

**T.C.
YOZGAT BOZOK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

Yüksek Lisans Tezi

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE
İNCE BAĞIRSAK FANTOM UZUNLUĞUNUN
BELİRLENMESİ**

Seda BENLİ

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Mustafa YAZ**

YOZGAT 2018

**T.C.
YOZGAT BOZOK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

Yüksek Lisans Tezi

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE
İNCE BAĞIRSAK FANTOM UZUNLUĞUNUN
BELİRLENMESİ**

Seda BENLİ

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Mustafa YAZ**

YOZGAT 2018

T.C.
YOZGAT BOZOK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

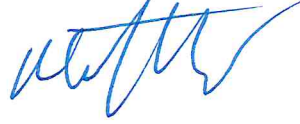
TEZ ONAYI

Enstitümüzün Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı Tezli Yüksek Lisans Programı 70111515004 numaralı öğrencisi Seda BENLİ'nin hazırladığı “BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE İNCE BAĞIRSAK FANTOM UZUNLUĞUNUN BELİRLENMESİ” başlıklı tezi ile ilgili tez savunma sınavı, Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri gereğince 09/11/2018 Cuma günü saat 13:00'te yapılmış, tezin onayına oy birliği/oy çokluğu ile karar verilmiştir.

Başkan : Dr. Öğr. Ü. Yavuz TÜRKAY



Jüri Üyesi (Danışman) : Dr. Öğr. Ü. Mustafa YAZ



Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Ü. M. Serdar BAŞÇIL



ONAY:

Bu tezin kabulü, Enstitü Yönetim Kurulu'nun 06.../12.../18 tarih ve 43. sayılı Enstitü Yönetim Kurulu Kararı ile onaylanmıştır.

06.../12.../2018



Prof. Dr. Mustafa SACMACI
Müdür

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE İNCE BAĞIRSAK FANTOM UZUNLUKLARININ BELİRLENMESİ

Seda BENLİ

Yozgat Bozok Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi

2018; Sayfa: 84

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Mustafa YAZ

ÖZET

Bu çalışmada, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bilgisayarlı tomografisi çekilen 4 adet farklı renkte ve uzunlukta, ince bağırsak fantomu olarak alınan hortumun görüntüleri üzerinde işlemler yapılmıştır. Kısa bağırsak sendromu, bağırsak yetmezliği gibi çeşitli sebeplerle kısaltılan bağırsak hastalıklarında bağırsak uzunluğu bilgisine ihtiyaç duyulmaktadır. Literatüre bakıldığında ince bağırsak uzunluğu ile ilgili çalışma bulunmamaktadır. İnce bağırsak bölütleme ile alakalı çok az çalışma yapılmıştır. Farklı bir yön katarak ince bağırsak fantomlarının uzunluğunun bulunması amaçlanmıştır. Önce görüntüye morfolojik işlemler uygulanarak ön işleme yapılmıştır. Eşikleme yöntemleri kullanılarak ikili hale dönüştürülen görüntünün bölge büyütme yöntemi de kullanılarak merkez noktaları tespit edilmiştir. Merkez noktaları ikinci dereceden oluşturulan denkleme yazılarak her döngüde hataların bulunup minimum olanın alınıp sıralanmasıyla merkez noktalarının doğru sıralaması elde edilmiştir. Böylece merkez noktalarının aralarındaki uzaklıkların hesaplanıp toplanması ile ince bağırsak fantomunun uzunluğu bulunmuştur. Bu çalışma önce en kısa uzunlukta olan fantoma uygulanmıştır daha sonra diğer üçüne de uygulanarak yüksek doğrulukta bir sonuç elde edilmiştir. İnsan vücuduna çok fazla müdahale edilmeden bağırsak uzunluğunun otomatik bulunması ve doktorlara kolaylık sağlaması açısından bu tez çalışması önemli bir yere sahiptir.

Anahtar Kelimeler: İnce bağırsak bölütleme, kısa bağırsak sendromu, eşikleme, bağırsak yetmezliği, bilgisayarlı tomografi.

DETERMINATION OF SMALL BOWEL PHANTOM LENGTH IN COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGES

Seda BENLİ

**Yozgat Bozok University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Electrical and Electronics Engineering
Master of Science Thesis**

2018; Page: 84

Thesis Supervisor: Assist. Prof. Mustafa YAZ

ABSTRACT

In this study, processes on 4 different colors and lengths of pipe images of computerized tomography images were done in Radiology Department of Health Sciences University Gülhane Medical Faculty. Intestinal length knowledge is needed in bowel diseases that are shortened by various causes such as short bowel syndrome, bowel insufficiency. There is no study about length of the small intestine in the literature. Very little work has been done about small intestinal segmentation. It is aimed to find the length of the small intestinal phantoms by adding a different direction. First, pre-processing was done by applying morphological processes to the image. Center points of image which has been converted to binary using thresholding methods have also been determined by using region growing method. By writing the equation created in the second order of the center points, the correct ordering of the center points was obtained by finding the errors in each cycle and ordering the minimum ones. Thus, by calculating and summing the distances between the center points, the length of the small intestinal phantom was found. This study first was applied the phantom with the shortest length and then by applying to the other three a result with high accuracy was obtained. This thesis study has an important place in terms of automatic finding of intestinal length and ease of doctors without too much intervention in the human body.

Keywords: Small intestinal segmentation, short bowel syndrome, thresholding, intestinal insufficiency, computed tomography

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitiminin boyunca ilgilenen ve desteklerini esirgemeyen Prof. Dr. Feyzullah TEMURTAŐ'a, danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Mustafa YAZ' a ve Dr. Öğr. Üyesi Muhammet Serdar BAŞÇIL'a teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışmasının gerçekleştirilmesinde sabır ve anlayış içerisinde her zaman bana yol gösteren, zaman ayırıp akademik bilgi ve tecrübelerini esirgmeden paylaşan ikinci danışmanım saygıdeğer hocam Prof. Dr. Onur OSMAN' a ve akademik bilgilerinden yararlandığım diğer hocalarıma da sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarım boyunca anlayış gösterip maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen ailem ve arkadaşlarıma teşekkür eder, bu çalışmanın bilim dünyasına yararlı olmasını dilerim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
KISALTMALAR LİSTESİ	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Tezin Amacı	3
1.2. Literatür Araştırması	3
2. GENEL BİLGİLER	8
2.1. Görüntüleme Modaliteleri	8
2.1.1. X-Ray Görüntüleme	8
2.1.2. Bilgisayarlı Tomografi	11
2.1.3. Manyetik Rezonans	15
2.1.4. Tek Foton Yayılımı Bilgisayarlı Tomografi (SPECT)	16
2.1.5. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)	17
2.1.6. Ultrasonografi	18
2.2. Eşikleme Yöntemleri.....	19
2.2.1. Global Eşikleme	19
2.2.2. Yerel (Local) Eşikleme	21
2.2.3. Otsu Yöntemi	23
2.3. Bölge Bölütleme Yöntemleri	25
2.3.1. Bölge Büyütme (Region Growing)	26
2.3.2. Bölge Ayırma ve Birleştirme	29
2.3.3. Watershed (Havzalı Bölütleme).....	31
3. YÖNTEMLER	33
3.1. Fantom Görüntülerinin Elde Edilmesi	33
3.2. Algoritma Adımları	33

3.3. Eşikleme Yönteminin Uygulanması	35
3.4. İkili Görüntüye Bazı Morfolojik İşlemler Uygulanması.....	37
3.5. Merkez Noktalarını Belirleme.....	42
3.6. Merkez Noktalarının Öklid Mesafelerinin Hesaplanarak Sıralanması	44
3.7. Eşik Değerine Göre Gruplara Ayırma.....	46
3.8. İkinci Dereceden Denklem Oluşturma.....	51
4. BULGULAR.....	55
5. TARTIŞMA – SONUÇ	64
KAYNAKLAR	68
EKLER.....	72
ÖZGEÇMİŞ.....	79

TABLolar LİSTESİ

Tablo 3.1. Morfolojik İşlemler Sonucu Adresleri Bulunan Merkez Noktalarının Bilgileri.....	43
Tablo 3.2. İlk Noktadan Başlanarak Sıralanmış Noktalar.....	44
Tablo 3.3. İlk Satırdan Başlanarak Eşik Değeriyle Gruplara Ayırma İşlemi Sonucu	47
Tablo 3.4. Elde Edilen 48 Elemanlı Hücre Dizileri.....	49
Tablo 3.5. Tüm Satırların İlk ve Son Sıradaki İndis Bilgisi.....	50
Tablo 3.6. 48 Elemanlı Hücre Dizilerinin İfade Edilmesi.....	52
Tablo 4.1. Fantom Uzunlukları İçin Hata Oranları	63
Tablo 5.1. Fantom Uzunlukları İçin Başarım Oranları.....	66

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. X-ray cihazı[21].....	11
Şekil 2.2. BT Çalışma Prensipleri[25]	12
Şekil 2.3. Piksel (a x b) ve voksel (a x b x d), D: görüntü alanının çapı[28].....	14
Şekil 2.4. MR cihazı[21].....	16
Şekil 2.5. PET Cihazı[34]	17
Şekil 2.6. Ultrason Cihazının Yapısı[36].....	18
Şekil 2.7. Şekil 2.8 deki Gri Seviyeli Görüntünün Histogramı	20
Şekil 2.8. Gri Seviyeli Görüntü ve Global Eşikleme Uygulanmış Sonucu	21
Şekil 2.9. BT Kesit Görüntüsü ve Local Eşikleme Uygulanmış Sonucu	22
Şekil 2.10. Şekil 2.9'daki BT Görüntüsünün Histogramı.....	23
Şekil 2.11. Şekil 2.12 deki Lena görüntüsünün Histogramı	24
Şekil 2.12. Gri Seviyeli Lena Resmi ve Otsu Yöntemi Uygulanmış Hali.....	25
Şekil 2.13. Tohumlu Gri Seviyeli Görüntü.....	27
Şekil 2.14. Tohumlara Renk Atanması.....	27
Şekil 2.15. 9 Adım Sonraki Durum	27
Şekil 2.16. 13 Adım Sonraki Durum	27
Şekil 2.17. 16 Adım Sonraki Durum	28
Şekil 2.18. 18 Adım Sonraki Durum	28
Şekil 2.19. Algoritmanın Aşağıdan Yukarı ve Sağdan Sola İşlenmesi Durumu	29
Şekil 2.20. Bölmelere Ayrılmış Görüntü ve Buna Uygun Dörtlü Ağaç	30
Şekil 2.21. Havza Yönteminin Şematik Gösterimi.....	32
Şekil 3.1. Tasarlanan Algoritmaların Uygulandığı İlk Fantom	33
Şekil 3.2. Sistemin Akış Diyagramı.....	34
Şekil 3.3. Siyah Beyaz Görüntüye Çevrilmiş Halinden Kesitler.....	36
Şekil 3.4. Şekil 3.3'teki Kesitlerin İçlerinin Doldurulmuş Hali	37
Şekil 3.5. Kesitlere Erozyon Uygulanmış Hali.....	38
Şekil 3.6. Gürültünün Yok Edilmiş Hali.....	39
Şekil 3.7. Erozyon Uygulanmış Görüntüye Genişleme Uygulanmış Hali.....	40
Şekil 3.8. Dilation Uygulanmış Görüntüye Yarıçapı 4 Olan Yapı Elemanı Erozyon Uygulanması Sonucu	41
Şekil 3.9. Tohum Noktası Adresi ve Bu Adrese 1 Değerinin Atanması.....	42

Şekil 3.10. Denklem Oluşturulmadan Önce 48 Elemanlı Hücre Dizilerinin Elde Edilmesi.....	47
Şekil 3.11. Merkez Noktalarının İkinci Dereceden Denklem ile Dizilmesi İşlemi ...	52
Şekil 3.12. Fantom Görüntüleri ve Uzunlukları.....	54
Şekil 4.1. Fantom 1'in Gerçek Uzunluğunun Merkez Noktalarının Dizilimi	57
Şekil 4.2. Fantom 1'e Algoritmanın Uygulanmış Hali	58
Şekil 4.3. Fantom 1'e Algoritmanın Uygulanması Sonucundaki x-z Noktalarının Çizdirilmesi	58
Şekil 4.4. Fantom 1'e Algoritmanın Uygulanması Sonucundaki y-z Noktalarının Çizdirilmesi	59
Şekil 4.5. Fantom 1'e Üç Boyutlu Gösterimi	59
Şekil 4.6. Yeşil Renkli Fantomun Merkez Noktalarının Gösterimi	60
Şekil 4.7. Yeşil Renkli Fantomun Üç Boyutlu Gösterimi	60
Şekil 4.8. Sarı Renkli Fantoma Uygulama Sonucu	61
Şekil 4.9. Sarı Renkli Fantomun Üç Boyutlu Gösterimi	61
Şekil 4.10. Mavi Renkli Fantomun Merkez Noktalarının Gösterimi.....	62
Şekil 4.11. Mavi Renkli Fantomun Üç Boyutlu Gösterimi	62

KISALTMALAR LİSTESİ

BT	Bilgisayarlı Tomografi
MR	Manyetik Rezonans
SPECT	Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
PACS	Picture Archiving Communication System



1. GİRİŞ

Son yıllarda çeşitli bağırsak hastalıkları ve bağırsak kanserinin yaygınlaştığı bilinmektedir. Bağırsak anatomisinin karmaşık bir yapıya sahip olması hastalıklara teşhis koymayı zorlaştırmaktadır. Günümüzde sıkça duyduğumuz kısa bağırsak sendromu ya da bağırsak yetmezliği hastalığı bunlardan biridir. Bağırsak sisteminin bireyin besin alımı ve sıvı dengesini sağlamakta yetersiz kaldığı durumlara bağırsak yetmezliği adı verilmektedir[1]. Yeni doğan bebek veya çocuklarda da çok sık görülmektedir. Bir yetişkinde, canlılığını sürdürebilmesi için enerji ve besin gereksinimi gerekirken, pediatrik bir hasta büyümeyi desteklemek için yeterli enerji ve besin almalıdır. Bundan dolayı da çocuklarda kısa bağırsak sendromu daha tehlikeli bir duruma neden olmaktadır[1].

İnce bağırsağın uzunluğu ve fizyolojik durumu, bağırsağın kalori emme kapasitesini ve mikrobeyinleri absorbe etme yeteneğini belirlemektedir. Tıkanıklık, hareket kaybı, cerrahi parça çıkarma (kolon rezeksiyonu), doğuştan kusur veya hastalıkla ilişkili emilim kaybı gibi birçok durum, ince bağırsağın fiziksel ve/veya fonksiyonel olarak kısaltılmasına neden olur ve bu da bağırsak yetmezliğine yol açabilir. Bağırsak yetmezliği protein-enerji, sıvı, elektrolit veya mikrobeyin dengesini sağlayamaması ile nitelendirilir[2]. Kısa bağırsak sendromu bağırsak yetmezliğinin en genel sebebidir ve en çok da bağırsaktan parça alma yoluyla bağırsağın kısaltılmasından kaynaklanır[3].

Kısa bağırsak sendromunun oluşmasında beslenmeye bağlı ve beslenme dışı faktörler de etkili olmaktadır[4]. Bağırsak uzunluğunun azalması, ileoçekal valvin (ince bağırsakların kalın bağırsakla birleştiği kısımda bulunan fonksiyonel yapı) olmaması, kolonun kaybedilmesi gibi uzunluk kayıpları durumlarında veya mukozal yetmezlik, dismotilite (hareket yitimi) veya aktif enterit (bağırsak fonksiyonunun bozulması) gibi besin emiliminin mümkün olmadığı durumlarda birey kalıcı veya uzun süreli total parenteral beslenmeye (yeterli besin maddelerinin damar yoluyla verilmesi işlemi) mecbur kalabilmektedir[1].

Kısa bağırsak sendromu olan hastalarda belirleyici olan başlıca özelliklerden biri, ince bağırsağın artık veya kalan uzunluğudur. Bağırsak uzunluğu, total parenteral beslenmedense enteral otonomiye sürdürme yeteneği ile ilişkilidir[5].

Kısa bağırsak sendromlu hastalarda cerrahi tedavinin hedefi bağırsaklardaki transit (geçiş) zamanını uzatmak ve ince bağırsaklardaki emici yüzeyi artırmaktır[6]. Eğer kolon rezeksiyonu gerekliyse, kalan kolonun miktarı yüzde olarak hesaplanıp kayıt edilmelidir. Geride kalan ince bağırsak miktarı ve kalan kolon uzunluğu, özellikle de ileoçekal valvin varlığı ya da yokluğu, daha sonra planlanacak tedavi stratejisinde çok önemlidir. Eğer ileoçekal valv kurtulmuşsa transit zamanı uzayacak ve bunun, emilimin artması açısından pozitif etkisi olacaktır[4].

Bağırsak uzunluğu, bağırsak yetmezliği, kısa bağırsak sendromu vb. gibi bağırsak hastalıkları olan hastalar için önemli bir faktördür[2]. Bağırsak uzunluğu ve çapı, bağırsak yetmezliği olan hastaların medikal (tedavi edici) ve operasyon yönetiminde önemli bilgiler olmasına rağmen, cerrahi olay haricinde ince bağırsağın fiziksel boyutlarını doğru olarak ölçmek zordur[7]. Fakat ince bağırsak uzunluğunun operasyon esnasındaki tahminleri bile, ölçümün cerrahi işlem, bağırsakta ölçüm esnasında uygulanan ve kullanılan özel ölçüm aleti dahil olmak üzere birçok faktöre bağlı olmasından dolayı güvenilir değildir. Deney ortamında, kısa bağırsak sendromlu fare modelinde kullanılan farenin boyutu ve anatomisi ince bağırsak uzunluğunun premortem ölçümlerini kısıtlar[8]. Bu kısıtlamalar, ince bağırsak uzunluğunun değerlendirilmesinde invaziv olmayan bir yöntem kullanmadan, klinik müdahalelerin ve deneysel tedavilerin bağırsak uzunluğu üzerindeki etkilerini anlama yeteneğini ciddi şekilde sınırlandırmaktadır[2]. Bu işlemlerin çok fazla zaman almasından dolayı da bilgisayar destekli sistemlere ihtiyaç duyulmaktadır.

Bağırsak uzunluğunun bulunabilmesi için öncelikle ince bağırsağın bölütlenmesine ihtiyaç duyulur. Literatürde ince bağırsağın tamamının üç boyutlu bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılarak bölütlendiği mevcut bir yöntem bulunmamaktadır. İnce bağırsak bilgisayarlı tomografi taramasını doğrudan bölütlemek dört ana sebepten dolayı zordur. Birincisi, ince bağırsak, bilgisayarlı tomografi taramalarında kas, damar, böbrek ve karaciğer gibi diğer abdominal organlara çok yakındır. İkincisi

diğer abdominal organlarınkine benzer bir yoğunluk dağılımı ve dokusuna sahiptir[2]. Üçüncüsü ince bağırsak tüm uzunluğu boyunca kıvrılarak dönmesiyle çok karmaşık bir yapıya sahiptir. Dördüncüsü ince bağırsak hareketli yapısından dolayı aynı hastanın iki taramasında farklı konumda olabilir. Bu dört özellik, ince bağırsağı diğer organlardan ayırmayı veya çok karmaşık bir modelle bile yerini tahmin etmeyi zorlaştırır[2].

Bu çalışma ince bağırsak uzunluğunun bulunmasında ön çalışma niteliğindedir. Bu çalışmada 4 adet farklı boyutlarda hortumdan ince bağırsak fantomu yapılmıştır. Bu fantomların bilgisayarlı tomografilerinin çekilmesiyle elde edilen üç boyutlu görüntüler matlab programına yüklenmiştir. Çeşitli görüntü işleme teknikleri kullanılarak ince bağırsak fantom görüntülerinin uzunluğunun yaklaşık olarak bulunmasını sağlayan bir algoritma geliştirilmiştir. Öncelikle en kısa olan hortum ele alınarak yöntem geliştirilmiş ardından diğer üç fantom görüntüsüne uygulanarak test edilmiştir.

1.1. Tezin Amacı

Doğuştan veya ince bağırsak hastalıklarından dolayı parça alınmasının gerekliliği gibi nedenlerden dolayı kısa bağırsak sendromu ortaya çıkmıştır. Kısalan bağırsağa çözüm getirmek için de operasyon ile ekleme yapmak gibi çeşitli işlemlere başvurulmaktadır. Bu da ince bağırsağın segmente edilerek uzunluğunun bulunmasının gerekliliğini ortaya koymaktadır. Bilgisayarlı tomografi görüntülerinden ince bağırsağın segmentasyonu alanında son derece kısıtlı çalışmalar bulunmaktadır.

Bu çalışmada bu konuya ön çalışma olarak ince bağırsak fantom düzeneği oluşturulmuştur. BT görüntülerinden segmentasyon yöntemi geliştirilerek ince bağırsak uzunluğu kestirimi yapılması amaçlanmıştır.

1.2. Literatür Araştırması

20. yüzyılın ortalarından itibaren fantom (phantom) ortaya çıkmıştır. Fantom, çeşitli görüntüleme aygıtlarının performansını değerlendirmek, analiz etmek ve kalibrasyon

için tıbbi görüntüleme alanında taranan veya görüntülenen özel olarak tasarlanmış bir nesnedir. Bir fantom daha kolay erişilebilir durumdadır ve yaşayan bir kişinin veya kadavranın kullanımından daha tutarlı sonuçlar verir ve aynı şekilde yaşayan bir özneyi doğrudan riske maruz bırakmaktan kaçınır. Fantomlar, aslında radyografi veya floroskopi gibi 2 boyutlu x ışını tabanlı görüntüleme tekniklerinde kullanılmaktaydı; ancak son zamanlarda MR, BT, ultrason, PET ve diğer görüntüleme yöntemleri gibi 3 boyutlu teknikler için istenen görüntüleme özelliklerine sahip olan fantomlar geliştirildi.

Fantomlar kullanılarak insanın anatomisi çıkarılabilir. İnce bağırsak, kalın bağırsak, mide ve kalp gibi organların fantomu gerçekleştirilebilir. Organ fantomuyla ilgili literatürde çeşitli çalışmalar yapılmıştır.

Nightingale ve arkadaşları 1991 yılında yaptıkları çalışmada, ameliyat sırasında ve baryum takipli radyografi ile ince bağırsağı ölçerek karşılaştırma yapmışlardır. Parça alımı sonrası artık bağırsak uzunluğu 200 cm'den az ise nasıl bir yol izleneceğine karar verilmesinde yeterince güvenilir olduğunu ortaya koymuşlardır[9].

Shatari ve arkadaşları 2004 yılında bağırsak uzunluğunun operasyon öncesi doğru belirlenmesinin, ince bağırsağın daha fazla rezeksiyonunun öngörüldüğü durumlarda yararlı olabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmalarının amacı, baryum takip (BaFT) incelemesi ile ölçülen ince bağırsak uzunluğunun doğruluğunu değerlendirmektir. Bu çalışmada yirmi iki hastanın ince bağırsak uzunluğu hem operasyon esnasında hem de opisometre kullanılarak BaFT incelemesinde ölçülmüştür. BaFT radyografi ile ince barsak uzunluğunun değerlendirilmesinde özellikle kısa olan ince bağırsak uzunlukları olanlarda daha doğru sonuç elde edilmiştir. Operatif ve radyolojik ölçüm arasındaki fark (ortalama +/- standart sapma: 15.7cm±16 %9) daha az ince bağırsağa sahip olanlarda en az olduğu belirlenmiştir[10].

Zhang ve arkadaşları 2013 yılında BT anjiyografi taramalarından ince bağırsak segmentasyonu için bağırsak sisteminin damar düzeninin haritalandırılması yöntemini önermişlerdir. Bu istatistiksel yöntem beş adımdan oluşmaktadır. İlk olarak, karın bölgesinin yeri otomatik olarak belirlenmiştir. İkinci olarak, ana damarlar

damar izleme yöntemiyle bölütlenmiştir. Üçüncü olarak, bütün karın damarlarını bölütlemek için maksimum yoğunluk projeksiyon (MIP) görüntüleri üzerinde damar geliştirme filtreleri kullanılmıştır. Dördüncü olarak, karın damarları damar çatallanma noktaları ve lokal mesafe haritası hesaplanarak diğer damarlardan ayırt edilmiştir. Son olarak, ince bağırsak bölgesi karın damar haritası kullanılarak bölütlenmiştir. İnce bağırsağı bölütlemeye karın damarlarının yol haritası kullanılarak %82.5 doğrulukla hacim örtüşmesi bulunmuştur[11].

Sinha ve arkadaşları 2014 yılında yaptıkları çalışmada ince bağırsak uzunluğunun MR enterografi ölçümleri ile in-vivo ölçümlerini karşılaştırarak ince bağırsak uzunluk ölçümünün fizibilitesini ve doğruluğunu değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Crohn hastalığı için karın ameliyatı olan 30 ardışık hastayı incelemişlerdir. Bu hastalara MR enterografisi çekilmiş ve ince barsak uzunluğunu ölçmek için yapılan incelemelerden kararlı MR enterografi görüntüleri ile hızlı görüntüleme yapılmıştır. MR enterografi ölçümü, doğruluk ve korelasyonu değerlendirmek için cerrahi ölçümle karşılaştırıldı. MR enterografi ölçümleri, bağırsak uzunluğuna bakılmaksızın cerrahi ölçümlerle anlamlı pozitif korelasyon göstermiştir. MR enterografi ile cerrahi bağırsak uzunluk ölçümü arasındaki ortalama (\pm SD) yüzde fark $\% 4.59 \pm 0.44$ olmuştur. MR enterografisinde bağırsak uzunluğu ölçümü ortalama 36.5 ± 2.8 dakika sürmüştür. 300 cm'den daha büyük bağırsak uzunluğu ölçümünde daha uzun bir süre gerektiği belirtilmiştir. MR enterografisinde ince bağırsak uzunluğu ölçümleri anatomik ölçümlerle karşılaştırıldığında doğru sonuç vermektedir. MR enterografisi, bağırsak uzunluğuna müdahale edilecek olan hastaların cerrahi ve beslenme planlanmasında etkili bir invaziv olmayan araştırma sağlayabildiği sonucunu çıkarmışlardır[12].

Yang ve arkadaşları 2015 yılında çok sınıflı anlamsal ve grafik çıkarımını tanıtan bölge düzeyinde yeni bir kolon segmentasyon yöntemi sunmuşlardır. Kolon segmentasyonunda iki zorluğu ele almışlardır. Birincisi, kolon çökmesi ikincisi, ekstra kolonik bileşenlerin kaldırılmasıdır. İlk olarak her biri üç boyutlu hava ile doldurulmuş nesne üç boyutlu bölgelere ayrılmıştır. Bölgesel özelliklerle eğitilmiş bir sınıflandırıcı, kolona dahil olmayan bölgelerden kolon bölgelerini tanımlamak

için kullanılmıştır. Açıkça belli olan bağımsız ekstra kolonik bileşenleri çıkardıktan sonra global anatomik yapıyı modelleyerek ve çok sınıflı bir sınıflandırıcı tarafından sağlanan anlamsal bilgiyi kullanarak grafik çıkarım probleminin çözülmesiyle kalan bağımsız ekstra kolonik bileşenler de çıkarılmıştır. Son olarak da bağlı ekstra kolonik bileşenler kaldırılmıştır. Bu yöntemin kolon hacminin çoğunluğunu temsil eden büyük hacimli bölgeler için daha uygun olduğu anlaşılmıştır[13].

Wilson ve arkadaşları 2017 yılında yaptıkları çalışmada manyetik rezonans enterografi (MRE) görüntülerinden ince bağırsak uzunluğunu hesaplamak için özel bir yazılım algoritmasının fizibilitesini göstermeyi amaçlamışlardır. Görüntü eşiği, duvar tanımlama, segmentasyon ve yol çıkarımı için özel bir algoritma tasarlanmış ve uygulanmıştır. Algoritma çıktısı, pilordan bağırsak kıvrımının sonuna kadar mesafesini ve bu yol boyunca noktaların koordinatlarını içermektedir. Doğrulamak için farenin MRE çekilmeden önce bağırsak hazırlığı yapılmıştır. Kurban edildikten sonra tüm ince bağırsak çıkarılıp, ex-vivo ince bağırsağın uzunluğu standart şekilde ölçülmüştür. Hesaplanan ile ex-vivo uzunluk ölçümleri karşılaştırılmıştır. Karşılaştırılan bu iki işlem arasındaki ortalama mutlak fark 1.8 ± 3.8 cm ve ortalama yüzde farkı $\%9.4 \pm 6.0$ olarak ölçülmüştür. Bu yaklaşım ile kısa bağırsak sendromu, Crohn hastalığı ve diğer bağırsak rahatsızlıkları olan hastalar üzerinde çarpıcı bir klinik etkiye sahip olacağı belirlenmiştir[2].

Alizadeh. M ve arkadaşları 2014 yılında ince bağırsak tümörlerini bölütlemek için algoritma geliştirmişlerdir. Seviye Set Yönteminin (LSM) etkinliğini arttırmak için, görüntülerin aydınlatılmasında önceki bilgilere dayanan adaptif gama düzeltme yöntemini (AGCM) uygulamışlardır. Bu yöntem Kablosuz Kapsül Endoskopi (WCE) ile yakalanan 10 ince bağırsak tümör görüntüsüne Matlab programında uygulanmıştır. Önerilen yöntemin performansı LSM ve snake yönteminden daha verimli olduğunu ortaya koymuşlardır[14].

Robert L. Uitert ve arkadaşları 2007 yılında kolon merkez çizgisini belirleyen otomatik algoritma geliştirmişlerdir. Seviye set tabanlı merkez çizgisi algoritmaları, alt voksel belirleyen merkez çizgisi algoritmaları kullanılarak kolon iç ve dış yüzey bölütlenmesi işlemlerinin de birleştirilmesiyle kolon merkez çizgisi hesaplanmıştır.

Bu algoritmanın, önceki kolon merkez çizgisi algoritmalarına göre önemli bir iyileşme sağladığı da gösterilmiştir çünkü kolon lümeninden sapmayan tam ve subvoxel hassas merkez çizgileri bulunmuştur[15].

Marwa Ismail ve diğer arkadaşları 2012 yılında kolon kanseri erken teşhisi için aktif dış hatlar (Active Contour) modelini kullanarak üç boyutlu tam otomatik kolon bölütleme çalışması yapmışlardır. Çalışma 12 kolon veri setine uygulanmıştır. Bu çalışma grafik kesme (graph cuts) ve adaptif seviye setleri ile karşılaştırılmıştır. Sonuçlara bakıldığında, diğer ikisini %99'luk genel doğrulukla yakınsama, duyarlılık ve özgüllük hızı da dahil olmak üzere, farklı yönlerden daha iyi performans gösterdiği ortaya konmuştur[16].

Franaszek ve arkadaşları 2006 yılında modifiye bölge büyütme, bulanık bağlılık ve seviye kümesi segmentasyonunu kullanan hibrit bir algoritma önermişlerdir. Tüm kolonun bölütlenmesi için kullanılan hibrit algoritma, tek bir fonksiyonel hatta bağlı sekiz adımdan oluşur. Bunlar 1) modifiyeli eşik tabanlı bölge büyüme segmentasyon; 2) her bir hava/sıvı oyuklarının çıkarılması; 3) hava-sıvı sınırlarının tanımlanması; 4) oyuk ağacının oluşturulması; 5) ağacın budanması; 6) bulanık bağlantılılık segmentasyonu; 7) aralıkların ve boşlukların bulanık uzayda doldurulması; ve son olarak 8) seviye set segmentasyonun bulanık uzaya uygulanması olarak belirlenmiştir. Algoritma tam otomatik, kullanıcı gerektirmeyen özelliktedir. Elle veya otomatik olarak yerleştirilmiş başlangıç tohumları ile kullanılabilceği öne sürülmüştür[17].

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Görüntüleme Modaliteleri

Biyomedikal görüntülemenin gelişimiyle beraber biyomedikal görüntüleri işleme teknikleri tıpta birçok alanın teşhis ve tedavi süreçlerinde önemli bir yere sahiptir. Tıbbi görüntüleme, insan vücudunun içyapısında gerekli görülen bölgenin zarar verilmeden ve cerrahi işlem girişiminde bulunmadan çeşitli yöntemlerle görülebilir hale getirilmesidir.

Bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans (MR) görüntüleme, tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi (SPECT), pozitron emisyon tomografisi (PET), ultrasonografi gibi çeşitli görüntüleme cihazları tıbbi görüntüleme kullanılmaktadır. BT x ışınları yardımıyla görüntü alınmasını sağlayan radyolojik yöntemlerden biridir. BT en hızlı ve doğru teşhis koyan cihazlardan biridir. MR, yumuşak dokuları görüntüleme kullanılırken, BT ise yumuşak doku, omurga, kemik, kalp, karaciğer, böbrek, bağırsak, gibi yapıları görüntüleme kullanılmaktadır[18]. SPECT, gama kameraların dönmesiyle yakalanan sinyallerin bilgisayara aktarılarak elde edilen görüntülerdir. PET, radyoaktif madde kullanılarak organ veya dokuların fonksiyonlarının değerlendirildiği nükleer tıp cihazıdır.

Tıp alanında hayati öneme sahip olan SPECT ve PET cihazlarının radyoaktif madde enjekte etmesi gibi bir dezavantajı vardır. Bu tür cihazlardan görüntü elde edilirken maruz kalınan radyasyonun en aza indirilmesi hastanın sağlığı için önemlidir.

2.1.1. X-Ray Görüntüleme

X-ışınları 1895'te Alman fizikçi Röntgen tarafından keşfedildi. Sıradan ışıktan farklı olarak, bu ışınlar görünmezdi, ancak düz çizgiler halinde yol aldılar ve fotografik filmi ışıkla aynı şekilde etkilediler. Öte yandan, ışıktan çok daha fazla nüfuzluydular ve insan vücudu, ahşap, oldukça kalın metal parçaları ve diğer opak nesnelere kolayca geçebiliyorlardı.

1894 yılının Haziran ayında katot ışınları üzerinde çalışmaya başlayan Röntgen, katot ışın tüpünü hazırlamak için bir vakum pompası kullanarak gaz ve buharı çıkardı. Bu sayede oluşan düşük basınç, katot ışınlarının borudan mümkün olduğunca serbest bir şekilde geçmesini ve sadece nadiren gaz molekülleriyle çarpışmasını sağlamıştır. Röntgen, katot ışınlarının baryum platinosiyanit kaplı bir ekranın karakteristik yeşil renkle flöreslenmesine neden olduğunu iyi biliyordu. Ama muhtemelen bu ışıltıyı ayırt etmek zordu çünkü kısmen renk körüydü. Böylece odayı kararttı ve dışarıdan gelen tüm ışığı bloke etti. Aynı zamanda, katot ışın tüpünü, birbirine yapıştırılan siyah karton parçalarla kapladı, böylece tüpten görünür ışık çıkmadı. Laboratuvarın zifiri karanlığında, Röntgen çalışma tezgahında ufak bir kâğıt parçasının üzerine tek bir ışık ışını düşmüş gibi parıldadığını fark etti. Bu ışık, platinosiyanit çözeltisi üzerine yazılan “A” harfinden geliyordu. Daha ileri deneyler, titreşen ışığın, katot ışınlarından daha fazla nüfuz eden tüpten yayılan bir şeyden kaynaklandığını gösterdi. Röntgen, bu yayılmanın bir siyah kâğıt parçasıyla engellenmediğini keşfetti. Daha sonra bir oyun kartından geçtiğini gösterdi. Kalın bir kitapta, ekranda keskin bir gölge belirdiğini ve düz bir çizgide hareket ederek, bir çeşit ışınları gözlemlediğini gösteren açık bir işaret verdiğini belirtti. Işınların metallere nüfuz derecesini incelediğinde, belki de hepsinin en büyük sürpriziydi. Işınların yoluna küçük bir kurşun parçası koyduğunda, sadece nesnenin kara gölgesini değil, parmağı ve parmağı şeklindeki gölgeli bir gölgeyi de gördü. Bu gölge, elinin kemiklerini özetleyen başka bir seti içeriyordu. Röntgen, klasik bir deney parçasında x-ışınlarının özelliklerini açıkladı. Farklı alanlardaki vakum tüpünün kenarına çarpacak şekilde katot ışınlarının bir ışınını saptırmak için bir mıknatıs kullanarak, birkaç dakika içinde, x-ışınlarının katodun bulunduğu noktadan yayıldığına ikna etmiştir. Işınlar devrede herhangi bir noktadan değil tüpün iç duvarına çarpmaktadır. Ayrıca manyetik kuvvetlerin hiçbir elektrik yükü olmadığını doğrulayarak x-ışınlarını etkilemediğini göstermiştir. Işınların metallere nüfuz derecesini incelemek için ışınların yoluna küçük bir kurşun parçası koyduğunda, sadece nesnenin kara gölgesini değil, parmağı ve parmağı şeklindeki gölgeyi de görmüştür. Bu gölge, elinin kemiklerini özetleyen başka bir seti içeriyordu. Röntgen, klasik bir deney parçasında x-ışınlarının özelliklerini açıklamıştır. Katot ışınlarının bir ışınını saptırmak için bir mıknatıs kullanarak, farklı bölgelerdeki vakum tüpünün

yanına çarpacak şekilde, x-ışınlarının, katot ışınlarının tüpün iç duvarına çarptığı noktadan yayıldığına inanıyordu. Ayrıca manyetik kuvvetlerin hiçbir elektrik yükü olmadığını doğrulayarak x-ışınlarını etkilemediğini göstermiştir. Röntgen daha sonra, x-ışınlarının katot ışınları gibi bir fotografik plakayı koyulaştırabileceğini belirlemiştir. Işınlardan ve plakaların kaynağı arasına nesne yerleştirilerek, ışınları iletmek için malzemelerin farklı yeteneklerini kullanarak, kalıcı röntgen fotoğraflarını almıştır. İlk olarak, kapalı ahşap kutu ağırlığındaki bir fotoğraf, içeriğini açıkça ortaya koymuştur. İkinci olarak, av tüfeğinin bir x ışını görüntüsü, silahın metalinin içinde bir kusur ortaya çıkarmıştır. Sonucunda, karısının sol elinin kalıcı bir röntgen fotoğrafını çekti ve kemikleri ve taktığı yüzükleri ortaya çıkarabilmiştir. Bu görüntüyü üretmek için, Bertha elini yaklaşık 15 dakika boyunca plağa karşı tuttu, bu da ona modern sağlık ve güvenlik standartlarında belirlenen sınırları aşan bir röntgen dozunu verdi. Röntgen, x-ışınlarının özelliklerini gözle görülür ışıklarınla karşılaştırdı. Her ikisi de elektriksel olarak nötr ve keskin gölgeler atabilse de, başka şekillerde x-ışınlarının ışıktan farklı olduğu ortaya çıktı[19].

X-ışınları, katot ışınları olmadıklarından floresan ve kimyasal etkilerinden dolayı, bunların ultraviyole ışığa bağlı olmaları gerekir. X-ışınları gerçekten ultraviyole ışık ise, o zaman bu ışık, folyo özelliklerine sahip olmalıdır.

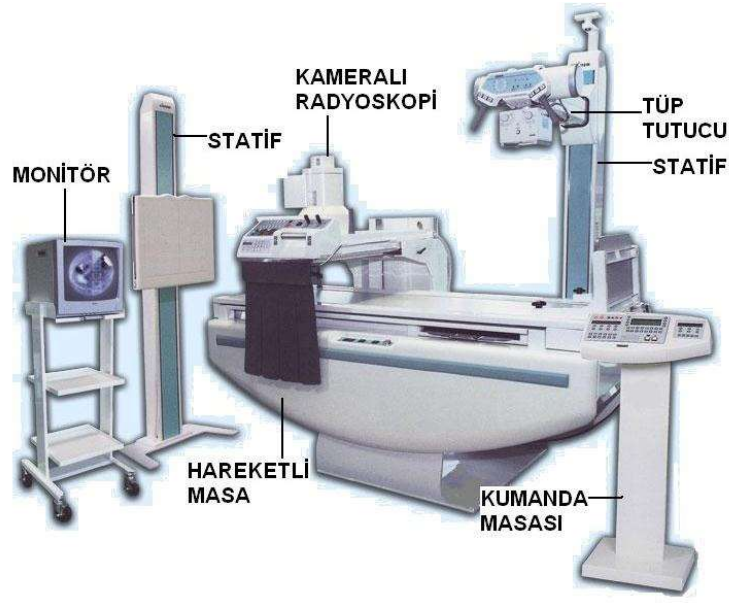
(a) Havadan suya, karbon bisülfürden, alüminyumdan, kaya tuzu, camdan veya çinkodan geçerken kırılmaz.

(b) Yukarıdaki cisimlerin yüzeylerinde düzenli yansıtma yetersizdir.

(c) Herhangi bir sıradan polarizasyon ortamı tarafından polarize edilemez.

(d) Muhtelif cisimler tarafından emilim, yoğunluğa bağlıdır.

Yani, bu ultraviyole ışınları görünür, kızıl ötesi ve şimdiye kadar bilinen ultraviyole ışınlarından oldukça farklı davranmalıdır[20].



Şekil 2.1. X-ray cihazı[21]

2.1.2. Bilgisayarlı Tomografi

Eski yunanca kelimeler olan tomo (kesit) ve graphy (görüntü) kelimelerinden ismini alan bilgisayarlı tomografinin teorisi 1963 yılında Cormack tarafından ortaya atılmıştır. Bilgisayarlı tomografi ile ilgili ilk başarılı uygulamalar 1967 yılında G.Hounsfield tarafından yapılmış ve 1970 yılından itibaren hastanelerde uygulanmaya başlanmıştır. Bilgisayarlı tomografide de röntgen cihazlarında kullanılan x-ışını tüpü teknolojisi kullanılır[22].

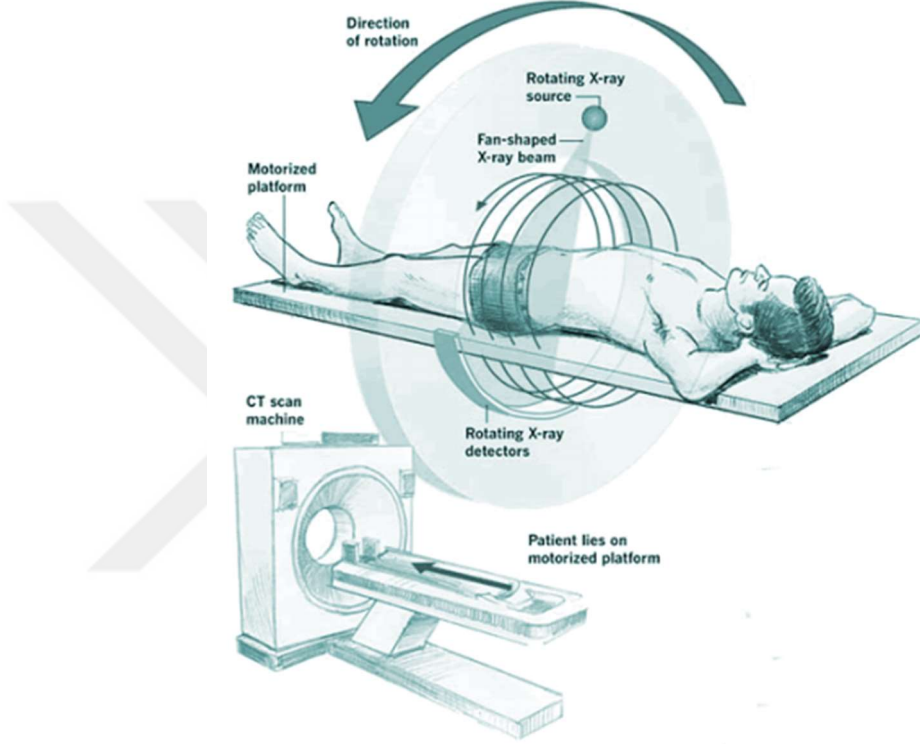
Bilgisayarlı Tomografi (CT/BT), röntgen ışınları (x ışınları) ile vücudu ince dilimler (0.5-10 mm) şeklinde kesitler ile inceleyen bir tekniktir. Gelişen teknolojiyle kesit kalınlıkları azalmış, çok kesitli BT cihazlarının hızı artmıştır. Bilgisayarlı tomografi işlemi incelenecek organa göre isimlendirilir. Örneğin karın bölgesi incelenecek ise "abdominal BT", göğüs kafesi incelenecek ise "toraks BT" çekimi yapılır[23].

X-ışını kaynağı, hastanın vücudundan ince bir dilim alacak biçimde ayarlanır. Kaynak ve dedektörlerin hasta etrafında dönmesiyle, farklı açılardan bir seri bir boyutlu projeksiyonlar üretilir. Sonra bu veriler, iki boyutlu görüntü oluşturacak

şekilde düzenlenir. Bir seri projeksiyondan görüntü oluşturmamın matematiksel ilkesi, Radon dönüşümüdür[24].

Radon Dönüşümü ifadesi Denklem (2.1.) de verilmiştir.

$$F(\alpha, s) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t \sin \alpha + s \cos \alpha, -t \cos \alpha + s \sin \alpha) dt \quad (2.1)$$



Şekil 2.2. BT Çalışma Prensibi[25]

Literatürde Bilgisayarlı Tomografi için çeşitli isimler kullanılmıştır. Bunlar arasında İngilizce yazılışlarıyla: “Computerized Tomography”, “Axial Tomography”, “Axial Transverse Tomography”, “Computerized Axial Transverse Tomography” sayılabilir. Günümüzde en yaygın olarak kullanılan deyim “Computed Tomography” olup bu terim dilimize “Bilgisayarlı Tomografi” olarak geçmiştir[26].

BT cihazının 3 temel parçası;

Tarama bölümü: Bu bölüm gantri ve hasta masasından oluşur. Gantri, içerisinde X-ışını tüpü ve dedektörlerin yer aldığı, kare biçiminde, eni dar büyük bir kutudur.

Ortasında gantri açıklığı denilen hastanın girdiği yuvarlak bir açıklık bulunmaktadır. Tüp ve dedektör bu açıklığın çevresindedir. Tüp kesit alma esnasında hastanın çevresinde döner. Hasta masası seçilen kesit kalınlığına ve kesitler arasındaki aralığa göre her kesitten sonra hareket eder.

Bilgisayar sistemi: Hastayı geçerek dedektörler üzerine düşen X-ışınlarının ölçülerek gönderildiği gelişmiş bir bilgisayar sistemidir. Bilgisayar sistemi, incelenen kesitin görüntüsüne dönüşecek sayısal değerleri hesaplar.

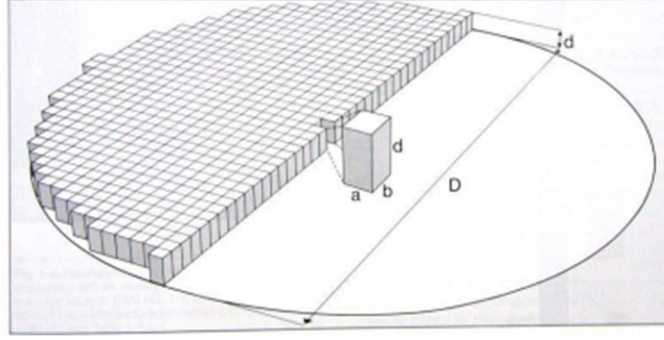
Görüntüleme bölümü: Sayısal değerlerden oluşan görüntünün ortaya çıktığı ve işlendiği bölümdür. Çözünürlüğü yüksek bir monitor ve kayıt sistemi bulunur. Görüntüler burada işlenir ve içlerinden seçilenler film üzerine geçirilir. Bu bölüm aynı zamanda sistemin komuta birimidir[27].

BT görüntüsü bir kesit görüntüsüdür. Kesit görüntü oluşturabilmek için yapılan işlemler sırasıyla şöyle özetlenebilir:

İlk şart X-ışını tüpünün, kesit düzlemi çevresinde 360 derece dönerek dar bir X-ışını demeti göndermesidir. X-ışınları vücuda gönderilirken ve vücudu geçtikten sonra ölçülüp, aradaki fark hesaplanarak dedektörlerin karşı tarafına gelen dokunun X-ışınına ne kadarlık oranda tuttuğu belirlenir ve görüntü bu ölçümlerden karmaşık bilgisayar işlemleriyle oluşturulmuş olur.

Bütün dijital görüntülerde olduğu gibi BT’de de görüntü piksellerden (görüntünün en küçük birimi) oluşur. Buna görüntü matrisi denir. Matris görüntünün iki kenarındaki piksel sayısının çarpımı şeklinde gösterilir ve bu sayı BT’ de genellikle 512x512’dir.

BT’de görüntülerin bizim tarafımızdan belirlenen bir kalınlıkları vardır. BT’de tabanını pikselin, yüksekliğini kesit kalınlığının oluşturduğu dikdörtgen prizmalar vardır. Bu prizmalara pikselin üç boyutlu karşılığı olan voksel adı verilir. Örneğin kesit kalınlığı 5 mm olarak seçilirse, görüntü matrisi 512x512 olan bir BT aygıtında, 25 cm’lik bir alanın (D) görüntüsünde piksel boyutu yaklaşık $0.5 \times 0.5 \text{ mm}^2$, voksel hacmi ise $0.5 \times 0.5 \times 5 \text{ mm}^3$ olacaktır[27].



Şekil 2.3. Piksel ($a \times b$) ve voksel ($a \times b \times d$), D : görüntü alanının çapı[28]

Bütün dijital görüntülerde olduğu gibi bilgisayarlı tomografide de görüntü piksellerden oluşur.

Medikal Verilerin İşlenmesi:

Modern görüntüleme cihazlarında, özellikle PET, PET/BT, MR ve BT'de üretilen veri miktarı çok fazla miktarlara ulaşmaktadır. Önceden yalnızca iki boyutlu görüntü oluşturan bu cihazlar, artık güçlü iş istasyonlarının yardımı ile, bu büyük miktarda veri ile üç boyutlu ve çok daha detaylı görüntüler üretmektedirler. Bu miktarda verinin ve görüntülerin saklanması ve iletilmesi, ayrıca değişik görüntüleme cihazlarının birbiri ile haberleşmesi özel dosya biçimleri gerektirmektedir. Bunlardan DICOM ve PACS en önemlilerdendir[29].

DICOM (Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletişim) Dosya Formatı, medikal görüntülerin işlenmesi, saklanması taşınması ve yazdırılması için özel olarak tasarlanmış bir protokoldür. DICOM formatı sayesinde medikal cihazlar arasında görüntüler ve hasta bilgileri de taşınabilmektedir[29].

Dicom genellikle tıp alanında elde edilen görüntülerin saklanması için özel olarak geliştirilen dosya formatıdır. Dicom dosyası içinde hasta adı, doktor adı gibi bilgilerle beraber bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans gibi medikal görüntüler de yer almaktadır.

Dicom National Electrical Manufacturers Association (NEMA) tarafından medikal görüntüleme sistemlerinin geliştirilip yaygınlaştırılması için tasarlanmıştır[30].

Dicom standardı arşivlenen medikal görüntülerin paylaşılmasında çok işe yaramaktadır. Bu standart sayesinde hastayla ilgili bilgiler sayısal ortamda paylaşılmaktadır. Bu da hastaların tetkik, tanı ve tedavi süreçlerini hızlandırarak işlenebilmesini sağlamaktadır. DICOM dosya yapısı veritabanı olarak da düşünülebilir.

DICOM diğer resim formatları kadar yalın değildir. DICOM formatı içerisinde ham görüntüyle beraber bazı metinsel tanımlayıcı bilgiler de bulunmaktadır. Bir hastaya yapılan tüm testler ve sonuçlarıyla beraber doktor teşhislerinin tek dosyaya kaydedilebilmesi, hastanın bilgilerinin diğer hastaneler veya doktorlara veri aktarımını kolaylaştırmaktadır.

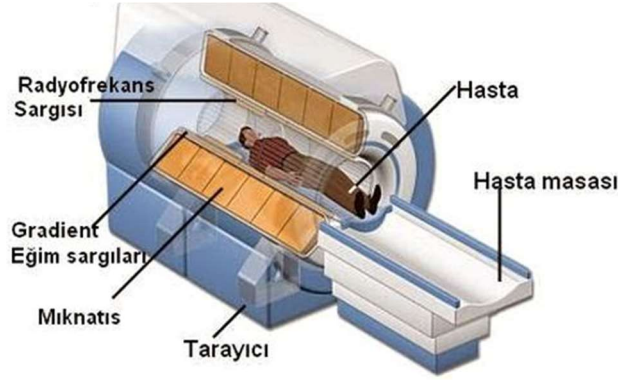
PACS (Picture Archiving and Communication System - Görüntü Arşivleme ve İletişim Sistemi) medikal görüntülerin saklanması, istenildiğinde geri çağırılması, dağıtılması ve gösterilmesi için kullanılan yazılım veya bilgisayar ağlarına verilen isimdir. Medikal görüntüler DICOM formatında saklanır. PACS sistemlerinin iki büyük faydası vardır; filme basmayı azaltması veya ortadan kaldırması ve görüntülere uzaktan erişim sağlamasıdır[29].

2.1.3. Manyetik Rezonans

MR (Manyetik Rezonans Görüntüleme), zararlı röntgen ışınları içermeyen, çok güçlü bir mıknatis alanı içinde radyo dalgaları ile vücuttaki hidrojen atomunun titreşimini sağlayarak vücut kesimlerinin incelenmesini sağlayan bir tekniktir[23].

Genel anlamda MR olarak bilinen bu işlem, aslında nükleer manyetik rezonans görüntülemedir. MR'de radyasyon kullanılmaz. MR'nin kullandığı enerji radyo dalgalarıdır. Bu enerji radyo frekans (RF) olarak adlandırılır.

MR cihazında dünyanın manyetik alan gücünün yaklaşık 25 bin katı bir manyetik alan kullanılmaktadır. Görüntülerin hepsi dijital ortamda oluşur ve diğer görüntüleme metotlarından çok farklıdır[31].



Şekil 2.4. MR cihazı[21]

MR yönteminde hastanın pozisyonunu değiştirmeden her düzlemde görüntü alınabilmesi avantaj sağlamaktadır.

Bir MR görüntüsünün meydana gelme aşamaları özetlenirse;

- Öncelikle veri kaynağı olan protonların RF enerjisi ile uyarılması gerekir. Bunun için hasta güçlü bir manyetik alan içerisine yerleştirilir. Bu manyetik etki sayesinde protonlar manyetik alana uygun biçimde dizilir ve uyarılma için hazır hale gelmiş olur.
- Kesit alınacak bölgeye RF enerjisi gönderilir. Protonlar bu enerjiyi alarak enerjinin miktarına göre konumlarından saparlar.
- RF enerjisi kesilir ve protonlar eski konumlarına dönerler. Bu dönüş sürecinde aldıkları enerjiyi bir sinyal şeklinde yayarlar. Güçlü manyetik alan sayesinde protonlar, sinyali alan ve yayan antenler gibi davranırlar. MR görüntüleri işte bu sinyallerden oluşturulur[27].

2.1.4. Tek Foton Yayılımı Bilgisayarlı Tomografi (SPECT)

SPECT/BT iki dedektörlü bir gama kamera ile tomografi cihazının birleştirilmesi ile oluşan bu cihaz sayesinde gama kamera görüntüleri ile tomografi görüntüleri birleştirilerek fizyolojik ve anatomik olarak tatmin edici görüntüler ve sonuçlar alınabilmektedir[29].

Hasta vücuduna verilen uygun radyofarmasötik maddelerden salınan gamma ışınları, hasta çevresinde 180° veya 360° dönebilen dedektörler (gamma kamerası) tarafından saptanır. Dedektörler, yüksek manevra yetenekleri nedeniyle aksiyal, koronal, sagittal ve oblik kesitler oluşturabilmektedir. SPECT taramada herhangi bir kesitin üst ve altındaki tabakalar ortadan kaldırıldığı için oluşumların üst üste gelmesi söz konusu değildir. Ayrıca konvansiyonel sintigrafiyle görüntülenemeyen lezyonlar SPECT (Tek foton emisyon tomografisi) tekniğiyle görüntülenebilmektedir[32].

2.1.5. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)

Tam halka şeklindeki PET tarayıcıların kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Tam halka PET tarayıcı ortada bir tünel, tünel etrafında halka şeklinde dedektörler ve elektronik elemanlardan meydana gelir[33].



Şekil 2.5. PET Cihazı[34]

PET tarayıcılarda çok fazla dedektör bulunmaktadır. Her dedektör bloğu arkasında dört tane foton çoğaltıcı tüp vardır. Hastadan çıkarak detektörlere çarpan fotonlar saçılmaya uğrar ve saçılmalar foton çoğaltıcı tüpte elektrik işaretine dönüşür. Diğer elektronik devrelerde bu işaretler işlenerek görüntü haline dönüşmüş olur.

Geliştirilen yeni PET cihazları BT ile birlikte görev alırlar. Genelde kanser araştırmalarında kullanılmaktadır. PET cihazının topladığı fonksiyonel veriler ile BT cihazının verdiği anatomik bilginin oluşturduğu görüntüler üst üste yerleştirilir ve füzyon görüntüler meydana gelir[29]. Böylece PET taramalarında görüntülenen

lezyonların lokalizasyonu sağlanmış olur. Ayrıca PET/BT tarayıcılarında hastanın görüntüleme süresi diğer sistemlere göre % 50 daha azdır. PET görüntüleri üzerinde BT iki önemli role sahiptir. İlki anatomik yerini belirlemesi, ikincisi atenuasyon (X ışınlarının geçtiği bölgelerde soğularak zayıflaması) düzeltmesi yapmasıdır. BT ile yapılan bu düzeltme vücuttaki organların yoğunluklarını ayrı ayrı ölçü atenuasyonlarını ayrı ayrı düzeltmesi bakımından diğer yöntemlere göre üstünlük sağlamaktadır[33, 35].

2.1.6. Ultrasonografi

1950'li yıllar itibariyle dünyanın birçok yerinde hastalıklarda tanı aracı olarak kullanılmaya başlayan ultrasonografi, medikal tanıyı kolaylaştırmak için ses dalgalarını kullanan vücut görüntüleme tekniğidir. Ses dalgalarını ve yankılarını yansıtmak ve almak için bir dönüştürücü veya prob kullanılır.



Şekil 2.6. Ultrason Cihazının Yapısı[36]

Yüksek frekanslı ses dalgaları, probun içinde üzerlerine bir elektrik voltajı uygulandığında titreşen özel piezoelektrik kristallerle üretilir. Kristaller bazı modellerde küçük bir motor yardımıyla son derece hızlı bir biçimde sallanarak veya çok sayıda kristal elektronik olarak sırayla çalışarak önündeki ortam içine yelpaze biçiminde ultrason dalgaları gönderirler.

Prob içindeki kristallerin bir başka görevi de dokulardan yansıyan ultrason dalgalarını algılayıp elektrik voltajına çevirmeleridir. Geri dönen ultrason dalgaları

prob içindeki kristale ulaştığında cihaz içindeki yazılım ultrason dalgasının geri dönüş zamanını ve ultrason dalgasının yansımaya miktarını hesaplar. Bu iki veri bilgisiyle ultrason cihazı içindeki donanım ve yazılım yardımıyla ekranda görüntüler oluşturulur. Bu durumda çok yansımaya yaratan örneğin kemikler gibi dokular ekranda açık renkli, yansımaya yaratmayan idrar gibi sıvılar koyu renkli görüntü oluşturur[37].

Genellikle mesane, karaciğer ile safra kesesi, böbrekler, kadın hastalıkları veya gebelikler ultrason ile inceleme yapmak için çok uygundur.

2.2. Eşikleme Yöntemleri

Eşikleme, görüntü bölütleme için en temel olarak uygulanması gereken yöntemdir. Eşikleme işleminde istenen şey görüntüdeki nesnelere arka plandan ayırmaktır. Genellikle gri seviyeli görüntülerde kullanılır ve gri seviye dağılımlarını gösteren histogramdan faydalanılır. Çeşitli yöntemlerle eşik değeri belirlenerek görüntüdeki pikseller karşılaştırılır. Histogram ile görüntü nesne (ön plan) ve arka plan olmak üzere iki gruba ayrılmış olur. Her (x, y) pikseli için $f(x, y) > T$ ise (x, y) pikseli nesneye ait bir nokta, $f(x, y) < T$ ise (x, y) pikseli arka plana ait bir nokta olur. Aşağıda en çok kullanılan eşikleme yöntemlerinden global eşikleme, yerel (local) eşikleme ve otsu yöntemiyle alakalı bilgiler verilmiştir.

2.2.1. GlobalEşikleme

Nesne ve arka plan yoğunluk dağılımları yeterince farklı olduğunda, bütün bir görüntü boyunca uygulanabilir tek bir (global) eşik kullanılabilir. Bazı uygulamalarda global eşikleme uygun olsa da genelde görüntüler arasında farklılıklar vardır. Bu sebeple daha iyi sonuçlar elde edebilmek amacıyla her bir görüntü için eşik seviyesini otomatik olarak belirleyebilen bir algoritmaya ihtiyaç duyulur. Aşağıdaki algoritma bu amaç ile kullanılabilir:

1. T global eşik seviyesi için başlangıç değeri seçin.

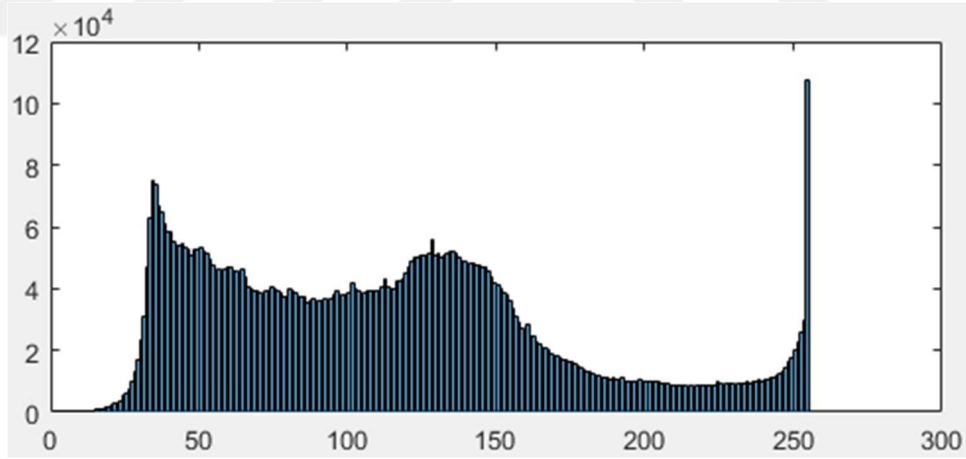
$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{eğer } f(x, y) > T \\ 0, & \text{eğer } f(x, y) \leq T \end{cases} \quad (2.2.)$$

2. Denklemdeki T 'yi kullanarak görüntüyü bölütleyin. Bu işlemle pikseller iki gruba ayrılmış olurlar. Yoğunluk değerleri T 'den büyük olan pikselleri içerenler G_1 , yoğunluk değerleri T 'den küçük veya eşit olan pikselleri içeren G_2 'dir.
3. Sırasıyla G_1 ve G_2 içerisindeki pikseller için m_1 ve m_2 ortalama yoğunluk değerlerini hesaplayın.
4. Yeni eşik değerin bulun.

$$T = \frac{1}{2}(\mu_1 + \mu_2) \quad (2.3.)$$

5. Ardışık olarak hesaplanan T değerleri arasındaki fark ΔT parametresinden daha küçük oluncaya kadar 2.Adım ile 4. Adım arasını tekrarlayın.

Bu basit algoritma, görüntü histogram biçiminde ayırt edilebilir bir dağılım sergiliyorsa bu durumda iyi çalışmaktadır.



Şekil 2.7. Şekil 2.8 deki Gri Seviyeli Görüntünün Histogramı

Başlangıç eşik seviyesi görüntüdeki minimum yoğunluk değerinden daha büyük ve maksimum yoğunluk seviyesinden daha küçük olacak şekilde seçilmelidir. Bir görüntünün ortalama yoğunluk değeri T başlangıç seviyesi için uygun olabilir.



Şekil 2.8. Gri Seviyeli Görüntü ve Global Eşikleme Uygulanmış Sonucu

2.2.2. Yerel (Local) Eşikleme

Histogram tepelerinin uzun, dar, simetrik olması ve derin vadilerle ayrılmış olması durumun “iyi” bir eşik seçme şansını önemli ölçüde arttırmaktadır. Histogramların şeklini geliştirmek için sadece nesnelere ve arka plan arasındaki kenarların üzerinde veya yakınında bulunan pikseller dikkate alınabilir. Histogramların, nesnelere göre göreceli boyutlarına ve arka plana daha az bağımlı olacağı apaçık ortadadır. Örneğin, büyük bir arka plan alanında küçük bir nesnenin oluşturduğu görüntünün histogramı (ya da tam tersi), bir piksel tipinin fazla yoğunlaşmış olmasıyla büyük bir tepe noktasını baskın hale getirmiş olur.

Yalnızca nesne ile arka plan arasındaki kenarın üzerindeki veya yakınında bulunan pikseller kullanılmışsa, sonuçtaki histogramın yaklaşık olarak aynı yükseklikte pikleri olacaktır. Ek olarak, verilen piksellerden herhangi birinin bir nesne üzerinde bulunma olasılığı, arka plan üzerinde bulunma olasılığına yaklaşık olarak eşit olacaktır, bu da histogram tepelerinin simetrik olmasını sağlayacaktır. Son olarak, aşağıdaki paragrafta belirtildiği gibi, gradyan ve laplasyen operatörlerine dayanan bazı basit ölçümleri sağlayan piksellerin kullanılması histogram zirveleri arasındaki vadiyi derinleştirme eğilimindedir.

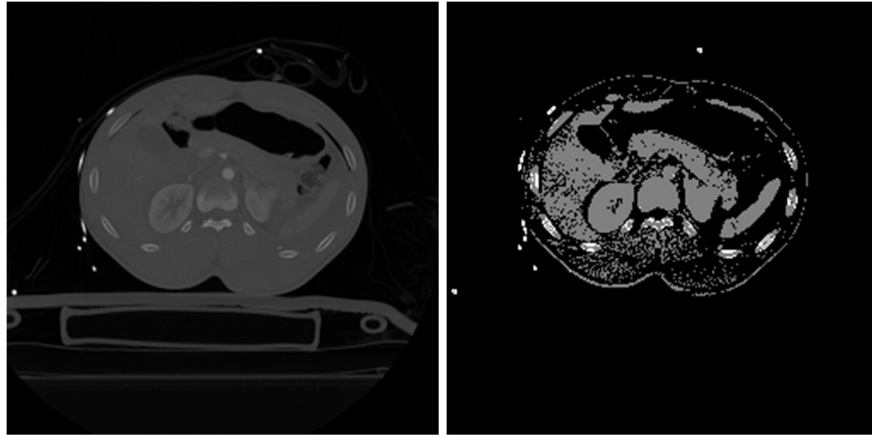
Az önce tartışılan yaklaşımla ilgili asıl sorun, nesnelere ve arka plan arasındaki kenarların bilinmekte olduğu üstü kapalı varsayımdır. Bu bilgi, bölütleme sırasında

açık bir şekilde mevcut değildir, çünkü nesnelere ve arka plan arasında bir ayrım bulmak, tam olarak bölütlemenin tümüyle ilgilidir. Bununla birlikte, bir pikselin bir kenarda olup olmadığı, gradyanı hesaplanarak elde edilebilir. Ek olarak, Laplasyen'in kullanımı, belirli bir pikselin bir kenarın koyu veya açık tarafında bulunup bulunmadığına dair bilgi verebilir. Laplasyen'in ortalama değeri, bir kenarın geçişinde 0'dır, bu nedenle pratikte, bir gradyan / laplasyen kriteri tarafından seçilen piksellerden oluşturulan histogramların vadilerinin seyrek olarak oluşması beklenebilir. Bu özellik, daha önce de bahsedilen derin vadileri (oyukları) oluşturur.

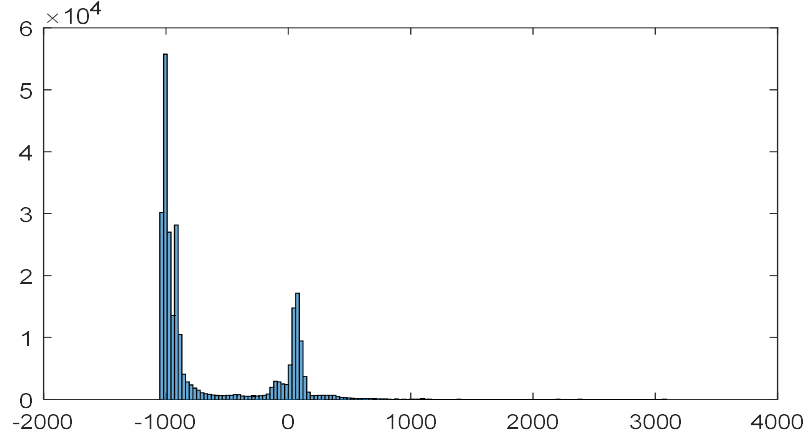
Bir görüntüde her (x,y) noktasındaki gradyent ∇f ve laplasyen $\nabla^2 f$ verilmiştir. Bu iki nicelik, aşağıdaki gibi üç seviyeli bir görüntü oluşturmak için kullanılabilir:

$$s(x,y) \begin{cases} 0 & \text{eğer } \nabla f \geq T \\ + & \text{eğer } \nabla f \geq T \text{ ve } \nabla^2 f \geq 0 \\ - & \text{eğer } \nabla f \geq T \text{ ve } \nabla^2 f < 0 \end{cases} \quad (2.4)$$

burada 0, + ve - sembolleri üç farklı gri seviyeyi temsil eder, T bir eşiktir ve gradyent ve laplasyen her (x,y) noktasında hesaplanır.



Şekil 2.9. BT Kesit Görüntüsü ve Local Eşikleme Uygulanmış Sonucu



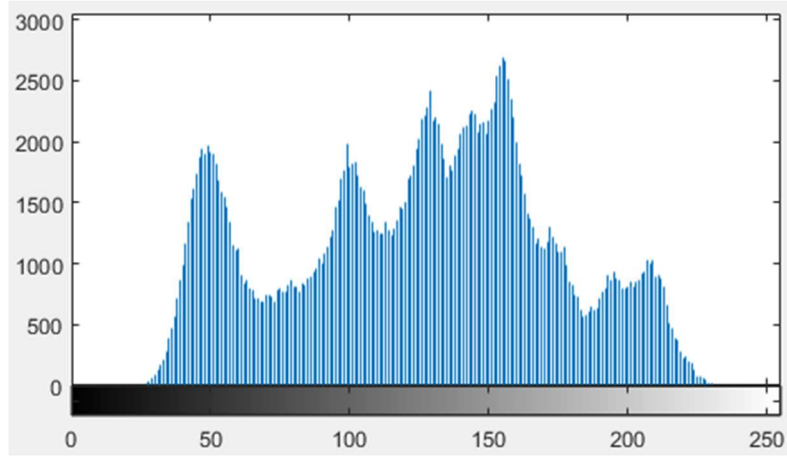
Şekil 2.10. Şekil 2.9'daki BT Görüntüsünün Histogramı

2.2.3. Otsu Yöntemi

Eşikleme yöntemleri görüntü bölütlemeye olmazsa olmazlardır ve görüntü işlemede en eski yöntemler arasındadır. Bu sayede amaçlanan ikili görüntü elde edilmektedir. İkili görüntüye dönüştürülmek istenmesindeki sebep ikili (binary) görüntüye işlemlerin daha hızlı uygulanabilmesidir.

Otsu eşikleme yöntemi 1979 yılında Nobuyuki Otsu tarafından ortaya atılmıştır. Öncelikle görüntünün ön plan ve arka plan olarak iki ayrı gruba ayrıldığı varsayılmıştır. Bu yöntemin gri seviyeli görüntülerde kullanımı daha uygun olmaktadır[38]. Otsu yöntemi giriş resmine dayalı olarak T eşik değerini otomatik olarak hesaplamaktadır.

Histogram görüntüdeki piksellerin renk değerlerinin yani gri değerlerinin ne sıklıkta var olduğunu gösteren bir ölçüttür. Histogramda yatay eksen renk değerlerinin aralığını, dikey eksen de her renk seviyesi için piksel sayısını göstermektedir.



Şekil 2.11. Şekil 2.12 deki Lena görüntüsünün Histogramı

Histogramdaki renk değerlerinin her biri eşik değeri olarak düşünülüp görüntü ön ve arka plan olarak iki sınıfa ayrılır. Yapılacak olan hesaplamalar bu iki gruba da uygulanır.

Renk değerleri 1 den L ye kadar alınırsa toplam piksel sayısı $N=n_1+n_2+\dots+n_L$ olarak ifade edilir. Arka plan C_b ön plan C_f ile ifade edilerek iki sınıf düşünülebilir. C_b sınıfı 1 den k ya kadar olan renk değerlerini (eşik de denilebilir), C_f de geri kalan k+1 den L ye kadar kısmı ifade ederse, C_b sınıfının yani arka planın;

$$\text{Ağırlık ifadesi} \quad \sum_{i=1}^k W_b = n_i / N \quad (2.5.)$$

$$\text{Ortalaması} \quad \mu_0 = \sum_{i=1}^k (i * n_i) / (n_1 + n_2 + \dots + n_k) \quad (2.6.)$$

$$\text{Varyans} \quad \sigma_b^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(i-\mu_0)^2 * n_i}{(n_1 + n_2 + \dots + n_k)} \quad (2.7.)$$

$$C_f \text{ sınıfının ağırlığı ise} \quad \sum_{i=k+1}^L W_f = n_i / N \quad (2.8.)$$

$$\text{Ortalaması} \quad \mu_1 = \sum_{i=k+1}^L (i * n_i) / (n_{k+1} + n_2 + \dots + n_L) \quad (2.9.)$$

$$\text{Varyansı} \quad \sigma_f^2 = \sum_{i=k+1}^L \frac{(i-\mu_1)^2 * n_i}{(n_{k+1} + n_2 + \dots + n_L)} \quad (2.10.)$$

Bu değerler bulunduktan sonra artık sınıf içi varyans değerini hesaplamaya geçilebilir. Sınıf içi varyans her iki sınıfın ağırlıklarının varyanslarıyla çarpımı elde edildikten sonra bu çarpımların toplanmasından bulunur.

$$\text{Sınıf içi varyans} \quad \sigma_W^2 = \sigma_B^2 * W_b + \sigma_F^2 W_f \quad (2.11.)$$

$$\text{Sınıflar arası varyans} \quad \sigma_B^2 = W_b * (\mu_b - \mu)^2 + W_f * (\mu_f - \mu)^2 \quad (2.12.)$$

Otsu yöntemi esas olarak sınıf içi varyansı minimum, sınıflar arası varyansı maksimum yapmayı hedefler. Bu nedenle her bir renk seviyesi için iteratif olarak hesaplanan değerlerden sınıf içi varyansın minimum, sınıflar arası varyansın maksimum olduğu renk değeri istenen eşik değeridir.

Otsu eşikleme yöntemi, tüm olası eşik değerlerini yinelemeyi ve eşiğin her bir tarafındaki piksel seviyelerine, yani ön planda veya arka plana düşen piksellerin yayılma ölçüsünü hesaplamayı içerir.



şekil 2.12. Gri Seviyeli Lena Resmi ve Otsu Yöntemi Uygulanmış Hali

2.3. Bölge Bölütleme Yöntemleri

Bir görüntünün bltlendirilmesi, görüntünün benzer öznitelik bölgelere bölünmesini veya ayrılmasını gerektirir. Görüntü kenarları ve özelliği de bölütleme için önemlidir. Bölütleme her segmenti sınıflandırmayı içermez. Bltleyecek olan yapı yalnızca bir görüntüyü alt bölümlere ayırır; bireysel kısımları veya birbirleriyle olan ilişkilerini tanıma girişiminde bulunmaz. Görüntü bölütleme teorisi yoktur. Yani, tek

bir standart görüntü bölütleme yöntemi ortaya çıkmamıştır. Daha ziyade popülerlik kazanmış ortaya atılmış bazı yöntemler vardır. Haralick ve Shapiro iyi bir görüntü bölütleme için niteliksel bir yönerge oluşturmuşlardır: “Görüntü bölütleme bölgeleri gri ton veya doku gibi bazı özelliklere göre düzgün ve homojen olmalıdır. Bölge iç kısımları basit ve çok küçük boşluklar içermemelidir.” Aşağıdaki bölümlerde çeşitli görüntü bölütleme yöntemleri açıklanmaktadır.

Bölge tabanlı segmentasyonda, bir nesneye karşılık gelen pikseller birlikte gruplandırılır ve işaretlenir. Bu yöntem uygun eşikleme tekniklerinin kullanılmasını gerektirir.

Bölge tabanlı teknikler, nesnelerin homojenliğini belirleyebilirken, tam sınır yerlerini tespit etmedeki belirsizlikler, daha önce çıkarılan kenarlarla azaltılabilir.

Temel teknik genellikle pikselin gri-değer yoğunluğu ile o anda büyüyen bölgenin ortalama gri değeri arasındaki mesafe gibi sadece homojenlik koşullarını dikkate alır.

2.3.1. Bölge Büyütme (Region Growing)

Bölge büyütme, komşu piksellerin benzerlik kriterine göre ilgili bölgeye eklendiği bir görüntü bölütleme yöntemidir. Bölge büyütme (Region growing) histopatolojik görüntülerde hücre çekirdeklerinin belirlenmesinde olduğu gibi görüntüde istenilen bölgelerin bölütlenmesinde yaygın olarak kullanılır[39].

Benzerlik kriteri seçimi görüntüden elde edilebilen veri çeşidine bağlıdır. Benzerlik kriterleri aşağıdaki özelliklerin homojenitesine bakılarak belirlenir [11]:

- Ortalama yoğunluk
- Varyans
- Renk
- Doku
- Hareket
- Şekil
- Boyut

Bu yöntemin ilk adımı, başlangıç tohum piksellerini belirlemektir. Bir sonraki adım bölge büyütme için benzerlik kriterlerinin seçilmesidir. Tohum pikselleri komşu piksellerle kıyaslanır ve aynı özelliğe sahip olup olmadığına bakılır[40]. Tohum piksel komşu pikselle aynı özelliğe sahipse bu iki piksel aynı bölgede yer alır. Görüntü bilgisi kullanılarak benzerlik kriterine göre eşik değer seçilir. Bu eşik değer genellikle görüntü histogramında yüksek piksel değerleri incelenerek belirlenir. Tohum pikselinin komşu pikselleriyle arasındaki farka bakılır. Fark değeri bu eşik değerinin altında bir değere sahip pikseller tohum pikseliyle aynı bölgeye dahil edilir[41].

Bu süreç, görüntüdeki tüm pikseller bir bölgeye atanana kadar devam eder.

12	12	12	18	18
12	12	12	18	18
6	6	6	2	2
6	14	6	2	2
6	6	6	2	2

Şekil 2.13. Tohumlu Gri Seviyeli Görüntü

12 ⁰	12	18 ⁰		
12 ⁰	12 ⁰	12	18 ⁰	18 ⁰
6 ³	6 ³	6 ³	2	2
6 ³	6 ³	6 ³	2 ⁰	2 ⁰
6 ³	6 ³	6 ³	2 ⁰	

Şekil 2.14. Tohumlara Renk Atanması

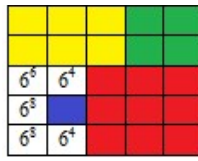
		12 ⁰		
		12 ⁰		
6 ³	6 ³	6 ³	2 ⁰	2 ⁰
6 ³	6 ³	6 ³		
6 ³	6 ³	6 ³		

Şekil 2.15. 9 Adım Sonraki Durum

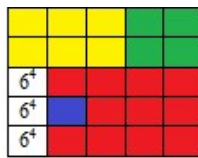
6 ³	6 ³	6 ³		
6 ³	6 ³	6 ³		
6 ³	6 ³	6 ³		

Şekil 2.16. 13 Adım Sonraki Durum

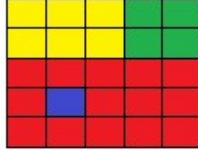
Yukarıdaki şekiller incelendiğinde, bölge büyütme algoritmasının sıra bağımlılığı kolayca anlaşılabilir. Şekil 2.13'te dört adet çekirdek noktanın seçildiği bir gri seviye görüntüsü görülmektedir. Görüntü üzerinde bölge büyütme algoritması çalıştırıldığında, ilk olarak çekirdeklere komşu olan pikseller için minimum δ değerleri hesaplanmaktadır. Hesaplanan δ değerleri, Şekil 2.14'te üstel olarak ifade edilmiştir. Komşu olmayan pikseller için ise δ değeri hesaplanmamıştır. Dört farklı renk (kırmızı, sarı, mavi ve yeşil) ile ifade edilen çekirdek bölgeler genişletilmeye başladığında ilk olarak çekirdek bölgelere en küçük δ değeri ile komşu olan pikseller etiketlenmeye başlar. Şekil 2.14'te verilen görüntü için ilk olarak δ değeri 0 olan 9 piksel, 9 ayrı adımda komşu bölgelere atanır. 9 adım tamamlandıktan sonra ortaya çıkan durum ise Şekil 2.15'te görülmektedir. 9 iterasyon sonucunda elde edilen Şekil 2.15'te δ değeri 0 olan 4 pikselde komşu bölgelere atanır. Bu işlem sonucunda elde edilen görüntü Şekil 2.16' da verilmiştir. Atanmayan piksellerin 4 bölgeye göre minimum δ değerine sahip olan 3 piksel 3 adım sonunda kırmızı bölgeye atanmış ve atanmayan piksellerin komşu bölgelere göre δ değerleri hesaplanmıştır (Şekil 2.17). Şekil 2.18' de yine minimum δ değerleri hesaplanmış ve bu değere sahip 2 piksel kırmızı bölgeye atanmıştır. Şekil 2.18' de atanmayan 3 piksel kırmızı bölgede minimum δ değerine sahip olduğu için bu bölgeye atanmıştır. 21 adım sonunda atanmayan piksel kalmadığı için algoritma sonlandırılmıştır(Şekil 2.19).



Şekil 2.17. 16 Adım Sonraki Durum



Şekil 2.18. 18 Adım Sonraki Durum



Şekil 2.19. Algoritmanın Aşağıdan Yukarı ve Sağdan Sola İşlenmesi Durumu

2.3.2. Bölge Ayırma ve Birleştirme

Daha önce bahsedilen yöntemde bir dizi tohum noktalarından bölgeleri büyütme işlemi anlatılmıştır. Buna alternatif olarak, bir görüntünün başlangıçta bir dizi rastlantısal, ayrışmamış bölgeye bölünmesi ve daha sonra aşağıda belirtilen koşulları yerine getirmek için bölgeleri birleştirilmesi ve / veya bölmesi söylenebilir.

a) $\bigcup_{i=1}^n R_i = R$.

b) R_i bağlantılı bölgeler, $i=1, 2, \dots, n$

c) $R_i \cap R_j = \emptyset$ tüm i ve j ler için, $i \neq j$

d) $P(R_i) = \text{DOĞRU}$ $i=1, 2, \dots, n$ için

e) $R_i \cap R_j = \text{YANLIŞ}$ $i \neq j$ için.

Burada R_1, R_2, \dots, R_n kısımları R 'nin n parçaya ayrılmış alt bölgeleridir.

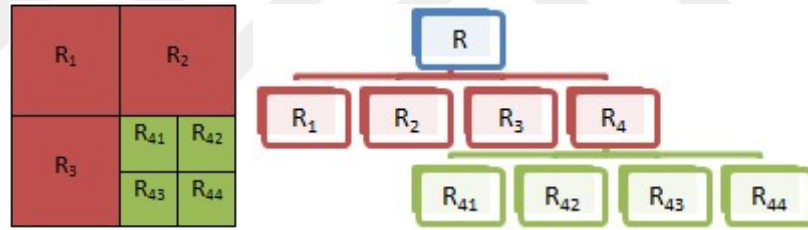
Bu kısıtlamaları karşılamak için yinelemeli olarak çalışan bir bölme ve birleştirme algoritması geliştirilmiştir.

R , tüm görüntü bölgesini temsil ettiği varsayılır ve tahmini bir P değeri seçilir. R 'yi bölütleme için, herhangi R_i bölgesi için, $P(R_i) = \text{DOĞRU}$ olacak şekilde daha küçük ve daha küçük çeyrek bölgeler halinde sırayla alt bölümlere ayrılır. $P(R) = \text{YANLIŞ}$ ise, görüntü çeyrek bölgelere bölünür. P , herhangi bir çeyrek için YANLIŞ ise, bu çeyrek yeniden alt çeyreklere bölünür. İşlem bu şekilde devam ettirilir. Bu özel ayırma tekniği, Şekil 2.20' de gösterildiği gibi, bir dörtlü (yani düğümlerin tam olarak dört bölümünün bulunduğu bir ağaç) biçimindedir. Ağacın kökü tüm

görüntüye karşılık gelmektedir ve her düğümün bir alt bölüme karşılık geldiği görülmektedir. Bu durumda, sadece R_4 daha da alt bölüme ayrılmıştır.

Sadece ayırma kullanılmışsa, son bölüm muhtemelen aynı özelliklere sahip bitişik bölgeler içerecektir. Bu dezavantaj, ayrılmanın yanı sıra birleşme işlemine izin verilerek giderilebilir. Yukarıda verilen maddelerdeki kısıtlamaların yerine getirilmesi, birleşmiş piksellerin tahmini P 'yi karşılayan yani sadece bitişik bölgelerini birleştirmeyi gerektirir. Dolayısıyla, iki komşu bölge R_j ve R_k sadece $P(R_j \cup R_k) = \text{DOĞRU}$ ise birleştirilir. Yukarıda bahsedilenler, aşağıdaki adımlarla özetlenebilir,

1. $P(R_i) = \text{YANLIŞ}$ ise herhangi bir R_i bölgesi dört ayrı çeyreğe bölünür.
2. Her R_j ve R_k bitişik bölgeleri $P(R_j \cup R_k) = \text{DOĞRU}$ olduğunda birleştirilir.
3. Daha fazla birleştirme veya ayırma mümkün olmadığında algoritma durdurulur.



Şekil 2.20. Bölmelere Ayrılmış Görüntü ve Buna Uygun Dörtlü Ağaç

Önceki temel temanın çeşitli varyasyonları mümkündür. Örneğin, bir olasılık başlangıçta görüntüyü bir blok kümesine ayırmaktır. Daha fazla ayırma, daha önce açıklandığı gibi gerçekleştirilir, ancak birleştirme, başlangıçta dörtlü gösterimdeki alt dallar olan ve tahmini P yi karşılayan dört bloklu gruplarla sınırlandırılır. Bu türden başka birleşme mümkün olmadığında, işlem 2. adımı karşılayan bölgelerin birleştirilmesi ile sonlandırılır. Bu noktada, birleştirilmiş bölgeler farklı boyutlarda olabilir. Bu yaklaşımın ana avantajı, son birleştirme adımına kadar, ayırma ve birleştirme için aynı dörtlüyü kullanmasıdır.

2.3.3. Watershed (Havzalı Bölütleme)

Görüntüyü anlamlandırmadaki amaç, bir görüntü içindeki anlamlı nesnelere tanımlamaktır. Bu süreç genellikle bölütleme ve sınıflandırma olarak iki aşamaya dayanmaktadır. Görüntü bölütleme bir görüntüdeki nesnelere arka plandan ayırma işlemidir.

Yirmi yılı aşkın bir süredir, havza algoritmaları, görüntü bölütleme için temel araçlardan biri olmuştur[42-44].

Havza dönüşümü, resmin topografik bir yüzey olarak işlenmesini dikkate alan bilinen bölütleme yöntemlerinden biridir. Havzalı bölütleme, bölge tabanlı bölütleme yaklaşımıdır ve algoritma doğadan esinlenerek oluşturulmuştur.

Havza dönüşümünün algoritmik tanımı Vincent ve Soille tarafından geliştirilmiştir[45].

Matematiksel morfolojide, gri-ölçekli yoğunluktaki görüntüler ya da gradyan büyüklükleri, parlak ve koyu piksellerin sırasıyla tepe ve oyuklara karşılık geldiği topografik yüzeyler olarak yorumlanabilir.

Görüntüdeki her yoğunluk ve gradyan şeklindeki noktanın yükseltisini temsil eder. Yani, tepeler yüksek yoğunluklu pikseller veya yüksek gradyantlardır (yani nesnenin kenarları)

Suyun havzanın minimum noktasından itibaren yükselerek maksimum seviyeye ulaşmasıyla vadileri ayıran barajlar (diğer deyişle havza çizgileri) ortaya çıkar. Havzalar arasındaki ayrımı belirtmek için barajlara gereksinim duyulmuştur. Barajlar bölütleme bölgelerinin sınırlarını göstermektedir ve genişleme (dilation) işlemi kullanılarak oluşturulur. Barajın sadece üst kısımları su hattının yukarısında görüldüğü zaman taşma son bir seviyeye yani maksimum su seviyesine (başka deyişle görüntüdeki en yüksek gri değer) ulaşılan kadar işlem devam eder.

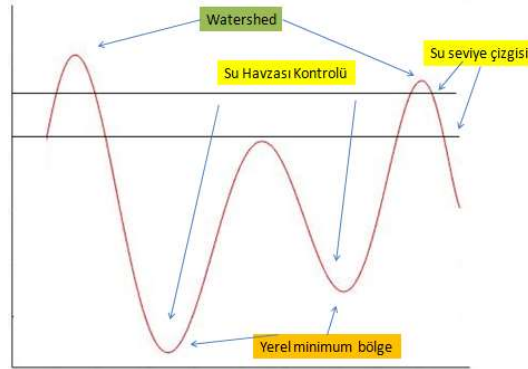
Taşma işlemi sırasında, yoğunluğa göre sıralanmış görüntü pikselleri ve aynı yoğunluk seviyesine sahip piksellerin komşuluk bilgileri göz önünde tutularak su toplama havuzları oluşturulur. Sonuç olarak topografik yüzey barajlarla ayrılmış bölgelere parçalanmış olur. Barajlar havza (watershed) ifadesi ile yada su toplama

havuzunu ayıran çizgi olarak adlandırılan yere karşılık gelir. Ortaya çıkan bölgelerin etiketlenme işlemi havza dönüşümü olarak adlandırılır[46].

Görüntülerde oluşan gürültü havza dönüşümünde en çok karşılaşılan problemlerden biridir. Görüntünün kendisine ya da gradyan görüntüye ön işleme yapılmadan direk olarak havza dönüşümü uygulanması aşırı bölütlemeye neden olarak çok fazla parçalar ortaya çıkarmaktadır. Bu da bilgi kaybolmasına sebep olmaktadır.

Taşmanın bölgenin minimum noktasından başlatılmadan ziyade tohum noktaları (işaretleyiciler) atamak aşırı bölütleme problemine çözüm getirmektedir. Bu yöntem işaret kontrollü su havzası olarak adlandırılmaktadır. Tohum noktaları uygun şekilde belirlendikten sonra gradyan görüntü üzerinde tohum noktalarından bölgesel büyüme (region growing) yapılarak havza bölütleme metodu uygulanır. Taşkın akışının bir işaretleme fonksiyonu ile kontrolü sağlanmış olmaktadır.

İşaret tanımı için, başlangıçta görüntüyü bölütleme yoluyla elde edilen ön bir şekil bilgisini kullanma gibi bir yaklaşım düşünülebilir. Bu ilk bölütleme sonucu, ikili bir harita veya maske olarak adlandırılır ve işaret tanımı için kullanılır. Ayrıca tüm hücresel bölgeleri kaplayacak şekilde işaret fonksiyonunu tanımlama için kullanılır böylece işaretler taşkınların diğer hücrelere girmesini ve arka planın korunmasını sağlamış olur.



Şekil 2.21. Havza Yönteminin Şematik Gösterimi

3. YÖNTEMLER

3.1. Fantom Görüntülerinin Elde Edilmesi

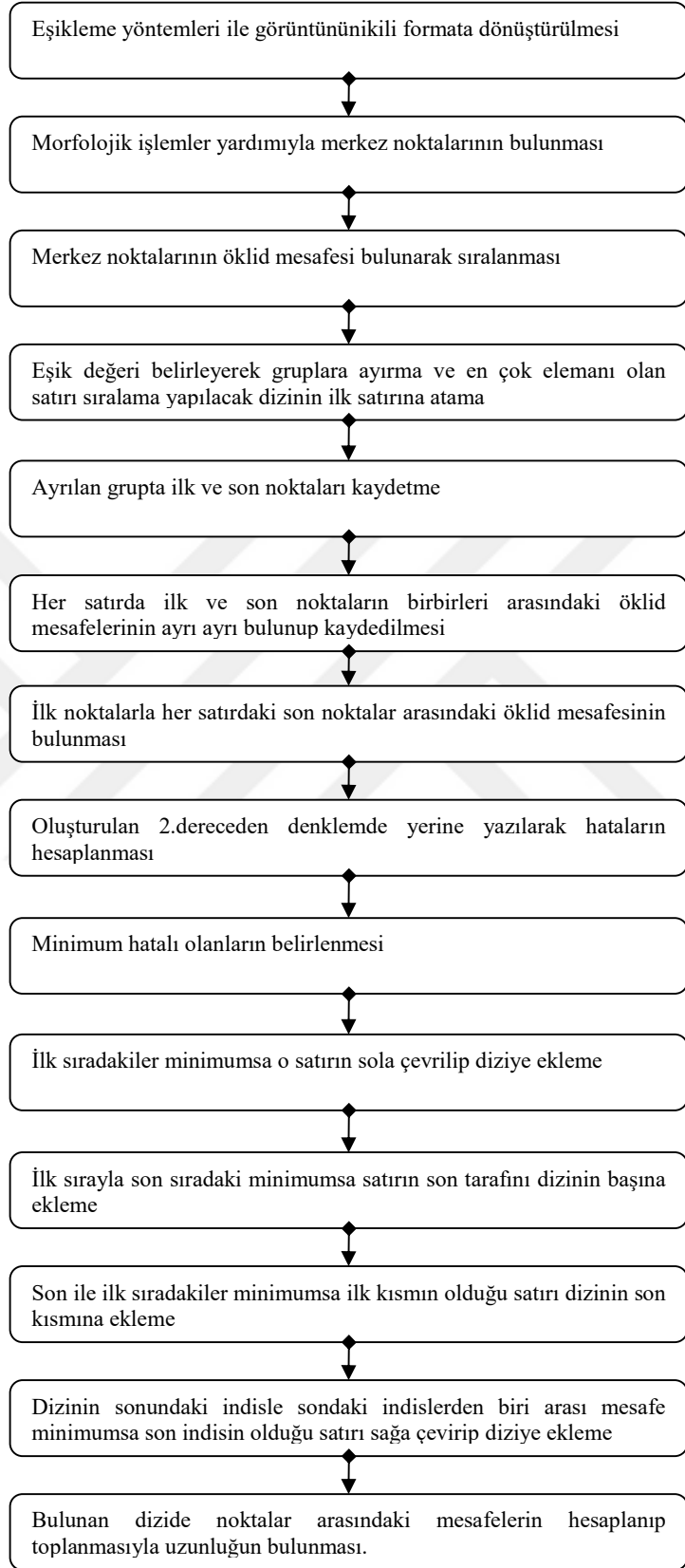
Bu çalışmada oluşturulan algoritmaların yazılımı için Matlab programından faydalanılmıştır. Çalışmada Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda 4 adet farklı renkte ve uzunlukta hortumun bilgisayarlı tomografisi çekilmiştir. Şekil 3.1'de verilen hortumun gerçek uzunluğu 73 cm'dir.



Şekil 3.1. Tasarlanan Algoritmaların Uygulandığı İlk Fantom

3.2. Algoritma Adımları

Şekil 3.2'de algoritmanın akış diyagramı gösterilmiştir.

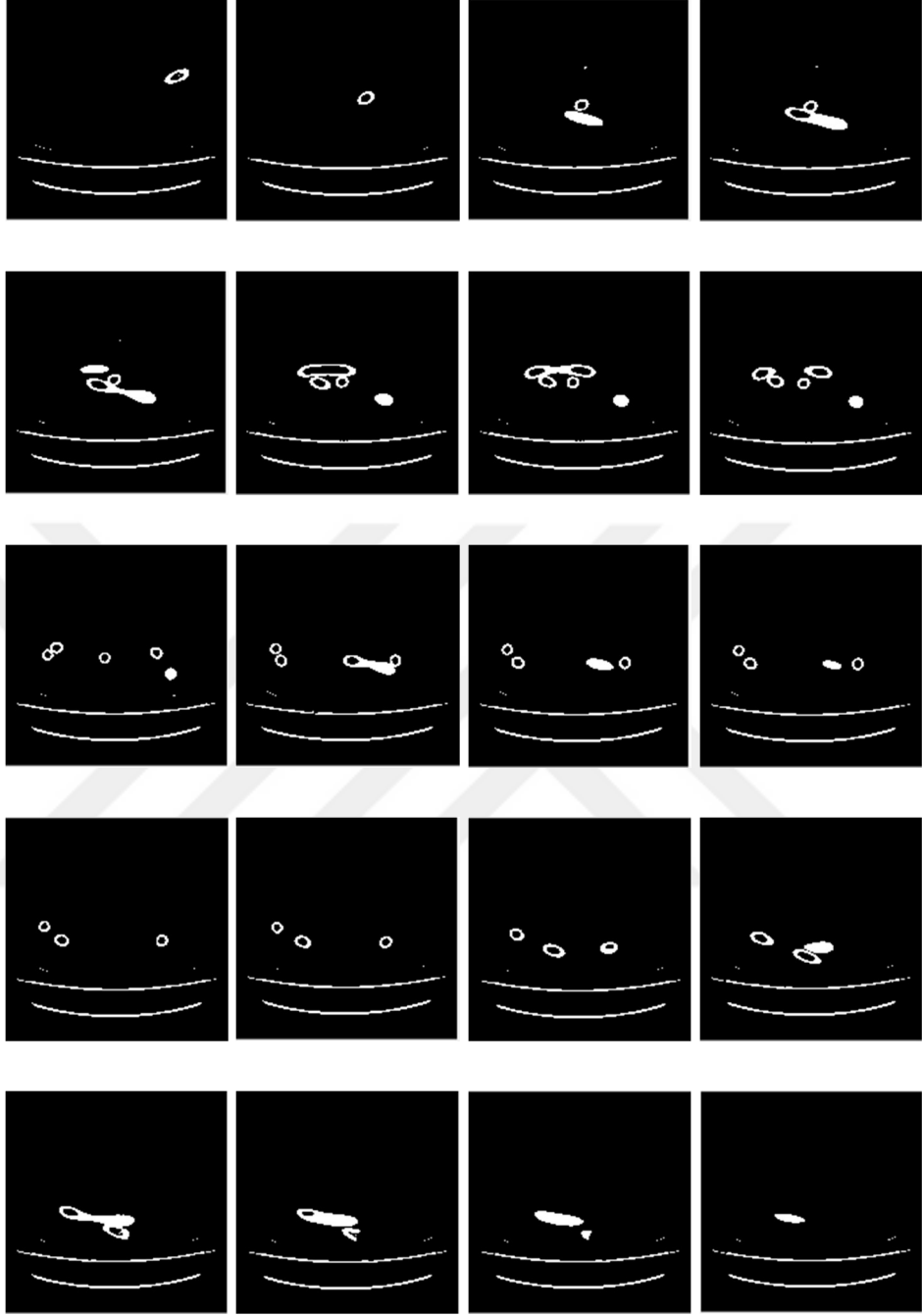


Şekil 3.2. Sistemin Akış Diyagramı

3.3. Eşikleme Yönteminin Uygulanması

Fantomların bilgisayarlı tomografilerinin çekilmesiyle DICOM formatında veri dosyaları elde edilmiştir. DICOM formatındaki bu dosyalar Matlab programında 'dicomread' fonksiyonu kullanılarak görüntüye dönüştürülmüştür. Üç boyutlu medikal görüntüler, iki boyutlu görüntülerin arka arkaya sıralanması olarak ifade edilebilir. Bu üç boyutlu görüntüler kesitlerden oluşmaktadır. Her bir kesit 512x512 boyutundadır. İlk olarak uygulama yapılan Şekil 3.1deki fantomun BT görüntüsü, 182 kesitten oluşmaktadır. İki boyutlu görüntüler için bir noktayı temsil eden piksel (x,y) üç boyutlu görüntüler için voksele (x,y,z) dönüşür. z ile ifade edilen değer kesit bilgisine karşılık gelmektedir. Programda 'dicomreadfolder2' komutu ile görüntünün tüm kesitleri ve voksel boyut bilgisi yüklenmiştir. Voksel boyut bilgisi 512 satır, 512 sütun, 182 kesitli, 2 mm kalınlıkta, 'uint16' veri tipinde üç boyutlu görüntünün bilgisinden oluşmaktadır.

İlk olarak global eşikleme yönteminin kullanılmasına karar verilmiştir. Böylece verinin siyah beyaz görüntüye dönüştürülmesi için uygun eşik değerini bulan program parçası fonksiyon şeklinde oluşturulmuştur ve sonucunda eşik değeri 176 olarak bulunmuştur. Bu değerle uint16 veri tipi ikili yani siyah beyaz görüntüye dönüştürülmüştür. Aşağıdaki şekilde 182 kesit içinden seçilmiş 20 kesitin görüntüsü verilmiştir.

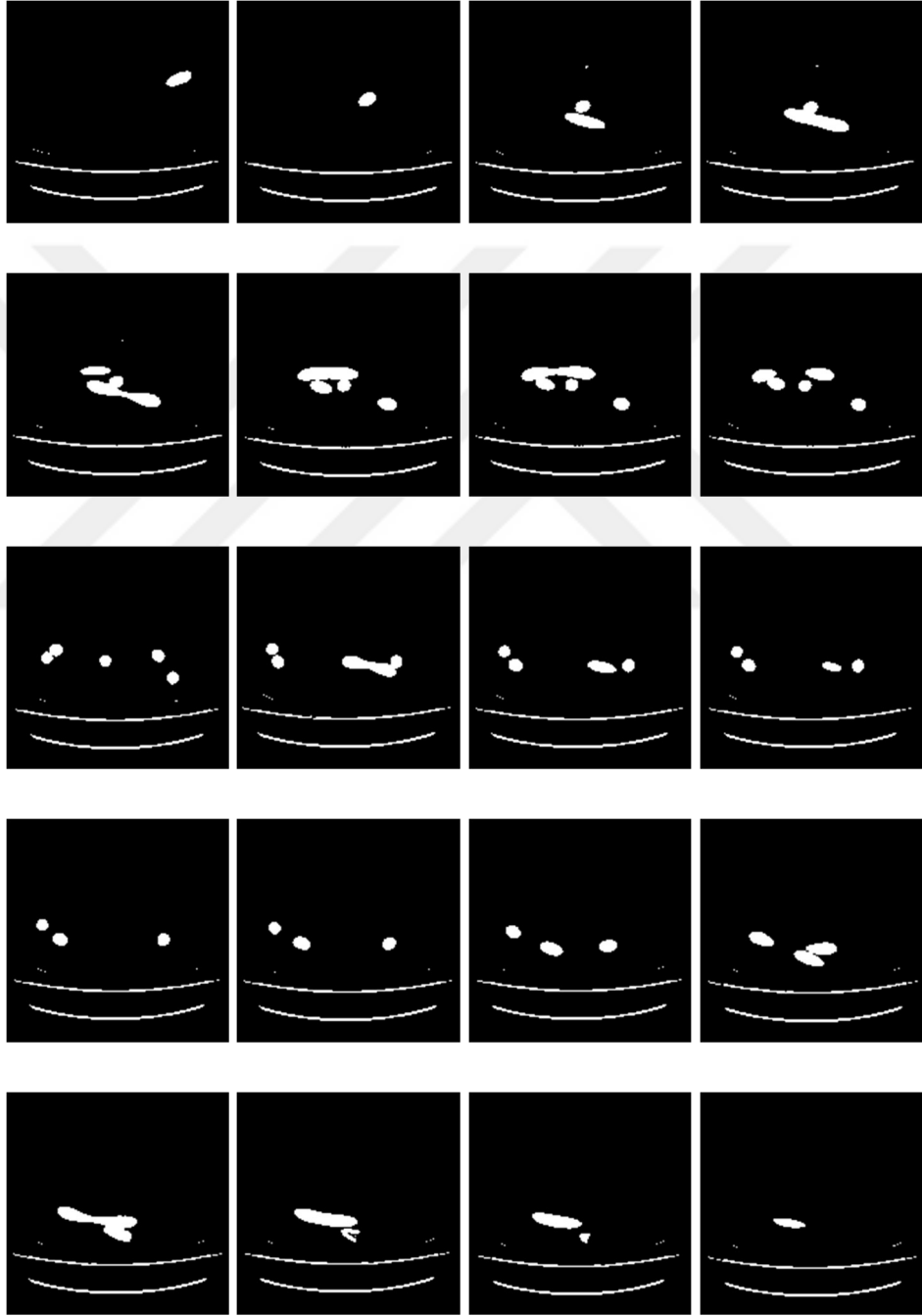


Şekil 3.3. Siyah Beyaz Görüntüye Çevrilmiş Halinden Kesitler

Bu görüntülerde hortumun iç kısımları görüldüğü gibi siyah, ikili olarak ifade edilirse 0 dır.

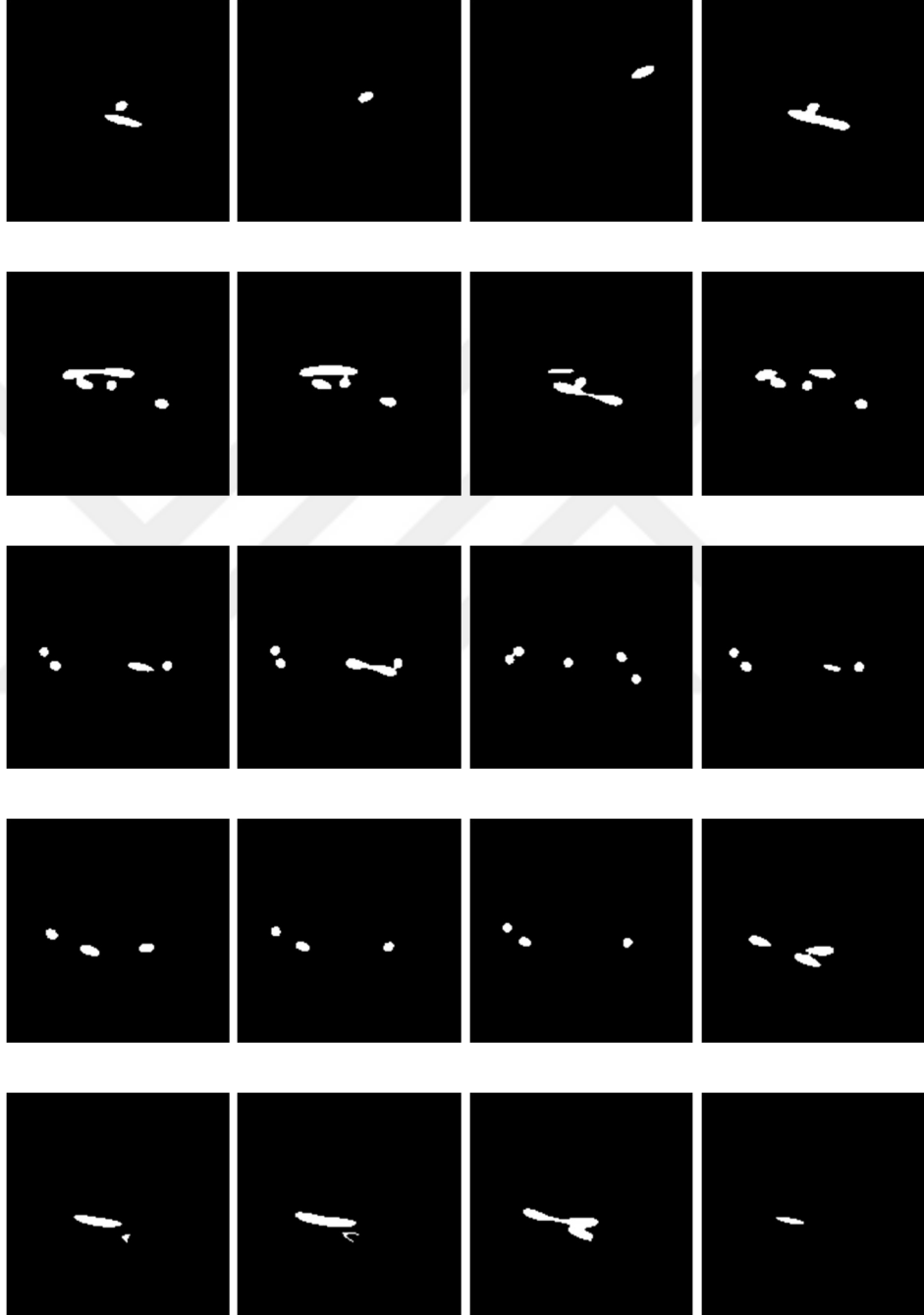
3.4. İkili Görüntüye Bazı Morfolojik İşlemler Uygulanması

BT görüntüsünde hortumun siyah olan iç kısımlarını beyaza dönüştürmek bir başka deyişle içlerini doldurmak için 'imfill' komutu kullanılmıştır. Aşağıda Şekil 3.3'teki görüntülerin içlerinin doldurulmuş hali verilmiştir.



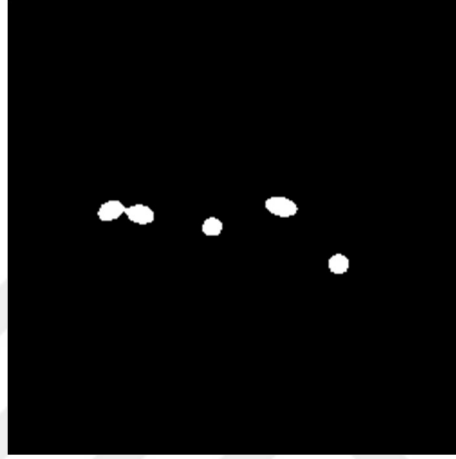
Şekil 3.4. Şekil 3.3'teki Kesitlerin İçlerinin Doldurulmuş Hali

Kesitlerde değen parçaları birbirinden ayırmak için yapısal eleman disk seçilerek ‘imerode’ komutu ile bütün kesitlere erozyon işlemi uygulanmıştır. Aşağıda Şekil 3.5’te erozyon işleminin uygulanmış halinin görüntüsü verilmektedir.



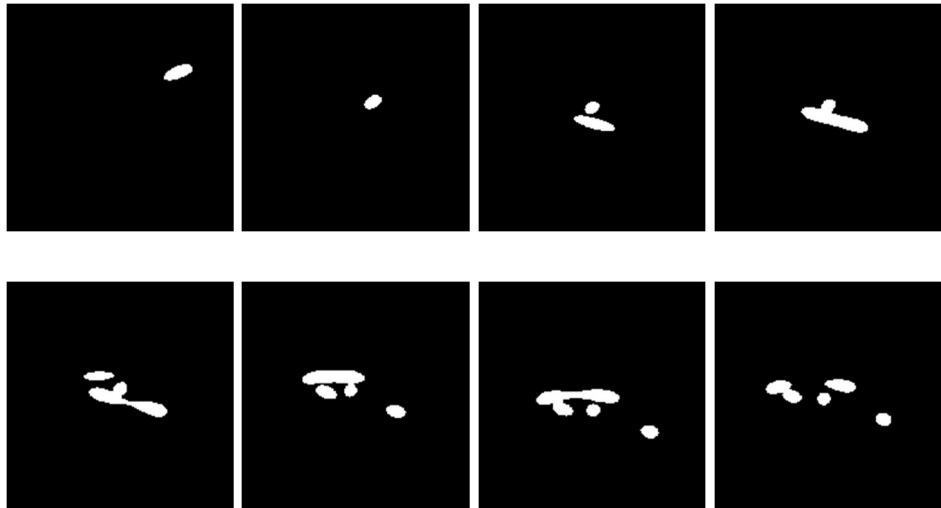
Şekil 3.5. Kesitlere Erozyon Uygulanmış Hali

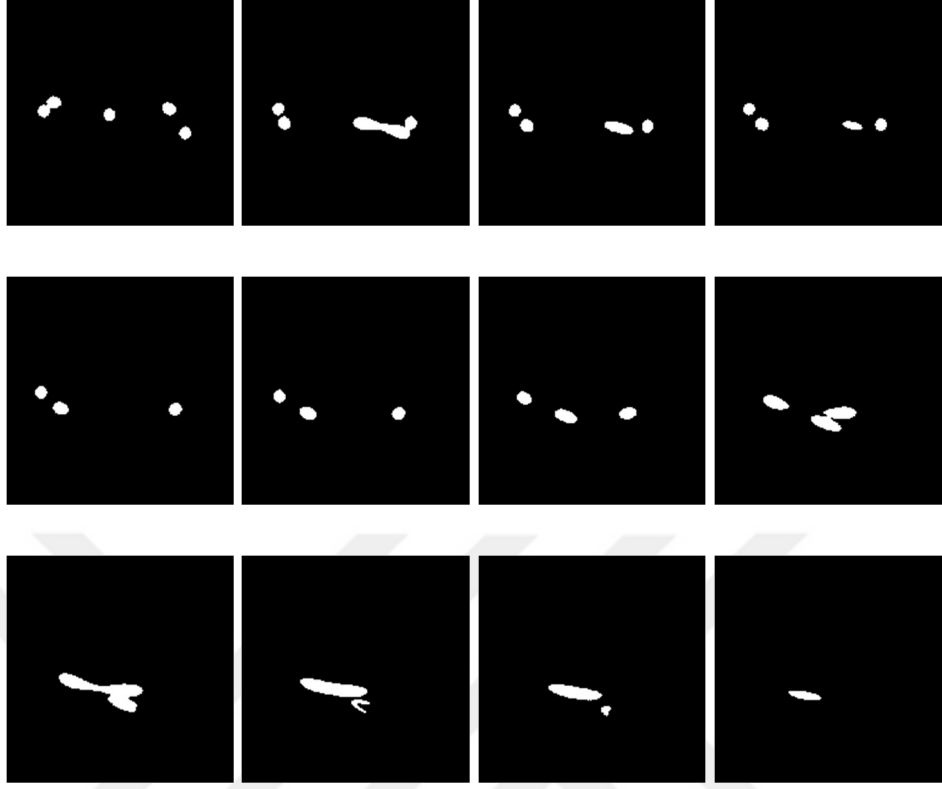
Erozyon uygulanan görüntüde 'bwlabeIn' komutu kullanılarak etiketleme yapılır. Görüntülerde hortum dışında oluşan gürültü sayılabilecek görüntülerin yok edilmesi için alan hesaplaması yapılmaktadır. Etiketlenen görüntüde 'regionprops' komutu ile alanlar bulunur ve 'cat' komutu ile bir değişkene atanır. Maksimum alanlı yerin adresi seçilerek gürültülü kısım yok edilmiş olur. Aşağıdaki şekilde kesit görüntüsünde gürültünün yok edilmiş olduğu görülmektedir.



Şekil 3.6. Gürültünün Yok Edilmiş Hali

Yapısal eleman disk şeklinde boyutu 2 seçilerek tüm kesitlere 'imdilate' komutuyla genişleme (dilation) işlemi uygulanır.



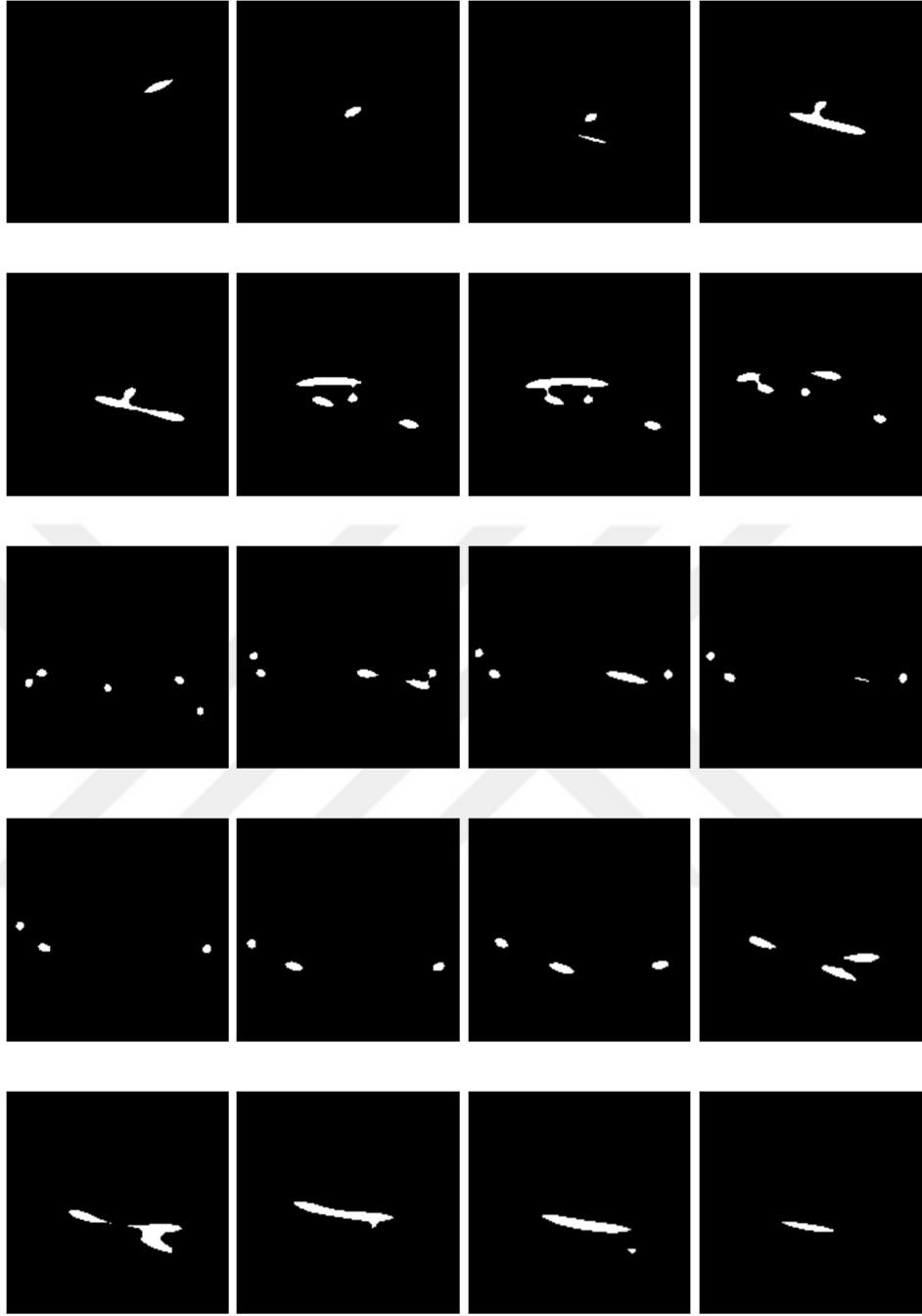


Şekil 3.7. Erozyon Uygulanmış Görüntüye Genişleme Uygulanmış Hali

Üç boyutlu görüntünün 512x512x182 boyutlarında olması uygulamaları çalıştırırken çok uzun zaman almasına sebep olduğu için küçültme yapılmıştır.

Boyutlar yarıya düşürülerek 256x256x91 olarak kaydedilmiştir. Boyutun küçültülmesi herhangi bir kayba sebep olmamış, sonucu olumsuz etkilememiştir. Bundan sonraki yazılan tüm algoritmalar bu değişken üzerinde uygulanmıştır.

Küçültülen görüntüye disk şeklinde 4 yarıçaplı yapısal elemanla erozyon işlemine tabi tutulmuştur. Erozyon işlemi sonucu kesitler Şekil 3.8. de gösterilmektedir.



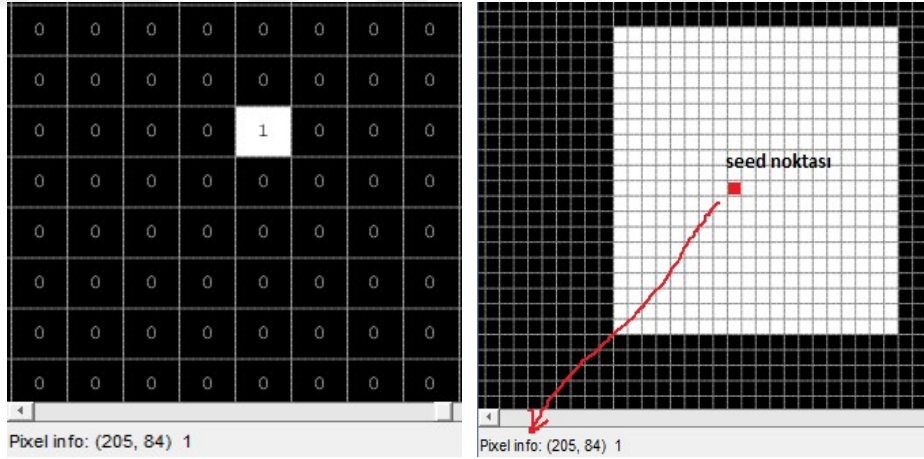
Şekil 3.8. Dilation Uygulanmış Görüntüye Yarıçapı 4 Olan Yapı Elemanıyları Erozyon Uygulanması Sonucu

3.5. Merkez Noktalarını Belirleme

Fantom BT görüntüsünde merkez noktalarını belirlemedeki amaç fantom uzunluğunun bulunabilmesidir. Merkez noktalar belirlendikten sonra öklid hesabı ile tüm noktalar arasındaki uzaklıklar bulunup toplanarak amaca ulaşılmış olunacaktır.

Şekil 3.8.'de gösterilen erozyon sonucu oluşan görüntünün boyut bilgileri bir değişkene kaydedilir. Tüm piksel değerlerinin toplamı bulunur. Görüntünün boyutlarıyla 256x256x91 boyutlarında sıfır matrisi oluşturulur. Tüm piksellerinin 1 olduğu 8x8x8 lik üçboyutlu matris yapı elemanı olarak atanır.

Bölge büyütme işlemine başlamadan önce sıfır matrisi ve yapı elemanı atamaları yapılmıştır. Daha sonra görüntüde tohum noktası (seed point) olarak koordinatları (87,208,11) olan nokta belirlenmiştir. Bu nokta görüntünün var olduğu ilk kesitteki ilk pikselin adresidir. Sıfırlardan oluşturulan matrister bu adrese (87,208,11) 1 değeri atanmıştır. Bu noktadan başlanarak yapı elemanı ile döngü içerisinde genişleme (dilation) işlemi uygulanarak bölge büyütme yapılmıştır.



Şekil 3.9. Tohum Noktası Adresi ve Bu Adrese 1 Değerinin Atanması

Genişlemiş olan matris ana görüntüyle her seferinde VE işlemine tabi tutularak kesişimleri bulunmuştur. 'bwlabeln' komutu ile etiketleme işlemi yapılmıştır. Bulunan yer 'regionprops' komutunun 'Centroid' bulan özelliğinden faydalanılarak merkez noktalar tespit edildi. Döngüde her bir iterasyonda bu kesişim bölgesi üzerinden devam edildi. 182 tane merkez noktası bulunmuştur.

Morfolojik işlemler sonucunda elde edilen Şekil 3.8.'deki görüntünün her kesitinde bu merkez noktalarının işaretlenmesi için merkez noktası sayısı kadar renk değeri verilmiştir.

Tablo 3.1. Morfolojik İşlemler Sonucu Adresleri Bulunan Merkez Noktalarının Bilgileri

Satır	Sütun	Kesit	Satır	Sütun	Kesit	Satır	Sütun	Kesit	Satır	Sütun	Kesit
206	89	11	127	135	55	68	119	36	62	139	62
203	90	11	160	146	30	68	122	42	49	129	69
199	92	9	104	132	31	179	146	55	154	150	75
200	91	11	131	136	56	183	139	58	157	120	39
198	92	9	164	147	31	121	115	33	66	141	63
197	92	11	101	131	32	65	120	37	55	133	72
194	94	12	135	136	57	65	121	44	151	150	75
191	95	12	168	147	31	182	139	60	71	142	65
188	96	13	98	130	32	125	115	33	60	136	74
185	98	13	140	137	57	62	121	38	148	150	76
182	99	14	172	148	32	62	121	45	75	144	66
179	100	14	95	129	33	183	133	54	64	137	76
176	102	15	144	138	58	176	145	67	145	151	76
173	103	15	92	128	34	130	115	34	78	145	68
170	105	16	176	149	33	59	123	39	68	139	77
167	107	16	148	139	58	59	121	47	142	151	77
164	108	17	89	126	34	180	130	50	82	146	69
161	110	18	180	150	35	172	146	69	72	140	77
158	112	19	152	139	58	134	116	34	139	151	77
155	113	19	87	122	34	56	124	41	86	148	70
152	115	20	184	150	36	177	127	47	136	151	78
149	116	21	156	140	58	56	121	49	77	142	78
146	118	22	88	118	34	169	147	70	90	149	71
143	119	23	188	151	39	137	116	35	80	143	79
140	121	24	159	141	58	53	127	44	133	151	78
137	122	26	98	114	32	173	125	45	94	150	72
134	124	27	80	117	34	53	121	51	130	153	78
131	125	29	80	124	38	166	148	71	85	144	79
128	128	30	191	151	43	142	117	35	98	152	73
126	132	30	164	142	58	168	123	43	128	158	78
127	136	30	106	114	32	50	130	48	89	145	79
139	141	29	77	120	37	50	121	54	133	164	80
119	136	29	191	150	49	163	148	72	103	153	73
119	130	37	168	143	57	146	117	36	124	156	78
144	142	29	110	114	32	165	122	41	134	166	78
116	135	30	74	118	35	50	133	53	92	146	80

116	131	42	74	123	40	47	123	58	134	165	80
113	134	30	185	148	53	160	149	73	107	154	74
147	143	29	172	144	57	149	118	37	121	155	78
116	133	47	114	114	32	162	121	40	96	147	80
152	144	29	71	119	35	46	125	63	104	150	79
110	133	30	71	122	41	56	137	58	110	156	75
122	134	52	181	146	54	157	149	74	118	154	78
156	145	30	176	145	56	153	119	38	106	148	80
107	132	31	118	114	33	159	120	39	114	157	76
									114	150	80
									103	145	80

3.6. Merkez Noktalarının Öklid Mesafelerinin Hesaplanarak Sıralanması

Daha önceki kısımlarda merkez noktalarının satır, sütun ve kesit bilgilerinin kaydedildiği belirtilmişti. Bulunan merkez noktalarının satır bilgileri 1. sütunda, sütun bilgileri 2. sütunda, kesit bilgileri de 3. sütunda yer alacak şekilde kaydedilmiştir. 4. sütun olarak 1'den başlayarak 182 ye kadar indis (numara) verilmiştir. Burada birinci sırada yer alan merkez noktasının bilgileri ilk sıraya atanmıştır. Bu nokta ile kalan diğer noktalar arasındaki öklid mesafeleri hesaplanarak içlerinden minimum olan uzaklıkta olan nokta ikinci sıraya atanır.

A (x_1, y_1, z_1) ve B (x_2, y_2, z_2) olarak isimlendirilen iki merkez noktadan hareketle VS_1 satırlar arasındaki, VS_2 sütunlar arasındaki, VS_3 kesitler arasındaki kalınlığı temsil ettiğinde iki nokta arasındaki öklid mesafesi;

$$\text{Öklid mesafe} = \sqrt{(VS_1 * (x_2 - x_1))^2 + (VS_2 * (y_2 - y_1))^2 + (VS_3 * (z_2 - z_1))^2} \quad (2.13)$$

ifadesi ile hesaplanır.

Bu şekilde diğer tüm noktalar da sırayla dizilmiştir. Aşağıdaki tabloda sıralı olarak dizilmiş hali gösterilmektedir.

Tablo 3.2. İlk Noktadan Başlanarak Sıralanmış Noktalar

Satır	Sütun	Kesit	İndis No	Satır	Sütun	Kesit	İndis No	Satır	Sütun	Kesit	İndis No
206	89	11	1	110	114	32	80	166	148	71	118
203	90	11	2	114	114	32	85	163	148	72	123
200	91	11	4	118	114	33	90	160	149	73	128
197	92	11	6	121	115	33	95	157	149	74	133
194	94	12	7	125	115	33	99	154	150	75	138

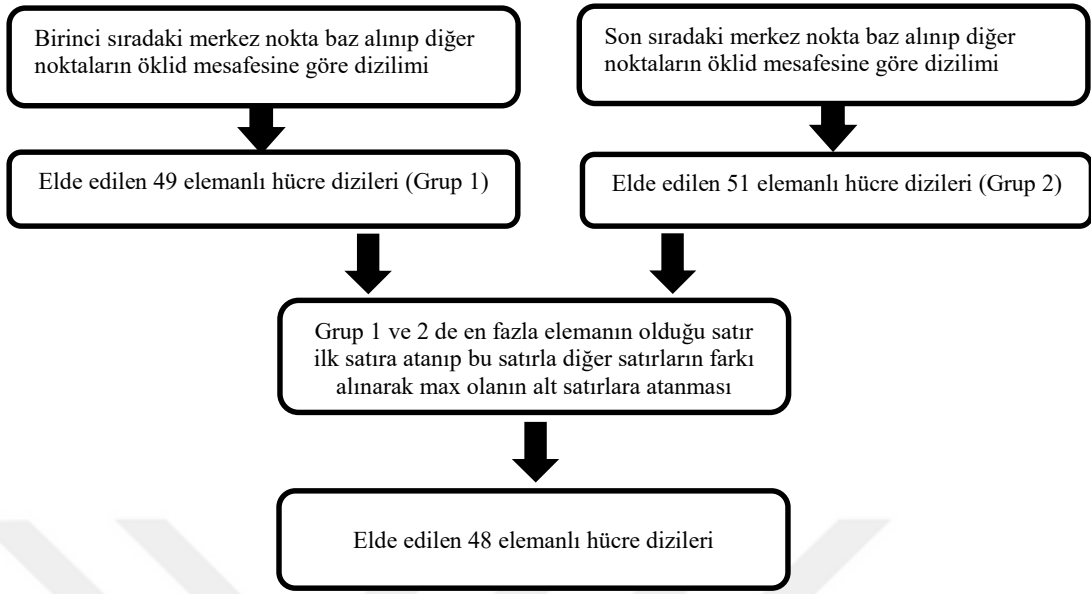
191	95	12	8	130	115	34	104	151	150	75	142
188	96	13	9	134	116	34	109	148	150	76	145
185	98	13	10	137	116	35	114	145	151	76	148
182	99	14	11	142	117	35	119	142	151	77	151
179	100	14	12	146	117	36	124	139	151	77	154
176	102	15	13	149	118	37	129	136	151	78	156
173	103	15	14	153	119	38	134	133	151	78	160
170	105	16	15	157	120	39	139	130	153	78	162
167	107	16	16	159	120	39	135	128	158	78	165
164	108	17	17	162	121	40	130	124	156	78	169
161	110	18	18	165	122	41	125	121	155	78	174
158	112	19	19	168	123	43	120	118	154	78	178
155	113	19	20	173	125	45	116	114	157	76	180
152	115	20	21	177	127	47	111	110	156	75	177
149	116	21	22	180	130	50	107	107	154	74	173
146	118	22	23	183	133	54	102	103	153	73	168
143	119	23	24	181	146	54	88	98	152	73	164
140	121	24	25	179	146	55	93	94	150	72	161
137	122	26	26	176	145	56	89	90	149	71	158
134	124	27	27	172	144	57	84	86	148	70	155
131	125	29	28	168	143	57	79	82	146	69	152
128	128	30	29	164	142	58	75	78	145	68	149
126	132	30	30	159	141	58	70	75	144	66	146
127	136	30	31	156	140	58	67	71	142	65	143
119	136	29	33	152	139	58	64	66	141	63	140
116	135	30	36	148	139	58	61	62	139	62	136
113	134	30	38	144	138	58	58	56	137	58	132
110	133	30	42	140	137	57	55	47	123	58	127
107	132	31	45	135	136	57	52	50	121	54	122
104	132	31	48	131	136	56	49	53	121	51	117
101	131	32	51	127	135	55	46	56	121	49	112
98	130	32	54	122	134	52	43	59	121	47	106
95	129	33	57	116	133	47	40	50	130	48	121
92	128	34	59	116	131	42	37	50	133	53	126
89	126	34	62	119	130	37	34	46	125	63	131
87	122	34	65	139	141	29	32	49	129	69	137
88	118	34	68	144	142	29	35	55	133	72	141
80	117	34	72	147	143	29	39	60	136	74	144
74	118	35	81	152	144	29	41	64	137	76	147
71	119	35	86	156	145	30	44	68	139	77	150

68	119	36	91	160	146	30	47	72	140	77	153
65	120	37	96	164	147	31	50	77	142	78	157
62	121	38	100	168	147	31	53	80	143	79	159
59	123	39	105	172	148	32	56	85	144	79	163
56	124	41	110	176	149	33	60	89	145	79	166
53	127	44	115	180	150	35	63	92	146	80	171
62	121	45	101	184	150	36	66	96	147	80	175
65	121	44	97	188	151	39	69	103	145	80	182
68	122	42	92	191	151	43	74	106	148	80	179
71	122	41	87	191	150	49	78	104	150	79	176
74	123	40	82	185	148	53	83	114	150	80	181
80	124	38	73	183	139	58	94	133	164	80	167
77	120	37	77	182	139	60	98	134	165	80	172
98	114	32	71	176	145	67	103	134	166	78	170
106	114	32	76	172	146	69	108	198	92	9	5
				169	147	70	113	199	92	9	3

Tablo 3.1.'de gösterilen morfolojik işlemler sonucunda elde edilen merkez noktalarının tablosunda en son sıradaki nokta ilk sıraya atanır. Atanan ilk sıradaki nokta ile kalan diğer noktalarla olan öklid mesafeleri hesaplanarak içlerinden minimum uzaklıkta olan nokta ikinci sıraya atanır. Bu şekilde diğer tüm noktalar da sırayla dizilir. Böylece noktalar tersten yani son sıradaki ilk sıradaymış gibi baz alınarak sıralanıp kaydedilmiştir.

3.7. Eşik Değerine Göre Gruplara Ayırma

Eşik değerine göre gruplara ayırma işlemi aşağıdaki şemadaki akışa göre yapılmıştır.



Şekil 3.10. Denklem Oluşturulmadan Önce 48 Elemanlı Hücre Dizilerinin Elde Edilmesi

Tablo3.2 de verilen tabloda öklid uzaklığına göre dizilmiş olan noktaları yine diğer noktalarla öklid mesafesinin hesaplanarak 4 mm eşik değerinin altında olan noktaların indisleri aynı satırda farklı sütunlara atandı. 4 mm değerinden büyük olması durumunda farklı bir grup olarak bir alt satıra bu indis kaydedildi. Böylece merkez noktalarının indisleri gruplara ayrılarak her bir grup alt alta satırlar şeklinde

Tablo 3.3. İlk Satırdan Başlanarak Eşik Değeriyle Gruplara Ayırma İşlemi Sonucu

49 elemanlı hücre dizileri
[1 2 4 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25]
[26 27]
[28 29 30 31]
[28 29 30 31 45 48 51 54 57 59 62 65 68]
[72 81 86 91 96 100 105]
[110]
[115]
[101 97]
[92 87 82]
[73 77]
[71]
[76 80 85 90 95 99 104 109 114 119 124 129 134 139 135 130 125]
[120]
[116]

[111]
[107]
[102]
[88 93 89 84 79 75 70 67 64 61 58 55 52 49 46]
[43]
[40]
[37]
[34]
[32 35 39 41 44 47 50 53 56 60]
[63 66]
[69]
[74]
[78]
[83]
[94 98]
[103]
[108 113 118 123 128 133 138 142 145 148 151 154 156 160 162 165 169 174 178]
[180 177 173 168 164 161 158 155 152 149]
[146 143]
[140 136]
[132]
[127]
[122]
[117 112 106]
[121]
[126]
[131]
[137]
[141]
[144]
[147 150 153 157 159 163 166 171 175]
[182 179 176]
[181]
[167 172 170]
[53]

Tersten sıralanmış olan matris de aynı şekilde öklid mesafesi 4 mm eşik değerinden küçük olanlar aynı satırda farklı sütunlara yerleştirilirken 4 mm'den büyük olanlar farklı satıra geçilerek her grup farklı satırlara yerleştirilmiştir. Böylece merkez

noktalarının indisleri sondan başlanarak gruplara ayrılmış olup her bir grup alt alta satırlar şeklinde 51 elemanlı hücre dizileri(cell) yapısında kaydedilmiştir.

Baştan ve sondan başlayarak sıralanan bu hücre dizileri yapısındaki dizilimler birleştirilerek tek bir değişkene kaydedilmiştir. Bu birleşik yapıdan dizilim yapılabilmesi için yeni bir değişken oluşturulup ilk satırına birleşmiş olan yapıda en fazla elemana sahip olan satırdaki indisler atanarak başlanmıştır. Bu satırla diğer satırların ‘setdiff’ komutu ile farkı alınarak sonucun maksimum olduğu satır ikinci satıra atanır. Döngü, merkez noktalarının indislerinin tamamı dizilmiş olana kadar devam eder. Sonuç 48 elemanlı hücre dizileri(cell) yapısında kaydedilmiştir.

Tablo 3.4. Elde Edilen 48 Elemanlı Hücre Dizileri

[25 24 23 22 21 20 19 18 17 16 15 14 13 12 11 10 9 8 7 6 4 2 1]
[108 113 118 123 128 133 138 142 145 148 151 154 156 160 162 165 169 174 178]
[76 80 85 90 95 99 104 109 114 119 124 129 134 139 135 130 125]
[88 93 89 84 79 75 70 67 64 61 58 55 52 49 46]
[33 36 38 42 45 48 51 54 57 59 62 65 68]
[32 35 39 41 44 47 50 53 56 60]
[180 177 173 168 164 161 158 155 152 149]
[81 86 91 96 100 105]
[147 150 153 157 159 163 166 171 175]
[72 81 86 91 96 100 105]
[117 112 106 101 97]
[28 29 30 31]
[92 87 82]
[182 179 176]
[167 172 170]
[26 27]
[73 77]
[63 66]
[94 98]
[146 143]
[140 136]
[5 3]
[110]
[115]
[71]

[120]
[116]
[111]
[107]
[102]
[43]
[40]
[37]
[34]
[69]
[74]
[78]
[83]
[94]
[98]
[103]
[132]
[127]
[122]
[117]
[112]
[106]
[121]
[126]
[131]
[137]
[141]
[144]
[181]

Bu değişkende bütün satırlarda bulunan ilk ve son indislerin bilgisi iki sütun olacak şekilde bir değişkene kaydedilir yani 48x2 boyutunda değişken elde edilir.

Tablo 3.5. Tüm Satırların İlk ve Son Sıradaki İndis Bilgisi

İlk nokta	Son nokta	İlk nokta	Son nokta	İlk nokta	Son nokta	İlk nokta	Son nokta
25	1	182	176	120	120	83	83
108	178	167	170	116	116	103	103
76	125	26	27	111	111	132	132

88	46	73	77	107	107	127	127
33	68	63	66	102	102	122	122
32	60	94	98	43	43	121	121
180	149	146	143	40	40	126	126
147	175	140	136	37	37	131	131
72	105	5	3	34	34	137	137
117	97	110	110	69	69	141	141
28	31	115	115	74	74	144	144
92	82	71	71	78	78	181	181

3.8. İkinci Dereceden Denklem Oluşturma

Merkez noktalarının öklid mesafesi hesaplandıktan sonra sıralanabilmesi için ikinci dereceden denklem oluşturulması gerekmektedir. Kaydedilmiş olan her satırdaki ilk ve son noktalardan önce birinci satırdaki indislerin olduğu merkez noktalardan 10 tanesi ile ikinci dereceden iki bilinmeyenli denklem oluşturulur.

Denklem $a_0, a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6, a_7, a_8$ katsayılar olmak üzere;

$$z_n = a_0x^2 + a_1x^2y + a_2x^2y^2 + a_3x + a_4xy + a_5xy^2 + a_6y + a_7y^2 + a_8n = 0 \dots 9 \quad (2.14)$$

şeklinde oluşturulup 10×9 boyutunda matrise 10 adet indisin satır ve sütun bilgisi yani x ve y koordinatları girilerek oluşturulur.

$$[x^2 + x^2y + x^2y^2 + x + xy + xy^2 + y + y^2 + 1]_{10 \times 9} * \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \\ a_6 \\ a_7 \\ a_8 \end{bmatrix}_{9 \times 1} = \begin{bmatrix} z_0 \\ z_1 \\ z_2 \\ z_3 \\ z_4 \\ z_5 \\ z_6 \\ z_7 \\ z_8 \\ z_9 \end{bmatrix}_{10 \times 1} \quad (2.15)$$

10 adet noktanın değerleri 10×9 boyutunda oluşturulan matriste yerine yazılarak elde edilir. Katsayılar da 9×1 boyutunda matrise atanır. İkisinin çarpımı $z = (z_0, z_1, z_2, z_3, z_4, z_5, z_6, z_7, z_8, z_9)$ yani indislerin kesit bilgilerinin girildiği 10×1 boyutunda matrise eşitlenir. Buradan katsayıların bu eşitlikten çekilebilmesi için en küçük kareler yöntemi ile;

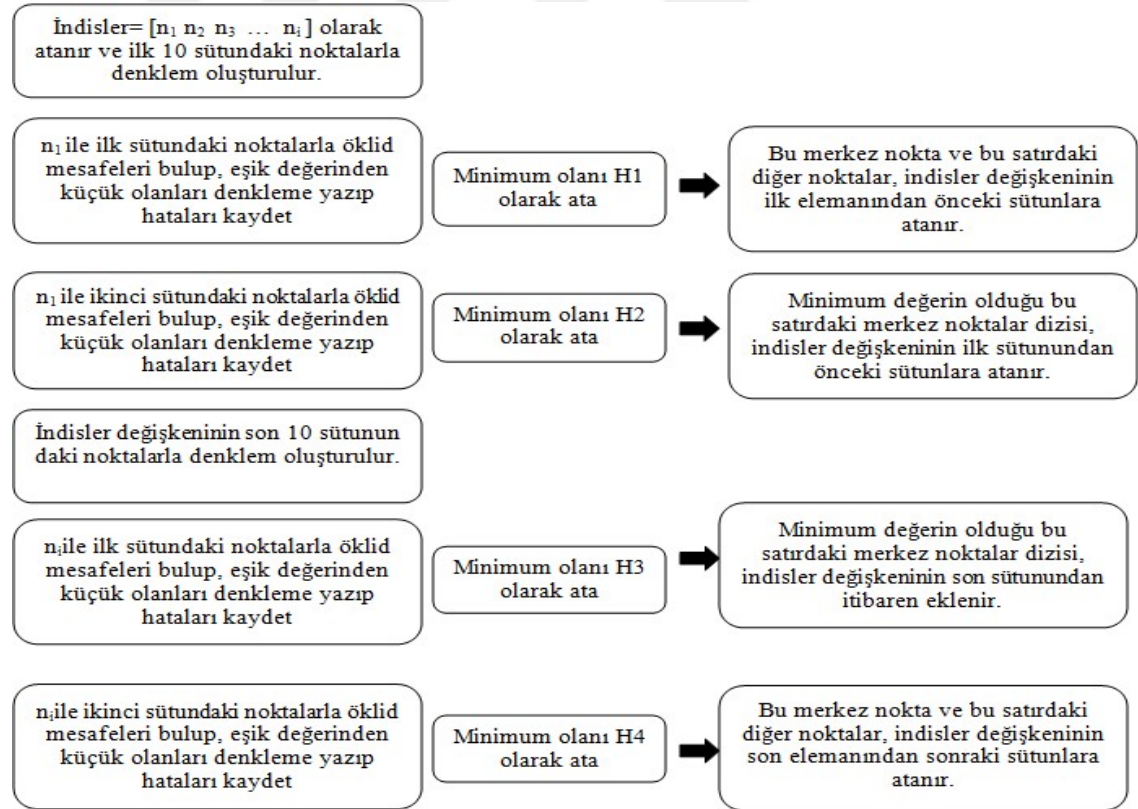
Katsayı = $(\text{inv}(X' * X) * X') * z$ denklemi kullanılır.

Bulunan katsayılar da yerine yazıldığında denklem oluşturulmuş olur. Denklemde tüm değişkenler yerine yazılarak z değeri elde edilir. Üç boyutlu noktanın kendi z değeri arasındaki fark alınarak hata değeri bulunur.

Tablo 3.6. 48 Elemanlı Hücre Dizilerinin İfade Edilmesi

n_1	n_2	n_3	...	n_i
...
n_a	n_b	n_c	...	n_j

48 elemanlı hücre dizileri Tablo 3.6'daki gibi ifade edilirse aşağıdaki şekilde daha açık şekilde anlatımı verilmiştir.



Şekil 3.11. Merkez Noktalarının İkinci Dereceden Denklem ile Dizilmesi İşlemi

İlk olarak birinci satır birinci sütundaki merkez noktanın bu sütunda bulunan diğer merkez noktalarla öklid mesafeleri bulunur ve kaydedilir. Eşik değerinden (burada 7

mm değeri kullanılmıştır) küçük olan noktanın yer aldığı satırdaki tüm noktalar oluşturulan denkleme yazılarak z değeri bulunur. Gerçekte olan z değeri ile arasındaki fark hesaplanır. Bu farkların kareleri alınarak ortalama hatalar bir değişkene kaydedilerek içlerinde minimum olan bulunur. H1 olarak kaydedilir.

Birinci satır birinci sütundaki merkez nokta ile ikinci sütundaki tüm merkez noktalar arasındaki öklid mesafeleri hesaplanarak kaydedildi. Eşik değerinden küçük olanlar denkleme yazılır ve ortalama karesel hata bulunur. Minimum olan H2 olarak kaydedilir.

Birinci satırdaki merkez noktalarından sondan başlayarak alınan 10 adet noktadan yine 2.dereceden denklem oluşturularak yeni katsayılar bulunur. Birinci satır ikinci sütundaki merkez noktayla 1. sütunda yer alan bütün merkez noktalar arasındaki öklid mesafeleri hesaplanarak kaydedilir. Eşik değerinden küçük olanlar denkleme yazılarak ortalama karesel hata bulunur. Minimum olan H3 olarak kaydedilir.

Yine birinci satır ikinci sütundaki merkez noktayla, ikinci sütunda kalan diğer noktalarla arasındaki öklid mesafeleri kaydedilir. Eşik değerinden küçük olanlar sondan başlanarak alınan denkleme yazılarak ortalama karesel hata bulunur. Minimum olan H4 olarak kaydedilir.

H1, H2, H3, H4 içerisinde minimum olan seçilerek min_hata olarak kaydedilir.

Minimum olan H1 ise dizinin ilk noktasıyla yine 1. sütundaki noktalardan biriyle olan uzaklıktan bu değer bulunduğu için bu gruptaki indisler sondaki baş tarafa, baştaki son tarafa gelecek şekilde çevrilerek ilk parçanın baş kısmına eklenir.

Minimum olan H2 ise dizinin ilk noktasıyla 2. sütundaki noktalardan biriyle yani dizinin son elemanı ile uzaklık ilişkisinden bu değer bulunduğu için, 2. sütunda alınan noktanın olduğu satırda son indisi sıralama yapılan dizinin baş kısmına gelecek şekilde eklenir.

Minimum olan H3 ise 1. satır 2. sütundaki nokta ile 1. sütundaki ilk noktalardan biriyle olan uzaklıktan bu değer bulunduğu için ilk noktanın olduğu satırdaki indisler baş kısım sıralama yapılan dizinin sonuna eklenir.

Minimum olan H4 ise 1. satır 2. sütundaki nokta ile 2. sütundaki noktalardan biriyle olan uzaklıktan bu değer bulunduğu için 2. sütundan seçilen noktanın bulunduğu satırdaki indisler sondaki ilk başa, baştaki sona gelecek şekilde çevrilerek sıralama yapılan dizinin sonuna eklenir.

Eğer hiçbir grup eşik değerinden küçük değilse bir başka deyişle min_hata değişkeni boş küme çıkmışsa, M1, M2, M3, M4 olarak kaydedilerek öklid mesafelerine bakılır ve minimum olan seçilir. H1, H2, H3, H4 ten biri seçildiğinde yapılan işlemlerle aynı mantık çerçevesinde noktalar dizilir. Sıralanmış olan koordinatlar xx değişkenine atanmıştır. Herhangi iki nokta x ve y olarak ve voksel kalınlıkları VS ile ifade edilirse bulunan tüm noktalar arasındaki öklid mesafesi aşağıdaki formül ile hesaplanır.

$$Euc_distance = \sqrt{(VS_1 * (x(1,1) - y(1,1)))^2 + (VS_2 * (x(1,2) - y(1,2)))^2 + (VS_3 * (x(1,3) - y(1,3)))^2} \quad (2.16)$$

Bu mesafelerin de toplanmasıyla toplam fantom uzunluğu milimetre cinsinden bulunmuş olur. Toplam uzunluğun cm cinsinden ifadesi aşağıdaki denklemde verilmiştir.

$$Toplam\ uzunluk = \frac{sum(euc)}{10} \quad (2.17)$$

Bu bölümde uygulanan işlemlerin tümü aşağıdaki şekilde gerçek uzunlukları da gösterilen, farklı biçimlerdeki hortumların BT görüntülerine de uygulanmıştır.



Şekil 3.12. Fantom Görüntüleri ve Uzunlukları

4. BULGULAR

İnce bağırsak fantom uzunluğunun belirlenebilmesi için öncelikle en kısa uzunluktaki fantom üzerinde çalışılmıştır. Bilgisayarlı tomografisi çekilmiş fantom görüntülerinden dicom formatında veri dosyaları elde edilmiştir. Bu dosyalar matlab programına aktararak görüntüye dönüştürülmüştür. Bu üç boyutlu görüntülerin her bir kesiti, 512 satır 512 sütunlu matrislerden oluşmaktadır. Fantom 1 in BT görüntüsünde 182 kesit bulunmaktadır. Görüntü 'uint16' veri tipinde ve voksel kalınlığı 2 mm. dir.

Görüntüyle işlem yapabilmek için öncelikle eşikleme yöntemi uygulanmıştır. Elde edilen eşik değeriyle görüntü ikili (binary) formata dönüştürülmüştür. Morfolojik işlemler yardımıyla hem gürültüler yok edilmiş hem de temas eden parçalar birbirinden koparılmıştır. Görüntünün 512x512x182 boyutlarında olması işlemler yapılırken çok zaman harcanmasına sebep olduğu için 256x256x91 boyutlarına indirgenerek kaydedilmiştir. Artık bütün işlemler bu değişken üzerine uygulanmıştır. Görüntü üzerinde tohum noktası belirlenmiştir. Döngü içerisinde bölge büyütme işlemi uygulanarak 182 adet merkez noktası tespit edilmiştir. 182 adet merkez noktanın adresleri kaydedilmiştir.

1 den 182 ye kadar sıra numarası verilerek önce 1. sıradaki baz alınarak diğer noktalarla öklid mesafeleri hesaplanmıştır. Minimum mesafedeki ikinci sıraya atanarak diğer noktalar da aynı şekilde dizilmiştir.

Sonrasında 182. sıradaki merkez nokta 1. sıraya konularak yine öklid mesafelerine göre dizilim gerçekleştirilmiştir.

İlk sıradakine göre yapılan dizilimde öklid mesafesi 4 mm eşik değerinden küçük ve eşit olanlar aynı satır farklı sütunlara atanmıştır. Öklid mesafesinin 4 mm den büyük olması durumunda ise alt satıra geçilerek merkez noktalarının sıra numaraları 49 elemanlı hücre dizileri yapısında kaydedilmiştir.

Aynı şekilde son sıradaki göre yapılmış olan dizilimde öklid mesafesi 4 mm eşik değerinden küçük ve eşit olanlar aynı satır farklı sütunlara atanmıştır. Öklid

mesafesinin 4 mm den büyük olması durumunda ise alt satıra geçilerek merkez noktalarının sıra numaraları 51 elemanlı hücre dizileri yapısında kaydedilmiştir.

Ayrı ayrı elde edilen 49 ve 51 elemanlı hücre dizilerinin birleştirilmesi için yeni bir değişken oluşturularak en fazla elemana sahip olan satır bu değişkenin ilk satırına atanmıştır. Diğer satırlarla karşılaştırılarak en fazla elemanlı olanlar alt satırlara atanarak birleşik yapı 48 elemanlı hücre dizileri şeklinde elde edilmiştir.

Her satırdaki ilk ve son elemanlar iki sütun şeklinde kaydedilmiştir. Her satırda ilk on nokta ve son on nokta yardımıyla ikinci dereceden denklem oluşturulur.

İlk sütundaki noktalar, ilk sütundaki diğer noktalarla önce öklid mesafesine bakılıp sonra ikinci dereceden denkleme yazılarak ortalama karesel hata bulunup H1 olarak kaydedilir.

İlk sütundaki noktalar, ikinci sütundaki diğer noktalarla önce öklid mesafesine bakılıp sonra ikinci dereceden denkleme yazılarak ortalama karesel hata bulunup H2 olarak kaydedilir.

İkinci sütundaki noktalar, ilk sütundaki diğer noktalarla önce öklid mesafesine bakılıp sonra ikinci dereceden denkleme yazılarak ortalama karesel hata bulunup H3 olarak kaydedilir.

İkinci sütundaki noktalar, ikinci sütundaki diğer noktalarla önce öklid mesafesine bakılıp sonra ikinci dereceden denkleme yazılarak ortalama karesel hata bulunup H4 olarak kaydedilmiştir.

Minimum olan H1 ise her satırdaki noktalar dizisi, birleştirilmesi gereken parçalar olarak düşünüldüğünde parçanın baş kısmı diğer parçanın baş kısmıyla bağlanması gerektiği anlamına gelir. Eklenmiş olan haliyle işlem yapılmaya devam edilmiştir.

Minimum olan H2 ise parçanın baş kısmıyla, karşılaştırma yapılmış parçanın son kısmı birbirine bağlanmıştır.

Minimum olan H3 ise parçanın son kısmıyla, karşılaştırma yapılmış parçanın baş kısmı birbirine bağlanmıştır.

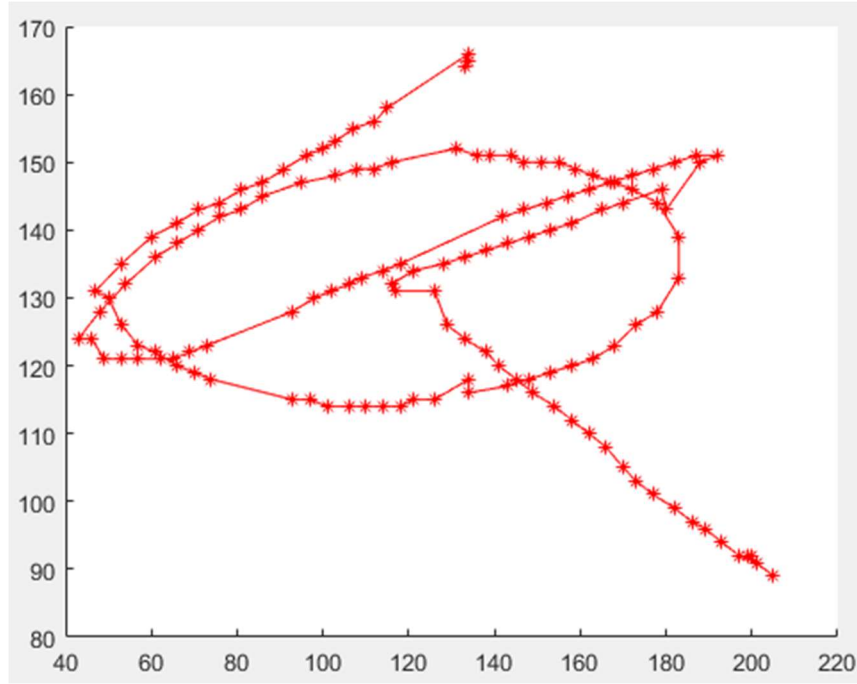
Minimum olan H4 ise parçanın son kısmıyla, karşılaştırma yapılmış parçanın son kısmı birbirine bağlanmıştır.

Bu şekilde tüm noktaların dizilimi gerçekleştirilmiştir.

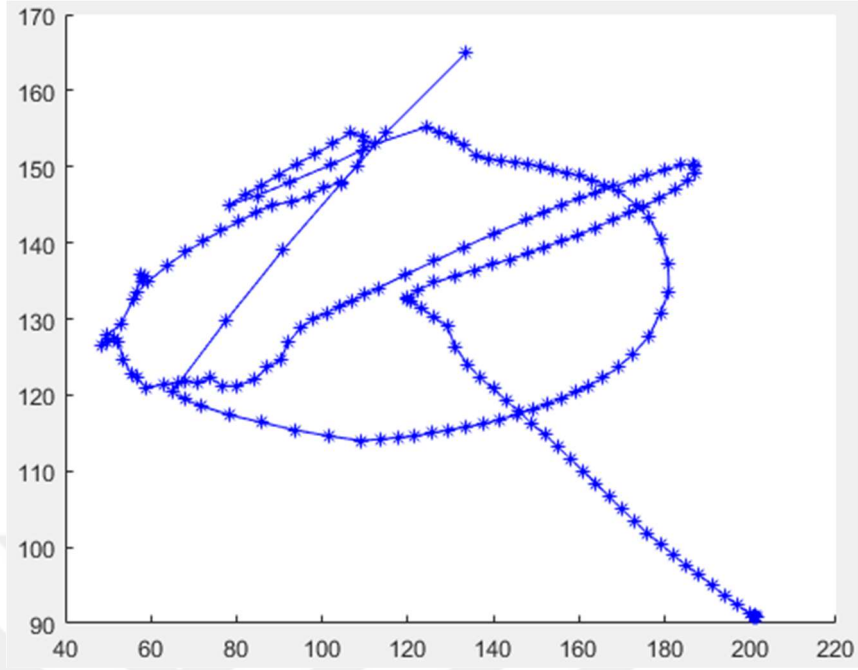
Yöntemin ilk önce Fantom 1 e uygulanmasından sonra elde edilen sonuç aşağıdaki şekilde gösterilmektedir. Doğru olarak sıralanmış merkez noktaları koordinatlarıyla beraber kaydedilmiştir. 'line' ve 'plot' komutları kullanılarak noktalar çizdirilmiştir.

Çıkan sonuca bakıldığında hatalar da tespit edilmiştir. Bu hataları yok etmek adına bulunan merkez noktalara pencere boyutu 5 olan yürüyen ortalama metodu (moving average) uygulanarak daha iyi sonuç alınmıştır.

Aşağıda Şekil 4.2 de ilk fantoma uygulanmış sonuç görülmektedir ve uzunluk 75.03 cm olarak bulunmuştur. Gerçek uzunluğu ise 73.13 cm'dir.

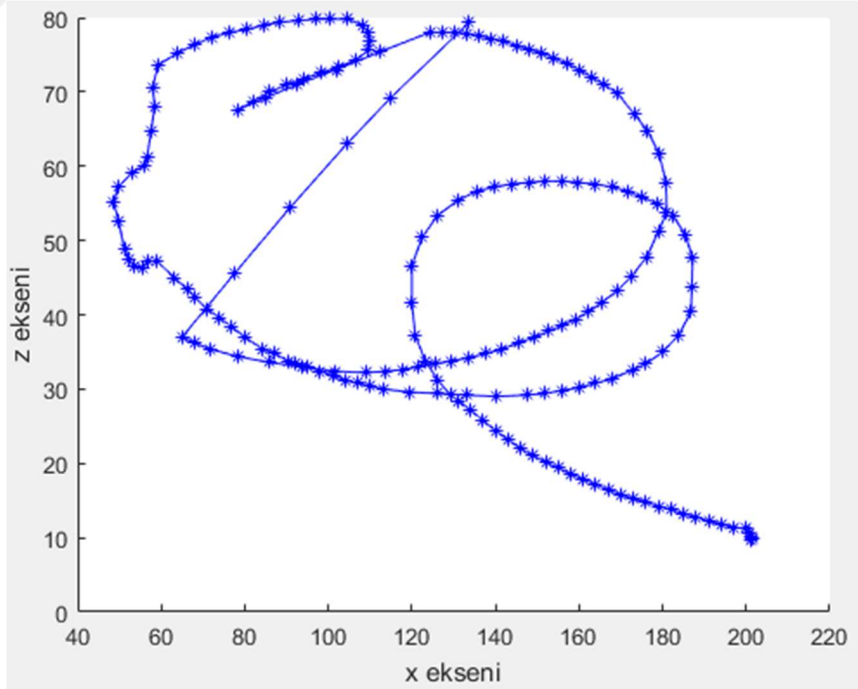


Şekil 4.1. Fantom 1'in Gerçek Uzunluğunun Merkez Noktalarının Dizilimi



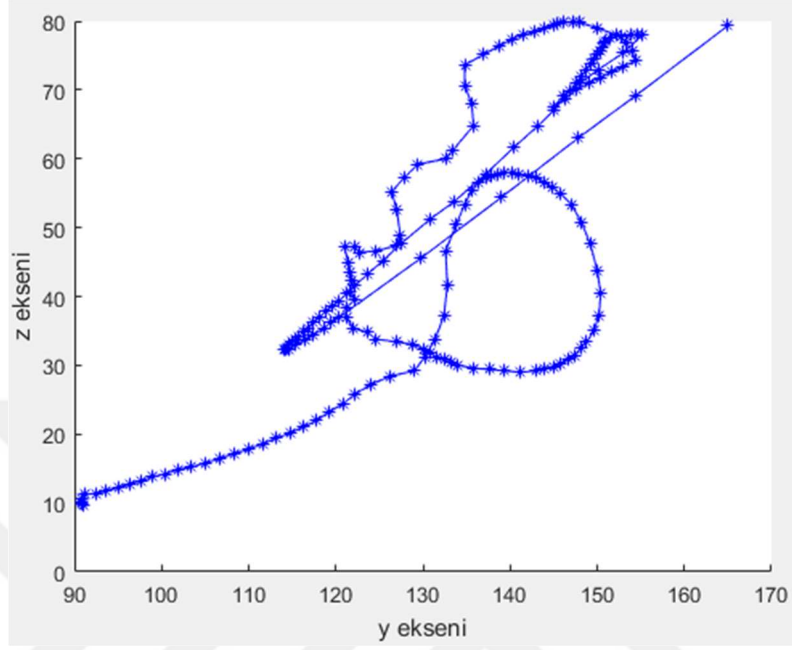
Şekil 4.2. Fantom 1'e Algoritmanın Uygulanmış Hali

Fantom 1'e algoritmanın uygulanması sonucunun x-z düzleminde çizdirilmiş hali aşağıda verilmiştir.

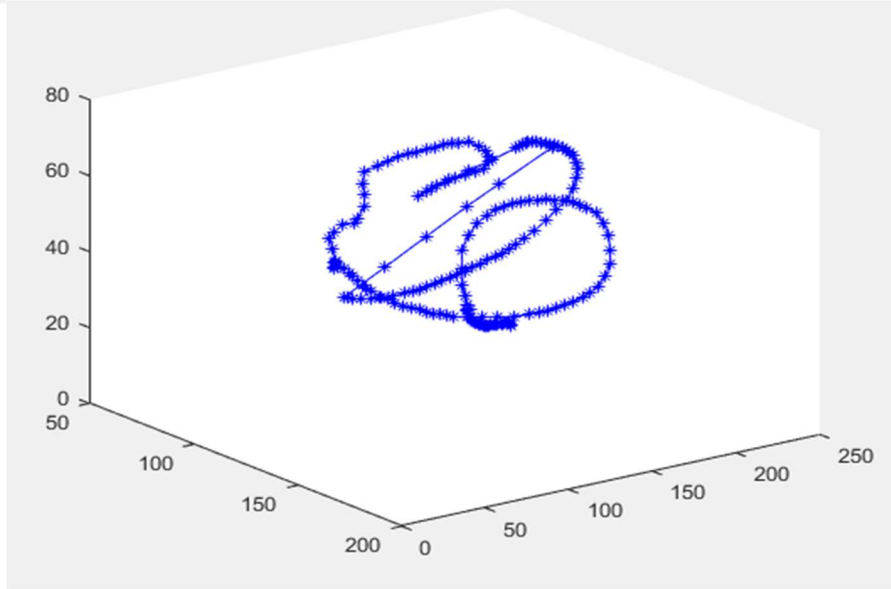


Şekil 4.3. Fantom 1'e Algoritmanın Uygulanması Sonucundaki x-z Noktalarının Çizdirilmesi

Fantom 1'e algoritmanın uygulanması sonucunun y-z düzleminde çizdirilmiş hali aşağıda verilmiştir.

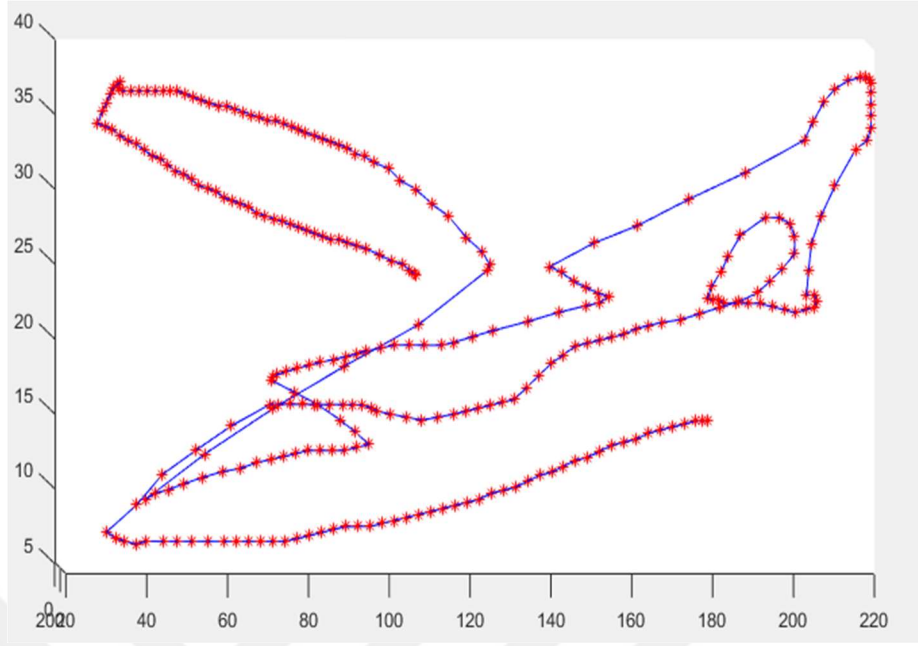


Şekil 4.4. Fantom 1'e Algoritmanın Uygulanması Sonucundaki y-z Noktalarının Çizdirilmesi



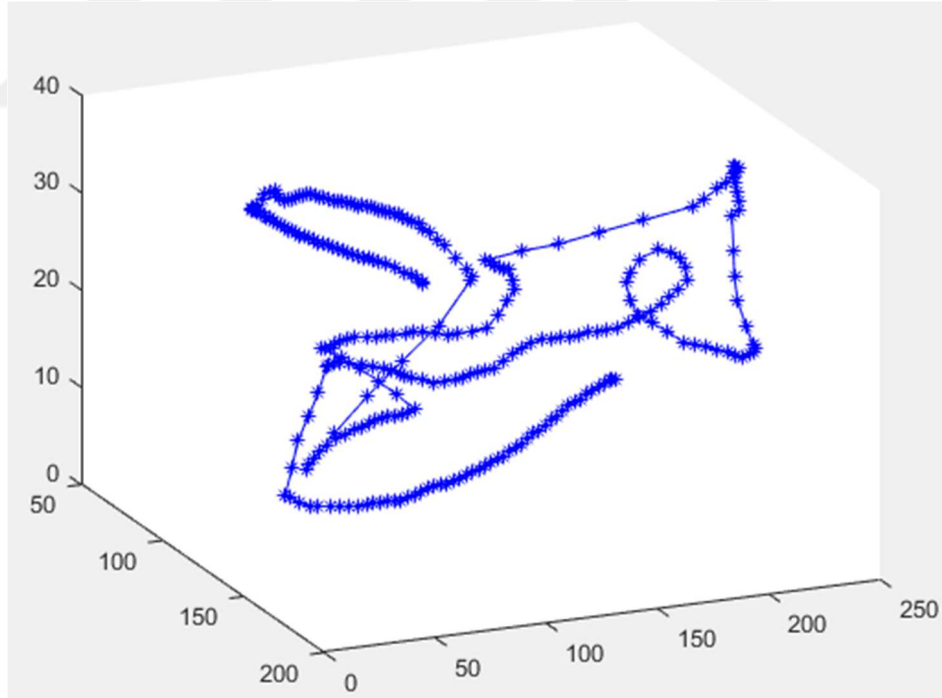
Şekil 4.5. Fantom 1'e Üç Boyutlu Gösterimi

Gerçek uzunluğu 128 cm olan yeşil renkli fantomun uzunluğu, çalışma sonucunda 134.6 cm olarak bulunmuştur. Aşağıda Şekil 4.6'da algoritma sonucu gösterilmektedir.



Şekil 4.6. Yeşil Renkli Fantomun Merkez Noktalarının Gösterimi

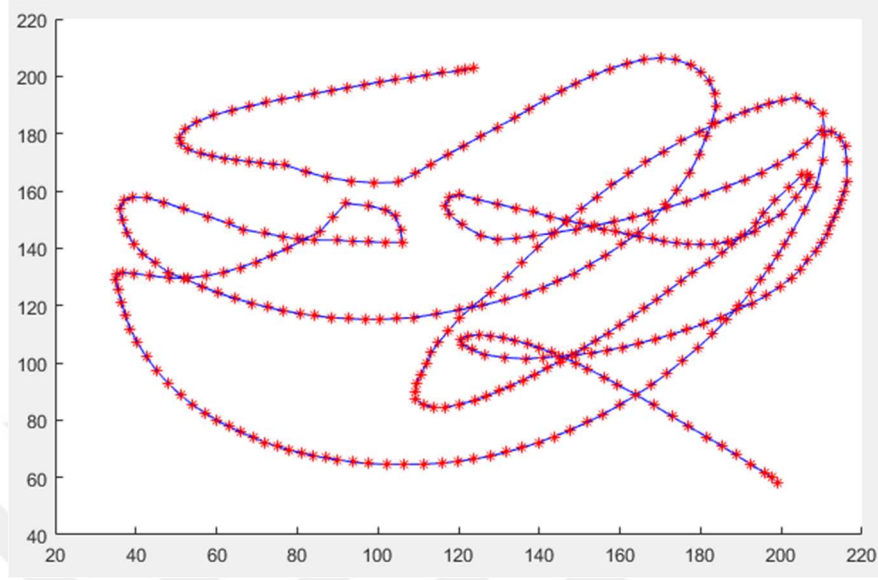
Yeşil renkli fantomun üç boyutlu gösterimi de Şekil 4.7’de gösterilmektedir.



Şekil 4.7. Yeşil Renkli Fantomun Üç Boyutlu Gösterimi

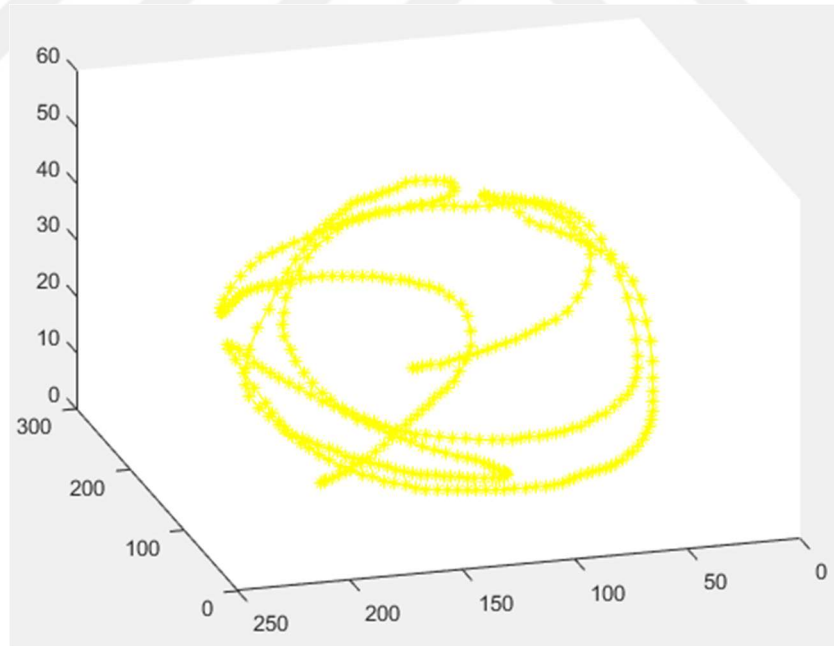
Gerçek uzunluğu 298 cm olan sarı renkli fantomun uzunluğu çalışma sonucunda 311.4 cm olarak bulunmuştur. Yumuşatma yapmak için yürüyen ortalama metodu ile

281.7 cm sonucu elde edilmiştir. Aşağıda Şekil 4.8’de algoritma sonucunda sarı renkli olan fantomun merkez noktaları gösterilmektedir.



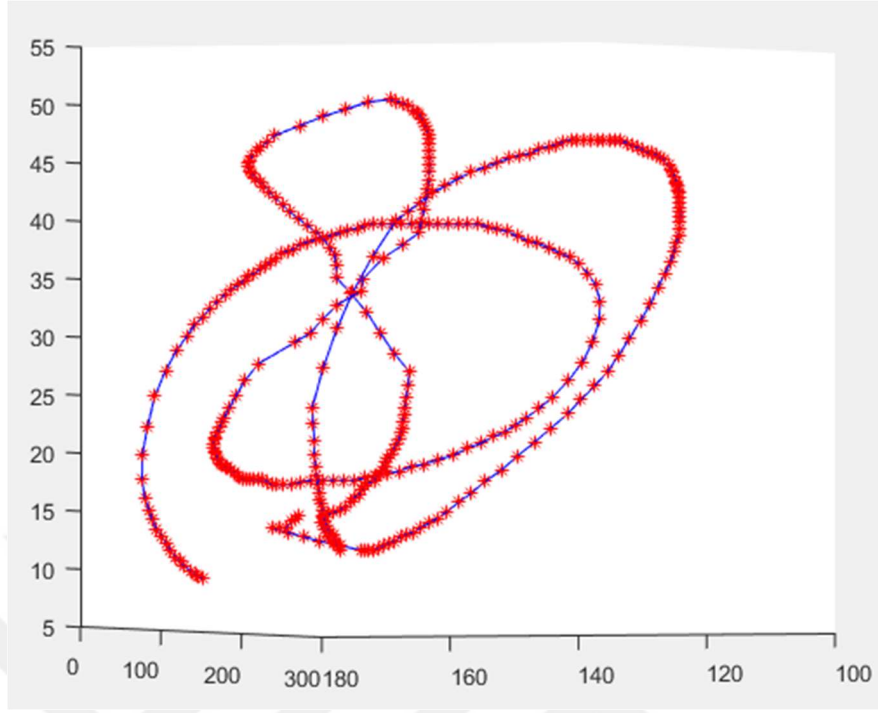
Şekil 4.8. Sarı Renkli Fantoma Uygulama Sonucu

Sarı renkli fantomun üç boyutlu gösterimi Şekil 4.9’da gösterilmektedir.



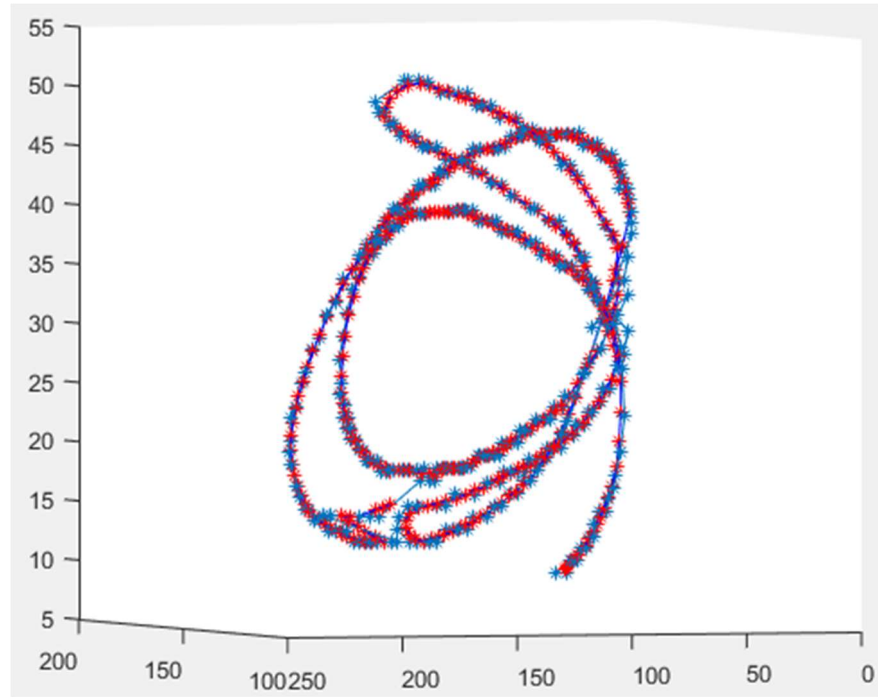
Şekil 4.9. Sarı Renkli Fantomun Üç Boyutlu Gösterimi

Gerçek uzunluğu 180 cm olan mavi renkli fantomun uzunluğu algoritmanın uygulanması sonucunda 177.58 cm olarak bulunmuştur. Aşağıda Şekil 4.7’de algoritma sonucunda mavi renklifantomun merkez noktaları gösterilmektedir.



Şekil 4.10. Mavi Renkli Fantomun Merkez Noktalarının Gösterimi

Mavi renkli fantomun üç boyutlu gösterimi Şekil 4.11.'de gösterilmektedir.



Şekil 4.11. Mavi Renkli Fantomun Üç Boyutlu Gösterimi

Tablo 4.1. Fantom Uzunlukları İçin Hata Oranları

	Gerçek Uzunluk (cm)	Bulunan Uzunluk (cm)	Hata (cm)
Fantom 1	73.13	75.03	+1.90
Fantom 2 (sarı)	298.00	281.70	16.3
Fantom 3 (mavi)	180.00	174.00	-6.00
Fantom 4 (yeşil)	128.00	134.60	+6.6

Tablo incelendiğinde en iyi başarı en kısa uzunlukta olan Fantom 1’de görülmektedir.

Fantom 2’ nin hata oranının en fazla olmasının sebebi diğerlerinden çok daha uzun olmasıdır.

Fantom 4’ün ise çok kıvrımlı bir yapıya sahip olması hata oranının artmasına neden olmuştur.

5. TARTIŞMA – SONUÇ

Doğuştan veya sonradan edinilen lezyonların bağırsak kitlesinde büyük kayıplara yol açması kısa bağırsak sendromunun oluşumuna sebep olmaktadır. Bağırsak yetmezliğinin meydana gelmesi de çoğunlukla kısa bağırsak sendromuna bağlıdır. Bağırsak yetmezliği gibi çeşitli sebeplerle parça alınarak kısaltılan bağırsak hastalıklarında bağırsak uzunluğu bilgisine ihtiyaç duyulmaktadır. Literatüre bakıldığında ince bağırsak uzunluğu ile ilgili çalışma bulunmamaktadır. İnce bağırsak bölütleme ile alakalı çok az çalışma yapılmıştır. Bu çalışmada farklı bir yön katılarak, bilgisayarlı tomografisi çekilerek üç boyutlu görüntüleri alınan ince bağırsak fantomlarının uzunluğunun bulunması amaçlanmıştır. Önce görüntüye morfolojik işlemler uygulanarak ön işleme yapılmıştır. Eşikleme yöntemleri kullanılarak ikili hale dönüştürülen görüntünün bölge büyütme yöntemi de kullanılarak merkez noktaları tespit edilmiştir. Merkez noktaları ikinci dereceden oluşturulan denkleme yazılarak her döngüde hataların bulunup minimum olanın seçilip sıralanmasıyla merkez noktalarının doğru sıralaması elde edilmiştir. Böylece merkez noktalarının aralarındaki uzaklıkların hesaplanıp toplanması ile ince bağırsak fantomunun uzunluğu bulunmuştur. İlk olarak en kısa uzunlukta olan fantoma uygulandıktan sonra diğer üç fantom görüntüye de uygulanarak yüksek doğrulukta sonuçlar elde edilmiştir. Bu çalışma, ince bağırsağa uygulanmadan önce fantom görüntülere uygulandığı için bir ön çalışma niteliği taşımaktadır.

Şimdiye kadar bağırsak uzunluğunun belirlenmesine yönelik herhangi bir çalışma literatürde bulunmamaktadır. Literatüre bakıldığında ince bağırsak bölütleme ile ilgili çok az çalışma yapılmıştır. İnce bağırsak bölütleme ile alakalı çalışma Zhang ve arkadaşları ince bağırsak damarlarının haritalanmasına dayanarak yeni bir yöntem sunmuşlardır. [17]

Ameliyat öncesi planlama ve uygulamalardaki öneminden dolayı ince bağırsağın bilgisayar destekli tanısı için otomatik ince bağırsak bölütlemesi gereklidir. Ancak ince bağırsakların BT taramalarının düşük kontrastlı olması, ince bağırsağın çok dolambaçlı yapıya sahip olması ve diğer abdominal organlara yakınlığı nedeniyle

bölütlenmesi çok zordur. Kısa bağırsak sendromu, bağırsak hastalığının getirdiği zorunlulukla ince bağırsağın operasyonla kısaltılması ve diğer birçok bağırsak hastalıkları problemlerinde ince bağırsak uzunluğunun otomatik şekilde bulunmasına ihtiyaç duyulmaktadır. İnce bağırsak uzunluğunun bulunması da öncelikle bölütleme işleminin yapılmasını gerektirmektedir.

Bu çalışmada birbirinden farklı dört fantomun bilgisayarlı tomografi görüntüleri alınarak önce ikili (binary) formata dönüştürülmüştür. Alınan BT görüntüsünün ikili görüntüye dönüştürülmesinin nedeni ikili görüntüye daha hızlı işlem yaptırılabilmesidir. Bu dönüşüm yapılırken görüntü eşikleme yöntemlerinden olan global eşikleme yöntemi kullanılmıştır. Görüntünün fiziksel özelliklerinden olan kenar bilgisi değil de görüntünün yoğunluk değerlerine göre bir eşik değeri seçmek istediğimiz için global eşikleme yöntemi kullanılmıştır. Görüntüdeki gürültüler temizlenerek ve çeşitli morfolojik işlemler uygulanarak görüntü üzerinde uygulama yapacak hale getirilmiştir. Morfolojik işlemler esnasında kullanılan yapı elemanları boyutu denenerek en iyi sonucu veren boyut algoritmada kullanılmıştır. Bundan sonraki aşamalarda merkez noktalarının yerleri tespit edilerek uzunluğu bulunmuştur.

Noktaların gruplara ayrılmasında kullanılacak olan eşik değeri de denenerek en iyi sonucu veren değer kullanılmıştır.

Görüntü bölütleme yöntemlerinden bölge büyütme yöntemi (Region Growing) kullanılmıştır. Bölge büyütme, komşu piksellerin benzerlik kriterine göre ilgili bölgeye eklendiği bir görüntü bölütleme yöntemi olduğu için bu yöntem kullanılmıştır. Başlangıç tohum pikseli belirlenerek bölge büyütme yöntemi uygulanmıştır.

Merkez noktalarının doğru şekilde sıralamasını yapmak için ikinci dereceden denklem tasarlanarak en yakın olanın seçilmesi sağlanmıştır. Denklem oluşturulurken önce 5 merkez noktasından geçen denklem denenmiştir. Daha sonra 10 noktadan geçen denklem algoritmada kullanılıp karşılaştırılarak 10 nokta ile oluşturulan denklemin daha başarılı olduğu tespit edilmiştir. Uygulama sonucunda

merkez noktaların birbirine yakınlığının sağlanması ve başarısının artırılması için de moving average uygulanmıştır.

İlk fantomun gerçek uzunluğu 73.1 cm iken çalışma sonucunda 75.03 cm bulunmuştur. Bu sonuca göre fantom uzunluğu yaklaşık %97'lik bir doğrulukla belirlenebilmiştir. Gerçek uzunlukları sırasıyla 298 cm, 180 cm ve 128 cm olan fantomların çalışmada kullanılan algoritmayla uzunlukları ölçülmüştür. Algoritma uygulandıktan sonra bulunan uzunluklar sırasıyla 281.7 cm, 174.0 cm ve 134.6 cm olarak bulunmuştur.

Bu sonuçlar ve başarı yüzdeleri aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Tablo 5.1. Fantom Uzunlukları İçin Başarı Oranları

	Gerçek Uzunluk	Bulunan Uzunluk	Doğruluk (%)
Fantom 1	73.13	75.03	97.00
Fantom 2 (sarı)	298.00	281.70	94.53
Fantom 3 (mavi)	180.00	174.00	96.66
Fantom 4 (yeşil)	128.00	134.60	94.84

Tablodan hareketle Fantom 1 in uzunluğunun kısa olması başarısının yüksek olması beraberinde getirmiştir.

Fantom 2'nin sonucunun % 94.53 değerinin diğerlerine göre daha düşük olmasının sebebi olarak uzunluğunun fazla olması verilebilir.

Fantom 4'ün sonucunun % 94.84 değerinin diğerlerine göre daha düşük olmasının sebebi olarak fazla kıvrımlı yapıda olması, kısımlarının birbirine birçok yerde temas etmesi gösterilebilir.

Tabloda verilen hataların gelecekte giderilmesi ile ince bağırsağa da uygulanarak uzunluğunun doğru olarak bulunması birçok bağırsak hastasının tedavisine önemli katkılar sağlayacaktır. Bu çalışma literatürde ilk olmuş olacaktır.

Literatürdeki çalışmalarda ince bağırsağın bölütlenmesi çalışmalarına ağırlık verilmiştir. Çünkü ince bağırsağın bölütlenmesi bağırsak yetmezliği ve kısa bağırsak sendromu dışında tıkanma, daralma, tümörler, iltihaplanma, kanama ve iltihaplı

bağırsak hastalıklarının yerlerinin otomatik belirlenmesini sağlamış olacaktır. İnce bağırsağın bölütlenmesi, ince bağırsak yolunu tanımlayarak belirlemek için ön koşuldur.

Bu tezde önerilen yöntemler ince bağırsak bölütleme çalışmalarına ve ince bağırsak uzunluğunun belirlenmesine yönelik katkı sağlamaktadır. Bu ön çalışmanın gelecekte yapılacak çalışmalara ışık tutması beklenmektedir.

Bilgisayar programları ortamında oluşturulan otomatik bölütlemeye yönelik algoritmalar, insan vücuduna müdahale etmeden istenilen sonuçlara ulaşımı sağlayacağı için klinik olarak da son derece önemli yere sahiptir.

KAYNAKLAR

1. Çelik, A. Bağırsak yetmezliği/kısa bağırsak sendromunda transplant dışı cerrahi yaklaşımlar. Çocuk Cerrahisi Dergisi, 31 (Supp: 1): 56-76.
2. Wilson, N. A., Park, H.-S., Lee, K. S., Barron, L. K., Warner, B. W., A Novel Approach to Calculating Small Intestine Length Based on Magnetic Resonance Enterography. Journal of the American College of Surgeons, 225 (2): 266-273. e1, 2017.
3. Lodwick, D., Dienhart, M., Ambeba, E., Yacob, D., Balint, J., Bates, D. G., Minneci, P. C., Accuracy of radiographic estimation of small bowel dimensions in pediatric patients with short bowel syndrome. Journal of pediatric surgery, 51 (6): 953-956, 2016.
4. TOPGÜL, K., GÜNGÖR, B. B., ANADOL, A. Z., KESİM, M. Kısa Barsak Sendromu.
5. Spencer, A. U., Neaga, A., West, B., Safran, J., Brown, P., Btaiche, I., Kuzma-O'Reilly, B., Teitelbaum, D. H., Pediatric short bowel syndrome: redefining predictors of success. Annals of surgery, 242 (3): 403, 2005.
6. Korkmaz, E., TANRIKULU, T., DOBRUCALI, A., KISA BAĞIRSAK SENDROMU, 2018.
7. Tacchino, R. M., Bowel length: measurement, predictors, and impact on bariatric and metabolic surgery. Surgery for Obesity and Related Diseases, 11 (2): 328-334, 2015.
8. Helmrath, M. A., VanderKolk, W. E., Can, G., Erwin, C. R., Warner, B. W., Intestinal adaptation following massive small bowel resection in the mouse. Journal of the American College of Surgeons, 183 (5): 441-449, 1996.
9. Nightingale, J. M., Bartram, C. I., Lennard-Jones, J. E., Length of residual small bowel after partial resection: Correlation between radiographic and surgical measurements. Gastrointestinal radiology, 16 (1): 305-306, 1991.

10. Shatari, T., Clark, M., Lee, J., Keighley, M., Reliability of radiographic measurement of small intestinal length. *Colorectal Disease*, 6 (5): 327-329, 2004.
11. Zhang, W., Liu, J., Yao, J., Louie, A., Nguyen, T. B., Wank, S., Nowinski, W. L., Summers, R. M., Mesenteric vasculature-guided small bowel segmentation on 3-D CT. *IEEE transactions on medical imaging*, 32 (11): 2006-2021, 2013.
12. Sinha, R., Trivedi, D., Murphy, P. D., Fallis, S., Small-intestinal length measurement on MR enterography: comparison with in vivo surgical measurement. *American Journal of Roentgenology*, 203 (3): W274-W279, 2014.
13. Yang, X., Ye, X., Slabaugh, G., Multilabel region classification and semantic linking for colon segmentation in CT colonography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62 (3): 948-959, 2015.
14. Alizadeh, M., Zadeh, H. S., Maghsoudi, O. H., "Segmentation of small bowel tumors in wireless capsule endoscopy using level set method," *Computer-Based Medical Systems (CBMS)*, 2014 IEEE 27th International Symposium on, pp. 562-563.
15. Van Uitert, R. L., Summers, R. M., Automatic correction of level set based subvoxel precise centerlines for virtual colonoscopy using the colon outer wall. *IEEE transactions on medical imaging*, 26 (8): 1069-1078, 2007.
16. Ismail, M., Elhabian, S., Farag, A., Dryden, G., Seow, A., "Fully automated 3D colon segmentation for early detection of colorectal cancer based on convex formulation of the active contour model," *Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW)*, 2012 IEEE Computer Society Conference on, pp. 58-63.
17. Franaszek, M., Summers, R. M., Pickhardt, P. J., Choi, J. R., Hybrid segmentation of colon filled with air and opacified fluid for CT colonography. *IEEE transactions on medical imaging*, 25 (3): 358-368, 2006.
18. <http://mrtomografi.com/bilgisayarli-tomografi>.
19. Farmelo, G., The discovery of X-rays. *Scientific American*, 273 (5): 86-91, 1995.

20. Röntgen, W. C., On a new kind of rays. Science, 3 (59): 227-231, 1896.
21. <http://biyomedikalmuhendislik.com/rontgen-cihazlari/>.
22. Deniz, F., 2011. Bilgisayarlı Tomografi İle Elde Edilen Volumetrik Verinin İşlenerek Üç Boyutlu Görüntüye Dönüştürülmesi. Yüksek Lisans Tezi, İÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Malatya, 2011.
23. <http://www.kolonrektum.com/manyetik-rezonans-goruntuleme>.
24. Ammari, H., An introduction to mathematics of emerging biomedical imaging. Springer, 2008.
25. http://www.ktu.edu.tr/dosyalar/bilgisayar_43dea.pdf.
26. <https://tr.scribd.com/document/252709444/Biyomedikal-Sistemler-Sakarya-Universitesi-Bilgisayarli-Tomografi>.
27. Tuncel, E. Radyolojik Tanıda Temel Kavramlar Ders Notları, Uludağ Üniversitesi, Bursa.
28. Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., Boone, J. M., Goldschmidt, E. J., The essential physics of medical imaging. Medical Physics, 30 (7): 1936-1936, 2003.
29. <https://www.teknomani.com/2013/11/tbbi-goruntuleme-nedir.html>.
30. Ulaş, O. M., Boyacı, O. A. DICOM Görüntü Standardı. Akademik Bilişim, 7: 69-74.
31. https://tr.wikipedia.org/wiki/Manyetik_rezonans.
32. Golgeleyen, I., İntegral Geometri Problemleri ve Transport Denklemleri için Ters Problemler. Karaelmas Fen ve Mühendislik Dergisi, 3 (2): 48-55, 2013.
33. Demir, M., Pozitron Emisyon Tomografi (Pet) Fiziği. Bulletin of Thoracic Surgery/Toraks Cerrahisi Bülteni, 6 (2), 2015.
34. <http://www.cumhuriyet.edu.tr/habergoster.php?haberid=1276>.
35. Kinahan, P., Townsend, D., Beyer, T., Sashin, D., Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. Medical physics, 25 (10): 2046-2053, 1998.
36. http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Ultrason%20Fonksiyon%20Testleri.pdf.
37. <http://www.serdarsari.com/ultrason-cihaz-nasil-calisir>.

38. Otsu, N., A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*, 9 (1): 62-66, 1979.
39. Makinacı, M. Patalojik Görüntü Analizi: Normal ve Kanserli Prostat Hücre Çekirdeklerinin Gauss Markov Rassal Alanlar Yöntemi ile Modellenmesi ve Sınıflandırılması, 9. IEEE Sinyal işleme ve Uygulamaları Kurultayı, Gazimagusa, Kıbrıs.
40. Gonzalez, R. C., Woods, R. E., *Digital image processing second edition*. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 455, 2002.
41. Snyder, W. E., Cowart, A., An iterative approach to region growing using associative memories. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, (3): 349-352, 1983.
42. Meyer, F., Beucher, S., Morphological segmentation. *Journal of visual communication and image representation*, 1 (1): 21-46, 1990.
43. Vincent, L., Soille, P., Watersheds in digital spaces: an efficient algorithm based on immersion simulations. *IEEE Transactions on Pattern Analysis & Machine Intelligence*, (6): 583-598, 1991.
44. Beucher, S., Meyer, F., The morphological approach to segmentation: the watershed transformation. *Optical Engineering-New York-Marcel Dekker Incorporated-*, 34: 433-433, 1992.
45. Soille, P., Vincent, L. M., "Determining watersheds in digital pictures via flooding simulations," *Visual Communications and Image Processing'90: Fifth in a Series*, pp. 240-251, 1990.
46. Roerdink, J. B., Meijster, A., The watershed transform: Definitions, algorithms and parallelization strategies. *Fundamenta informaticae*, 41 (1, 2): 187-228, 2000.

EKLER

Algoritmanın program kodları

```
folder=uigetdir(' ../data','Select directory containing CT images');

[CT, VS] = dicomreadfolder2(folder);
[sat, sut, slcno]=size(CT);

a=double(CT)-1024;
T1=200;
T2=500;

dT=3;
fark1=100;
fark2=100;

T2=threshold(T1,T2,a,fark1,fark2,dT); % threshold değerini bulduran
fonksiyonumuz
clear a0;clear a1;clear a2;

bw=a>T2;
for i=1:slcno
    bw2(:,:,i)=imfill(bw(:,:,i),'holes');
end
%se=strel('disk',2);
se=strel('disk',4);
for i=1:slcno
    be(:,:,i)=imerode(bw2(:,:,i),se);
end
%be=imerode(bw2,se);
S=bwlabeln(be);
alan=regionprops(S,'Area');
deger=cat(1,alan.Area);
[deg, yer]=max(deger);
e=S==yer;
se=strel('disk',5);
for j=1:slcno
    ed(:,:,j)=imerode(e(:,:,j),se);
end
%% sadeleşmiş
%load ed1;
ed1=ed(1:2:sat,1:2:sut,1:2:slcno);
se=strel('disk',2);
for i=1:size(ed1,3)
    ed_e(:,:,i)=imerode(ed1(:,:,i),se);
end
ed1=ed_e;
% Centroid Bulmaya baslama
k2=sum(sum(sum(ed1)));
% Seed Büyütme İşlemi
[sat,sut,slcno]=size(ed1);
bos=zeros(sat,sut,slcno);
se2=ones(buyu,buyu,buyu);

%bos(68,82,5)=1; % sarı için en sol üst ilk piksel
%bos(63,93,5)=1;
bos(63,101,5)=1; % en yukarı en sol
new_bos_dil=bos>0;

cr = find_centroid(new_bos_dil,se2,ed1,k2,buyu); % Centroidleri bulduran
fonksiyon
```

```

cind=sub2ind([sat,sut,slcno],cr(:,2),cr(:,1),cr(:,3));
ed2=double(ed1);
%ed2(cind)=2; % ed2 merkezlerin olduğu görüntü
for i=1:length(cr)
    ed2(cind(i))=i+1; % kaç nokta var o kadar renk değeri atanıyor
sırayla
end % 2-146 arasında renk değerleri verildi
%% cr_devamii yani öklid ile sıralanıp mr olarak kaydedilmesi

ee=[];
s=size(cr,1);
cr_yeni=cr;
cr_yeni(:,4)=[1:size(cr_yeni,1)]';
mr(1,:)=cr_yeni(1,:);
cr_yeni(1,:)=[];

[ mr ] = mr_bulduran( s,cr_yeni,ee,mr,VS );

%% tersten_dizme
ee=[];
s=size(cr,1);
cr_yeni=cr;
cr_yeni(:,4)=[1:size(cr_yeni,1)];
ters_sira(1,:)=cr_yeni(size(mr,1),:);
cr_yeni(s,:)=[]; % s yerinde 170 vardı
[ ters_sira ] = sondan_dizme_func( s,cr_yeni,ee,ters_sira,VS );

%% p1_bulma
%TT=10;
yede_k_mr=mr;
dis=[];
p=yede_k_mr(1,4);
a=yede_k_mr(1,:);
n=1;
jj=1;
[ p1_all ] = p1_bulan_func( mr,TT,p,VS ); % p1 i bulduran fonksiyonumuz

%% p2_bulma
yede_k_mr=ters_sira;
dis=[];
p=yede_k_mr(1,4);
a=yede_k_mr(1,:);
n=1;

[ p2_all ] = p2_bulan_func( ters_sira,p,TT,VS );

%% grup

[ parcalar ] = parcalar_bulan_func(mr,p1_all,p2_all); %parcaları bulan
fonksiyonumuz

for d=1:length(parcalar)
ilk_noktalar(d,1)=parcalar{d,1}(1);
end

for e=1:length(parcalar)
ilk_noktalar(e,2)=parcalar{e,1}(1,length(parcalar{e,1})); % ilk ve son
noktalar tümü
end

yede_k_mr=mr;
bas_son=ilk_noktalar;
indisler=parcalar{1};

```

```

bas_son(1,:)=[];
while size(bas_son,1)~=0
    % dizinin yani indislerin ilk 10 elemanından 2.derece denklem oluşturma

hata_ortalama1=[];
hata_ortalama2=[];
hata_ortalama3=[];
hata_ortalama4=[];
    for u=1:10
        dyer=find(yedek_mr(:,4)==indisler(1,u))
        X(u,:)=[(yedek_mr(dyer,1))^2
(yedek_mr(dyer,1))^2*yedek_mr(dyer,2)...
(yedek_mr(dyer,1))^2*(yedek_mr(dyer,2))^2 yedek_mr(dyer,1)...
yedek_mr(dyer,1)*yedek_mr(dyer,2)...
yedek_mr(dyer,1)*(yedek_mr(dyer,2))^2 yedek_mr(dyer,2)...
(yedek_mr(dyer,2))^2 1];
        Z(u,1)=yedek_mr(dyer,3);
    end
    katsayi=(inv(X'*X)*X')*Z;
    % BAŞ-BAŞ
    x1=find(yedek_mr(:,4)==indisler(1,1));
    euc_dis_bb=[];
    tler1=[];
    for t=1:size(bas_son,1); % baş baş
        zfark_kareleri=[];
        y1=find(yedek_mr(:,4)==bas_son(t,1));
        euc_dist_bb=sqrt((VS(1)*(yedek_mr(y1,1)-
yedek_mr(x1,1)))^2+(VS(2)*(yedek_mr(y1,2)-
yedek_mr(x1,2)))^2+(VS(3)*(yedek_mr(y1,3)-yedek_mr(x1,3)))^2);
        euc_dis_bb(t,1)=euc_dist_bb;

        if(euc_dis_bb<dthr)
            paket1=parcalar(find(ilk_noktalar(:,1)==yedek_mr(y1,4)),1);

            % paket içindekileri denkleme yazmaya başlama
            for d=1:length(paket1)

                koord=yedek_mr(find(yedek_mr(:,4)==paket1(d)),1:3);%
                paketteki indislerin xyz lerini yedek mr den çakti
                % z=ax+by+cx+d

                %z_denk=katsayi(1)*koord(1)+katsayi(2)*koord(2)+katsayi(3)*koord(1)*koord(2)
                +katsayi(3);

                %z=a0*x^2+a1*x^2*y+a2*x^2y^2+a3*x+a4*x*y+a5*x*y^2+a6*y+a7*y^2+a8
                z_denk=katsayi(1)*(koord(1))^2+katsayi(2)*(koord(1))^2*koord(2)+...
                katsayi(3)*(koord(1))^2*(koord(2))^2+katsayi(4)*koord(1)+...
                katsayi(5)*koord(1)*koord(2)+katsayi(6)*koord(1)*(koord(2))^2+...
                katsayi(7)*koord(2)+katsayi(8)*(koord(2))^2+katsayi(9);
                zfark=abs(z_denk-koord(3));
                zfark_karesi=zfark^2;
                zfark_kareleri=[zfark_kareleri;zfark_karesi];
            end
            hata_ortalama=sum(zfark_kareleri)/length(zfark_kareleri);
            hata_ortalama1=[hata_ortalama1;hata_ortalama];
            tler1=[tler1;t];

        end
    end
    [M1 yer1]=min(euc_dis_bb);
    % hata_ortalama1 de min olanı seçmemiz lazım burada

```

```

H1=min(hata_ortalama1);
% BAŞ-SON
x2=find(yedek_mr(:,4)==indisler(1,1));
euc_dis_bs=[];
tler2=[];
for t=1:size(bas_son,1); % baş son

    y2=find(yedek_mr(:,4)==bas_son(t,2));
    euc_dist_bs=sqrt((0.56*(yedek_mr(y2,1)-
yedek_mr(x2,1)))^2+(0.56*(yedek_mr(y2,2)-
yedek_mr(x2,2)))^2+(3*(yedek_mr(y2,3)-yedek_mr(x2,3)))^2);
    euc_dis_bs(t,1)=euc_dist_bs;

    if(euc_dist_bs<dthr)

        paket2=parcalar(find(ilk_noktalar(:,2)==yedek_mr(y2,4)),1);
        %paket2=parcalar{t+1,1};
        % paket içindekileri denkleme yazmaya başlama
        for d=1:length(paket2)

            koord=yedek_mr(find(yedek_mr(:,4)==paket2(d)),1:3);% paketteki indislerin
            xyz lerini yedek mr den çektii
            % z=ax+by+cx+d
            z_denk=katsayi(1)*(koord(1))^2+katsayi(2)*(koord(1))^2*koord(2)+...
            katsayi(3)*(koord(1))^2*(koord(2))^2+katsayi(4)*koord(1)+...
            katsayi(5)*koord(1)*koord(2)+katsayi(6)*koord(1)*(koord(2))^2+...
            katsayi(7)*koord(2)+katsayi(8)*(koord(2))^2+katsayi(9);
            zfark=abs(z_denk-koord(3));
            zfark_karesi=zfark^2;
            zfark_kareleri=[zfark_kareleri;zfark_karesi];
        end
        hata_ortalama=sum(zfark_kareleri)/length(zfark_kareleri);
        hata_ortalama2=[hata_ortalama2;hata_ortalama];
        tler2=[tler2;t];
    end
end
[M2_yer2]=min(euc_dis_bs);
% hata_ortalama2 içerisinde min olanı seçmemiz lazım burada
H2=min(hata_ortalama2);
X=[];
% buraya son 10 dan denklem oluşturma kodu yazılacak
m=1;
for u=length(indisler)-9:length(indisler)
    dyer=find(yedek_mr(:,4)==indisler(1,u))
    X(m,:)=(yedek_mr(dyer,1))^2
    (yedek_mr(dyer,1))^2*yedek_mr(dyer,2)...
    (yedek_mr(dyer,1))^2*(yedek_mr(dyer,2))^2 yedek_mr(dyer,1)...
    yedek_mr(dyer,1)*yedek_mr(dyer,2)...
    yedek_mr(dyer,1)*(yedek_mr(dyer,2))^2 yedek_mr(dyer,2)...
    (yedek_mr(dyer,2))^2 1];
    Z(m,1)=yedek_mr(dyer,3);
m=m+1;
end

katsayi2=(inv(X'*X)*X')*Z;

% SON-BAŞ
x3=find(yedek_mr(:,4)==indisler(1,length(indisler)));
euc_dis_sb=[];
tler3=[];
for t=1:size(bas_son,1); % son ile baş karşılaştırılmaya başlanıyor.

```



```

y3=find(yedek_mr(:,4)==bas_son(t,1));
euc_dist_sb=sqrt((0.56*(yedek_mr(y3,1)-
yedek_mr(x3,1)))^2+(0.56*(yedek_mr(y3,2)-
yedek_mr(x3,2)))^2+(3*(yedek_mr(y3,3)-yedek_mr(x3,3)))^2);
euc_dis_sb(t,1)=euc_dist_sb;

if(euc_dist_sb<dthr)

    paket3=parcalar(find(ilk_noktalar(:,1)==yedek_mr(y3,4)),1);
    %paket3=parcalar{t+1,1};
    % paket içindekileri denkleme yazmaya başlama
    for d=1:length(paket3)

        koord=yedek_mr(find(yedek_mr(:,4)==paket3(d)),1:3);%
        paketteki indislerin xyz lerini yedek mr den çaktı
        % z=ax+by+cxy+d
        %
z=a0*x^2+a1*x^2*y+a2*x^2y^2+a3*x+a4*x*y+a5*x*y^2+a6*y+a7*y^2+a8
z_denk=katsayi(1)*(koord(1))^2+katsayi(2)*(koord(1))^2*koord(2)+...
katsayi(3)*(koord(1))^2*(koord(2))^2+katsayi(4)*koord(1)+...
katsayi(5)*koord(1)*koord(2)+katsayi(6)*koord(1)*(koord(2))^2+...
        katsayi(7)*koord(2)+katsayi(8)*(koord(2))^2+katsayi(9);
        zfark=abs(z_denk-koord(3));
        zfark_karesi=zfark^2;
        zfark_kareleri=[zfark_kareleri;zfark_karesi];

    end
    hata_ortalama=sum(zfark_kareleri)/length(zfark_kareleri);
    hata_ortalama3=[hata_ortalama3;hata_ortalama];
    tler3=[tler3;t];
end
end
[M3 yer3]=min(euc_dis_sb);
% hata_ortalama3 içerisinden min olanı seçmemiz lazım burada
H3=min(hata_ortalama3);
% SON-SON
x4=find(yedek_mr(:,4)==indisler(1,length(indisler)));
euc_dis_ss=[];
tler4=[];

for t=1:size(bas_son,1); % son son

    y4=find(yedek_mr(:,4)==bas_son(t,2));
    euc_dist_ss=sqrt((0.56*(yedek_mr(y4,1)-
yedek_mr(x4,1)))^2+(0.56*(yedek_mr(y4,2)-
yedek_mr(x4,2)))^2+(3*(yedek_mr(y4,3)-yedek_mr(x4,3)))^2);
    euc_dis_ss(t,1)=euc_dist_ss;

    if(euc_dist_ss<dthr)

        paket4=parcalar(find(ilk_noktalar(:,2)==yedek_mr(y4,4)),1);
        %paket4=parcalar{t+1,1};
        % paket içindekileri denkleme yazmaya başlama
        for d=1:length(paket4)

            koord=yedek_mr(find(yedek_mr(:,4)==paket4(d)),1:3);%
            paketteki indislerin xyz lerini yedek mr den çaktı
            % z=ax+by+cxy+d
            %
z=a0*x^2+a1*x^2*y+a2*x^2y^2+a3*x+a4*x*y+a5*x*y^2+a6*y+a7*y^2+a8
z_denk=katsayi(1)*(koord(1))^2+katsayi(2)*(koord(1))^2*koord(2)+...

```

```

katsayi (3) * (koord(1)) ^2 * (koord(2)) ^2+katsayi (4) *koord(1)+...

katsayi (5) *koord(1) *koord(2)+katsayi (6) *koord(1) * (koord(2)) ^2+...
    katsayi (7) *koord(2)+katsayi (8) * (koord(2)) ^2+katsayi (9);
    zfark=abs(z_denk-koord(3));
    zfark_karesi=zfark^2;
    zfark_kareleri=[zfark_kareleri;zfark_karesi];

    end
hata_ortalama=sum(zfark_kareleri)/length(zfark_kareleri);
hata_ortalama4=[hata_ortalama4;hata_ortalama];
    tler4=[tler4;t];
    end
    end
[M4 yer4]=min(euc_dis_ss);
% hata_ortalama4 içerisinde min olanı seçmemiz lazım burada
H4=min(hata_ortalama4);
Min_hata=min([H1;H2;H3;H4]);% bb,bs,sb,ss gruplarında t<20 yi
sağlayanların
% denk.deki hataları bulunarak min olanın seçilerek H olarak
kaydedilmesi

if ~isempty(Min_hata)
    if Min_hata==H1
        % o zaman başla baş birleşti demektir,sola çevir
        minyeri=tler1(find(hata_ortalama1==H1)); %t=13 bilgisi
        [sat sut ff]=find(ilk_noktalar(:,1)==bas_son(minyeri,1));
        ind=parcalar{sat(1)};
indisler=[ind(end:-1:1),indisler]
        bas_son(minyeri,:)=[];

    elseif Min_hata==H2
        % o zaman başla son birleşti demektir,sonu başa ekle
        minyeri=tler2(find(hata_ortalama2==H2));
        [sat sut ff]=find(ilk_noktalar(:,2)==bas_son(minyeri,2));
        ind=parcalar{sat(1)};
        indisler=[ind,indisler];
        bas_son(minyeri,:)=[];

    elseif Min_hata==H3
        % o zaman sonla baş birleşti demektir,başı sona ekle
        minyeri=tler3(find(hata_ortalama3==H3));
        [sat sut ff]=find(ilk_noktalar(:,1)==bas_son(minyeri,1));
        ind=parcalar{sat(1)};
        indisler=[indisler,ind];
        bas_son(minyeri,:)=[];

    elseif Min_hata==H4
        % o zaman sonla son birleşti demektir,sağa çevrilcek
        minyeri=tler4(find(hata_ortalama4==H4));
        [sat sut ff]=find(ilk_noktalar(:,2)==bas_son(minyeri,2));
        ind=parcalar{sat(1)};
        indisler=[indisler,ind(end:-1:1)];
        bas_son(minyeri,:)=[];
    end

else

[M Myer]=min([M1;M2;M3;M4]);

if M==M1 % o zaman başla baş birleşti demektir,sola çevir

```

```

        [sat sut ff]=find(ilk_noktalar(:,1)==bas_son(yer1,1))
        ind=parcalar{sat(1)};
indisler=[ind(end:-1:1),indisler];
        bas_son(yer1,:)=[];

        elseif M==M2 % o zaman başla son birleşti demektir,sonu başa ekle
        [sat sut ff]=find(ilk_noktalar(:,2)==bas_son(yer2,2))
        ind=parcalar{sat(1)};
        indisler=[ind,indisler];
        bas_son(yer2,:)=[];

        elseif M==M3 % o zaman sonla baş birleşti demektir,başı sona ekle
        [sat sut ff]=find(ilk_noktalar(:,1)==bas_son(yer3,1))
        ind=parcalar{sat(1)};
        indisler=[indisler,ind];
        bas_son(yer3,:)=[];

        elseif M==M4 % o zaman sonla son birleşti demektir,sağa çevrilcek
        [sat sut ff]=find(ilk_noktalar(:,2)==bas_son(yer4,2))
        ind=parcalar{sat(1)};
        indisler=[indisler,ind(end:-1:1)] % sağa dön
        bas_son(yer4,:)=[];
    end
end
end

% indisleri sıralama, koordinatlarını alarak. Buluyor ve xx olarak
kaydediyor
for z=1:size(yedek_mr,1)
    yy=find(yedek_mr(:,4)==indisler(z));
    xx(z,:)=yedek_mr(yy,:);
end
for z=1:size(yedek_mr,1)-1
    x=xx(z,:);
    y=xx(z+1,:);
    euc_dis(z,1)=sqrt((VS(1)*2*(x(1,1)-y(1,1)))^2+(VS(2)*2*(x(1,2)-
y(1,2)))^2+(VS(3)*2*(x(1,3)-y(1,3)))^2);
end
toplam=sum(euc_dis)/10

line(xx(:,1),xx(:,2),xx(:,3));
hold on
plot3(xx(:,1),xx(:,2),xx(:,3),'*')

%xx e moving average uygulanırsa
yeni=movmean(xx(:,1:3),5);
line(yeni(:,1),yeni(:,2),yeni(:,3),'Color','y');
hold on
plot3(yeni(:,1),yeni(:,2),yeni(:,3),'*y')

for z=1:size(yedek_mr,1)-1
    x=yeni(z,:);
    y=yeni(z+1,:);
    euc_dis(z,1)=sqrt((VS(1)*2*(x(1,1)-y(1,1)))^2+(VS(2)*2*(x(1,2)-
y(1,2)))^2+(VS(3)*2*(x(1,3)-y(1,3)))^2);
end
yeni_toplam=sum(euc_dis)/10

```

ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Zonguldak'ta doğan Seda Benli ilköğretimi Zonguldak'ta, orta okulu Kayseri Sümer Ortaokulu'nda ve lise öğrenimini Kayseri 75.Yıl Cumhuriyet Anadolu Lisesi'nde tamamlamıştır. Üniversite eğitimine 2009 yılında Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde başlamış ve 2013'te mezun olmuştur. 2016 yılında Bozok Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği'nde yüksek lisans eğitimine başlamıştır.

2016 yılından beri İstanbul Arel Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesinde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktadır.

İletişim Bilgileri

Adres: İstanbul Arel Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü
Büyüçekmece / İSTANBUL

Tel: 0850 850 2735 / Dahili 1266

e-mail: sedabenli@arel.edu.tr