent_ID* olmak üzere iki tane tanımlayıcı kimlik numarası verilmektedir. Bu kimlik numaraları sayesinde hangi nesne hangi damara ait bilgisi ve hangi damarın hangi damardan dallandığı bilgileri tutulabilmektedir. Geliştirilen algoritmada dört özel durum ele alınmıştır: Damarların birleşmesi, damarların ayrılması, kesişip ayrılan damarlar (Kesişen Damar Durumu-1) ve belirsizlik oluşturan damarlar (Kesişen Damar Durumu-2). Özel durumlar oluşturulurken, damar dallanmalarının kan akış yönünün tersine

olamayacağı düşünülmüştür. Ayrıca, algoritma sonlandığında *parent_ID* değeri “0” olan ve hiç dallanma gerçekleştirilmeyen yapı, nodül sayılarak görüntüden çıkarılmıştır.

Bu işlemlerin tümünü uyguladıktan sonra, damar segmentasyonu işlemi tamamlanmaktadır. Artık damar yapıları elde edildiğine göre, 3B damar modelleme bölümüne geçilebilir.

3.3 3B Damar Modelleme

Damar segmentasyonu işlemi tamamlandıktan sonra, metodolojide bahsedilen üçüncü adım olan 3B modelleme işlemine (Şekil 3.2, Blok 3) geçilmiştir. Damarları 3B modellemek için mevcut olan temel yöntemlerden bölüm 2.3’te bahsedilmiştir. Son zamanlarda yapılan 3B tıbbi görüntüleme çalışmaların çoğu, bir dizi 2B görüntüden 3B modelleme oluşturmak üzerinedir.

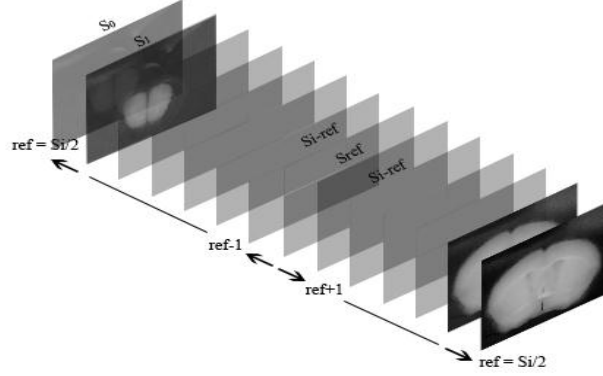
Genellikle, 3B modellemenin temel prensibi aşağıdaki iki aşamayı içermektedir.

- Bir dizi 2B görüntünün okunması ve gerçek uzaysal pozisyonlarına göre sıralanması gerekmektedir. Bunun sonucunda, hacimli bir veri elde edilmektedir.
- Elde edilen hacimli veriyi 3B modellemek için yüzey oluşturma yöntemleri kullanılmaktadır. Tıbbi görüntülerde yüzey oluşturmada genelde iki yaklaşım mevcuttur: Hacim-tabanlı yaklaşımlar, yüzey-tabanlı yaklaşımlar.

Bu bölümde, damar segmentasyonundan sonra elde edilen görüntülerin 3B modellemesi gerçekleştirilmektedir. 3B modelleme için, kolay ve elverişli olan yüzey-tabanlı yaklaşım kullanılmıştır.

İlk olarak, bir dizi 2B görüntüden hacimli bir veri elde edilmiştir. Hacimli bir veri elde etmede ITK kütüphanesinin *SeriesImageReadWrite* fonksiyonu kullanılmıştır (Şekil 3.25). Dönüşüm esnasında, z boyutu için görüntünün kesit sayısı kullanılmıştır. Görüntü

kaçıncı kesitte ise z değeri o kabul edilmiştir. Elde edilen görüntü raw formatında kaydedilmektedir.

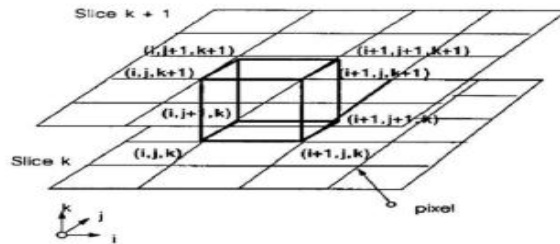


Şekil 3.25 2B Görüntü Kesitleri

Hacimli veri elde edildikten sonra, modelleme işlemine geçilmiştir. Modellemeye yöntem olarak “Marching Cubes (MC)” algoritması kullanılmıştır (Lorensen vd. 1987). Bu sayede büyük miktardaki ham verinin çok daha kısa zamanda ve etkileşimli olarak görüntülenmesi mümkün olmuştur.

MC algoritması, ayrık verilerden eş yüzeyler hesaplayarak üçgen örgü üretmektedir. Tüm üçgenler resmedildiğinde, BT görüntülerin 3B modellemesi gerçekleştirilmektedir.

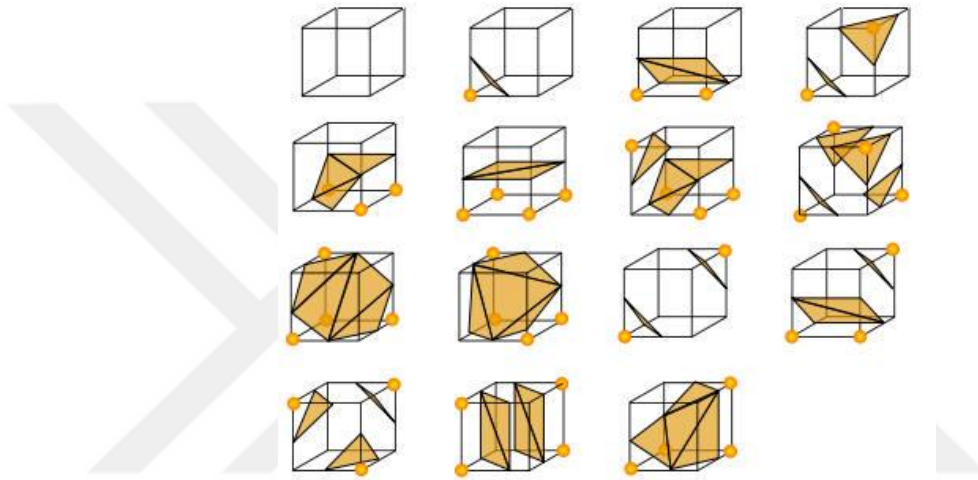
MC algoritması, bir birim zamanda bir küp modeli oluşturmaktadır. Küp modelini oluştururken sekiz köşe seçilmesi gerekmektedir. Ardışık iki görüntüden, her birinden dört nokta olmak şartıyla köşeler seçilir (Şekil 3.26).



Şekil 3.26 Voksel Oluşturma

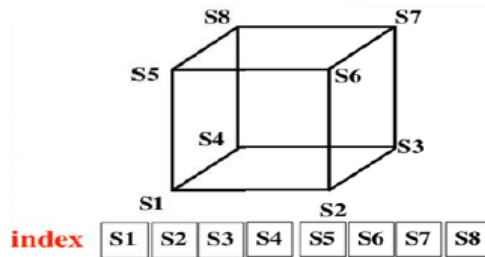
Bir küpte sekiz köşe olduğu için ve iki durum, içeri ve dışarı, olduğundan dolayı; bir yüzey, küpü $2^8 = 256$ şekilde kesebilmektedir. Olası 256 durum için, yüzey-kenar kesişmesi tablosu oluşturulmuştur.

256 tane olasılığı üçgensel olarak göstermek zor ve hata ihtimali yüksektir. Ancak, bu olasılıklardan simetri ve tamamlayıcı olanlar elendiğinde geriye 15 tane olasılık kalmaktadır (Şekil 3.27).



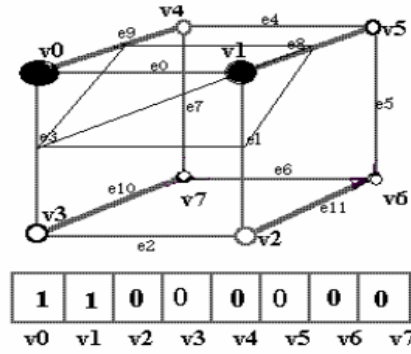
Şekil 3.27 MC için temel 256 durumun indirgendiği 15 durum (Shroeder vd. 1998)

Bu çalışmada, olası 15 durum için köşelerin durumuna göre indeks belirlenmiştir. Her köşeyi bir bit temsil edecek şekilde sekiz bitlik indeks oluşturulmuştur (Şekil 3.28). Oluşturulan indeks, yüzey-kenar kesişme tablosunda hangi verinin kullanılacağı hakkında bilgi vermektedir. Böylece, hangi kenarın yüzey tarafından kesildiği bilgisine direk erişim sağlanabilmektedir.



Şekil 3.28 İndeks 8-bitlik

Örneğin; şekil 3.28'deki küpte görülüyor ki, v_0 ve v_1 köşeleri yüzeyin içinde kalmaktadır. Dolayısıyla indeks dizisindeki değerleri “1” yapılmıştır. İkinci adımda, indeks değeri hesaplanmaktadır. İndeks değeri; 2'lik tabandaki değerin 10'luk tabandaki karşılığıdır. Bu örneğe göre indeks değeri; 2'lik tabandaki “11000000” değerinin 10'luk tabandaki değeri “192” olmaktadır. Bu değer bulunduğundan sonra, oluşturulan yüzey-kenar kesişim tablosundaki o değerdeki veri alınmaktadır.



Şekil 3.29 Temel küp ve örnek topoloji

Hangi kenarın yüzey tarafından kesildiği bilgisi elde edildikten sonra, kenarın hangi noktadan kesileceğini belirleyen fonksiyon geliştirilmektedir. Bu bölüm için geliştirilen fonksiyon denklem 3.3'te gösterilmektedir.

$$P = p_1 + \left(\frac{t-v_1}{v_2-v_1} \right) * (p_2 - p_1) \quad (3.3)$$

Denklemde; t belirlenen piksel yoğunluk değerini, P kenar üzerinde alınacak noktayı, p_1, p_2 kenara ait köşelerin noktalarını ve v_1, v_2 skaler bir değeri göstermektedir.

Geliştirilen fonksiyon sonucunda elde edilen noktalar kullanılarak, üçgenlerden oluşmuş bir poligon elde edilmektedir.

Bu çalışma kapsamında yapılan 3B modelleme adımlarını aşağıda anlatılmaktadır.

- Damar segmentasyonu sonucunda elde ettiğimiz her bir görüntü için bu adımlar tekrarlanmaktadır. İlk olarak ardışık iki görüntü alınmaktadır.
- Alınan ardışık iki görüntü arasına hayali bir küp yerleştirilmektedir. Bu işlemde küp boyutu ne kadar küçük olur ise görüntü o kadar pürüzsüz olmaktadır. Çalışmada dört piksel boyutlarında bir küp oluşturulmuştur. Oluşturulan küp tüm görüntüye uygulanmalıdır.
- Küpün köşelerinin yüzeyin içinde veya dışında olup olmadığı belirlenir. Bunun için köşelerdeki piksel yoğunluk değerlerine bakılmaktadır.
- 8 bitlik bir indeks dizisi oluşturulmaktadır. Eğer köşe noktası belirlenen piksel yoğunluk değerinden yüksek bir değere sahip ise; sekiz köşeden hangisi ise ona göre indeks dizisindeki değeri “1” yapılmaktadır.
- Tüm köşe noktalarına bakıldıktan sonra elde edilen indeks dizisi, 10’luk tabanda hesaplanır. Çıkan değere göre, yüzey-köşe kesişim tablosundaki veri alınır. Bu veri, hangi kenarların yüzey tarafından kesildiği bilgisini tutmaktadır.
- Bulunan kenarların hangi noktalardan kesileceği yukarıda bahsedilen formüle göre bulunmaktadır.
- Bulunan noktalardan, üçgensel modelleme yapılarak bir poligon oluşturulmaktadır.
- Diğer küpe geçilmektedir.

Bu bölümde modellemede kullanılan MC algoritmasının genel yapısından bahsedilmiştir. Hızlı ve uygulaması basit olduğundan dolayı bu algoritma tercih edilmiştir. MC algoritması uygulanırken VTK kütüphanesi kullanılmıştır. Kütüphanenin vtkMarchingCubes fonksiyonu uygulanmıştır.

3.4 Bölüm Değerlendirmesi

Bu bölümde geliştirilen metodolojinin adımları incelenmiştir. Metodolojide, girdi verisi olarak N adet akciğer BT görüntüsü kullanılmaktadır. İlk adımda her bir BT üzerinde damar yapılarını bulunduran akciğer lobları elde edilmiştir. İkinci adımda benzer şekilde elde edilen her bir BT üzerinde damar segmentasyonu işlemi gerçekleştirilmektedir. Damar segmentasyonu işleminde üç yöntem kullanılmaktadır:

Yinelemeli global eşikleme yöntemi, süreklilik algoritması ve damar takip algoritması. Bu işlemler sonucunda, BT görüntülerdeki damar yapıları elde edilmektedir. Üçüncü adımda ise damar segmentasyonu yapılmış bütün N adet BT görüntüler kullanılarak damarların 3B modellenmesi yapılmaktadır. 3B modelleme için MC algoritması kullanılmıştır.



4. ÖNERİLEN METODOLOJİNİN UYGULANMASI VE SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

4.1 Uygulama Platformu

Tez çalışması kapsamında önerilen metodolojiyi uygulamak için kullanılan kişisel bilgisayarın ve yazılımın platformu aşağıdadır.

- Intel Core i5-3470,
- 3.20 GHz CPU,
- 4 GB RAM,
- Visual Studio 2012

Yazılım dili olarak, C++ nesne yönelimli programlama dili kullanılmıştır. Ayrıca aşağıdaki kütüphanelerden yararlanılmıştır.

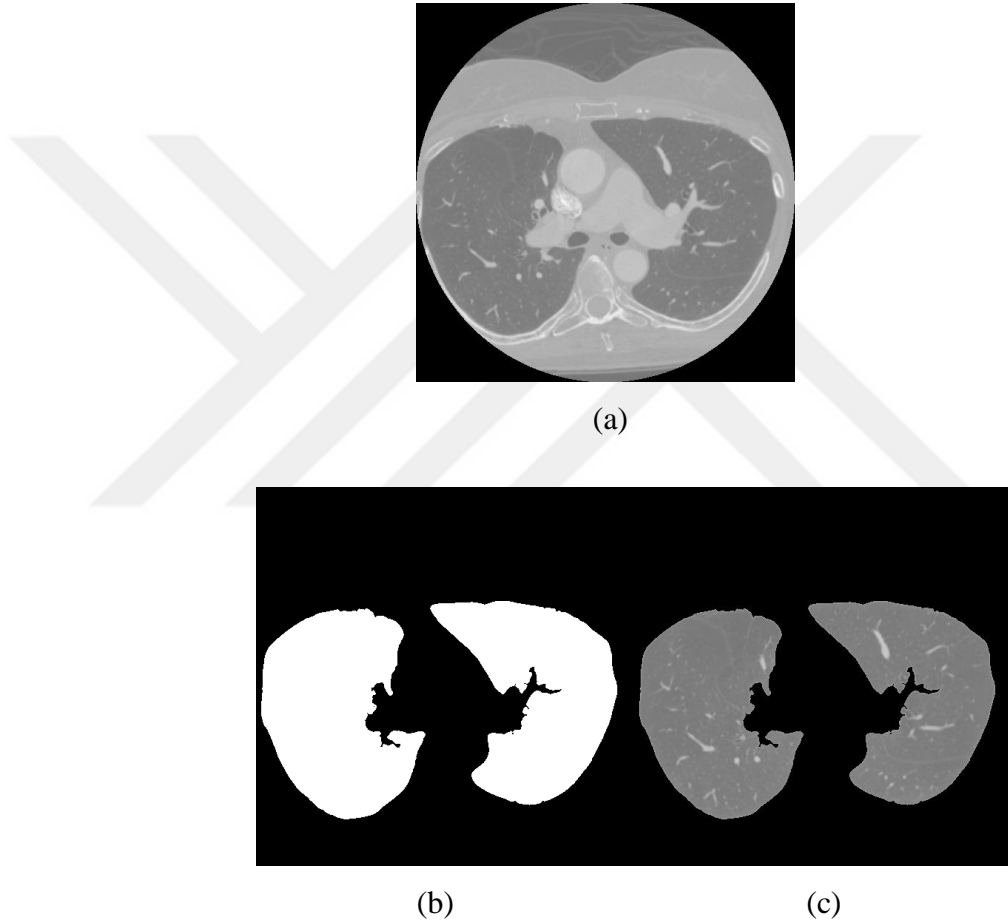
- ITK,
- VTK,
- OPENCV,
- OPENGL

4.2 Veri Kümesi

Tez çalışmasında veri kümesi olarak, Lung Image Database Consortium (LIDC) kütüphanesinden elde edilen ve 133 adet görüntü kesiti içeren bir BT (Veri Seti 4) ve ELCAP Public Lung Image Database kütüphanesinden elde edilen ve 290 adet görüntü kesiti içeren üç BT (Veri Seti 1, 2, 3) kullanılmıştır. Elde edilen görüntüler 512 x 512 piksel boyutundadırlar. Her piksel 8 bit özelliğindedir.

4.3 BT Tabanlı Otomatik Damar Segmentasyonu Metodolojisinin Uygulanması

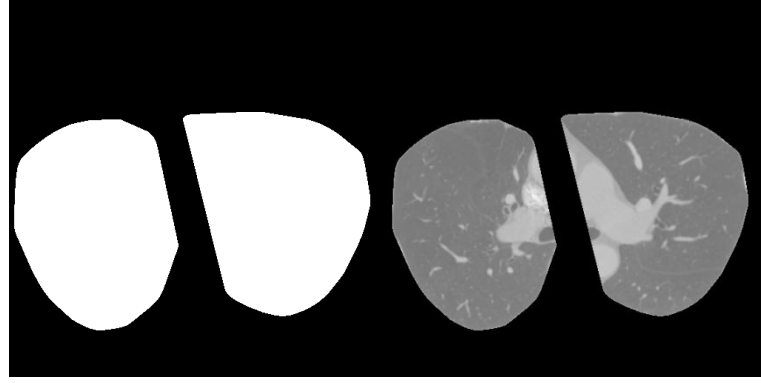
Bu bölümde, gerçek veriler üzerinde geliştirilen BT tabanlı otomatik damar segmentasyonu metodolojinin adım adım uygulaması gerçekleştirilecektir. İlk olarak, metodolojinin birinci adımı olan BT görüntülerde akciğer loblarının çıkarılması işlemi uygulanacaktır. Bu uygulama sonucunda şekil 4.1’de görüldüğü gibi damarların olduğu akciğer lobları elde edilmektedir.



Şekil 4.1 Veri Seti 2, BT görüntü 128

a. orjinal görüntü, b. uygulanan maske, c. elde edilen akciğer lobları

Ancak, çalışmada ana damarların girişleri de görüntüye dahil edilmektedir. Bu nedenle konkav olan maske yapısı konveks yapıya dönüştürülmüştür. Kullanılan maske ve elde edilen yapı şekil 4.2’de gösterilmektedir.



(a)

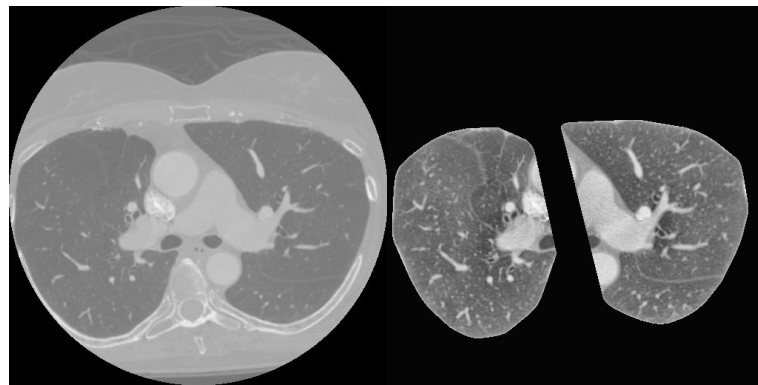
(b)

Şekil 4.2 Veri Set 2, BT görüntü 128

a. konveks yapılı maske, b. elde edilen akciğer lobları

Akciğer lobları çıkarıldıktan sonra, metodolojinin ikinci adımı olan damar segmentasyonu uygulaması gerçekleştirilmiştir. Geliştirdiğimiz yöntemde, damar segmentasyonu dört adımda gerçekleştirilmektedir.

1. Adım: Damar yapılarının daha belirgin hale gelmesi ve kullanılacak olan yinelemeli eşikleme yönteminde daha iyi sonuç vermesi için, görüntülere CLAHE yöntemi uygulanmıştır. Şekil 4.3'te CLAHE yöntemi uygulanmış akciğer lobları görülmektedir.



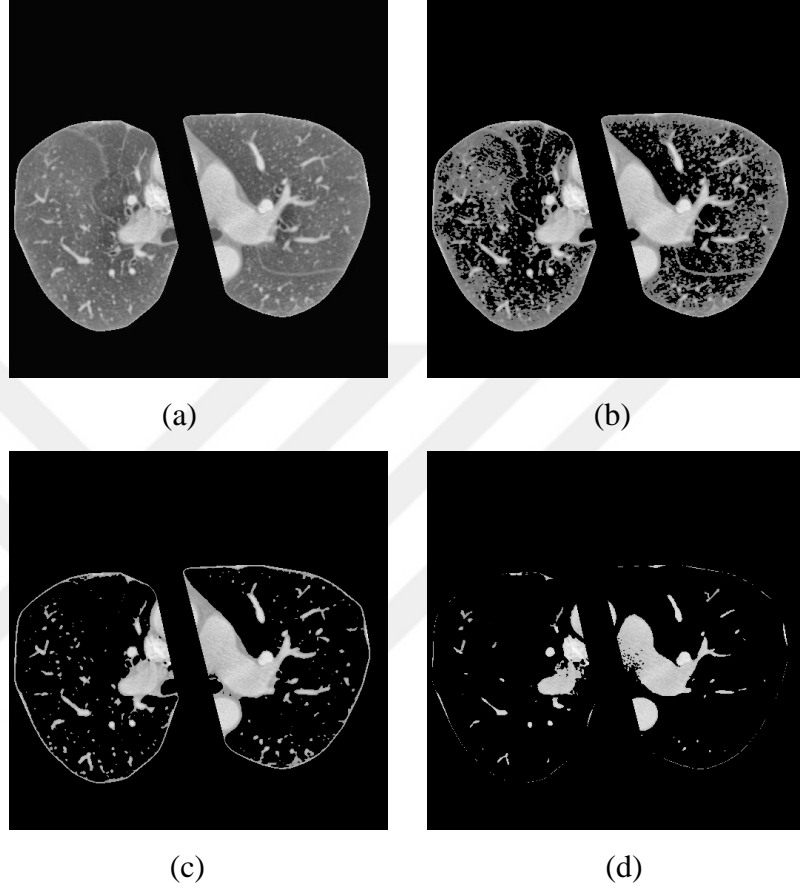
(a)

(b)

Şekil 4.3 Veri Seti 2, BT Görüntü 128

a. orjinal görüntü, b. CLAHE uygulandıktan sonra

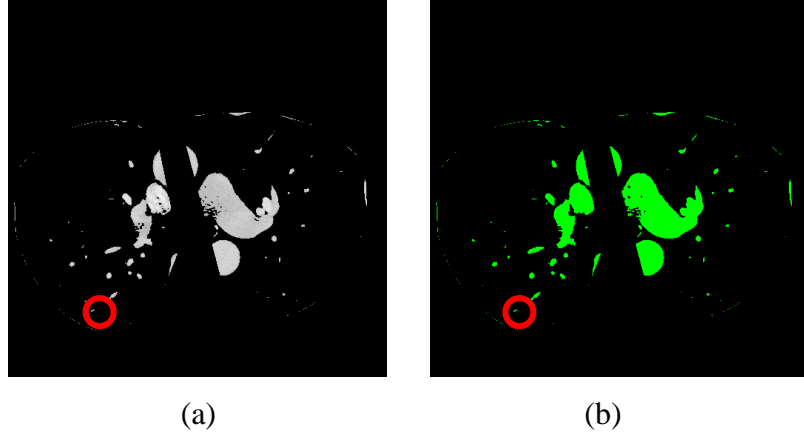
2. Adım: Damar yapılarını çıkarmak için görüntülere yinelemeli global eşikleme yöntemi uygulanmıştır. Bu yöntemin uygulanmış görüntüleri şekil 4.4'te görülmektedir.



Şekil 4.4 Veri Seti 2, BT Görüntü 128

a. CLAHE uygulanmış görüntü, b. yinelemeli global eşikleme yöntemi-arka plan çıkarımı, c. yinelemeli global eşikleme uygulanmış hali, d. Elde edilen görüntü

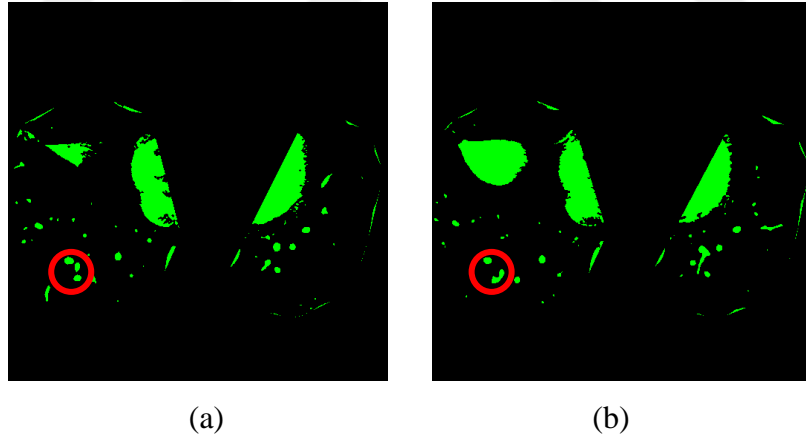
3. Adım: Bulunan damar yapılarında, yanlış-pozitif sonuçları azaltmak için süreklilik algoritması uygulanmıştır. Şekil 4.5'te yanlış-pozitif sonuç ve algoritma uygulandıktan sonra görüntüden çıkarılması gösterilmiştir.



Şekil 4.5 Veri Seti 2, BT Görüntüsü 125'in damar segmentasyonu ile beraber süreklilik algoritması uygulanmış hali

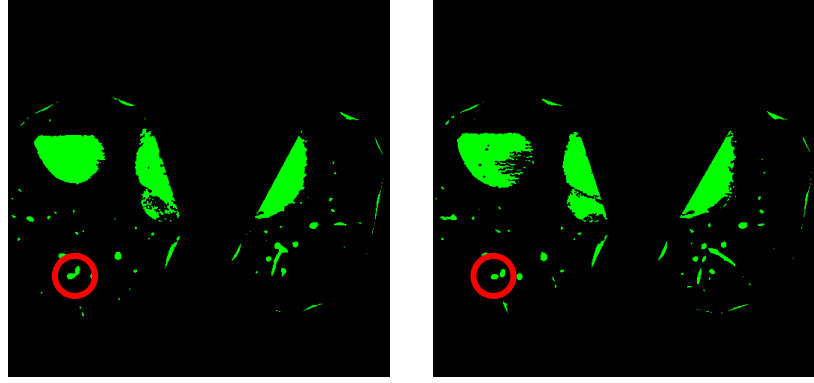
a. yanlış-pozitif sonuç, b. yanlış-pozitif sonucun görüntüden çıkarılması

4. Adım: Süreklilik algoritmasından sonra, kesişen damarlar veya nodüller yüzünden oluşan yanlış-pozitif sonuçları azaltmak için damar takip algoritması uygulanmaktadır (Şekil 4.6-4.7).



Şekil 4.6 Veri Seti 2, BT Görüntü 94-95; damar takibi algoritması uygulanmadan önce

a. BT Görüntü 94; ayrı damarlar, b. BT Görüntü 95; kesişen damarlar



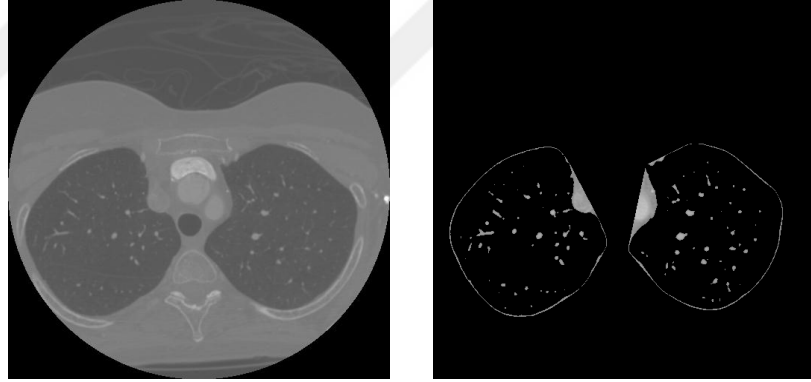
(a)

(b)

Şekil 4.7 Veri Seti 2, BT Görüntü 95; damar takibi algoritması uygulandıktan sonra

a. BT Görüntü 95; kesişen damarlar, b. Damar takip algoritmasından sonra ayrılan damarlar

Aşağıdaki şekillerde, orjinal görüntü ve damar segmentasyonu yapılmış halleri gösterilmektedir.

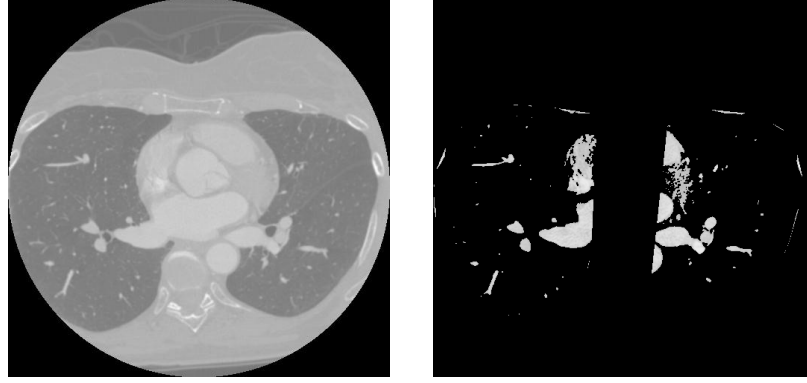


(a)

(b)

Şekil 4.8 Veri Seti 1, BT Görüntü 3

a. orjinal görüntü, b. damar segmentasyonu uygulanmış hali



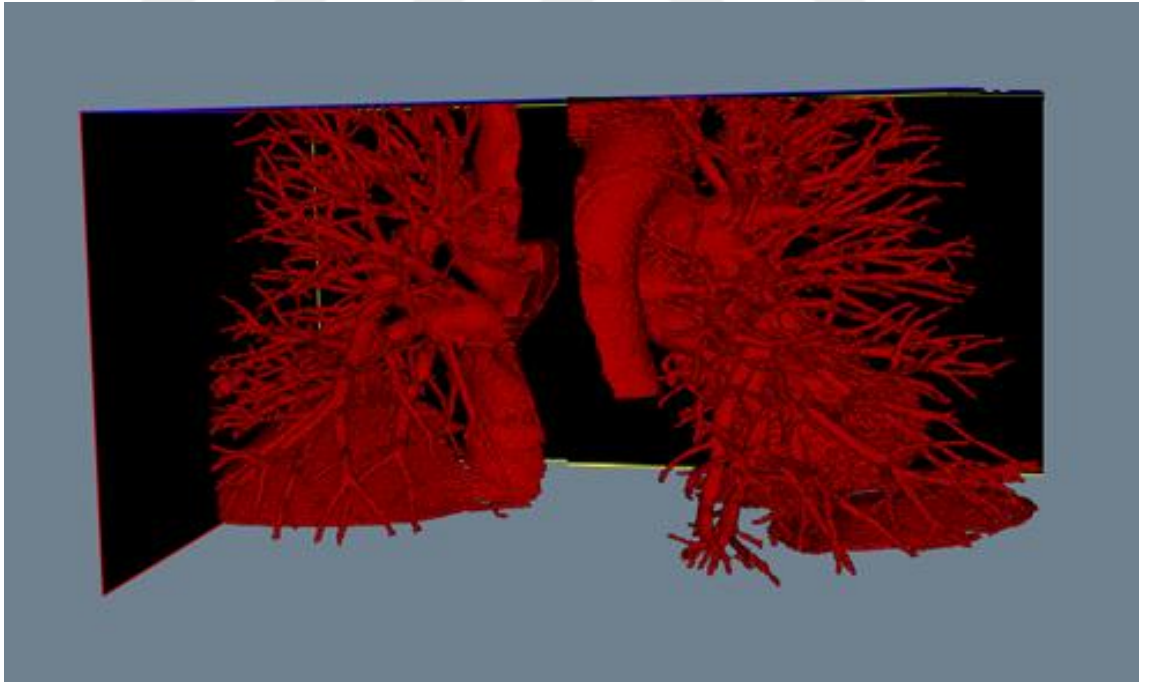
(a)

(b)

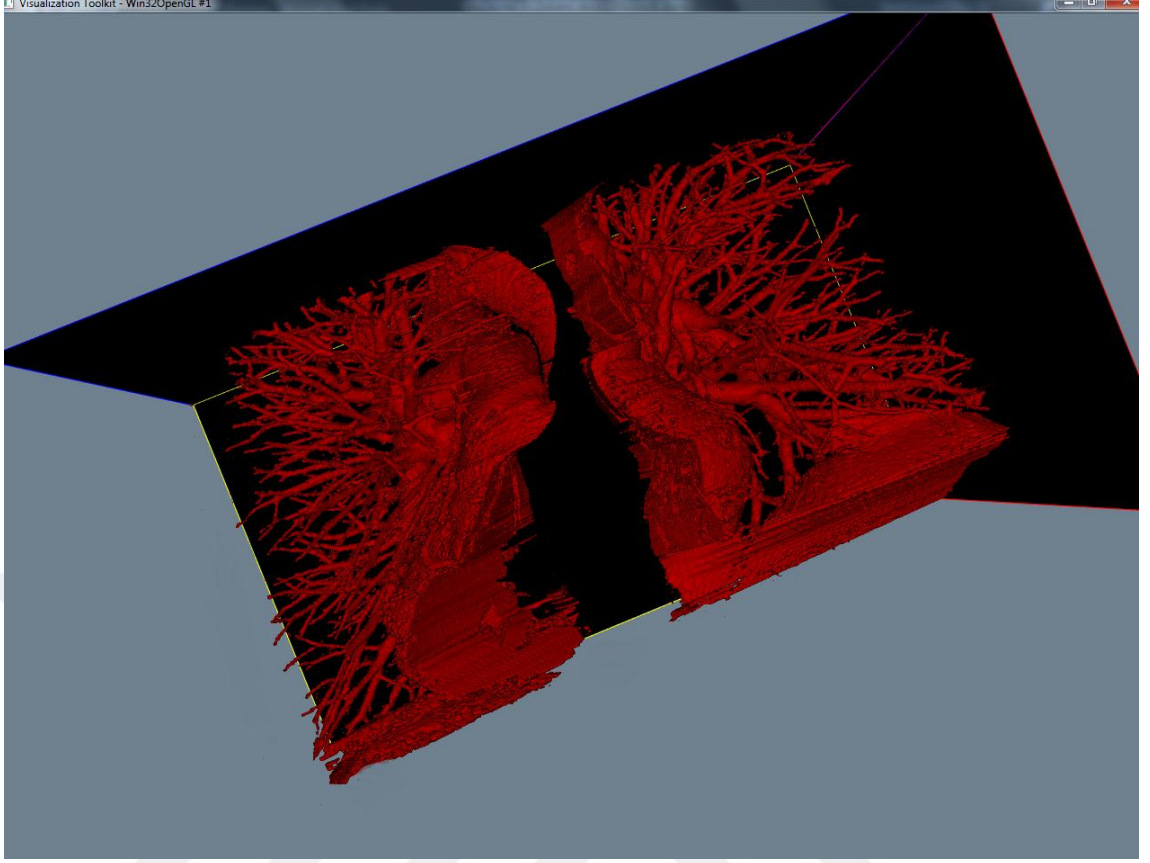
Şekil 4.9 Veri Seti 2, BT Görüntü 150

a. orjinal görüntü, b. damar segmentasyonu uygulanmış hali

Damar segmentasyonu adımı tamamlandıktan sonra son adım olan 3B modelleme gerçekleştirilmiştir. Bu adımda MC yöntemi uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar aşağıda gösterilmektedir.



Şekil 4.10 Veri Seti 2, 3B Modellemesi



Şekil 4.11 Veri Seti 2, 3B Modellemesi

4.4 Sonuçların Değerlendirilmesi

Bu bölümde uygulanan metodolojinin sonuçları değerlendirilmektedir. Birinci adım ve üçüncü adımda, bilinen yöntemler kullanıldığı için o adımlarda kullanılan yöntemler ile ilgili değerlendirme yapılmamıştır. Damar segmentasyonu adımı için geliştirilen algoritmalar incelenmektedir.

Yapılan çalışmanın başarı sonuçlarını bulmak için 7 parametre kullanılmıştır: Doğru Pozitif (TP), Yanlış Pozitif (FP), Doğru Negatif (TN), Yanlış Negatif (FN), *Duyarlılık* (Sensitivity), *Özgüllük* (Specificity) ve *Doğruluk* (Accuracy).

TP = Doğru Pozitif Piksel Sayısı

FP = Yanlış Pozitif Piksel Sayısı

TN = Doğru Negatif Piksel Sayısı

FN = Yanlış Negatif Piksel Sayısı

$$Duyarlilik = (TP/TP + FN)$$

$$Özgüllük = (TN/TN + FN)$$

$$Doğruluk = (TP + TN)/(TP + TN + FP + FN)$$

Bu çalışmada, kullanılan veri setleri için damarları gösteren kabul-gören bir kontrol verisi bulunamamıştır. Bunun üzerine, bir radyoloji uzmanı ile çalışılarak kontrol verisi elde edilmiştir. Her bir veri seti için damar yapısı üzerinde ve damara benzer yapılar üzerinde olmak üzere rastgele 100'er nokta seçilmiştir. Uç damarlar ve kesişen damarlar gibi ayırt edici bölgelerden de nokta seçimi gerçekleştirilmiştir.

İlk olarak en temel olan yinelemeli global eşikleme algoritmasının uygulanmasından sonra elde edilen sonuçlar incelenmektedir. Çizelge 4.1'de uygulamanın başarı sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.1 Yinelemeli global eşikleme yöntemi başarı sonuçları

Veri Tabanı	Kesit Sayısı	TP	FP	FN	TN	Duyarlılık(%)	Özgüllük (%)	Doğruluk (%)
1	290	89	11	5	95	94,68	95	92
2	290	91	9	5	95	94,79	95	93
3	290	91	9	6	94	93,81	94	92,5
4	133	84	16	4	96	95,45	96	90

Çizelge 4.1'de görüldüğü gibi, dört veri seti için duyarlılık oranı ortalaması % 94,68 çıkmaktadır. Bu orana göre, genel olarak damar olduğu belirlenen 100 noktadan, yaklaşık 95 noktayı doğru bulabilmiştir. Özgüllük oranı ortalaması % 95 çıkmaktadır. Bu orana göre, damar olmadığı belirlenen 100 noktadan, 95 damar olmayan noktada

damar bulmamıştır. Doğruluk oranı ortalaması ise, % 91,87 çıkmaktadır. Bu orana göre, belirlenen 200 nokta üzerinden, yaklaşık 184 noktayı doğru değerlendirmiştir.

Yinelemeli global eşikleme yöntemi uygulanmış görüntülere, süreklilik algoritması uygulanmasından sonra elde edilen sonuçlar çizelge 4.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 4.2 Süreklilik algoritması uygulandıktan sonraki başarı sonuçları

Veri Tabanı	Kesit Sayısı	TP	FP	FN	TN	Duyarlılık(%)	Özgüllük (%)	Doğruluk (%)
1	290	89	11	2	98	97,80	98	93,5
2	290	91	9	1	99	98,91	99	95
3	290	91	9	1	99	98,91	99	95
4	133	84	16	3	97	96,55	97	90,5

Çizelge 4.2’de görüldüğü gibi, dört veri seti için duyarlılık oranı ortalaması % 98,04 çıkmaktadır. Bu orana göre, genel olarak damar olduğu belirlenen 100 noktadan, yaklaşık 98 noktayı doğru bulabilmiştir. Özgüllük oranı ortalaması %98,25 çıkmaktadır. Bu orana göre, damar olmadığı belirlenen 100 noktadan, 98 damar olmayan noktada damar bulmamıştır. Doğruluk oranı ortalaması ise, % 93,5 çıkmaktadır. Bu orana göre, belirlenen 200 nokta üzerinden, yaklaşık 187 noktayı doğru değerlendirmiştir.

Süreklilik algoritması uygulandıktan sonra elde edilen görüntülere, damar takip algoritması uygulanmasından sonra elde edilen sonuçlar çizelge 4.3’te gösterilmektedir. Çizelge 4.3’te görüldüğü gibi, dört veri seti için duyarlılık oranı ortalaması % 98,15 çıkmaktadır. Bu orana göre, genel olarak damar olduğu belirlenen 100 noktadan, yaklaşık 98 noktayı doğru bulabilmiştir. Özgüllük oranı ortalaması %98,25 çıkmaktadır. Bu orana göre, damar olmadığı belirlenen 100 noktadan, 98 damar olmayan noktada damar bulmamıştır. Doğruluk oranı ortalaması ise, % 96 çıkmaktadır. Bu orana göre, belirlenen 200 nokta üzerinden, yaklaşık 192 noktayı doğru değerlendirmiştir.

Çizelge 4.3 Damar takibi algoritması uygulandıktan sonraki başarı sonuçları

VERİ TABANI	KESİT SAYISI	TP	FP	FN	TN	DUYARLILIK (%)	ÖZGÜLLÜK (%)	DOĞRULUK (%)
1	290	93	7	2	98	97,89	98	95,5
2	290	95	5	1	99	98,95	99	97
3	290	96	4	1	99	98,96	99	97,5
4	133	91	9	3	97	96,80	97	94

Çizelge 4.4 Genel başarı sonuçları

Yöntemler	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)	Doğruluk (%)
Yinelemeli Global Eşikleme Yöntemi	94,68	95	91,87
Süreklilik Algoritması	98,04	98,25	93,5
Damar Takip Algoritması	98,15	98,25	96

Çizelge 4.4'teki yöntemlerin genel başarı sonuçları incelendiğinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmaktadır:

- Duyarlılık oranına göre değerlendirildiğinde, yinelemeli global eşikleme yöntemi 100 noktadan 95'ünü doğru bulabilmektedir. Süreklilik algoritması uygulandığında, bu sayı 98'e çıkmaktadır. Bunun sebebi, süreklilik algoritmasıyla yanlış-pozitif sonuç veren gürültülerin elenmesidir. Damar takip algoritması uygulandığında ise oranda ufak bir değişiklik olmuştur. Bunun

sebebi, doğru tespit edilen damar sayısı artmıştır ama yanlış tespit edilenlerin sayısı değişmemiştir.

- Özgüllük oranına göre değerlendirildiğinde, yinelemeli global eşikleme yöntemi damar olmayan 100 noktadan 5'ini damar olarak tespit etmektedir. Süreklilik algoritması uygulandığında ise, oran 5'ten 2'ye düşmektedir. Damar takip algoritmasının uygulanması bu oranı değiştirmemektedir. Çünkü damar takip algoritması zaten var olan damar yapıları üzerinde işlem uygulamaktadır ve kullanılan verilerde nodül bulunmamaktadır.
- Doğruluk oranına göre değerlendirildiğinde, yinelemeli global eşikleme yöntemi 100 noktadan 92'sini doğru bulabilmektedir. Süreklilik algoritmasıyla bu oran 94'e çıkmaktadır. Damar takip algoritmasıyla ise 100 noktadan 96'sı doğru tespit edilmektedir.

Genel bir değerlendirme yapılırsa, global eşikleme yönteminin başarı oranlarını düşük olmasının sebebi; görüntüdeki gürültüler, kesişen damarların tek damar olarak alınması, nodül gibi nesnelerin elimine edilmemesidir. Bu sorunları çözmek için uygulanan süreklilik algoritması, gürültüleri yok etmede başarılı sonuçlar vermiştir. Bunun ardından uygulanan damar takip algoritması da, sonuçlara bakıldığında başarılı bir izlenim göstermektedir.

5. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında, 2B BT görüntülerde damar segmentasyonu ve 3B modellemesini gerçekleştiren bir metodoloji geliştirilmiştir. Geliştirilen metodoloji ile radyologlara hastalıkların tanı ve teşhisinde yardımcı olmak hedeflenmiştir.

Tez çalışmasında, akciğer BT görüntüleri kullanılmıştır. Metodolojide üç adım gerçekleştirilmektedir. Birinci adım, akciğer BT görüntülerinden akciğer loblarının çıkarılmasını ele almaktadır. İkinci adım olarak, elde edilen akciğer loblarına damar segmentasyonu uygulanmaktadır. Damar segmentasyonu için aşağıdaki işlemler gerçekleştirilmiştir.

- Görüntüye ön-işlem olarak CLAHE yöntemi uygulanmıştır. Bu işlem damar yapılarını belirginleştirmiştir.
- Ön-işlem yapıldıktan sonra yinelemeli global eşikleme yöntemi uygulanmıştır. Bu yöntem ile temel olarak damar yapıları bulunmuştur. Fakat gürültüleri azaltmak ve yanlış tespitleri düzeltmek için ilave işlemler uygulanmıştır.
- İlk olarak, süreklilik algoritması gerçekleştirilmiştir. Bu algoritmada görüntüdeki damar yapılarının her biri için, bir önceki veya bir sonraki görüntüde devamının olup olmadığı kontrol edilmiştir. Damar yapısı devamlılık gerektiren bir yapı olduğu için, sürekliliği olmayan noktalar gürültü sayılarak görüntüden çıkarılmıştır.
- Süreklilik algoritmasından sonra, damar kesişmelerinden ve nodüllerden kaynaklanan yanlış damar tespitlerini ortadan kaldırmak için damar takip algoritması uygulanmıştır. Damar takip algoritmasında görüntülerdeki her bir damar yapısının hangi damara ait olduğu ve hangi damarın hangi damardan dallandığı bilgileri tutulmuştur. Böylece, damar kesişmesi durumu kontrol altına alınmıştır. Ayrıca, dallanma veya birleşme gerçekleştirilmemiş yapılar nodül sayılarak elenmişlerdir.

Damar segmentasyonu işlemi tamamlandıktan sonra, 3B modelleme aşamasına geçilmektedir. Bu aşamada, MC algoritması kullanılmıştır. MC algoritması 3B yüzeyler oluştururken üçgen modellerini kullanmaktadır.

Başarı oranını hesaplayabilmek için bir radyoloji uzmanıyla çalışılmıştır. Bu çalışmada, veri kümelerinde damar yapısı içerisinde olan 100 nokta ve damar yapısına benzer yapıların içerisinde olan 100 nokta elle tespit edilmiştir. Görüntülerdeki damar segmentasyonu başarı oranını hesaplamak için TP, FP, TN, FN, duyarlılık, özgüllük, doğruluk ölçütleri kullanılmıştır. Yinelemeli global eşikleme yöntemi uygulandığında genel başarı oranları; duyarlılık (%94,68), özgüllük (%95), doğruluk (%91,87) çıkmaktadır. Süreklilik algoritması uygulandığında genel başarı oranı; duyarlılık (%98,04), özgüllük (%98,25), doğruluk (%93,5) çıkmaktadır. Bunun sebebi, gürültülerin elenmesidir. Damar takip algoritması uygulandığında genel başarı oranı; duyarlılık (%98,15), özgüllük (%98,25), doğruluk (%96) çıkmaktadır. Bunun sebebi, kesişen damarların tespit edilmesidir.

Damar segmentasyonu ve damarların 3B modellenmesi günümüzde popüler bir çalışma alanıdır. Popüler olmasının sebebi henüz doğruluk oranı çok yüksek bir çalışmanın geliştirilememiş olmasıdır. Çünkü damarlar çok karmaşık ve insandan insana hatta organdan organa değişen yapılardır. Gelecek çalışmalar için, bu tez çalışmada önerilen metodolojinin geliştirilerek akıllı bir sistem oluşturulması hedeflenmektedir.

KAYNAKLAR

- Agam, G., Armato, S. G. and Wu, C. 2005. Vessel tree reconstruction in thoracic CT scans with application to nodule detection. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 24(4); 486-499.
- Alliez, P. and Gotsman, C. 2005. Recent advances in compression of 3D meshes. In *Advances in multiresolution for geometric modelling*. Springer Berlin Heidelberg, p. 3-26.
- Anonymous. VIA/I-ELCAP Public Lung Image Database, VIA and ELCAP Labs, Cornell University. Web Sitesi: <http://www.via.cornell.edu/lungdb.html>. Erişim Tarihi: 04.03.2015
- Anonymous. Lung Image Data Consortium. The LIDC. Web Sitesi: <http://imaging.cancer.gov/programsandresources/informationssystemslidc>. Erişim Tarihi: 09.10.2014
- Aylward, S., Bullitt, E., Pizer, S. and Eberly, D. 1996. Intensity ridge and widths for tubular object segmentation and description. In *Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis, Proceedings of the Workshop on*, p. 131-138.
- Azernikov, S. and Fischer, A. 2006. A new volume warping method for surface reconstruction. *Journal of computing and information science in engineering*, 6(4); 355-363.
- Bemmel, C. M., Spreeuwiers, L. J., Viergever, M. and Niessen, W. J. 2003. Level set-based artery-vein separation in blood pool agent CE-MR angiograms. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 22(10); 1224-1234.
- Bloomenthal, J. 1994. OIV. 8. Graphics gems IV, 4; 324.
- Boskamp, T., Rinck, D., Link, F., Kummerlen, B., Stamm, G. and Mildenerger, P. 2004. New vessel analysis tool for morphometric quantification and visualization of vessels in CT and MR imaging data sets 1. *Radiographics*, 24(1); 287-297.
- Bruijne, M., van Ginneken, B., Viergever, M. A. and Niessen, W. J. 2003. Adapting active shape models for 3D segmentation of tubular structures in medical images. In *Information Processing in Medical Imaging*, Springer Berlin Heidelberg, p. 136-147.
- Cai, W., Chen, S. and Zhang, D. 2007. Fast and robust fuzzy c-means clustering algorithms incorporating local information for image segmentation. *Pattern Recognition*, 40(3); 825-838.

- Carr, H., Theußl, T. and Möller, T. 2003. Isosurfaces on optimal regular samples. In ACM International Conference Proceeding Series, Vol. 40; pp. 39-48.
- Caselles, V., Kimmel, R., & Sapiro, G. 1997. Geodesic active contours. *International journal of computer vision*, 22(1); pp. 61-79.
- Chin, R. T. and Dyer, C. R. 1986. Model-based recognition in robot vision. *ACM Computing Surveys (CSUR)*, 18(1); 67-108.
- Csébfalvi, B. 1999. Fast volume rotation using binary shear-warp factorization. In *Data Visualization'99*, Springer Vienna, p. 145-154.
- Dogan, H., Dicle, O. and Guzelis, C, 2009. Extraction of the liver vessels from the abdomen CTA images by Hessian-based vessel filter. 14th National Biomedical Engineering Meeting.
- Dokládal, P., Lohou, C., Perroton, L. and Bertrand, G. 1999. Liver blood vessels extraction by a 3-D topological approach. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI'99*, Springer Berlin Heidelberg, p. 98-105.
- Figueiredo, M. A. and Leitão, J. 1995. A nonsmoothing approach to the estimation of vessel contours in angiograms. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 14(1); 162-172.
- Frangi, A. F., Niessen, W. J., Vincken, K. L. and Viergever, M. A. 1998. Multiscale vessel enhancement filtering. In *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention—MICCAI'98*, Springer Berlin Heidelberg, p. 130-137
- Gonzalez, R. C. and Woods, R. E. 2009. *Digital image processing*. Pearson Education, 3, India.
- Gooya, A., Liao, H., Matsumiya, K., Masamune, K., Masutani, Y. and Dohi, T. 2008. A variational method for geometric regularization of vascular segmentation in medical images. *Image Processing, IEEE Transactions on*, 17(8); 1295-1312.
- Hahn, H. K., Preim, B., Selle, D. and Peitgen, H. O. 2001. Visualization and interaction techniques for the exploration of vascular structures. In *Visualization, VIS'01, Proceedings*, p. 395-578.
- Hao, J., Shen, Y., & Wang, Q. (2007). Segmentation for MRA image: An improved level-set approach. *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, 56(4); pp. 1316-1321.
- Holtzman-Gazit, M., Kimmel, R., Peled, N., & Goldsher, D. 2006. Segmentation of thin structures in volumetric medical images. *Image Processing, IEEE Transactions on*, 15(2); pp. 354-363.

- Jain, A. K., Zhong, Y. and Dubuisson-Jolly, M. P. 1998. Deformable template models: A review. *Signal processing*, 71(2); 109-129.
- Jan, J. 2005, *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods*, CRC Press, Florida
- Kass, M., Witkin, A., & Terzopoulos, D. (1988). Snakes: Active contour models. *International journal of computer vision*, 1(4); pp. 321-331.
- Kawajiri, S., Zhou, X., Zhang, X., Hara, T., Fujita, H., Yokoyama, R. and Hoshi, H. 2008. Automated segmentation of hepatic vessels in non-contrast X-ray CT images. *Radiological physics and technology*, 1(2); 214-222.
- Kirbas, C. and Quek, F. 2004. A review of vessel extraction techniques and algorithms. *ACM Computing Surveys (CSUR)*, 36(2); 81-121.
- Lorensen, W. E. and Cline, H. E. 1987. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. In *ACM siggraph computer graphics*, Vol. 21; No. 4, p. 163-169.
- Montagnat, J., Delingette, H. and Ayache, N. 2001. A review of deformable surfaces: topology, geometry and deformation. *Image and vision computing*, 19(14); 1023-1040.
- Moore, D. and Warren, J. 1991. Approximation of dense scattered data using algebraic surfaces. In *System Sciences. Proceedings of the Twenty-Fourth Annual Hawaii International Conference on* Vol. 1; pp. 681-690.
- Nielson, G. M. and Hamann, B. 1991. The asymptotic decider: resolving the ambiguity in marching cubes. In *Proceedings of the 2nd conference on Visualization'91*, IEEE Computer Society Press, pp. 83-91.
- O'Brien, J. F. and Ezquerro, N. F. 1994. Automated segmentation of coronary vessels in angiographic image sequences utilizing temporal, spatial, and structural constraints. In *Visualization in Biomedical Computing*, International Society for Optics and Photonics, p. 25-37.
- Osher, S., & Sethian, J. A. 1988. Fronts propagating with curvature-dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. *Journal of computational physics*, 79(1); pp. 12-49.
- Pal, N. R. and Pal, S. K. 1993. A review on image segmentation techniques. *Pattern recognition*, 26(9); pp. 1277-1294.
- Palomera-Pérez, M. A., Martínez-Pérez, M. E., Benítez-Pérez, H. and Ortega-Arjona, J. L. 2010. Parallel multiscale feature extraction and region growing: application in retinal blood vessel detection. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, 14(2); pp. 500-506.

- Park, C. J., Cho, E. K., Kwon, Y. H., Park, M. S. and Park, J. W. 2005. Automatic separate algorithm of vein and artery for auto-segmentation liver-vessel from abdominal mdct image using morphological filtering. In *Advances in Natural Computation*, Springer Berlin Heidelberg, pp. 1069-1078.
- Pham, D. L., Xu, C. and Prince, J. L. 2000. Current methods in medical image segmentation 1. *Annual review of biomedical engineering*, 2(1); pp. 315-337.
- Pohle, R. and Toennies, K. D. 2001. Segmantation of medical images using adaptive region growing. In *Medical Imaging, International Society for Optics and Photonics*, pp. 1337-1346.
- Poli, R. and Valli, G. 1997. An algorithm for real-time vessel enhancement and detection. *Computer methods and programs in Biomedicine*, 52(1); pp. 1-22.
- Qi, Y. 2008. Segmentation and reconstruction of 3D artery models for surgical planning. Master's thesis, National University of Singapore, April 2008
- Saitoh, T., Ikeda, M., Aoki, K., Kaneko, T. and Sekiguchi, R. 2005. Optimal threshold for hepatic blood vessels based on structural analysis and cancer detection. *Systems and Computers in Japan*, 36(7); pp. 1-12.
- Sato, Y., Shiraga, N., Nakajima, S., Tamura, S., & Kikinis, R. (1998). Local Maximum Intensity Projection (LMIP: A New Rendering Method for Vascular Visualization. *Journal of computer assisted tomography*, 22(6); pp. 912-917.
- Schmitt, H., Grass, M., Rasche, V., Schramm, O., Haehnel, S. and Sartor, K. 2002. An x-ray-based method for the determination of the contrast agent propagation in 3d vessel structures. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 21(3); pp. 251-262.
- Sekiguchi, H., Sugimoto, N., Eiho, S., Hanakawa, T. and Urayama, S. 2005. Blood vessel segmantation for head MRA using branch-based region growing. *Systems and Computers in Japan*, 36(5); pp. 80-88.
- Seo, J. J. and Park, J. W. 2009. Automatic Segmantation of Hepatic Vessels in Abdominal MDCT Image. In *Computer Sciences and Convergence Information Technology, ICCIT'09 Fourth International Conference*, pp. 420-424.
- Shapiro, L.G. and Stockman, G. 2001. *Computer Vision, Image Processing*, New Jersey, Prentice Hall; pp. 279-325
- Sklansky, J. 1982. Finding the convex hull of a simple polygon. *Pattern Recognition Letters* 1(2); 79-83.
- Soler, L., Maladin, G. and Delinguet, H. 1998. Automatic Segmantation: Application to 3D Angioscanners of the Liver. *Traitement du Signal*, 15(5); pp. 411-432.

- Suzuki, S. 1985. Topological structural analysis of digitized binary images by border following. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing* 30(1); pp. 32-46.
- Taubin, G. 1995. Estimating the tensor of curvature of a surface from a polyhedral approximation. In *Computer Vision, Proceedings, Fifth International Conference* on pp. 902-907.
- Thackray, B. D. and Nelson, A. C. 1993. Semi-automatic segmentation of vascular network images using a rotating structuring element (ROSE) with mathematical morphology and dual feature thresholding. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 12(3); pp. 385-392.
- Tiago, B. B., Aura, C., Rita, C.F.L., Roger, R. and Angel, S. 2003. Breast thermography from an image processing viewpoint: A survey, *Signal Processing* 93, 2785-2803.
- Tuncer Ö. 2003. Segmantation, Registration and Visulation of Medical Images for Treatment Planning, Yüksel Lisans Tezi, Ortadoğu Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Wilkinson, M. H. and Westenberg, M. A. 2001. Shape preserving filament enhancement filtering. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI*, Springer Berlin Heidelberg, pp. 770-777.
- Yim, P. J., Choyke, P. L. and Summers, R. M. 2000. Gray-scale skeletonization of small vessels in magnetic resonance angiography. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 19(6); pp. 568-576.
- Zhang, Z., Su, X., Ding, L. and Wang, Y. 2013. Multi-scale image segmentation of coal piles on a belt based on the Hessian matrix. *Particuology*, 11(5); pp. 549-555.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Zeynep YILDIRIM

Doğum Yeri : Ankara

Doğum Tarihi : 08.12.1988

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu

Lise : İbn-i Sina Anadolu Lisesi (2006)

Lisans : Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği
(2012)

Yüksek Lisans: Ankara Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı (Eylül
2012 – Ocak 2015)

Çalıştığı Kurumlar

Yazılım Uzmanı, Progis Yazılım Ltd. Şti., 2012 – 2012

Araştırma Görevlisi, Ankara Üniversitesi, 2012–(Devam etmekte)