T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE KOLONİK POLİP TESPİTİ

GÖKALP TULUM

DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
HABERLEŞME PROGRAMI

DANIŞMAN
YRD. DOÇ. DR. BÜLENT BOLAT

İSTANBUL, 2015

T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE KOLONİK POLİP TESPİTİ

Gökalp TULUM tarafından hazırlanan tez çalışması 23/11/2015 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

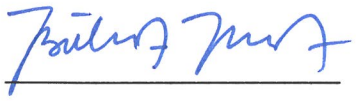
Yrd. Doç. Dr. Bülent BOLAT

Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

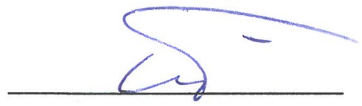
Yrd. Doç. Dr. Bülent BOLAT

Yıldız Teknik Üniversitesi



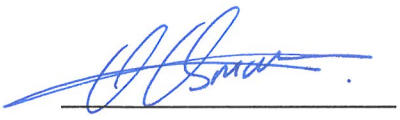
Prof. Dr. Tülay YILDIRIM

Yıldız Teknik Üniversitesi



Doç. Dr. Onur OSMAN

İstanbul Arel Üniversitesi



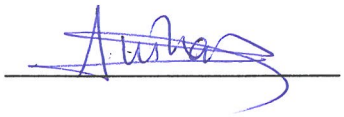
Doç. Dr. Mehmet SAĞBAŞ

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi



Yrd. Doç. Dr. Nihan KAHRAMAN

Yıldız Teknik Üniversitesi



ÖNSÖZ

Doktora tez çalışmamda bana yol gösterip desteklerini esirgemeyen danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Bülent BOLAT ve Doç. Dr. Onur OSMAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Eğitim hayatım boyunca bilgi ve deneyimlerini bizlerle paylaşan ve yol gösteren değerli Yıldız Teknik Üniversitesi Öğretim Üyelerine de müteşekkirim.

Son olarak doktora eğitimim süresince yanımda olup desteklerini esirgemeyen sevgili aileme en içten şükranlarımı sunarım.

Ekim, 2015

Gökalp TULUM

İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGE LİSTESİ vi

KISALTMA LİSTESİ vii

ŞEKİL LİSTESİ viii

ÇİZELGE LİSTESİ x

ÖZET xi

ABSTRACT xiii

BÖLÜM 1

GİRİŞ 1

1.1 Literatür Özeti 2
1.2 Tezin Amacı 11
1.3 Hipotez 12
1.4 Orijinal Katkı 13

BÖLÜM 2

GENEL BİLGİLER 14

2.1 Kolon Anatomisi 14
2.2 Kolorektal Polip ve Teşhis Yöntemleri 15
2.2.1 Dışkıda Gizli Kan Testi 16
2.2.2 Baryumlu Kolon Grafileri 16
2.2.3 Sigmoidoskopi 17
2.2.4 Kolonoskopi 17
2.2.5 Sanal Kolonoskopi 18
2.3 Bilgisayarlı Tomografi 18

BÖLÜM 3

MATERYAL VE YÖNTEM 21

3.1 Materyal 21
3.2 Geliştirilen CAD Sisteminin Genel Yapısı 23
3.3 Otomatik Kolon Bölütleme 26
3.3.1 Otomatik Eşik Değeri Belirleme 27
3.3.2 Kolon Yapısının Hava Bileşenini Belirleme 29
3.3.3 Kolon Yapısının Sıvı Bileşenini Belirleme 34
3.3.4 Bulanık C-ortalamalı Kümeleme 36
3.4 Şüpheli Bölgelerin Belirlenmesi 40
3.4.1 Polip Aday Bölgelerinin Belirlenmesi 41
3.4.2 Polip Aday Bölgelerinin Filtrelenmesi 43
3.5 Öznitelik Çıkartımı ve Sınıflandırma 49
3.5.1 İdeal İz düşüm Hesaplama 54
3.5.2 Öznitelik Çıkartım İşlemi 59
3.5.3 Sınıflandırma İşlemi 70

BÖLÜM 4

SONUÇ VE ÖNERİLER 76

KAYNAKLAR 85

EK-A 94

BÖLÜTLEME SONUÇLARI 94

EK-B 99

POLİP TESPİT SİSTEMİ ÇIKTILARI 99

EK-C 102

ŞÜPHELİ BÖLGE AZALTIM SONUÇLARI 102

EK-D 105

POLİP YÜZEYLERİNİN İKİ BOYUTLU İZ DÜŞÜMLERİ 105

ÖZGEÇMİŞ 107

SİMGE LİSTESİ

c_j	Küme merkezi
N	Voksel sayısı
L	Ölçek uzayı
m	Ağırlık exponansiyeli
σ	Sigma
σ_B^2	Sınıflar arası varyans
u_{ij}	Üyelik sınıfı
T_1	Başlangıç alt eşik değeri
T_1^*	Optimal alt eşik değeri
T_2	Başlangıç üst eşik değeri
T_2^*	Optimal üst eşik değeri
μ_K	Sınıf ortalama yoğunluk değeri
μ_T	BT veri seti ortalama yoğunluk değeri
x_i	Voksel yoğunluğu
ω_K	Sınıf olasılığı
θ	X doğrultusunda döndürme açısı
ϕ	Y doğrultusunda döndürme açısı

KISALTMA LİSTESİ

AT	Affine Transformu
BB	Bounding Box
BP	Box Plot
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Computer Aided Detection
CTC	Computed Tomographic Colonography
ÇKA	Çok Katmanlı Algılayıcı
DVM	Destek Vektör Makineleri
EFD	Edge Flow Displacement
FCM	Fuzzy C-means
FM	Fast Marching
FP	False Positive
FROC	Free Response Receiving Operation Characteristic
GC	Gaussian Curvature
HD	Hough Dönüşümü
HU	Hounsfield Unit
k-NN	k Nearest Neighbor
LoG	Laplacian of Gaussian
LsM	Least Square Method
LSM	Level Set Method
MC	Mean Curvature
MSE	Mean Square Error
PC	Principal Curvature
PDF	Probabilistic Density Function
RG	Region Growing
SF	Seed Fill
SS	Scale Space
SSE	Sum Square Error
TP	True Positive
YSA	Yapay Sinir Ağları

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2. 1 Kolon anatomisi 15
Şekil 2. 2 Kolorektal polip örneği 16
Şekil 2. 3 BT görüntü kesiti 19
Şekil 3. 1 CAD sisteminin genel yapısı 25
Şekil 3. 2 İki farklı BT görüntüsünün histogramı 29
Şekil 3. 3 BT görüntü kesiti ve otomatik eşikleme çıkışı 30
Şekil 3. 4 Dış bölgede hava etiketli bölge 31
Şekil 3. 5 Farklı etiket değerleri ile etiketlenen hava bölgeleri 33
Şekil 3. 6 Sekiz farklı BT için hacim-uzunluk oranı 34
Şekil 3. 7 Kolon yapısının hava ve sıvı bileşenleri 37
Şekil 3. 8 Kontrast sıvı kullanılan BT çekiminde bölütleme sonucu 39
Şekil 3. 9 Kontrast sıvı kullanılmayan BT çekiminde bölütleme sonucu 40
Şekil 3. 10 Kontrast sıvı içermeyen BT görüntüsünde şüpheli bölge tespiti 44
Şekil 3. 11 Kontrast sıvı içeren BT görüntüsünde şüpheli bölge tespiti 44
Şekil 3. 12 Şüpheli bölge örnekleri 45
Şekil 3. 13 İki boyutlu şekil uydurma sonuçları 46
Şekil 3. 14 Polip ve boğum gösterimleri 47
Şekil 3. 15 FP eliminasyon çıktıları 1 51
Şekil 3. 16 FP eliminasyon çıktıları 2 52
Şekil 3. 17 FP eliminasyon çıktıları 3 53
Şekil 3. 18 Polip yapısı ve iz düşümü 55
Şekil 3. 19 Üç boyutlu döndürme işlemi 57
Şekil 3. 20 Üç boyutlu döndürme ve iz düşümü 1 57
Şekil 3. 21 Üç boyutlu döndürme ve iz düşümü 2 58
Şekil 3. 22 Üç boyutlu döndürme ve iz düşümü 3 58
Şekil 3. 23 Polip ve ideal iz düşümü 60
Şekil 3. 24 Boğum ve ideal iz düşümü 60
Şekil 3. 25 Kolon yüzeyi ve ideal iz düşümü 61
Şekil 3. 26 Dışmerkezlilik 62
Şekil 3. 27 Polip aday bölgeleri için dışmerkezlilik oranları 63
Şekil 3. 28 Polip aday bölgeleri için çevre piksel uzunlukları 64
Şekil 3. 29 Polip aday bölgeleri için biçim faktörü oranları 64
Şekil 3. 30 Katılık özniteliği 65
Şekil 3. 31 Polip aday bölgeleri için katılık oranları 65

Şekil 3. 32 Kapsam özniteliği 66
Şekil 3. 33 Polip aday bölgeleri için kapsam oranları 66
Şekil 3. 34 Polip aday bölgeleri için eşdeğer çap ölçüt sonuçları 67
Şekil 3. 35 Polip aday bölgeleri dışbükey ölçüt oranları 68
Şekil 3. 36 Polip aday bölgeleri merkez ölçütü 69
Şekil 3. 37 Polip aday bölgeleri yüzey piksel süreklilik uzunlukları 70
Şekil 3. 38 Komite karar yapısı 71
Şekil 3. 39 ÇKA ağ yapısı 71
Şekil 3. 40 ÇKA sınıflandırıcılarının duyarlılık performansını gösteren FROC eğrisi 72
Şekil 3. 41 ÇKA sınıflandırıcısının aynı boyutlardaki polipler için duyarlılık performansını gösteren FROC eğrisi 74
Şekil 3. 42 ÇKA sınıflandırıcılarının 5 mm'den büyük polipler için duyarlılık performansını gösteren FROC eğrisi 75

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 3. 1 BT görüntülerinde bulunan polip sayıları 22
Çizelge 3. 2 BT görüntülerinde elde edilen polip aday sayıları 50
Çizelge 3. 3 İki farklı eşik değeri için ÇKA duyarlılık sonuçları 73
Çizelge 3. 4 0,02 Eşik değeri için tespit edilen poliplerin boyutsal bilgileri ve duyarlılık sonuçları 73
Çizelge 3. 5 0,045 Eşik değeri için tespit edilen poliplerin boyutsal bilgileri ve duyarlılık sonuçları 73
Çizelge 3. 6 Farklı boyutlardaki polipler için ÇKA sınıflandırma duyarlılık sonuçları .. 74
Çizelge 3. 7 5 mm'den büyük polipler için ÇKA sınıflandırma duyarlılık sonuçları 75
Çizelge 4. 1 Literatürde gerçekleştirilmiş önemli çalışmalar 80

ÖZET

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE KOLONİK POLİP TESPİTİ

Gökalp TULUM

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Bülent BOLAT

Kanser, dünyadaki ölüm nedenlerinin başında gelmekte ve kolon kanseri dünya çapında en sık karşılaşılan kanser türlerinden biri olmaktadır. Ayrıca kolon kanseri, Amerika Birleşik Devletlerinde ölüme neden olan kanser hastalıkları sıralamasında üçüncü sırada bulunmaktadır. Kolonik polipler, kolon kanseri oluşumuna neden olan kitlesel yapılardır. Batı ülkelerinde görülen kolon kanser hastalığının %95'i kolonik polipler nedeniyle oluşmaktadır. Bu nedenle kolon kanserinin tedavisinde kolonik poliplerin erken teşhisi tedavi şansını oldukça arttırmaktadır. Kansere dönüşebilecek poliplerin zamanında tedavisi ölüm oranlarını %90 oranında önleyebilmektedir.

Bilgisayarlı sanal kolonoskopi yöntemi, kolon yapısının incelenmesini sağlayan görüntüleme metotlarından biridir. Bu yöntem sayesinde radyologlar batın bölgesi bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerini kullanarak kolon yapısının içerisini inceleme imkânı bulabilirler. Sanal kolonoskopi yöntemi diğer görüntüleme yöntemlerine göre daha ağrısız bir metot olmakla beraber hastalar üzerindeki kolonoskopik hazırlık prosedürlerini önemli ölçüde azaltmaktadır. Sanal kolonoskopi metodu, herhangi bir yatıştırıcı kullanılmadan hazırlık prosedürüne bağlı riskleri minimize ederek kolon yapısının tamamının hızlıca incelenmesinin izin vermektedir.

Günümüzde, BT görüntüleri yardımıyla kolonik polip teşhisinde radyologlara yardımcı olan Bilgisayar Destekli Tespit (CAD) sistemleri kullanılmaktadır. CAD sistemleri ile teşhis sürelerinin düşürülmesi aynı zamanda polip tespitinde tanı doğruluk yüzdesinin arttırılması sağlanabilmektedir.

Bu çalışmada, BT görüntüleri kullanılarak kolon yapısı içerisinde bulunabilecek polip yapılarının tespitini gerçekleştiren bir CAD sistemi geliştirilmiştir. CAD sisteminin başarı oranını hesaplayabilmek için otuz farklı hastanın sırtüstü BT çekimleri kullanılmıştır. Geliştirilen sistem temel olarak kolon bölütlemesi, polip aday bölgelerinin belirlenmesi, özellik çıkartılması ve sınıflandırılması olarak tanımlanabilecek üç ana adımdan oluşmaktadır.

Kısaca bölütleme işlemi, BT görüntüleri içerisinden kolon yapısının çıkartılması olarak tanımlanabilir. Bu tez çalışmasında, BT görüntü çekimleri sırasında kontrast madde kullanımı olasılığına karşın kolon yapısının hava ile dolu olan bölgeleri ile sıvı (kontrast madde) ile dolu olabilecek bölgeleri ayrı ayrı belirlenerek kolon yapısının kabaca elde edilmiştir. Bu işlem esnasında meydana gelebilecek gürültü faktörlerini minimuma indirebilmek için elde edilen kolon yapısı bulanık C-ortalamalı kümeleme (FCM) algoritması ile bölütlenerek kolon yapısının son hali elde edilmiştir. Yöntem çıktıları incelendiğinde, geliştirilen sistemin dışkı gibi artık materyallerden dolayı bütünlüğü bozulmuş kolon yapılarında da bölütleme işlemini başarıyla gerçekleştirdiği görülmektedir. Bölütleme işlemi sonucunda tüm hastalar için kolon bölgesi başarıyla belirlenerek bütün polip bölgeleri ilgi alanı içerisinde korunmuştur.

Kolonik polip yapıları kolon mukozasından lümene doğru çıkıntı yapan adacık şeklindeki normal dışı yapılardır. Poliplerin şekilsel özellikleri kullanılarak kolon bölgesinin diğer yapılarından ayırt edilmeleri mümkündür. Literatürde polip yapılarının şekilsel özelliklerini kullanarak polip aday bölgelerini belirleyen birçok yöntem mevcuttur. Bu tez çalışmasında şekilsel özellik tabanlı çalışan Marr-Hildreth (LoG) algoritması ile polip bölgelerinin belirlenmesi gerçekleştirilmiş ve bütün polip bölgeleri başarı ile elde edilmiştir. Ayrıca yanlış pozitif (FP) sayısını azaltabilmek adına iki ve üç boyutlu şekil uydurma yöntemleri kullanılmıştır.

Geliştirilen CAD sisteminin son adımında ise elde edilen şüpheli bölgelerin iki boyutlu ideal iz düşümleri elde edilerek bu görüntüler üzerinden dokuz farklı morfolojik öznitelik çıkartılmıştır. Elde edilen öznitelikler beş üyeli komite yapısına sahip çok katmanlı algılayıcı sinir ağı (ÇKA) sınıflandırıcılarında kullanılmıştır. Yapılan sınıflandırma sonucunda hasta başına 3,9 FP oranı için %94,59 duyarlılık elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Kolonik polip tespiti, bilgisayarlı tomografi, bilgisayar destekli tespit sistemi, bulanık C-ortalamalı kümeleme, Marr-Hildreth algoritması, çok katmanlı algılayıcı

ABSTRACT

DETECTION OF COLONIC POLYPS IN COMPUTED TOMOGRAPHIC IMAGES

Gökalp TULUM

Department of Electronics and Communications Engineering

PhD. Thesis

Adviser: Asst. Prof. Dr. Bülent BOLAT

Cancer is a leading cause of death and colorectal cancer is amongst the most common cancers worldwide. Colorectal cancer is also the third leading cause of cancer deaths in the United States. Colonic polyps are usually known to be a precursor to colorectal cancer. In western countries, over 95% of colorectal cancers arise from colonic polyps. Thus, early detection and treatment provide a higher cure rate, and also, the timely removal of precancerous polyps can prevent up to 90% of deaths by.

Computed tomography colonography (CTC) is an inspection method for examining the inside of the colon structure. This method enables radiologists to observe the inner side of the colons using abdominal CT images. CTC method significantly reduces the burden of colonoscopy procedures. CTC is also less painful than other inspection methods. CTC method allows a rapid structural assessment of the whole colon without application of sedatives and minimizes the risks of procedure-related complications.

Nowadays, Computer Aided Detection (CAD) systems are used in order to help radiologists to detect colonic polyps over CT scans. It is possible to reduce the detection time and increase the detection accuracy rates by using CAD systems.

In this study, a novel CAD system for automated detection of colonic polyps in CT scans was developed. To evaluate the performance of the CAD system, supine CT scans were performed on 30 patients. The proposed CAD system is a multistage implementation

whose main components are: automatic colon segmentation, candidate surface extraction, feature extraction and classification.

Segmentation procedure can be defined briefly as the extraction of colonic structure through CT scans. In this study, depends on the presence of contrast material a segmentation procedure which can handle both air and fluid filled parts of the colon separately were developed. To minimize the noise artifacts that may be caused by segmentation, the colon structure was re-segmented with fuzzy C-means (FCM) algorithm to generate its latest form. When the segmentation algorithm outputs were inspected, the reconstruction of the colon in the collapsed CT data (the colon collapse into a series of disconnected segments due to the presence of blockages caused by the residual fecal material) was accomplished. The proposed segmentation algorithm was successfully determined the colon structure for all patients and it was observed that all colonic polyps were preserved within the segmented structures.

Colonic polyps can be described as an abnormal growth which arises on the inner surface of the colon and in the CT data; polyps may appear roughly as an elliptical and blob-like structures. This distinctive shape features may use to differentiate polyps, folds and normal colonic wall. In the literature, many different approaches use the shape features to detect polyp candidates. In this thesis, Marr-Hildreth (LoG) algorithm was employed to extract the elliptical structures as potential polyp candidate regions. The proposed polyp detection method successfully determined all colonic polyps. Also, in order to reduce false positive rate, we fit primitive shapes such as circle, line and sphere and calculate the residual of each least square solution.

The final component of the CAD system was generated a two dimensional projection image for each candidate and subsequently, nine morphological discriminative features were extracted from the projection images. These morphological discriminative features were then used for polyp classification using a committee of multi layer perceptron (MLP) classifiers. Our CAD system performs 94,59% of sensitivity at 3,9 false positives per dataset.

Keywords: Colonic polyp detection, computed tomography, computer aided detection, fuzzy C-means, Marr-Hildreth algorithm, multi layer perceptron

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Polipler kolon yüzeyini saran mukoza tabakasının lümen (kolon kanalı) içine doğru anormal büyümesi sonucunda meydana gelen oluşumlardır. Bu kitleler konveks yapıda olabilecekleri gibi kolon duvarına bir uzantı ile bağlı olacak şekilde de gelişebilirler. Genetik ve çevresel faktörlerden oluşan kanser yapıcı genler nedeniyle polipler, kolon yapısında büyüyerek kanseri oluştururlar.

Kolon yüzeyinde bulunan polip hücrelerinin kanserli hücrelere dönüşmesi için ortalama 8-10 yıl gibi bir sürenin geçmesi gereklidir. Bu süre içerisinde kolonik poliplerin erken teşhisi kolon kanserlerinin önlenmesi ve tedavi edilmesinde oldukça önemlidir. Kolonik poliplerin erken teşhisi ile kolon kanserinden kaynaklanan ölümlerin %90 oranında önüne geçilebilir [1], [2]. Son yıllarda kolonik poliplerin erken teşhisi amacıyla kullanılan görüntüleme sistemlerindeki evrim, Amerikan Kanser Enstitüsü 2013 istatistiklerinde de belirtildiği gibi [3] kolon kanserinden kaynaklanan ölüm oranlarının azaltılmasını sağlamıştır. Bu sistemlerden bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri yardımıyla kolon bölgesini tarayarak polip tespiti yapmak radyologlar tarafından en fazla tercih edilen yöntemlerden biridir.

BT görüntüleri X-ışınını geçirme özelliğine göre Hounsfield birimi (HU) yoğunluk değerleri alan ve belirli kesit kalınlıklarına sahip görüntülerdir. BT görüntüleri ile vücudun istenen bölgelerinden önden arkaya, yukarıdan aşağıya veya sağdan sola olacak şekilde kesit görüntüler elde edilebilir. Bu kesitlerin birleştirilmesiyle soluk borusu, yemek borusu, mide, ince ve kalın bağırsak, damar ve idrar yollarının üç boyutlu görüntülerini elde etmek mümkündür. BT, kullanım kolaylığı, taşınabilirliği ve teşhis başarısı açısından güvenilir bir görüntüleme yöntemi olmasından dolayı tıp

alanında tanı ve tedavi amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. BT görüntülerinin kolonoskopiye alternatif olarak kolonik polip teşhisi amacıyla kullanılması ilk kez 1994 yılında BT kolonoskopi adı ile önerilmiştir [4].

Günümüzde, bilgisayar teknolojilerinde meydana gelen gelişmeler ile BT görüntüleri üzerinde tanı ve teşhis koymada radyologlara yardımcı olacak bilgisayar-destekli (CAD) sistemleri kullanılmaktadır. CAD sistemleri ile teşhis sürelerinin düşürülmesi ve tanı doğruluk yüzdelerinin arttırılması sağlanabilmektedir. Bu tez çalışmasında BT görüntüleri üzerinde otomatik olarak polip tespiti yapabilen bir CAD sistemi geliştirilmiştir.

1.1 Literatür Özeti

BT görüntülerinin incelenme süresinin kısaltılması ve gözden kaçabilecek polip yapılarının tespiti amacıyla farklı araştırma grupları tarafından CAD sistemleri geliştirilmiştir. Birçok çalışmada, geliştirilen CAD sistemleri ardışık olarak çalışan üç temel yapıdan oluşmaktadır.

Bu yapılar, kolon yapısını BT görüntülerinden ayırmak için kullanılan bölütleme sistemi, polip benzeri şüpheli yapıların belirlenmesi için kullanılan polip tespit sistemi ve CAD çıktılarını elde etmek için kullanılan sınıflandırma sistemi olarak tanımlanabilir.

Literatürde kolon bölgesinin bölütlenmesi amacıyla yapılmış çalışmalar çoğunlukla düzey küme yaklaşımı metotlarına (LS) [5-7], bölge büyütme tekniği algoritmalarına (RG) [8-10], gri seviyeli eşikleme yöntemlerine [11-13], bulanık mantık tabanlı kümeleme sistemlerine [14] ve bilgi tabanlı bölütleme tekniklerine [15-17] bağlı olarak kolon bölgesini BT görüntüleri içerisinden belirlemeye odaklanmıştır.

Polip olabilecek aday bölgelerin belirlenmesi zorlu bir görev olduğundan şekilsel eğrilik yaklaşımları [18], [19], şekil indeksi ve yuvarlaklık ölçütü [20-22], kolon duvar kalınlığı değişimi [23], [24], yüzey topoloji değişimi [25], [26], küresel eğri uydurma [27], [28] ve Hough dönüşümü (HD) tabanlı yüzey normal vektörü hesaplamaları [9], [11], [13], [27] gibi farklı tespit yöntemleri geliştirilmiştir.

FP sayısını azaltmak için tasarlanan alt sistemler temelde polip yapıları ile FP bölgeleri birbirinden ayırt etmede etkili rol oynayacak anlamlı özniteliklerin bulunmasını

amaçlayan yaklaşımlardır. FP yapıların temel kaynakları incelendiğinde, kolon bölgesinin şişirilmesinde kullanılan rektal tüplerin, kolon kıvrım boğumlarının, dışkı artıklarının, bölütlemeden geçen ince bağırsak ve mide yapı parçalarının neden olduğu görülmektedir [29]. Polip tespit sisteminin belirlediği şüpheli bölgelerden FP olanları azaltabilmek için gerçekleştirilen çalışmalarda kolonun iki ve üç boyutlu yapısı kullanılarak farklı öznitelikler çıkartılmaya çalışılmıştır. Bu öznitelikler çoğunlukla FP yapılar ile polip yapıları birbirinden ayırt edebilecek geometrik farklılıklar [25], [26], [30] ve yapısal özelliklerin istatistiksel değerleri [9], [10], [17] olarak göze çarpmaktadır.

Elde edilen özniteliklerin sınıflandırılmasında ise destek vektör makineleri (DVM) [30], [31], yapay sinir ağları (YSA) [9], [16], [32], [33], en yakın komşuluk sınıflandırıcıları (k-NN) [9], lineer ve karesel diskriminant analizi tabanlı sınıflandırıcılar [15], [34], [35] sıklıkla tercih edilmiştir.

BT görüntülerinin polip tespitinde kullanımının önerilmesiyle Pickhardt ve arkadaşları [36] tarafından 1233 farklı hastanın BT görüntüleri ile kolonoskopi sonuçları incelenmiş ve iki farklı yöntemin sonuçları karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde, BT görüntülerinin kolonik polip tespiti amacıyla klinik uygulamalarda başarıyla kullanılabilecek bir görüntüleme yöntemi olduğu sonucuna varılmıştır. BT görüntülerinde elde edilen bu başarı ile birlikte, kolorektal poliplerin tespiti amacıyla ilk CAD sistemleri geliştirilmeye başlanmıştır.

İlk geliştirilen otomatik polip tespit sistemlerinden biri olan Vining ve arkadaşlarının [37] önerdiği yöntemde, polip tespiti amacıyla yüzey eğrilik analiz metodu kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde %73 oranında duyarlılık ile veri seti başına 90 FP sayısı elde edilmiştir.

Summers ve arkadaşlarının [25], [26] önerdikleri CAD sisteminde ise kolon yapısının havayla dolu olan bölgeleri ile sıvıyla (kontrast madde) dolu olan bölgeleri RG tekniği kullanılarak belirlenmiştir. Bu çalışmada kolon duvarında bulunabilecek polip benzeri yapıların konveks bir formda olacağı önerilerek kolon yüzeyinin kısmi türevlerini elde etmelerini sağlayacak bir filtre geliştirilmiştir. Filtre çıkışında elde edilen kısmi türev değerlerinden konveks forma uygun olan bölgelerin belirlenebilmesi için temel eğrilik (PC), ortalama eğrilik (MC) ve Gauss eğriliği (GC) gibi şekilsel tabanlı öznitelikler elde

edilmiştir. FP bölgelerin azaltılması adına yuvarlaklık kriteri ve PC ve MC değerlerinden türetilmiş şekil tabanlı bir filtre kullanılmıştır. Yapılan çalışmada optimal filtre değerleri seçildiğinde 10 mm'den büyük polipler için hasta başına 3,5 FP bölge bulunurken geliştirdikleri CAD sistemi ile %64 civarında bir duyarlılık elde edilmiştir.

Nappi ve Yoshida tarafından geliştirilen CAD sisteminde [15], [22] konveks yüzeylerin belirlenebilmesi için kolon duvarı, polip ve boğum gibi kolon içerisinde bulunabilecek yapıların beş farklı sentetik modeli oluşturulmuştur. Bu modellerin şekil indeksi ve eğrilik değerleri hesaplanarak kolon yüzeyindeki yapıların şekil indeksi ve eğrilik değerleri ile karşılaştırılmıştır. Polip olarak modellenen yapıların şekil indeks ve eğrilik değerlerine yakın bölgeler polip olabilecek bölgeler olarak belirlenmiştir. Ayrıca FP yüzeylerin azaltılması adına bulanık C-ortalamalı kümeleme (FCM) algoritması kullanılmıştır. Geliştirdikleri CAD sistemi 10 mm'den büyük polipler için %100 duyarlılık ve 4,8 FP sayısı hesaplanmıştır.

Kolorektal poliplerin geleneksel yüzey şekil varsayımı olan konveks yapıların belirlenmesi adına Paik ve arkadaşları [13], [38] yüzey normal vektörü kesişimi olarak isimlendirilen bir yöntem geliştirmişlerdir. Bu yöntemde kolon yüzeyine dik olan normal vektörlerinin kesişim sayısının kolon yüzeyindeki lokal konveksitesi yüksek olan bölgelerin belirlenmesinde önemli bir etmen olacağı düşünülmüştür. Yüzeye dik olan vektörlerin kesişim sayıları bir üst eşikten geçirilerek şüpheli olarak isimlendirilebilecek bölgelerin belirlenmesi sağlanmıştır. Geliştirilen yöntemde elde edilen sonuçlar incelendiğinde 10 mm'den büyük polipler için %100 duyarlılık ve 7 FP sayısı elde edilmiştir.

Ayrıca Kiss ve arkadaşları [27], [39], [40] tarafından geliştirilen yöntemde de polip olabilecek aday bölgelerin belirlenmesi amacıyla yüzey normal vektörlerinin kesişimlerinden yararlanılmıştır. Bu yöntemde, kolon yüzeyinin normal vektörlerinin kesişim noktaları konveks yapıların merkez noktası olarak seçilmiştir. Bu noktalar yardımı ile kolon yüzeyine dairesel HD algoritması uygulanarak şüpheli bölgelerin ilgi alanı belirlenmiştir. Belirlenen ilgi alanlarına üç boyutlu RG metodu uygulanarak polip olabilecek bölgelerin yüzeyleri tespit edilmiştir. Şüpheli yüzeylerin Gauss dağılımı, eksenleri ve normal vektörlerinin kesişim sayıları öznitelik olarak olasılıksal YSA

sınıflandırıcısının girişine uygulanmıştır. Çalışmada elde edilen sonuçlar incelendiğinde, Kiss ve arkadaşlarının geliştirdikleri sistem, 10 mm'den büyük polipler için 3,76 FP ve %100 duyarlılık oranı, 5-9 mm aralığındaki polipler için 8,17 FP ve %40 duyarlılık oranı elde edilmiştir.

Göktürk ve arkadaşları [30], [41] farklı bir yaklaşımla sınır akış değişimi (EFD) yöntemini polip yapılarının belirlenmesinde ek adım olarak kullanmışlardır. Öncelikle yüzey normal vektörlerinin kesişim noktaları ve dairesel HD ile şüpheli bölgelerin yüzeyleri belirlenmiştir. Daha sonra bu yüzeylerin ana eksenine dik bir düzlem kaydırılarak yüzeyden aday bölgenin merkezine doğru oluşan sınır akış vektörleri hesaplanmıştır. Elde edilen sınır akış vektörlerinin diverjans değerleri ise polip ve boğumların birbirlerinden ayrıştırılması için kullanılmıştır. Geliştirilen yöntemin 48 farklı veri setine uygulanması ile %100 duyarlılık ve %19 seçicilik oranı elde edilmiştir. Göktürk ve arkadaşları tarafından geliştirilen yöntemi ileri bir seviyeye taşıyan Acar ve arkadaşları [11] doğrultusu rastgele seçilen üçgensel dik düzlemleri şüpheli bölgelere uygulayarak şüpheli bölgelerin küreselliğini test etmişlerdir. Çalışmada elde edilen sonuçlar incelendiğinde, 48 farklı veri seti için seçicilik oranının %19'dan %47'ye çıkartıldığı görülmektedir.

Wang ve arkadaşlarının [42] yaptıkları çalışmada morfolojik ve dokusal özniteliklerin birlikte kullanılmasının standart şekil tabanlı uygulamalara göre FP sayısını 10 kat azaltacağını belirtmişlerdir. Dokusal öznitelikler ile global eğrilik bilgisini birleştirerek tasarladıkları otomatik polip tespit sisteminde [43] 10 mm'den büyük polipler için %100 duyarlılık ve 2 FP sayısı elde etmişlerdir.

Jerebko ve arkadaşları [33], çoklu YSA sınıflandırıcısı kullanımını önererek FP oranını %36 civarında düşürürken yanlış negatif değerini %20 oranında azaltmayı başarmışlardır. Ayrıca [44] komite yapısına sahip DVM sınıflandırıcı yapısını önererek %81 duyarlılık ve hasta başına 2,6 FP sayısı elde etmişlerdir.

Li ve arkadaşları [45] minimum ve maksimum eğrilik değerlerinden sırasıyla maksimum ve minimum polip çaplarının belirlenmesi, şüpheli bölgelerin yüzey alanının hesaplanması gibi farklı geometrik öznitelikleri hesaplayarak polip ve FP adayları

birbirinden ayırmayı amaçlamışlardır. Çalışmada kullanılan sınıflandırıcı çıktıları incelendiğinde %90 duyarlılık ve 2 FP sayısı elde ettikleri görülmektedir.

CAD sistemlerinde FP oranlarını düşürmek amacıyla gerçekleştirilen farklı bir çalışmada ise Iordanescu ve Summers [46] rektal tüpü tespit etmeye yarayan bir sistem geliştirmişlerdir.

Chowdury ve arkadaşları [9] geliştirdikleri CAD sisteminde kolon yapısının bölütlenmesi için kolon yapısının en alt kısmı olan rektum bölgesini belirleyerek bu bölgeden başlayacak bir tohumlu RG algoritması geliştirmişlerdir. RG algoritmasında tohum bölgesinin rektum civarının seçilmesinin nedeni, BT görüntülerinde rektumun bulunduğu kesitlerde hava ile dolu olan tek bölgenin burası olmasıdır. Bölütleme işlemi ile elde edilen kolon yüzeyinde polip olabilecek şüpheli bölgelerin belirlenmesi için önceki çalışmalarda da kullanılan yüzey normal vektörlerinin kesişimi yöntemi geliştirilerek kullanılmıştır. FP sayısının indirgenmesi adına şüpheli bölgelerin konveksite değerleri hesaplanarak aday bölge sayısı azaltılmıştır. Şekilsel ve istatistiksel öznitelikler çıkartılarak olasılıksal YSA sınıflandırıcısının girişine uygulanmıştır. Çalışmada elde edilen sonuçlar incelendiğinde, 10 mm'den büyük polipler için %100, 5-10 mm arasındaki poliplerde %92 ve 5 mm'den küçük polipler için %57,14 duyarlılık oranının elde edildiği görülmüştür. Ortalama FP sayısı ise veri seti başına 3,38 olarak hesaplanmıştır. Çalışmada elde edilen başarılı duyarlılık sonuçlarına rağmen sistemin sadece kontrast sıvının kullanılmadığı BT çekimlerinde çalıştığı belirtilmiştir. Kolon yapısında kontrast sıvının bulunduğu durumlarda geliştirilen sistemin tespit adımlarında uygun sonuçlara ulaşamadığı açıklanmıştır.

Kontrast maddenin kullanılmadığı BT görüntüleri üzerinde yapılan bir başka çalışmada ise Jiang ve arkadaşları [7] kolon lümenini BT görüntülerinde voksel yoğunluk değerleri açısından en koyu bölge olarak tanımlamışlardır. Bu nedenle BT görüntülerinde en koyu bölgelerin (kolon yapısı) belirlenebilmesi için gri seviyeli minima tespit sistemini geliştirmişlerdir. Kolon bölgesinin bölütlenebilmesi için gri seviyeli minima çıktıları aktif kontör modelinin başlangıç sınırları olarak belirlenmiştir. Kolon yüzeyini elde etmek için bölütlenmiş yapılara yönlü genişleme filtresi uygulanmıştır. Kolon yüzeyi üzerinde tekstür analizi uygulanarak polip tespiti gerçekleştirilmeye çalışılmıştır. Çalışmada polip

tespit başarı oranları hakkında bilgi olmamasıyla birlikte BT görüntülerinde akciğer, mide ve ince bağırsağın bazı bölümlerinin voksel yoğunluk değerlerinin kolon voksel değerlerine yakın olduğu ve bölütleme başarısını etkileyebileceği dikkate alınmamıştır.

Bölütleme işlemi BT görüntüleri üzerinde uygulanan CAD işlemlerinin önemli parçalarından biri olduğundan literatürdeki bazı çalışmalar sadece kolon yapısının bölütlenmesi adımına eğilmiştir. Van Uitert ve arkadaşlarının geliştirdikleri bölütleme sisteminde [6] farklı nedenlerden dolayı sürekliliği bozulan kolon yapılarında da bölütleme işlemini gerçekleştiren bir sistem önerilmiştir. Çalışmada kolon yapısının dış duvarı üç boyutlu jeodezik aktif kontör tabanlı LSM algoritması ile bölütlenerek kolon lümeninin merkezi belirlenmeye çalışılmıştır. Çalışma 50 farklı BT görüntüsü üzerinde test edilmiştir. Lu ve arkadaşlarının geliştirdikleri bölütleme sisteminde [47] ise sürekliliği bozulmuş kolon yapılarında her bir kolon yapısına sınır işaretçikleri yerleştirilerek bölütleme işlemi gerçekleştirilmeye çalışılmıştır. Sınır işaretçikleri sayesinde birbirlerine en yakın kolon parça sınırları geliştirdikleri en kısa yol algoritması ile bağlanmıştır. Bu sayede kolonun parçası olmayan yapılar bölütlenmiş kolon yapısının dışında bırakılmıştır.

Ismail ve arkadaşlarının geliştirdikleri yöntemde [48] ise bölütleme algoritması, dijital temizlik, BT görüntülerinde düşük yoğunluklu (hava ile dolu) bölgelerinin belirlenmesi ve kolon yapısının ayrıştırılması olmak üzere üç temel yapıdan oluşmaktadır. Çalışmada bölütleme için kullanılan BT görüntüleri kontrast sıvı içermektedir. Bu nedenle dijital temizlik aşamasında, kolon içerisindeki hava ve sıvı bölgeleri arasında bulunan voksel değerlerinin yardımı ile kontrast sıvı ile dolu bölgeler hava yoğunluğuna sahip voksel değerlerine çekilmiştir. Düşük yoğunluğa sahip hava bölgelerinin bölütlenmesi için Mumford-Shah ve Chan-Vese modeli tabanlı aktif kontör algoritması uygulanmıştır. Kolon yapısının anatomik özellikleri ve üç boyutlu RG algoritması ile kolon yapısının bölütlenmesi gerçekleştirilmiştir.

Zhu ve arkadaşları [49] kolonik polip tespitinde başarım oranlarını arttırmak adına bölütleme prosedürünü farklı bir perspektife taşımışlardır. Yapılan çalışmada kolon anatomisini oluşturan kolon boğumlarının belirlenmesine çalışılarak kolon anatomisinin yapısal karmaşıklığının azaltılması hedeflenmiştir. Kolon duvarlarının

belirlenebilmesi için hızlı yürüme (FM) algoritması kullanılmış ve eğrilik analiz metotları yardımı ile boğum yapılarının başlangıç sınırları belirlenmeye çalışılmıştır. Eğrilik bölgesi olarak isimlendirilen bu sınır bölgelerine LSM algoritması uygulanarak boğum bölütlenme işlemi gerçekleştirilmiştir.

Franaszek ve arkadaşları [50] çekim hazırlık aşamalarında kontrast maddenin kullanıldığı BT görüntülerinde çalışan bir bölütleme sistemi geliştirmişlerdir. Geliştirilen sistemde kolon yapısının hava ve kontrast sıvı ile dolu olan kısımları RG algoritması ile ayrı ayrı bölütlenmiştir. Kolon yapısını elde edebilmek için hava ve sıvı ile dolu olan bölgeler hiyerarşik ağaç yapısı ile belirlenmiştir. Belirlenen yapının dışında kalabilecek kolon bölgelerinin tespiti amacıyla da LSM algoritmasının başlangıç sınırları bu bölge olarak seçilerek bölütleme işlemi gerçekleştirilmiştir.

Wyatt ve arkadaşlarının [51] geliştirdikleri bölütleme sistemi, vücut dışındaki hava voksellerinin yok edilmesi, uzaklık dönüşümü, tohum noktasının seçimi, vücut içerisindeki hava bölgelerinin etiketlenmesi, uzunluk ve konum kriterleri adımlarından oluşmaktadır. Çalışmanın ilk adımında vücut dışında bulunan hava vokselleri yok edildikten sonra -800 HU yoğunluk değeri üst eşik olarak seçilerek ikili görüntüler elde edilmiştir. Daha sonra, tohum voksel konumlarının belirlenmesi amacıyla elde edilen ikili görüntülere uzaklık dönüşümü uygulanmıştır. Uzaklık dönüşüm metodunda, ikili görüntülerdeki beyaz voksellerin siyah voksellere olan uzaklığı hesaplanarak ilgili voksellerin sayısal değerleri olarak atanmıştır. Genel olarak kolon, batın bölgesinde hava ile dolu olan en büyük organ olarak bulunmaktadır. Bu özelliğin yardımıyla bir sonraki adımda maksimum uzaklık değerine sahip vokseller kolon içerisinde merkez kabul edilerek tohum vokseli olarak seçilmiştir. Daha sonra belirlenen tohum vokselleri yardımı ile üç boyutlu RG algoritması bölütleme işlemi için kullanılmıştır. Ayrıca kolonu mideden ayırmak için uzunluk kriteri olarak adlandırılan bir yöntem geliştirilmiştir. Kontrast madde bulunan ve bulunmayan BT görüntülerde test edilen bölütleme yöntemi, tohum belirleme işlemini uzaklık dönüşümü tabanlı yaparak 20 veri setinde 28 adet kolon yapısı belirlemiştir. Kolon ile veri seti arasındaki sayı farkının nedeni kontrast maddeden kaynaklanan süreksizlikler olarak yorumlanmıştır.

Masutani ve arkadaşlarının [52] geliştirdikleri yöntemde ise akciğerler, vücut dışında kalan hava vokselleri ve kemik yapıları yok edildikten sonra en büyük hava hacmine sahip bölgenin kolon olacağı belirtilmiştir. Ayrıca kolon yapısında kopukluklar olabileceği varsayımında bulunularak maksimum hacme sahip bölgenin %25'i eşik olarak seçilerek bu orandan büyük hacme sahip hava bölgeleri de kolonun parçası olarak belirlenmiştir.

Nappi ve arkadaşları [53] ise farklı bir bölütleme yöntemi önererek kolon yapısını, anatomi tabanlı çıkartılmış yüzeyler ile kolon tabanlı çıkartılmış yüzeylerin kesişimi olarak belirlemişlerdir. Çalışmada, Masutani ve arkadaşlarının geliştirdiği yöntem [52] anatomi tabanlı yüzey çıkartma işlemi olarak tanımlanırken kolon tabanlı yüzey çıkartma işlemi rektumdan başlayan üç boyutlu RG yöntemi çıktıları olarak ifade edilmektedir. Geliştirilen yöntem Masutani ve arkadaşlarının kullandığı veri setine uygulanarak ekstra kolonik yapıların bulunma oranı yarı yarıya düşürülmüştür.

Iordanescu ve arkadaşlarının [54] geliştirdiği otomatik tohum yerleştirme metodu iyi şişirilmiş, tek parça halindeki kolon yapısını bölütlemek için rektuma yakın bir bölgeyi tohum olarak seçmektedir. Parçalı kolon yapılarında ise rektum ve çekum bölgelerinden iki farklı tohum bölgesi belirlemektedir. Bölütleme işlemi seçilen tohum bölgelerinden başlayarak üç boyutlu RG algoritması ile gerçekleştirilmektedir. Çalışmada elde edilen sonuçlar incelendiğinde, BT görüntülerinin % 93'ünün başarılı olarak belirlendiği görülürken %7’lik hatanın ikiden fazla parçadan oluşan kolon yapılarında ortaya çıktığı belirtilmektedir.

Li ve arkadaşlarının [45] geliştirdiği otomatik tohum seçme yönteminde iki boyutlu RG yöntemi BT görüntülerinin kesitlerine uygulanmıştır. RG çıkışında elde edilen iki boyutlu segmentlerin merkez noktaları ise tohum vokseli olarak belirlenmiştir. Kolon yapısı ile bağlantısı olmayan tohum vokselleri şekil ve boyut filtreleri ile belirlenerek ilgi alanından çıkartılmıştır. İşlem sonucunda elde edilen tohum noktaları üç boyutlu RG algoritmasında başlangıç vokselleri olarak belirlenmiştir. Kullanılan filtreler ince bağırsağın hava bölgeleri için hesaplanan tohum voksellerini belirleyemediği için ekstra kolonik yapılar bölütleme işleminin sonucu olarak bölütlenmiştir.

Frimmel ve arkadaşları [55] ise bölütleme işlemi için kolon geometrisi ile merkez ekseni belirleme yöntemini bir arada kullanmıştır. Çalışmada vücut etrafındaki hava vokselleri yok edildikten sonra batın içerisinde kalan hava dolu bölgelerin merkez eksenleri hesaplanmıştır. Daha sonra, elde edilen merkez eksenlerini sınırlayan kafes hacmi bulunarak eşik değerleri ile kolon bölgesi belirlenmiştir.

Literatürde, polip tespiti amacıyla kullanılan öznitelikleri kolon yüzeyinin iki boyutlu iz düşümlerinden elde etmek amacıyla kullanılan iki farklı yaklaşım bulunmaktadır. Bu yaklaşımlar, şüpheli bölgelerin iz düşümlerini kolon lümeni içerisinden elde etmeye çalışarak radyologların sanal kolonoskopi incelemelerini taklit etmeye çalışmaktadır. Fakat bu işlem BT kolonoskopi ile görsel olarak kolaylıkla gerçekleştirilse de CAD sistemlerinde belirli sınırlamalarla karşılaşmaktadır.

Li ve arkadaşlarının [56], [57] gerçekleştirdikleri çalışmada iki boyutlu iz düşüm yöntemi kullanılmasının amacı 6-9 mm boyut aralığındaki polipler için elde edilen FP sayısının düşürülmesidir. Çalışmada elde edilen iz düşüm görüntülerinden dalgacık katsayıları çıkartılarak sınıflandırma işlemi yapılmıştır. Önerilen iz düşüm belirleme yönteminde, şüpheli bölgeler kolon içerisindeki en uygun bakış açısından fotoğraflanarak iz düşümleri elde edilmeye çalışılmıştır. Bu yöntemde, en uygun bakış açısının belirlenmesi ve fotoğraflama işleminde kullanılacak kameranın pozisyonu ve ışıklandırma yönü ideal iz düşümün elde edilmesini etkileyen faktörler olarak göze çarpmaktadır. Bu değişkenler optimize edilmesi zor olan parametrelerdir. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde, iz düşüm yöntemi ile elde edilen öznitelikler yardımı ile FP sayısı %56,6 oranında düşürülerek 5,38 sayısına çekilmiştir.

FP sayısını azaltmak amacıyla geliştirilen diğer yaklaşımda ise, Yao ve arkadaşları [58-60] iz düşüm görüntülerini ışın izleme yöntemi tabanlı olarak geliştirmişlerdir. Bu yöntemde, iz düşüm düzlemi üzerindeki görüntüler yükseklik haritalama yöntemi ile elde edilmiştir. Şüpheli bölgeler üzerine yerleştirilen iz düşüm düzlemleri belirli açılarla döndürülerek farklı yükseklik haritaları elde edilmiştir. İdeal iz düşüm görüntüsünü elde etmek amacıyla her döndürmede eşmerkez indeksi olarak tanımlanan katsayı hesaplanarak maksimize edilmiştir. Çalışmada ideal iki boyutlu görüntüyü elde etmek için kullanılan açı sayısının fazlalığı ve iz düşüm düzleminin konumu sınırlayıcı etkenler

olarak göze çarpmaktadır. İz düşüm düzlemi ile şüpheli bölge arasındaki mesafe fazla seçilirse düzlem kolon dışına çıkabilir. Bunun tam tersinde ise düzlemin şüpheli yüzeyi kesmesi mümkündür. Çalışmada elde edilen iz düşüm görüntülerinden elde edilen öznitelikler yardımı ile 6-9 mm arasındaki polipler için FP oranı 6,86'dan 3,09 değerine düşürülmüştür.

1.2 Tezin Amacı

10 mm'den büyük boyutlara sahip poliplerin kanser özelliği taşıyan lezyonlar olarak tanımlandığı ve BT incelemelerinde radyologlar tarafından başarıyla tespit edilebildiği bilinmektedir. Fakat bu tespit başarısı küçük boyutlu polipler için geçerli değildir. BT görüntü incelemelerinde, orta büyüklükte (6-9 mm) ve küçük (< 6 mm) polip yapılarının gözden kaçması ilerleyen dönemlerde bu yapıların büyümesine ve lezyon oluşturmasına neden olacaktır. Bu nedenle polip tespiti amacıyla geliştirilen CAD sistemlerinin bu boyutlardaki polip yapılarını doğru şekilde tespit edebiliyor olması oldukça önemlidir. Literatürde geliştirilen CAD sistemleri incelendiğinde büyük boyutlara sahip poliplerin belirlenmesinde başarı sonuçlarının umut verici düzeylere gelmesine rağmen orta ve küçük boyutlu polip yapılarının belirlenmesi ile ilgili yapılan çalışmaların azlığı dikkat çekmektedir. Ayrıca orta ve küçük boyutlu polip yapılarını içeren çalışmalarda ise başarı oranlarının istenilen seviyelerde olmadığı görülmektedir. Bunun nedeni olarak öne çıkan etmenler, kolon bölgesinin belirlenmesi işlemleri sırasında elde edilen düşük bölütleme başarısı ve polip olabilecek bölgelerin tespiti için geliştirilen yaklaşımların bu boyutlardaki polip yapılarında başarıyla sonuç vermemesi olarak tanımlanabilir. Bir diğer dikkat çeken konu ise orta ve küçük boyutlu poliplerin belirlenmesi işlemlerinde yüksek sayılarda FP oranı elde edilmesidir.

Bu çalışmanın amacı, özellikle orta ve küçük boyutlardaki poliplerin tespitine odaklanarak bu boyutlardaki polipler için yüksek başarı oranına ve düşük FP sayısına sahip tamamen otomatik olarak çalışabilecek bir CAD sistemi tasarlamaktır. Literatürde yapılan çalışmalar çoğunlukla kontrast madde kullanılan veya kullanılmayan BT görüntülerinin bölütlenmesine odaklanmıştır. Bunun nedeni, kontrast madde varlığının bölütleme işlemini iki sınıflı bir problemden üç sınıflı bir probleme çevirmesidir. Bu çalışmada, her iki tip BT çekiminde de bölütleme işlemini gerçekleştirebilen ve kontrast

madde ile örtülmüş kolon bölgesinde bulunabilecek polip yapılarını başarıyla tespit edebilen bir sistemin geliştirilmesi hedeflenmektedir.

1.3 Hipotez

Orta ve küçük boyutlu poliplerin belirlenmesinde kolon bölgesinin bölütlenme başarısının çok önemli bir faktör olduğu ve bu faktörün kademeli bir bölütleme algoritması ile etkili bir şekilde gerçekleştirileceği öngörülmektedir. BT çekimlerinde uygulanan farklı radyasyon dozları BT görüntülerindeki voksel yoğunluk değerlerini değiştirmektedir. Ayrıca kontrast madde kullanımı voksel yoğunluk değerlerini etkileyen bir başka faktördür. Bu nedenle, bölütleme işleminde uygulanabilecek herhangi bir eşikleme adımının sabit eşik değerleri yerine BT görüntüsündeki voksel yoğunluk değerlerine bağlı olarak değişen adaptif eşik değerleri ile yapılmasının bölütleme başarısını arttıracağı beklenmektedir.

Bölütleme işleminde üç sınıflı bir eşikleme sisteminin seçilmesi olası kontrast madde kullanımında kontrast sıvı ile dolu olacak kolon bölgelerinin belirlenmesini sağlayacağı düşünülmektedir. Böyle durumlarda kolonun hava ile dolu olan kısımları ile kontrast sıvı ile dolu olan kısımlarının ayrı ayrı belirlenmesi, olası kopukluk durumlarında kolon bölgesinin tamamının bölütlenmesini sağlayacağı öngörülmektedir.

Polip olabilecek aday bölgelerin belirlenme işleminde kullanılacak filtre şablonunun tek bir boyutta seçilmesi farklı boyutlardaki polip yapılarının belirlenmesini engelleyebilir. Bu nedenle farklı büyüklüklere sahip poliplerin tespit edilebilmesi için değişken boyutlara sahip filtre şablonlarının kullanılmasının başarıyı arttıracağı öngörülmektedir.

Polip olarak tespit edilen bölgelerde FP sayısını azaltmak adına uygulanacak filtreleme işlemlerinin polip bölgelerinin yapısına uygun olarak iki ve üç boyutlu seçilmesi CAD sisteminin karar başarısını arttıracağı öngörülmektedir.

Ayrıca polip olabilecek bölgelerin iki boyutlu iz düşümlerinin elde edilmesi FP sayısının azaltılmasında farklı bir bakış açısı sunacağı ve öznitelik çıkartım işlem yükünü azaltacağı düşünülmektedir.

Sınıflandırma başarısını arttırmak amacıyla komite yapısına sahip bir sınıflandırıcı yönteminin geliştirilmesi CAD sisteminin başarısını arttırırken olası hatalı çıkışların engellenmesi adına önemli bir faktör olacağı öngörülmektedir.

1.4 Orijinal Katkı

Geliştirilen CAD sisteminin kontrast maddeli ve kontrast maddesiz BT çekimlerinde kolon bölgesini başarılı bir şekilde bölütlemesi farklı BT cihazlarında, farklı hazırlık prosedürlerinde, farklı radyasyon dozları ve görüntü kesit kalınlıklarında polip tespiti için kullanılabileceğini göstermiştir. Bölütleme işleminin çekim koşullarına bağlı olarak adaptif şekilde eşik değerlerini belirlemesi ve kontrast madde kullanım koşullarından bağımsız şekilde çalışması bu başarıda önemli bir rol oynamaktadır. Literatürde tüm bu farklılıkları kapsayan bir CAD çalışmasına rastlanamamıştır.

Polip yapılarının şekilsel özelliklerini dikkate alarak polip tespiti için geliştirilen üç boyutlu Marr-Hildreth tabanlı sistem, literatürde kullanılan tespit sistemlerinden farklı bir yol izleyerek polip tespit problemine yaklaşmıştır. Farklı boyutlardaki polipleri belirlemek amacıyla, Gauss şablonunun farklı boyutlarda seçilmesi ile oluşturulacak çok ölçekli bir uzay yaklaşımı ilk kez bu çalışmada uygulanmıştır.

Çalışmada polip aday bölgelerinden ayırt edici özniteliklerin çıkartılması için üç boyutlu polip yapılarının ideal iki boyutlu iz düşümleri elde edilmiştir. İki boyutlu iz düşüm görüntülerini elde etmek için geliştirilen algoritma, literatürde polip iz düşümü elde etmek için kullanılan metotlarından farklı bir mantık kullanarak iz düşüm düzlemini sabit tutmuş ve çalışmalarda karşılaşılan ideal iz düşüm düzlemi belirleme problemlerinin önüne geçmiştir.

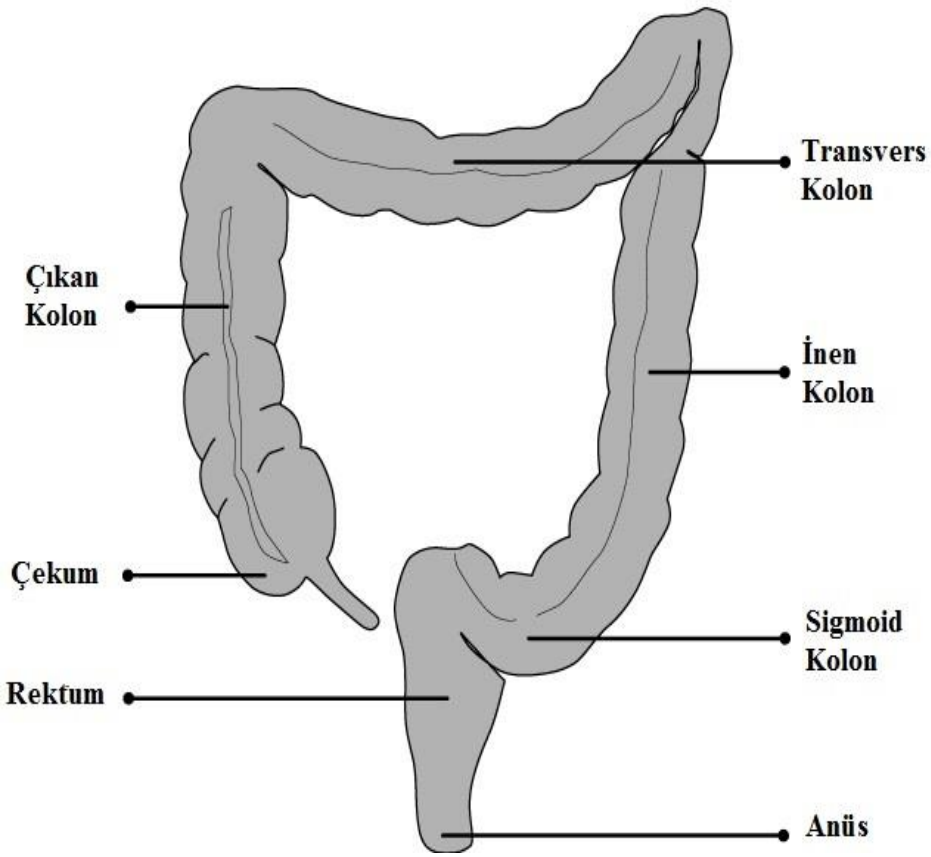
BÖLÜM 2

GENEL BİLGİLER

2.1 Kolon Anatomisi

Kolon, yaklaşık olarak 150 cm uzunluğunda ve Şekil 2.1'de verildiği gibi sırasıyla çekum, çıkan kolon, transvers (enine) kolon, inen kolon, sigmoid kolon ve rektumdan olmak üzere beş bölümden oluşan bir yapıya sahiptir. Kolon yapısının dış yüzeyinde boğumlu bir yapı mevcutken bu yapı iç yüzeyde mukoza çıkıntıları ile peristaltik hareketlere uygun olmak üzere birbirlerinden ayrılarak hareketli bir yapı oluşturur. Kolon yapısının ilk bölümü olan çekum karın boşluğunun sağ alt kısmında bulunan ve kolon yapısının en geniş kısmını oluşturan yapıdır. Çapı ortalama 8 cm civarında olup uzunluğu ise yaklaşık 4-8 cm arasında değişmektedir.

Çıkan kolon, kolon yapısının çekumdan başlayarak karaciğerin alt yüzeyine kadar yükselen ve ortalama 15-20 cm uzunluğunda değişen parçasıdır. Sağ kolon köşesinden başlayarak batını sağdan sola doğru kat eden transvers kolon ise yaklaşık 50 cm uzunluğunda olup kolon yapısının en uzun bileşenidir. Dalak önünde sol kolon köşesini oluşturarak aşağıya döner. Karaciğer, safra kesesi ve mide ile komşuluğu bulunmaktadır. Sol kolon köşesinden başlayarak sigmoid kolona kadar uzanan inen kolon ortalama 25-30 cm uzunluğunda olup sigmoid kolona kadar uzanmaktadır. İnen kolonun devamı olan sigmoid kolon yaklaşık 40 cm uzunluğunda olup kolon yapısının en dar kısmıdır. Burada kolon çapı yaklaşık 2,5 cm'ye kadar düşmektedir. İnce bağırsak, mesane ve kadınlarda uterus ile komşuluğu bulunmaktadır.



Şekil 2. 1 Kolon anatomisi

2.2 Kolorektal Polip ve Teşhis Yöntemleri

Polipler kalın bağırsak yüzeyini saran mukoza tabakasının lümen içine doğru anormal büyümesi sonucunda meydana gelen oluşumlardır. Bu yapılar konveks yapılar olabildikleri gibi bağırsak duvarına bir uzantı ile bağlı olacak şekilde de gelişebilirler. Genetik ve çevresel faktörlerden kaynaklanan kanser yapıcı genler nedeniyle polipler kalın bağırsakta büyüyerek kanser oluştururlar. Şekil 2.2'de tipik bir polip yapısı verilmiştir [61].

Yetişkinlerde %15-20, 50 yaş üzerinde %40-50 oranında gözlenen poliplerin genellikle iyi huylu olmalarına rağmen kolon kanserlerinin %95'ten fazlasının polip zemininde geliştiği görülmüştür [62]. Amerikan Kanser Enstitüsü istatistiklerine göre, kolon kanseri; erkeklerde prostat kanseri ve akciğer kanserini takiben üçüncü sırada ve kadınlarda ise meme kanseri ve akciğer kanserini takiben yine üçüncü sırada görülen kanser türüdür [63]. Kolon kanserlerinin yaklaşık %10-15 kadarı ailesel yatkınlığa bağlıyken geri kalan ve en sık görülen sebep olarak çevresel faktörler gösterilebilir.



Şekil 2. 2 Kolorektal polip örneği

Kolonik poliplerin erken teşhisi, kolon kanserlerinin önlenmesi ve tedavi edilmesinde oldukça önemlidir. Bu amaçla, dışkıda gizli kan testi, baryumlu kolon grafileri, sigmoidoskopi, kolonoskopi ve sanal kolonoskopi gibi tarama yöntemleri ile polip tespiti yapılabilmektedir.

2.2.1 Dışkıda Gizli Kan Testi

Dışkıda gizli kan testi uzun yıllardır kullanılan ucuz ve kolay bir yöntemdir. Fakat bu yöntemde sadece testin yapıldığı anda kanser veya polip hücrelerinde kanama varsa lezyon bölgeleri belirlenebilir. Kolon kanser hücrelerinin %50'si poliplerin ise sadece %10'u bu test ile tespit edilebilecek kadar kanar [64]. Bu nedenle güvenilir bir tarama yöntemi değildir.

2.2.2 Baryumlu Kolon Grafileri

Baryumlu kolon grafileri yöntemi, kolon yapısının incelenmesi adına batın bölgesinin X ışınları ile görüntülenmesidir. Uygulamanın iki farklı yönteminden biri olan tekil kontrast tekniğinde kolonun X ışınları ile görüntülenmesinden önce kalın bağırsağa rektum yolu ile baryum sülfat enjekte edilmektedir. İkinci yöntemde ise baryum sülfat

öncesinde rektumdan kalın bağırsağa hava verilmektedir. Gluecker ve arkadaşlarının 600'den fazla hasta üzerinde yaptıkları çalışmada sanal kolonoskopi ile baryumlu kolon grafi teknikleri karşılaştırılmıştır. Hastalar ile yapılan görüşmelerde, ikinci bir görüntülemeye ihtiyaç duyulması durumunda hazırlık prosedürleri nedeni ile hasta popülasyonun %97'sinin sanal kolonoskopi yöntemini tercih edecekleri sonucuna varılmıştır [65].

2.2.3 Sigmoidoskopi

Sigmoidoskopi yöntemi, eğilip, bükülebilen bir cihaz ile kolonun anüse yakın olan sol yarısının incelenmesidir. Sigmoidoskopi ile rektum, sigmoid kolon ve inen kolonun incelenmesi sağlanabilir. Bu yöntem ile polip ile karşılaşılırsa hasta kolonoskopi yöntemine yönlendirilmektedir. Sigmoidoskopinin çekum, çıkan kolon ve transvers kolonda bulunabilecek poliplerin tespitinde kullanılması mümkün değildir. İşlem öncesinde bağırsak temizlik prosedürlerine ihtiyaç duyulsa da hastaya ağrı kesici uygulaması yapılmaz. Patel ve Hoffman tarafından gerçekleştirilen çalışmada kolonun sadece sol yarısının incelenmesinin kolon içerisinde oluşabilecek poliplerin %23'ünün gözden kaçmasına neden olacağı açıklanmıştır [66].

2.2.4 Kolonoskopi

Kolonoskopi yöntemi, kolorektal polip ve kanser dokularının belirlenmesinde yukarıda bahsedilen yöntemlere göre başarı oranı en yüksek olan görüntüleme tekniğidir [67], [68]. Kolonoskopi işlemi uzman gastroenterologlar tarafından bir kolonoskop yardımı ile kolon yapısının tamamının görüntülenmesi işlemidir. Bu yöntem ile tanı koymanın yanı sıra doku örneği alabilmek, polip çıkartabilmek ve kanama bölgesine müdahale edebilmek mümkündür. İşlemin ağrılı bir sürece neden olmasından dolayı hastaya sakinleştirici ve ağrı kesici verilmesi gerekmektedir. Ayrıca kolonoskopi yönteminin uygulanabilmesi için bağırsak temizlik işlemlerinin gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Bu nedenlerden dolayı, kolonoskopi invazif, zaman alan, pahalı ve karmaşık bir prosedür olarak tanımlanmaktadır. Bu işlemde kolon yapısında %0,01 oranında delik açma olasılığı ve %0,001 oranında mortalite görülmektedir [69], [70]. Bununla birlikte

kolonoskopi uygulanan hastaların %5'inde işlem çekuma ulaşamadan yarım bırakılmaktadır [69], [71].

2.2.5 Sanal Kolonoskopi

Sanal kolonoskopi son yirmi yıl içerisinde gelişim gösteren ve polip tespitinde kullanılmaya başlanan görüntüleme tekniğidir. Sanal kolonoskopi kavramı ilk kez 1994 yılında ortaya çıkmış [4] ve Hara ve arkadaşları tarafından 1996 yılında ilk yapay kolon modeli oluşturulmuştur [72]. Bu metot kısaca, BT görüntülerinden elde edilen iki ve üç boyutlu kolon yapılarının uzman radyologlar tarafından incelenmesi olarak tanımlanabilir. Sanal kolonoskopi, kolonoskopi işlemine alternatif olarak geliştirilmiş bir yöntemdir. BT çekimleri süresince herhangi bir ağrı kesici veya sakinleştiriciye ihtiyaç duyulmamaktadır. Ayrıca işlemin kısa bir süre içerisinde tamamlanması ve invazif olmayan bir yöntem olarak tanımlanması nedeni ile birçok araştırmacı tarafından önerilen bir yöntem olmuştur [73]. Literatürde yapılan çalışmalar sonucunda sanal kolonoskopi yöntemi ile polip tespit başarısının konvensyonel kolonoskopi başarısını yakaladığı belirtilmiştir [74-78]. Sanal kolonoskopinin başarılı bir tarama yöntemi olmasına rağmen uzman radyologlar tarafından görsel olarak incelenmesi oldukça uzun zaman almaktadır. Bunun nedeni incelenecek veri setinin BT çekim kalınlığına bağlı olarak büyük boyutlara ulaşmasıdır. Ayrıca işlem sırasında göz yorulması [13] gibi insan faktörüne bağlı olarak gerçekleşecek hatalar nedeni ile limitleri bulunmaktadır.

2.3 Bilgisayarlı Tomografi

BT görüntüleri belirli bir kesit kalınlığına sahip olup, dokuların yoğunluk değerlerini ifade eden voksel hacim elemanlarından oluşmaktadır. Burada voksellerin yoğunluk değerleri Hounsfield birimi (HU) ile ifade edilmektedir. BT görüntüleri güvenli, kullanımı kolay ve taşınabilir olmaları nedeniyle, tıp alanında tanı ve tedavi amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Bilgisayarlı tomografide X-ışınları yardımıyla vücudun istenen bölgelerinden kesitler şeklinde görüntüler elde edilebilir. Bu kesitler önden arkaya, yukarıdan aşağıya veya sağdan sola olabilir. Ayrıca kesitler birbirleriyle birleştirilerek üç boyutlu görüntüler elde edilebilir. Bu şekilde soluk borusunun, yemek borusunun, midenin, ince ve kalın bağırsakların, damarların ve idrar yollarının haritalandırılması

mümkün olmaktadır. BT görüntüleri özellikle organların, yumuşak doku ve kemiklerin şekil ve yerleşimini oldukça net gösterir. Şekil 2.3'te BT görüntülerinden bir kesit verilmiştir.

BT tarama protokollerinde her hasta için sırtüstü ve yüzüstü olmak üzere iki farklı tarama işlemi yapılmaktadır. Bunun nedeni çekimler sırasında ortaya çıkabilecek birbirinin üzerine binmiş kolon bölgelerinin ortadan kaldırılmasıdır. Ayrıca çift yönlü çekim protokolü ile dışkı veya sıvı nedeniyle taramalar esnasında gizlenmiş kolon detaylarının belirlenmesi ve gizli kalabilecek poliplerin ortaya çıkartılması mümkün olmaktadır. Fletcher ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada sırtüstü çekimlerde polip tespitinin %15 oranında daha başarılı olduğu belirtilmiştir [74].

Ayrıca, BT kesit kalınlığına yakın veya daha küçük poliplerin tespiti, gözle yapılan incelemeler esnasında radyologları zorlayan etmenlerden biridir. Kesit kalınlığının etkisi Muhal ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada kesit kalınlığındaki 1 mm'lik artışın polip tespitinde yaklaşık %5'lik bir düşüşe neden olacağı ortaya çıkartılmıştır [61]. Güncel tarama cihazlarında kesit kalınlığı 0,5 mm'ye kadar inceltilmiştir.



Şekil 2. 3 BT görüntü kesiti

BT çekim hazırlıklarında hekimler tarafından kullanımına karar verilen kontrast madde, dışkı veya sıvı nedeniyle taramalar esnasında gizlenmiş kolon detaylarının belirlenmesi ve gizli kalabilecek poliplerin ortaya çıkartılması için kullanılır. İyot tabanlı olan kontrast maddeler, BT çekimleri esnasında içinden geçen X ışınlarını tutarak bulundukları bölgenin yüksek HU yoğunluk değerlerinde görünmesini sağlarlar. Morrin ve arkadaşları yaptıkları çalışmada kontrast madde kullanımının orta boy poliplerin (6-9 mm) belirlenme başarısını %58'den %75'e çıkarttığı bulunmuştur [79].

BT çekimi hazırlık prosedürlerinden göze çarpan bir diğeri ise kolon bölgesinin işlem öncesi şişirilmesidir. Bu işlem, ince bir borunun anüs yolu ile 5-6 cm ilerletilmesi ve boru vasıtasıyla kolon bölgesinin CO_2 gazı ile doldurulması olarak tanımlanabilir. Uygulanan bu işlemin amacı BT görüntülerinde dışkı veya sıvı nedeniyle karşılaşılabilecek blokaj durumlarının engellenmesidir.

BÖLÜM 3

MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Materyal

Bu tez çalışmasında kullanılan BT görüntüleri, geliştirilen CAD sisteminin farklı cihaz ve hazırlık prosedürlerinde polip bölgelerini başarıyla tespit edebilmesi için üç farklı hastanenin radyoloji bölümleri tarafından temin edilmiştir. Çalışmada kullanılan veri setleri sırasıyla İstanbul Üniversitesi Çapa tıp fakültesi radyoloji anabilim dalı, İstanbul Liv Hospital radyoloji kliniği ve C.D. Johnson ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen [80] BT çekimlerden elde edilmiştir. Otuz farklı hastadan elde edilen BT görüntüleri, uzman radyologlar tarafından incelenerek polip lokasyonları belirlenmiştir. Altı hastada ≤ 5 mm, onaltı hastada 6-9 mm, beş hastada ≥10 mm ve üç hastada ise hem 6-9 mm hem de ≤ 5 mm boyutlarında polip tespit edilmiştir. Polip yapıları, kolon içerisinde hem kontrast sıvı hem de hava dolu bölümlerde bulunmaktadır. Her hastaya standart hazırlık prosedürleri olan bağırsak temizlik işlemleri uygulanmış, tüm kolon hastaların toleransına göre CO_2 ile şişirilmiştir. Tüm taramalar minimum 16 detektörlü BT tarayıcıları ile gerçekleştirilmiş, çekim işlemleri her hasta için sırtüstü ve yüzüstü olmak üzere iki kez tekrarlanmıştır. Elde edilen görüntüler 512x512 boyutlarındadır. Çapa radyoloji anabilim dalından tedarik edilen görüntüler, 0,5 mm kalınlığında ve 0,4 mm yeniden yapılandırma aralığındadır. Çekimler 100 mA ve 120 kV değerlerinde yapılmıştır. Çekim öncesinde kontrast madde kullanılmıştır. Liv Hospital'den elde edilen görüntüler 0,625 mm kalınlığında olup yeniden yapılandırma aralığı 0,3 mm'dir. Çekimler hastaların kilolarına bağlı olarak, 100-275 mA ile 120-140 kV değerlerinde yapılmıştır. Hekim kararına bağlı kontrast madde kullanılmıştır. Kontrast madde içermeyen çekimler de mevcuttur. C.D. Johnson ve arkadaşları tarafından

gerçekleştirilen çekimlerde elde edilen görüntüler 1 mm ile 1,25 mm aralığında değişmektedir. 0,8 mm yeniden yapılandırma aralığına sahiptir. Çekimler hastaların kilolarına bağlı olarak, 100-300 mA aralığında 11 farklı değerde değişirken, voltaj değerleri 120-140 kV aralığında seçilmiştir. Hekimin kararına göre kontrast madde kullanılmıştır. Kontrast madde içermeyen çekimler de mevcuttur. Çizelge 3.1'de çalışmada kullanılan poliplerin boyut bilgileri verilmiştir.

Çizelge 3.1 BT görüntülerinde bulunan polip sayıları

AD	6 mm'den Küçük Polip Sayısı	6-9 mm Arasında Bulunan Polip Sayısı	9 mm'den Büyük Polip Sayısı
BT 1	0	1 [9 mm]	0
BT 2	0	1 [8 mm]	0
BT 3	1 [5 mm]	0	0
BT 4	0	1 [7 mm]	0
BT 5	0	2 [7 ve 8 mm]	0
BT 6	0	1 [6 mm]	0
BT 7	0	1 [9 mm]	0
BT 8	0	1 [7 mm]	0
BT 9	0	1 [8 mm]	0
BT 10	0	1 [7 mm]	0
BT 11	0	1 [7 mm]	0
BT 12	0	1 [8 mm]	0
BT 13	1 [3 mm]	1 [8 mm]	0
BT 14	1 [4 mm]	0	0
BT 15	0	1 [6 mm]	0
BT 16	0	1 [6 mm]	0
BT 17	2 [5 ve 5 mm]	2 [6 ve 7 mm]	0
BT 18	0	0	1 [10 mm]
BT 19	0	0	1 [11 mm]
BT 20	0	0	1 [25 mm]
BT 21	0	0	1 [12 mm]
BT 22	0	0	1 [11 mm]
BT 23	0	1 [8 mm]	0
BT 24	0	1 [7 mm]	0
BT 25	0	1 [6 mm]	0
BT 26	0	0	1 [12 mm]
BT 27	0	1 [6 mm]	0
BT 28	0	1 [6 mm]	0
BT 29	2 [3 ve 3 mm]	1 [6 mm]	0
BT 30	0	1 [6 mm]	0
TOPLAM	**7**	**24**	**6**

3.2 Geliştirilen CAD Sisteminin Genel Yapısı

Bu tez çalışmasında geliştirilen CAD sisteminin genel yapısı Şekil 3.1'de verildiği gibi kolonun bölütlenmesi; polip aday bölgelerinin belirlenmesi; öznitelik çıkartılması ve sınıflandırılması olarak tanımlanabilecek üç ana adımdan oluşmaktadır.

Polip aday bölgelerinin elde edilmesinde CAD sisteminin birinci adımı olan kolon bölgesinin bölütlenmesi işlemi kritik bir öneme sahiptir. Bunun nedenlerinden biri bölütleme işleminin kalitesinin polip aday bölgelerinin elde edilmesine direkt etkide bulunacak olmasıdır. Bölütleme işleminde kolon yapısı dışında kalan herhangi bir polip CAD sisteminin diğer adımlarına ulaşamayacaktır. Ayrıca bu işlemde ince bağırsak gibi kolon dış yapıların bölütleme sisteminden geçmesi FP sayısının artmasına neden olacaktır. Kolon yapısı her ne kadar tek bir parçada süreklilik gösterse de kolon içerisinde bulunabilecek dışkı artıklarından veya hazırlık prosedürlerinden biri olan bağırsak şişirme prosedüründen kaynaklanacak nedenlerle bölütleme işleminde sürekliliğini kaybedebilir. Bölütleme işleminde sürekliliğini kaybetmiş kolon parçalarından birinin göz ardı edilmesi bu bölgede bulunabilecek poliplerin gözden kaçması anlamına gelmektedir. Ayrıca kolon belirleme işlemi, kontrast maddenin varlığına bağlı olarak iki sınıflı (hava-doku) bir bölütleme probleminden üç sınıflı (hava-doku-sıvı) bir bölütleme problemine dönüşebilmektedir.

Bu nedenlerden dolayı bölütleme algoritmasının ilk adımında BT görüntülerinin voksel yoğunluk özelliklerine göre değişkenlik gösteren adaptif bir eşikleme sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde hava ve sıvı bölgeleri eşik değerlerine bağlı olarak ayrı ayrı bölütlenmektedir.

Kolonun hava ile dolu olan bölgesinin bölütlenmesi için öncelikle vücudun etrafında bulunan boşluk yok edilerek kalan hava bölgeleri üç boyutlu şekilde etiketlenmiştir. Akciğerler, etiketleme ile elde edilen büyük hacme sahip bölgelerden biridir. Bir sonraki adımda akciğer etiketine sahip bölgelerin belirlenmesi ve yok edilmesi işlemi gerçekleştirilmiştir. Daha sonra, ilgi alanı içerisinde kalan küçük hacim ve uzunluğa sahip ince bağırsak parçacıklarının bölütlenecek yapıdan çıkartılması gerekmektedir. Bu işlemi gerçekleştirebilmek için etiketlenmiş hava bölgelerinin hacim/uzunluk oranları hesaplanarak ayırt edici bir özellik olarak kullanılmıştır.

Kontrast sıvı ile dolu olabilecek bölgelerin belirlenme işleminin ilk adımı, adaptif eşik değerinin üzerinde kalan voksel değerlerinin üç boyutlu olarak etiketlenmesidir. İkinci adımda ise kolon sıvı bölgeleri ile birlikte eşikten geçebilecek kemik yapılarının yok edilmesi gerçekleştirilmiştir. Kemik bölgelerinin eliminasyon işlemi sonrasında geriye kalan etiketli bölgelerden kolon parçası olanların belirlenmesi gerekmektedir. Bu amaçla kural tabanlı bir bağlantı testi geliştirilmiştir.

Bölütleme işleminin son adımında ise veri kaybını önlemek amacıyla, hava-sıvı bölgeleri birleştirilerek FCM kümeleme algoritmasının girişine uygulanmıştır. Kümeleme algoritmasının sonucunda ise kolon yapısının son hali elde edilmiştir.

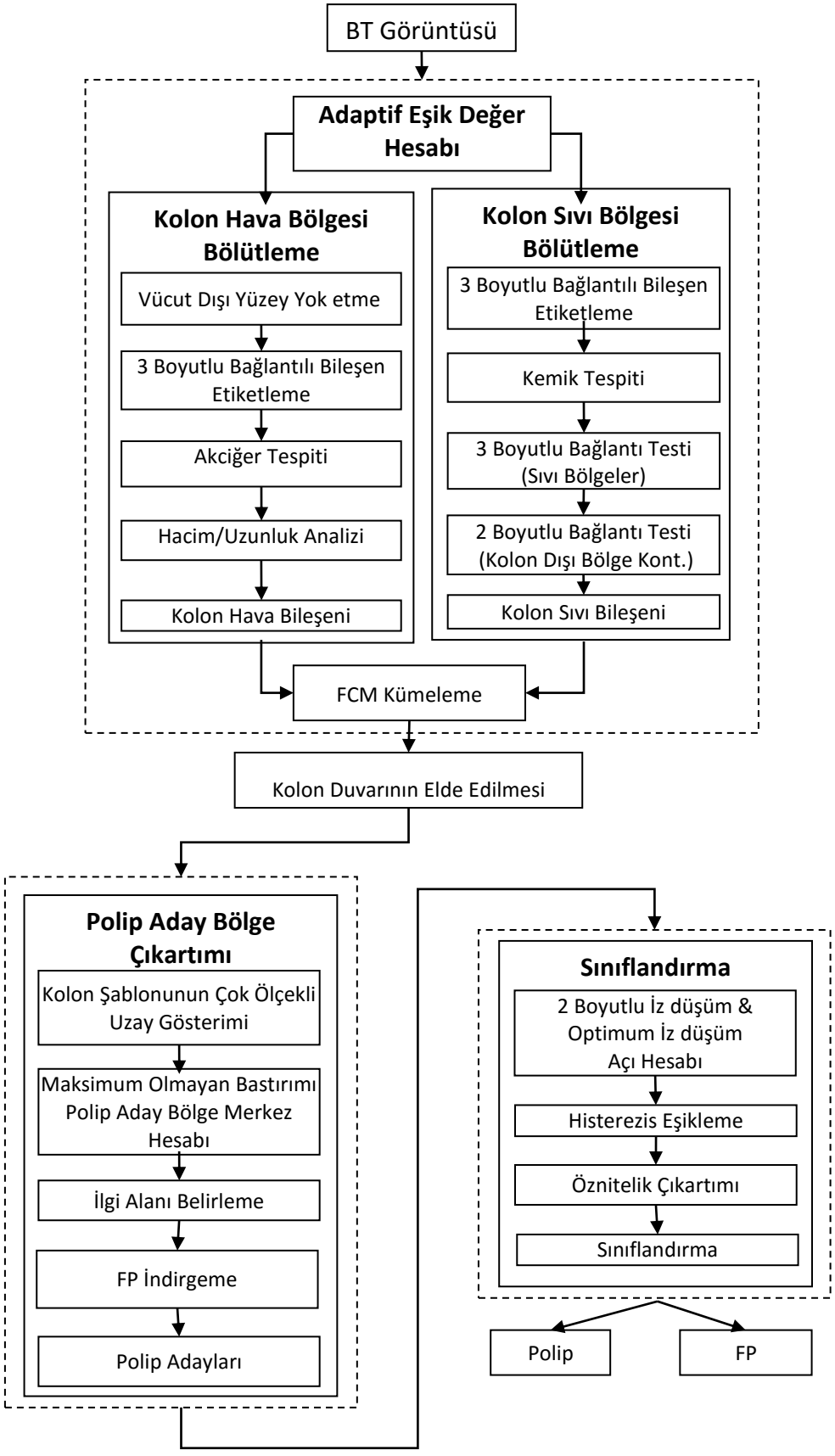
Polip yapılarının farklı şekil ve boyutta olmaları nedeni ile polip aday bölgelerinin belirlenmesi kritik bir işlemdir. Dışkı kalıntıları ve kolon boğumları gibi yapıların polip benzeri özellikler göstermesi de olasıdır. Bu nedenle polip olabilecek şüpheli bölgelerin doğru bir şekilde tespit edilebilmesi için uygun ölçütlerin kullanılması oldukça önemlidir.

Genel olarak polip yapıları konveks bir geometriye sahiptir ve üst kısımları eliptik bir kavis yapmaktadır. Polip şekli hakkında bilinen bu özellikler ışığında geliştirilen CAD sisteminin ikinci adımı, üç boyutlu eliptik geometriye sahip şüpheli kitlelerin belirlenmesine odaklanmıştır.

Şüpheli aday bölgelerin belirlenmesinin ilk basamağında, eliptik geometriye sahip bölgeler üç boyutlu LoG filtresi tabanlı geliştirilen yöntem ile potansiyel polip bölgesi olarak belirlenmiştir. Ayrıca şüpheli bölgelerin merkez noktaları ve sınırları LoG filtresinin çıkışları kullanılarak hesaplanmıştır.

Daha sonra filtre çıkışında elde edilen şüpheli bölgelerden FP olanları belirlemek için her bir aday bölgeye iki ve üç boyutlu şekil uydurma yöntemleri uygulanarak tespit sisteminden geçen yanlış hesaplamaların azaltılması sağlanmıştır.

Tez çalışmasında önerilen CAD sistemi Matlab R2014a programı kullanılarak Intel i5 2.3 GHz işlemcili 8 GB RAM kapasitesine sahip bilgisayar ile geliştirilmiştir.



Şekil 3. 1 CAD sisteminin genel yapısı

Bir CAD sisteminin çıkışında elde edilen FP sayısı algoritmanın güvenilirliğini etkileyen önemli faktörlerden birisidir. CAD sistemlerinin geliştirilme amacı tanı ve teşhis süresinin kısaltılması açısından radyologlara yardımcı olmaktır. Çok sayıda FP yapı tespit eden CAD sistemi, sonuçları inceleyecek radyologlar için fazla iş yükü ortaya çıkartacaktır. Bu problemi engellemek adına CAD sistemlerinin son basamağında şüpheli bölgelerden elde edilecek öznitelikleri sınıflandırarak FP sayısını azaltacak sistemler bulunmaktadır.

İşlem yükü ve karmaşıklığı açısından üç boyutlu yapılardan öznitelik çıkartmak zorlu bir görevdir. Geliştirilen CAD sisteminde bu zorluklara çözüm üretmek adına üç boyutlu polip aday bölgelerinin iki boyutlu ideal iz düşüm görüntüleri elde edilmiştir. Bu iz düşüm görüntüleri histerezis eşikleme yöntemi ile ikili değerlere dönüştürülerek elde edilen görüntülerden şekilsel öznitelikler çıkartılmıştır. Hesaplanan öznitelikler, komite yapısına sahip çok katmanlı algılayıcı (ÇKA) ile sınıflandırılarak CAD sisteminin nihai sonuçları hesaplanmıştır.

3.3 Otomatik Kolon Bölütleme

Kolon bölgesinin BT görüntülerinden elde edilmesi işlemi BT çekim hazırlık aşamalarına bağlı olarak iki farklı bölütleme problemini ortaya çıkarmaktadır. Bu problemlerin birincisi hastaya çekim hazırlıklarında oral kontrast maddenin verilmediği durumlarda ortaya çıkar. Böyle durumlarda kolon şişirme işlemi başarı ile gerçekleştirilebilmiş ise BT görüntülerinde kolon yapısı rektumdan çekuma kadar süreklilik gösterir. Bu tarz BT görüntülerinde bölütleme kolaylıkla yapılabilecek bir işleme dönüşmektedir. Burada işlem kolaylığını sağlayan doku ile hava bölgelerinin voksel yoğunluk değerleri arasındaki büyük farktır. Bu fark yardımı ile hava ile dolu olan bölgeler rahatlıkla belirlenebilir. Ayrıca kolon, bu tarz durumlarda tek parça halinde bulunacağından hava bölgeleri arasında en büyük hacme sahip yapı olacaktır. Hava bölgeleri arasında en büyük hacmin belirlenmesi ile kolon yapısı elde edilebilir.

Kolonun şişirilme işleminin istenen düzeyde yapılamadığı durumunda ise dışkı artıklarının kolonun bir kısmını tamamen doldurma olasılığı bulunmaktadır. Böyle durumlarda kolon yapısı sürekliliğini kaybederek BT görüntülerinde birden fazla yapı formunda gözlemlenebilir. Bu durum blokaj olarak da isimlendirilebilir. Böyle

durumlarda kolon yapısının elde edilebilmesi için bütün yapıların ayrı ayrı belirlenmesi gerekmektedir.

Kontrast maddenin kullanıldığı BT çekimlerinde ise bölütleme problemine üç sınıflı bir yaklaşımda bulunmak gerekmektedir. Bunun nedeni doku ve hava yoğunluk değerlerinin yanında kontrast sıvı ile dolu olan kolon bölgelerinin yoğunluk değerlerinin de BT görüntülerinde yer alacak olmasıdır. Ayrıca BT görüntülerinde hava ile sıvı bölgelerinin arasında, hava bölgesinin ve sıvı bölgesinin yoğunluk değerlerine benzemeyen bir sınır bölgesi ortaya çıkacaktır.

Literatürde çoğunlukla kontrast maddeli BT çekimlerinin bölütlenme işlemi üç sınıflı problemin iki sınıflı probleme indirgenmesi ile yapılmaya çalışılmaktadır. Bu amaçla geliştirilen sistemler, dijital temizlik olarak adlandırılan [81-84] yöntemlerle kolonun kontrast sıvı ile dolu bölgelerinin yoğunluk değerlerini hava dolu bölgelerinin yoğunluk değerlerine benzetmeye çalışarak hava ve kontrast sıvı sınır bölge probleminin çözümüne odaklanmaktadır. Bu işlemlerde uygulanan yoğunluk dönüşümleri nedeni ile kolon duvar voksellerinde veri kaybetme olasılığı ortaya çıkmaktadır.

Yapılan çalışmada ise her türlü çekim durumu üç sınıflı bir problem olarak incelenerek bölütleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Böylece kolon yapısı hakkında bilgi taşıyan voksellerde herhangi bir veri kaybı önlenmeye çalışılmıştır. FCM kümeleme işlemi esnasında kurulan kural tabanlı mantık ile BT görüntülerinin kontrast maddeli olup olmadığı belirlenmiştir.

3.3.1 Otomatik Eşik Değeri Belirleme

BT çekimlerinde oral kontrast maddenin kullanımı, kesit kalınlığı veya radyasyon dozu değişimlerinden dolayı kolon bölgesinin bölütlenmesinde evrensel bir eşik değer kümesinin seçilemeyeceği oldukça açıktır. Hava ve doku vokselleri arasında belirleyici bir yoğunluk farkı olmasına rağmen kontrast sıvının kolon içerisinde aldığı yoğunluk değerlerinin 100-400 HU arasında değişebildiği bilinmektedir [85].

Bu nedenlerden dolayı, kolon bölgesinin bölütlenmesinde seçilecek uygun eşik değerlerinin ya kullanıcı tarafından dışarıdan girilmesi ya da otomatik eşik belirleme stratejileri ile belirlenmesi gerekmektedir.

Bu amaçla bölütleme işleminin tamamen otomatik şekilde gerçekleşmesi için Otsu eşikleme metodunun [86] gelişmiş bir versiyonu olan üç sınıflı bir eşikleme yöntemi geliştirilmiştir.

Geliştirilen yöntem, $\{T_1, T_2\}$ olarak verilen eşik değerlerinin BT voksel yoğunluk değerlerini [M,...,T_1], [T_1+1,...,T_2] ve [T_2+1,...,L] aralıklarında üç farklı sınıfa böldüğünü varsaymaktır. Burada M, BT görüntülerinin minimum yoğunluk değerini L ise maksimum yoğunluk değerini ifade etmektedir. $\{T_1^*, T_2^*\}$ olarak tanımlanan en uygun eşik değerlerini elde edebilmek için sınıflar arasındaki varyans değeri σ_B^2 diskriminant analizi yöntemi ile maksimize edilmelidir.

$$\{T_1^*, T_2^*\} = Arg\{Max(\sigma_B^2(T_1, T_2))\} \quad (3.1)$$

$$\sigma_B^2 = \sum_{k=1}^{3} \omega_k(\mu_k - \mu_T)^2 \quad (3.2)$$

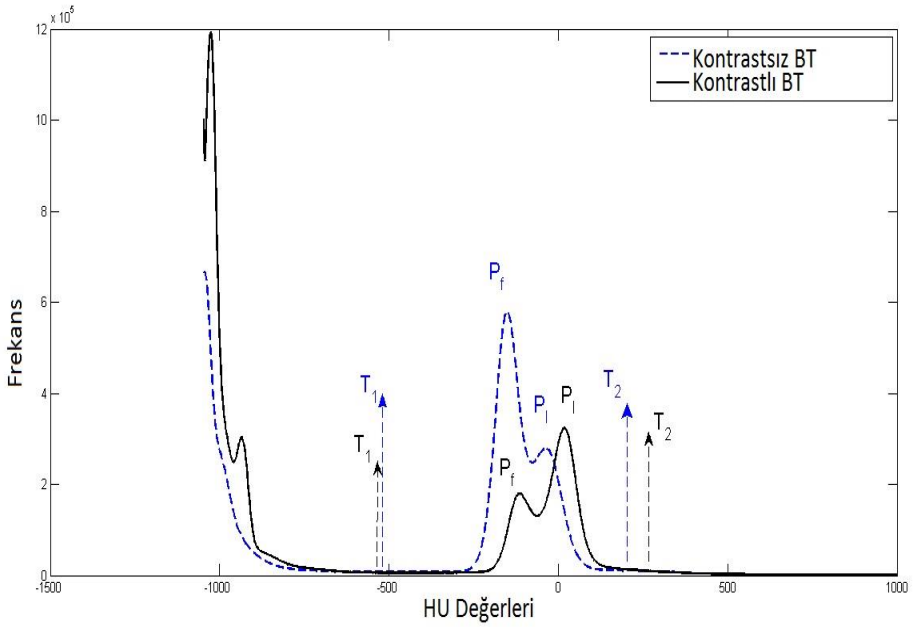
Burada ω_K sınıf olasılıklarını ifade ederken μ_K sınıfların ortalama yoğunluğunu μ_T ise BT veri setinin ortalama yoğunluğunu göstermektedir.

Çalışmada eşik belirleme yönteminden otomatik olarak elde edilen T_1* alt eşik değeri hava vokselleri ile doku voksellerini birbirinden ayırmak için kullanılmıştır. Farklı BT görüntülerinde hesaplanan T_1* eşiğinin aldığı değerler incelendiğinde, birbirine yakın sonuçların elde edildiği (-500 HU civarı) ve hava vokselleri ile doku voksellerini uygun değerlerde ayırdığı gözlemlenmiştir.

T_2* üst eşik değeri ise kontrast sıvı ile dolu olan bölgeleri doku bölgelerinden ayırmak için kullanılmaktadır. Kontrast maddenin kullanımına bağlı olarak üst eşik değerinin farklı BT görüntülerinde ortalama 220 HU civarı bir değişime uğradığı hesaplanmıştır. Otomatik olarak hesaplanan T_2* eşik değeri ile yüksek yoğunluk değerine sahip bölgelerin (kontrast sıvı ve kemik yapıları) uygun şekilde doku bölgelerinden ayrıldığı gözlemlenmiştir. Bazı BT görüntülerinde ince bağırsağın istenmeyen parçaları da üst eşik değerinden geçmektedir. Eşikleme işlemi sonucunda kolon yapısının hava cepleri ile sıvı ceplerinin kesiştiği bölgelerde T_1* ve T_2* eşik değerleri arasında kalan sınır bölgeleri oluşmaktadır. Bölütleme işleminin ilerleyen adımlarında bu sınır bölgelerinin

yardımıyla kolon yapısının hava ve sınır bölgeleri kural tabanlı geliştirilen yöntem ile belirlenecektir. Böylece ince bağırsak parçaları gibi olası istenmeyen bölgeler bölütleme sonuçlarının dışında bırakılacaktır.

Şekil 3.2'de çekim öncesinde kontrast madde kullanılan ve kullanılmayan iki BT görüntüsünün histogramı ve eşik belirleme yönteminden elde edilen sonuçlar verilmiştir. Burada T_1 olarak gösterilen değerler alt eşik noktalarını, T_2 olarak gösterilen değerler üst eşik noktalarını, P_f ve P_l olarak gösterilen tepe noktaları sırasıyla yağ ve kas dokularının yaklaşık ortalamalarını göstermektedir. Şekil 3.3'te ise otomatik eşik belirleme işleminin çıkışında elde edilen görüntülerden bir kesit verilmiştir. T_1* eşiğinin altında kalan bölgeler bir, T_1* ile T_2* arasında kalan bölgeler iki, T_2* eşiğinin üzerinde kalan bölgeler üç ile etiketlenmiştir. Kırmızı ile işaretlenen bölgeler hava ile kontrast sıvı arasında ortaya çıkan sınır bölgelerini göstermektedir.



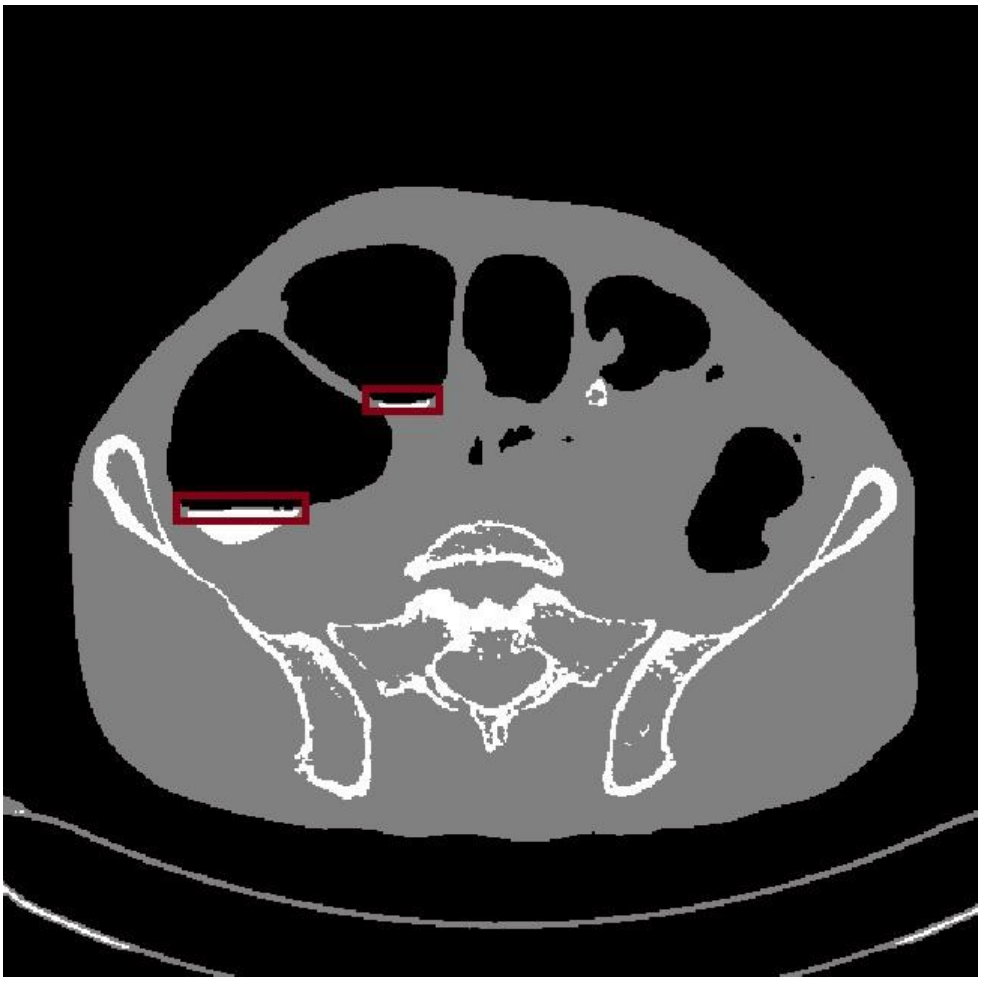
Şekil 3. 2 İki farklı BT görüntüsünün histogramı

3.3.2 Kolon Yapısının Hava Bileşenini Belirleme

Kolon yapısının hava bileşenini belirleme işleminin ilk adımında, dış bölge olarak tanımlayabileceğimiz vücudun dışında kalan voksel bölgelerinin belirlenip bölütleme işleminden çıkartılması gerekmektedir. Bu işlemin nedeni bu alanların kolon yapısı içerisinde bulunan hava cepleri ile aynı etiket değerine sahip olmasıdır. Bu işlemi

gerçekleştirmek için BT görüntülerinin ilk kesitinin sol üst vokseli tohum olarak seçilmiştir. Üç boyutlu, altı komşuluğa sahip standart RG [87] algoritması eşikleme işleminin çıktılarına uygulanmıştır. İşlem sonunda birbirlerine bağlı voksel değerleri sıfır olarak etiketlenmiştir.

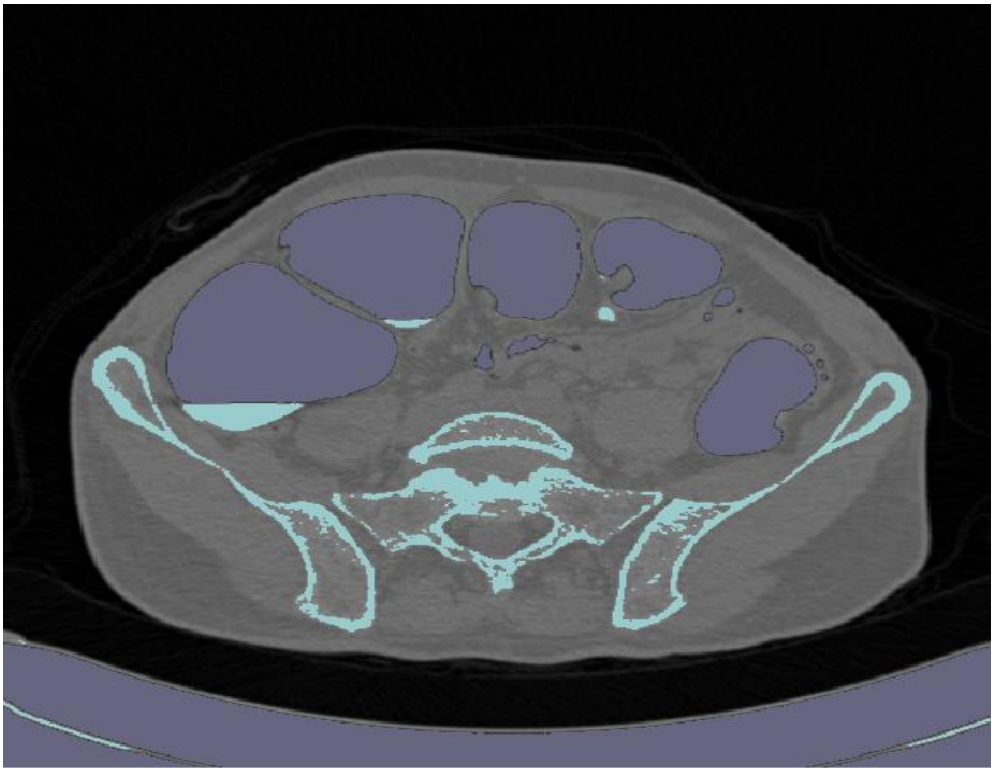
RG algoritmasının çalışma mantığı, başlangıç tohum vokselinden başlayarak her voksel için komşu altı vokselin taranması ve tohum vokseli ile aynı etiket değerine sahip voksellerin belirlenmesi olarak ifade edilebilir.



Şekil 3. 3 BT görüntü kesiti ve otomatik eşikleme çıkışı

Bu işlemin sonucunda genel beklenti akciğer, kolonun hava cepleri ve ince bağırsağın küçük bir kısmı dışında hava olarak etiketlenmiş bir yapının kalmamasıdır. Fakat bazı görüntülerde BT tarayıcısının mekanik parçaları nedeniyle RG işlemi tüm dış bölgede yayılım gösterememektedir (Şekil 3.4). Böyle durumlarda dış bölgede hava etiketi ile aynı etiket değerine sahip bölgelerin kalması olasıdır. Dış bölgede kalabilecek bu tarz

bölgelerin bölütleme sonuçlarını etkilememesi için akciğerlerin bölütleme bölgesinden çıkartıldığı adımda bir düzeltme işlemi gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3. 4 Dış bölgede hava etiketli bölge

Bir sonraki adımda bölütleme algoritması, geriye kalan hava bölgelerini bağlantılı bileşenlerine göre analiz ederek tohum genişleme (SF) yöntemi ile etiketlemektedir. Bu işlem için seçilen komşuluk yapısı üç boyutlu ve altı komşuluklu bir formdadır. İşlemi gerçekleştirebilmek için vücut dışı hava bölgeleri elimine edilmiş görüntülerin ikili görüntülere çevrilmesi gerekmektedir. Bu amaçla eşiklemeden ve dış bölge kapamadan geçen hava ile etiketli (bir etiketi) vokseller bir, geri kalan voksel değerleri (iki ve üç ile etiketli) sıfır ile etiketlenmiştir.

SF yönteminin başlangıç adımında etiketlenmemiş bir voksel tohum olarak seçilmektedir. İşlemin sonraki adımlarında tohum olarak seçilen voksel ile aynı yoğunluk değerine sahip komşu voksellere doğru bir yayılım söz konusudur. Yayılıma başlanan ilk komşu voksel yönünde bağlantılı tüm voksellerin etiketlenmesi tamamlandığında tohum vokselinin ikinci komşusu için bu işlem tekrarlanır. Altı komşu içinde bu işlem tamamlandıktan sonra henüz etiketlenmemiş yeni bir voksel tohum

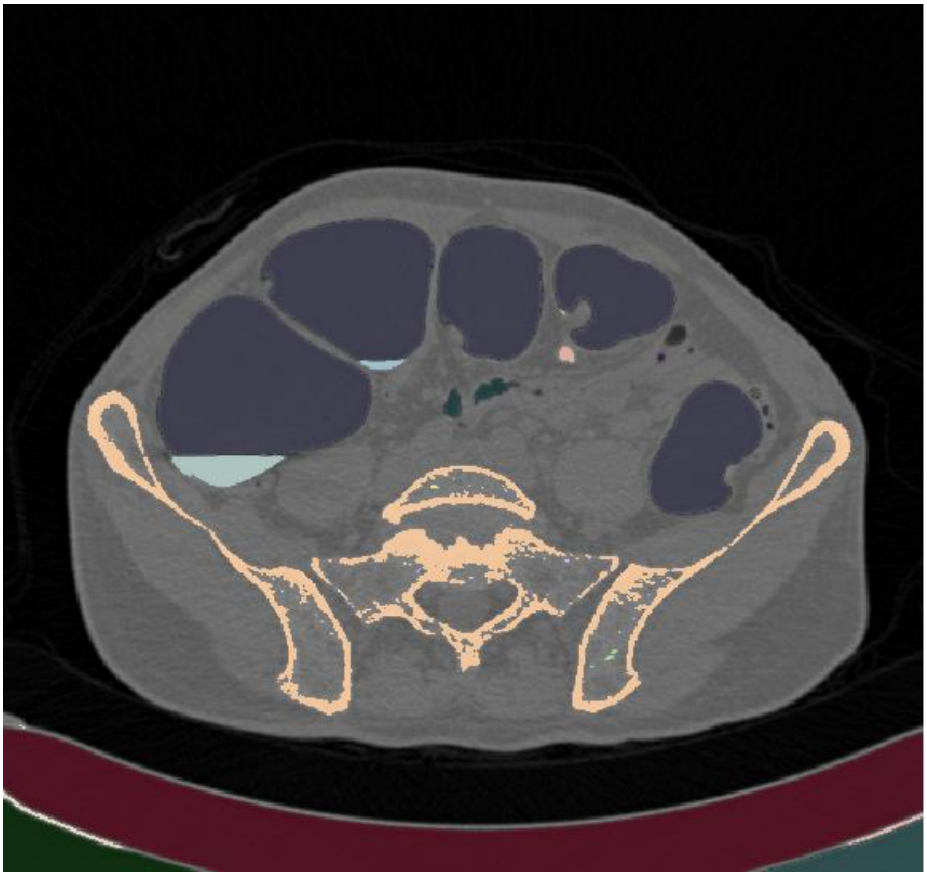
olarak seçilerek yeni bir etiket değeri ile adlandırılır ve işlem adımları bu tohum vokseli için tekrarlanır.

Bu işlem sayesinde birbiri ile bağlantısı olan bütün hava bölgeleri farklı etiket değerleri ile etiketlenmektedir (Şekil 3.5). SF işlemi sonucunda etiketlenen tüm hava bölgelerinin ağırlıklı ortalamalı merkezleri, sınır kafesleri (BB), başladıkları ve sona erdikleri BT görüntü kesitleri belirlenmektedir. Bu değerler bölütleme sisteminin ilerleyen basamaklarında kullanılacaktır.

BT görüntülerinin önemli karakteristiklerinden biri akciğer yapılarının her zaman en üst kesitte görülebilir olmalarıdır. Ayrıca insan anatomisinden dolayı akciğerler bu kesitte her zaman en büyük alana sahip hava bölgesi olacaktır. Bu koşullar altında BT görüntülerinin en üst kesitinde en büyük alana sahip hava bölgesinin belirlenmesi SF çıktılarında akciğerlere atanan etiket değerinin bulunması anlamına gelmektedir. Akciğer yapılarının etiket değerlerinin bulunup arka plan etiketi (sıfır ile etiketlenmişlerdir) ile etiketlenmelerinden sonra yapılacak işlem BT tarayıcı cihazından kaynaklanabilecek etkilerin yok edilmesidir. Şekil 3.5'te kırmızı ve yeşil olarak gösterilen bu etki tarayıcıda hastaların yatırıldığı masadan kaynaklanmaktadır. BT görüntülerinde yapılan incelemelerde tarama cihazından kaynaklanan gürültü etkilerinin görüntüler boyunca ilk kesitten son kesite kadar devam ettiği görülmektedir. Ayrıca bu tarz bozucu etkiye sahip yapıların merkez yatay bileşeninin yüksek değer aldığı bilinmektedir. Bölütleme algoritması bu adımda BT görüntülerini incelenerek bu iki özelliği sağlayan etiketli bölgelerin varlığı kontrol etmektedir. Eğer algoritma bu iki özelliği de sağlayan bölgeler ile karşılaşır ise vücut dışı hava bölgesi olarak kabul edilerek arka plan etiketi ile etiketleyecektir.

BT görüntülerinde akciğer ve dış bölgenin tamamının belirlenmesi ve arka plan olarak etiketlenmesi ile hava etiketine sahip bölgeler sadece kolon yapısı içerisinde bulunan hava cepleri ile ince bağırsağın bazı kısımlarıdır. BT görüntülerinde ince bağırsak yapılarının büyük bir bölümü doku yoğunluğuna yakın değerler (T_1* T_2* eşikleri arasında kalan bölüm) olarak görülmektedir. İçerisinde hava olan bölümleri ise düşük hacme sahip ve uzunluğu fazla olan yapılar olarak bulunmaktadır. Bu bilgiler yardımıyla hava etiketlerine sahip ince bağırsak parçalarını bölütleme sonuçlarından

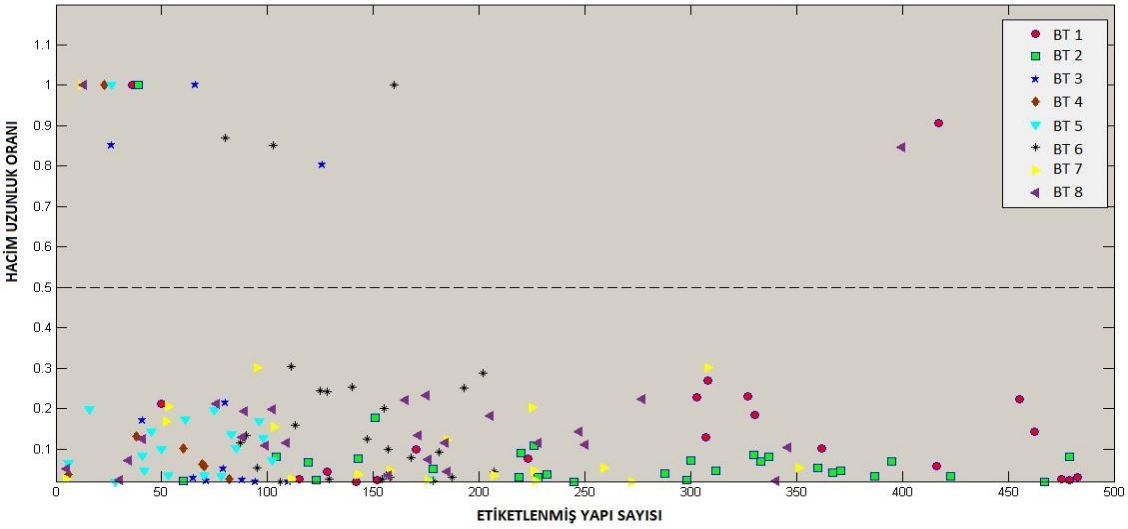
çıkartmak mümkündür. Bu amaçla her bir etiketin hacmi ve bu etiketlerde bulunan toplam alan sayısı hesaplanmıştır. Bu sayede hacim/uzunluk oranı olarak tanımlanacak ayırt edici bir özellik elde edilmiştir. Kolon yapısının ince bağırsağa göre daha kısa olmasına rağmen çapının daha büyük olduğu bilinen bir gerçektir. Bu nedenle en büyük hacim/uzunluk oranına sahip etiketin sürekliliğini kaybetmemiş kolon yapısına veya blokaj durumlarında en büyük kolon parçasına ait olacağı beklenmektedir. Normalize edilmiş hacim/uzunluk oran değerlerinin sekiz farklı BT görüntüsü için sonuçları Şekil 3.6'da verilmiştir. Burada ince bağırsak bileşenlerinin hacim/uzunluk oranlarının düşük değerlere sahip olduğu, blokaj nedeniyle parçalı yapıya sahip olan kolonun oran değerlerinin ise birbirlerine yakın olduğu (BT1, BT3 ve BT6) görülmektedir. Hacim/uzunluk oran sonuçlarından kolonu oluşturacak hava bileşenlerinin tamamının belirlenebilmesi adına deneysel olarak tespit edilen bir eşik seçilmiştir. Bu eşik değerine göre hava bölgesinin kolon yapısı içerisinde olabilmesi için minimum 0,5 hacim/uzunluk değerine sahip olması gerekmektedir.



Şekil 3. 5 Farklı etiket değerleri ile etiketlenen hava bölgeleri

3.3.3 Kolon Yapısının Sıvı Bileşenini Belirleme

Kolon yapısının hava bileşeninin belirlenme işleminden sonra kolon yapısının eksik kalan bileşeni kontrast maddenin kullanımına bağlı olarak oluşacak sıvı cepleridir. Bu alanların belirlenmesi için T_2* eşik değerinin üzerinde kalan bütün yoğunluk değerleri sıvı aday bölgeleri olarak belirlenmiştir. Kolon yapısının hava bileşeninin belirlenme adımlarında anlatıldığı gibi altı komşuluklu SF yöntemi ile sıvı bölgelerin tamamı etiketlenmiştir. Bununla birlikte etiketlenmesi yapılmış bütün sıvı bölgelerinin BB değerleri hesaplanmıştır.



Şekil 3. 6 Sekiz farklı BT için hacim/uzunluk oranı

Yapılan eşikleme işleminde, T_2* üst eşik değerinden geçen bölgeler sadece sıvı ile dolu olan kısımlar değildir. Omurgayı oluşturan kemik sisteminin voksel yoğunluk değerleri de bu eşik değerinin üzerinde olacaktır. Bu yapı Şekil 3.5'te sarı renk ile gösterilmiştir. Bölütleme algoritmasının şimdiki adımında kemik yapısının belirlenerek arka plan değeri ile etiketlenmesi gerekmektedir. Kemik yapısının her zaman ilk kesit ile son kesit arasında süreklilik sağlaması bu yapının BB değerini diğer sıvı etiketine sahip bölgelerin BB değerlerinden büyük yapacaktır. Bu özellik yardımıyla bölütleme algoritması kemik yapısını arka plan görüntüsüne çevirebilmek için en büyük BB değerine sahip etiket değerini belirleyerek sıfır ile etiketlemektedir. Bu işlem çıkışında sıvı etiketine sahip bölgeler, kolon yapısının sıvı bileşenleri, omurga yapısı dışında kalabilecek kemik parçaları ve ince bağırsakta bulunabilecek kontrast sıvı artıklarıdır. İnce bağırsakta bulunabilecek bu tip alanlar bu aşamadan sonra sızıntı kelimesi ile ifade edilecektir.

T_1* ve T_2* eşik değerlerine bağlı olarak kolon yapısının hava bileşeni ile sıvı bileşeni arasında bu iki bileşeni birbirinden ayıran ince bir sınır bölgesi oluşmaktadır. Kolon içerisindeki hava ve sıvı bölgeleri arasındaki ilişki yer çekimi nedeniyle kolonun alt kısmında sıvı, üst kısmında ise hava bulunacak şekilde olacaktır. Bu aşamada, kolona ait sıvı bölgelerinin belirlenebilmesi için hava ve sıvı bölgelerinin bağlantılı olup olmadığını test eden bir kurallar kümesi kullanılmıştır.

Kurallar kümesinde kullanılan koordinat sistemi (x, y, z) olarak gösterilmiş ve BT görüntülerinin birinci kesitinin ilk sol vokseli orijin olarak seçilmiştir. Bu sistemde koordinat ekseninin x bileşeni soldan sağa doğru, y bileşeni yukarıdan aşağıya doğru, z bileşeni ise birinci kesitten sonunca kesite doğru (BT tarayıcı yönü) olan yönleri ifade etmektedir. Belirlenen koordinat sistemi ile sıvı bölgelerinin üst sınırında bulunan voksellerin koordinatları (x_S, y_S, z_S), kolon içerisinde bulunan hava bölgelerinin alt sınırında bulunan voksellerin koordinatları (x_H, y_H, z_H) olarak ifade edilebilir. Sıvı etiketine sahip bölgelerden kolona ait olanların üst vokselleri ile kolon içerisinde bulunan hava bölgelerinin alt vokselleri arasında $x_H = x_S$, $y_H = y_S - N$, $z_H = z_S$, şeklinde bir ilişki olmak zorundadır. Burada N, sınır bölgesinin kalınlığının bir voksel fazlasını ifade etmektedir.

Bölütleme algoritması bu aşamada sıvı etiketi ile işaretlenmiş bölgelerin üst sınır voksellerini belirleyerek kolon yapısı içerisinde bulunan hava bölgeleri ile olan bağlantısını incelemektedir. Bu işlemde sıvı bölgelerinin üst sınır voksellerinin iki veya üç voksel üzerindeki etiket değerleri kontrol edilmektedir. Eğer etiket değeri bir önceki bölümde hesaplanan kolon hava bölgelerinin etiket değerlerine eşitse sıvı aday bölgesi kolona ait sıvı bölgesi olarak belirlenmektedir. Bu işlem sayesinde T_2* eşik değerinin üzerinde yoğunluk değerine sahip kemik parçaları ve ince bağırsak bileşenleri arka plan etiketi ile etiketlenebilmektedir.

Bazı BT görüntülerinde kolon sıvı bölgesinde bulunan sıvı cepleri farklı kesitlerde ince bağırsak ile bağlantılı olarak bulunmaktadır. Yukarıda belirlenen kural kümesinde, bağlantı kontrol işlemi üç boyutlu yapıldığından bu kesitlerde ince bağırsakla bağlantısı olan sıvı cepleri kolon yapısı içerisinde yer almaktadır. Bu problemin önüne geçmek için kolon içerisinde olduğu belirlenen sıvı bölgeleri iki boyutlu olarak incelenmiştir. Sıvı

bölgelerinin iki boyutlu bileşenlerinin üst sınır vokselleri ile hacim/uzunluk oranının alt sınırında kalan hava bölgeleri karşılaştırılmıştır. Eğer iki boyutlu sıvı bileşenlerinden biri istenmeyen hava bileşenlerinden biri ile komşuluğa sahip ise kolon sıvı bölgesinden çıkartılmıştır. Şekil 3.7'de kolon yapısının hava ve sıvı bileşenlerinden oluşan son hali verilmiştir.

Kolon yapısını oluşturacak hava ve sıvı bölgeleri belirlendikten sonra bu iki yapının birbirleri ile birleştirilmeleri gerekmektedir. Ayrıca elde edilen kolon bölgesinde kolon duvar yapısı ile ilgili gözden kaçan bir bilginin olup olmadığı son kez kontrol edilmelidir. Bu nedenle bölütleme algoritmasının son adımında gözden kaçabilecek bölgeler kontrol edilerek son düzeltmeler yapılmaktadır.

Bu aşamada morfolojik genişletme işlemi ile kolon yapısının sıvı ve hava bölgeleri birleştirilerek kolon yapısının dış duvarları elde edilmiştir. Bu sayede bölütleme işlemi dışında kalmış olabilecek kolon parçacıklarının FCM kümeleme işlemine girmesi sağlanmıştır.

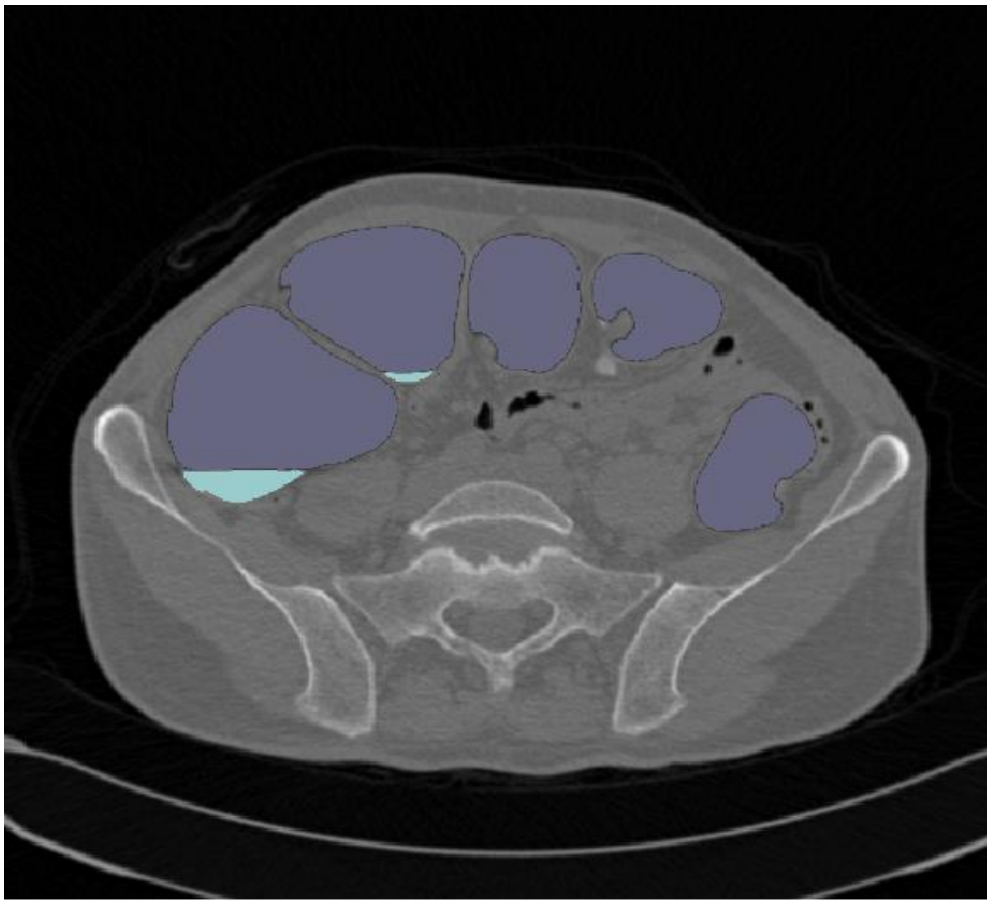
3.3.4 Bulanık C-ortalamalı Kümeleme

Çalışmanın bu aşamasında, FCM kümeleme algoritması ile yapısı kabaca belirlenmiş olan kolonun kesin sınırları elde edilmiştir. FCM kümeleme algoritmasında [88] morfolojik genişletmeye uğramış kolon bölgesinin her bir vokseli hava, doku ve sıvı olmak üzere üç sınıftan birine ait olacaktır. Burada hangi vokselin hangi sınıfta olacağını belirleyen etmen voksellerin üyelik sınıfları olacaktır. Algoritma, kolon voksellerinin kümelenmesi işlemine küme merkezlerine başlangıç değerleri atayarak başlayacaktır.

Bu çalışmada başlangıç küme merkez değerleri birbirine eşit ve morfolojik genişletme sonucunda elde edilen ilgi alanlarının voksel yoğunluk değerlerinin ortalaması olacak şekilde belirlenmiştir. Ek olarak sıfır ile bir arasında değer alıp toplamı biri geçemeyen üyelik sınıfları her bir voksel için 0,333 hava, 0,333 doku ve 0,334 sıvı olacak şekilde seçilmiştir. Voksel değerleri için üyelik sınıfları ve merkez değerleri her bir yineleme adımında güncellenmiştir. Yineleme işlemlerinde hesaplanan üyelik sınıfları ve küme merkezleri sırasıyla aşağıda verilen formüller ile elde edilmiştir [89].

$$u_{ij} = \frac{1}{\sum_{k=1}^{3} \left(\frac{\|x_i - c_j\|}{\|x_i - c_k\|} \right)^{2/(m-1)}} \tag{3.3}$$

$$c_j = \frac{\sum_{i=1}^{N} u_{ij}^m x_i}{\sum_{i=i}^{N} u_{ij}^m} \tag{3.4}$$



Şekil 3. 7 Kolon yapısının hava ve sıvı bileşenleri

Burada u_{ij} i. voksel ile j. merkezdeki üyelik sınıfını, x_i i.vokselin yoğunluk değerini, c_j bulanık grubun küme merkezini, 1,5 olarak seçilen m ağırlık exponansiyelini, N voksel sayısını $\|x_i - c_k\|$ ise küme merkezi ile voksel değeri arasındaki öklit mesafesini ifade etmektedir. Yapılan hesaplamalar sonucunda küme merkez değerlerinin yinelemenin her bir adımında uygun şekilde doğru değerlere doğru hareket ettiği gözlemlenmiştir. İterasyon işlemlerinde minimize edilecek hedef fonksiyonu, voksel yoğunluk değerleri ile küme merkezleri arasındaki öklit mesafesini voksellerin üyelik sınıflarıyla ağırlıklandırarak oluşturulmuştur. Bu fonksiyon aşağıda verildiği gibidir.

$$J_m = \sum_{i=1}^{N}\sum_{j=i}^{C} u_{ij}^{m}\left\|x_i - c_j\right\|^2 \tag{3.5}$$

Kümeleme işlemi sonucunda elde edilen sınıflar kolon yapısında bulunan bölgelerin ortalama yoğunluk değerlerine uygun olacak şekilde sıralanmıştır. En küçük sınıf etiketi hava, en büyük sınıf etiketi ise sıvı için kullanılmıştır. İşlemin bir sonraki aşamasında her bir sınıfta bulunan voksel sayıları hesaplanarak sınıfların kaplayabilecekleri hacim değerleri hesaplanmıştır. Bu hesaplamanın nedeni sıvı ve doku sınıfları arasında hacim oranını belirlemektir. $V_{sıvı}/V_{doku}$ olarak tanımlanacak bu oran kontrast maddenin varlığını belirlemek için kullanılacak önemli bir özelliktir. Eğer BT görüntülerinde kontrast sıvı bulunuyorsa kolon yapısı içerisinde hava ve sıvı bölgeleri arasında sınır bölgesi oluşacak ve bu bölgelerin de kolon yapısı içerisine alınması gerekecektir. Çalışmada kullanılan BT görüntüleri incelendiğinde $V_{sıvı}/V_{doku}$ oranının kontrast sıvı içeren görüntülerde birden büyük olduğu belirlenmiştir.

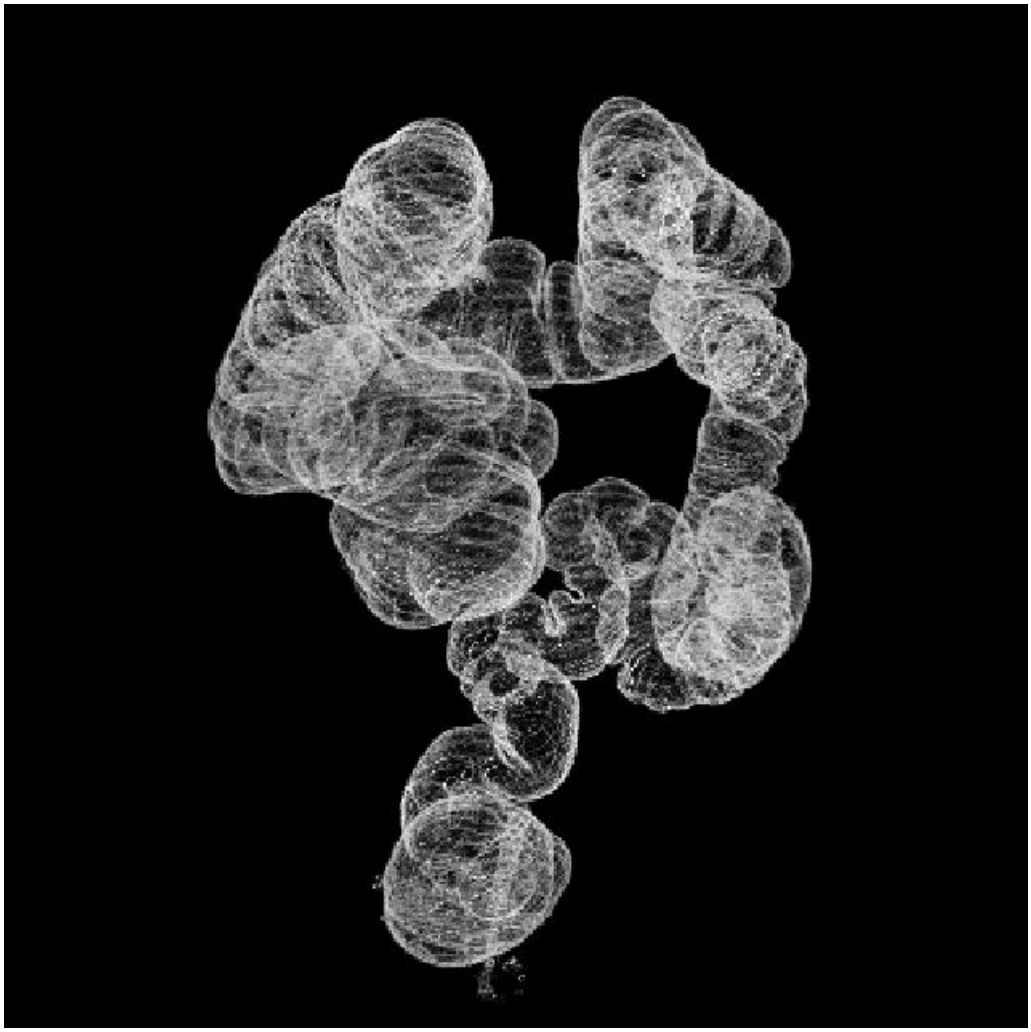
Bu koşul yardımıyla $V_{sıvı}/V_{doku}$ oranı birden küçük olan sonuçlarda kolon yapısının sadece hava bölgelerinden oluştuğu belirlenerek bölütleme işleminin nihai sonucu bir ile etiketlenmiş FCM çıkışlarından elde edilmiştir.

$V_{sıvı}/V_{doku}$ oranının birden büyük olduğu durumlarda ise kolon yapısının sıvı ve hava bölgelerinden oluştuğu belirlenerek bölütleme işleminin nihai sonucu bir ve üç ile etiketlenmiş FCM çıkışlarından elde edilecektir. Kontrast maddenin kullanıldığı böyle durumlarda hava ve sıvı bölgeleri arasında oluşacak sınır bölge voksellerinin belirlenip kolon yapısı içerisinde ifade edilmeleri gerekmektedir. Bu amaçla doku olarak etiketlenmiş her vokselin dikey komşulukları araştırılarak aşağıda verilen dört farklı koşuldan herhangi birini sağlayıp sağlamadığı araştırılmıştır. Eğer FCM çıkışında doku olarak kümelenmiş voksel bu koşullardan herhangi birini sağlıyorsa hava etiketi olan bir ile etiketlenmiştir.

1. $BT_{doku}(x_t, y_t - 1, z_t) = 1$ ve $BT_{doku}(x_t, y_t + 1, z_t) = 3$
2. $BT_{doku}(x_t, y_t - 2, z_t) = 1$ ve $BT_{doku}(x_t, y_t + 2, z_t) = 3$
3. $BT_{doku}(x_t, y_t - 1, z_t) = 1$ ve $BT_{doku}(x_t, y_t + 2, z_t) = 3$
4. $BT_{doku}(x_t, y_t - 2, z_t) = 1$ ve $BT_{doku}(x_t, y_t + 1, z_t) = 3$

Otsu metodu tabanlı yapılan bölütleme sonuçları ile FCM çıktıları karşılaştırıldığında bölütleme hacminin %3 kadar arttığı belirlenmiştir. Bu farkın, kolon duvarına yakın kolon bölgelerinden kaynaklandığı bulunmuştur.

Bölütleme algoritmasının son adımında FCM ile elde edilmiş kolon yapısına kenar belirleme işlemi uygulanmıştır. Bu işlem ile elde edilen sonuçlar kolon duvarı olarak isimlendirilebilir. Kolon duvarını belirlemek için seçilen yöntem Canny [90] kenar belirleme algoritmasıdır. Şekil 3.8'de çekim esnasında kontrast madde kullanılmış BT görüntülerinden elde edilen bölütlenmiş kolon yapısı verilmiştir. Şekil 3.9'da ise kontrast sıvı bulunmayan BT görüntülerinden elde edilen bölütleme sonucu bulunmaktadır. BT görüntülerinden elde edilen bu kolon yapısında dışkı artıklarından kaynaklanan bir blokaj durumu söz konusudur. Ek-A içerisinde beş farklı BT görüntüsünden elde edilmiş kolon yapıları verilmiştir.



Şekil 3. 8 Kontrast sıvı kullanılan BT çekiminde bölütleme sonucu



Şekil 3. 9 Kontrast sıvı kullanılmayan BT çekiminde bölütleme sonucu

3.4 Şüpheli Bölgelerin Belirlenmesi

Kolonik polip yapıları, kolon yüzeyini saran mukoza tabakasının kolon kanalı içine doğru anormal büyümesi sonucunda meydana gelen oluşumlar olarak tanımlanabilir. BT görüntülerinin üç boyutlu incelemelerinde polip yapıları kabaca yarı küresel, konveks yapılar olarak göze çarpmaktadır. Neredeyse tüm polipler yapısal olarak farklı şekillere sahip olsalar da bazı eliptik özellikler poliplerin yerel yüzey parçalarında bulunmaktadır. Şüpheli bölgelerin belirlenmesinde bu geometrik özellikleri referans alan bir sistemin geliştirilmesiyle kolon yüzeylerinde bulunan poliplerin tespit edilmesi mümkün olabilir.

Bu tez çalışmasında geliştirilen polip belirleme sistemi, LoG filtre tabanlı bir sistem olup kolon yapısı içerisinde bulunan eliptik yapıları şüpheli polip bölgesi olarak belirlemektedir. Ayrıca tespit edilen şüpheli bölgeler için geliştirilen iki boyutlu dairesel ve doğrusal şekil uydurma yöntemleri ve üç boyutlu küre uydurma yöntemi ile en

küçük kareler metodunun (LsM) hataları hesaplanmaktadır. Elde edilen hata değerleri ile FP yapıların azaltılması sağlanmaktadır.

3.4.1 Polip Aday Bölgelerinin Belirlenmesi

Polip aday bölgelerin belirlenmesi için geliştirilen metodun öne çıkan önemli ayrıntılardan biri bölütlenmiş kolon bölgesinin ölçek uzayı (SS) gösterimlerini kullanmasıdır. Geliştirilen sistemin ölçek uzayını kullanmasının nedeni, farklı boyutlara sahip poliplerin tespitini sağlamaktır. Gauss filtre şablonunun bölütlenmiş kolon maskesine uygulanması ile kolon yapısının ölçek uzayı gösterimini elde etmek mümkündür. Burada ölçek uzayını değiştiren faktör Gauss filtresinin ölçekleme parametresi olan sigmadır. Sigma filtre şablonunun boyutuna göre değişim göstermektedir. Kolon yapısının ölçek uzayı gösteriminde ortaya çıkacak şüpheli bölgelerin belirlenmesi, ölçek uzayı voksel değerlerinden elde edilen Hessian matrisinin köşegen terimlerinin toplanması ile mümkündür. Bu sayede Laplasyen operatörü ölçek uzayının maksimum değerlerini belirleyebilir.

Belirli bir sigma ölçeğinde, ölçek uzayı $L(x, y, z|_{\sigma})$, bölütlenmiş kolon K(x, y, z) ile Gauss şablonunun konvolüsyonu olarak tanımlanabilir. Bu işlem aşağıda ifade edildiği gibidir.

$$L(x, y, z\,|_{\sigma}) = \; G(x, y, z, \sigma) * \; K(x, y, z) \tag{3.6}$$

$$G(x, y, z, \sigma) = \left(\frac{1}{2\pi\sigma^2}\right)^{3/2} e^{\left(-\frac{x^2+y^2+z^2}{2\sigma^2}\right)} \tag{3.7}$$

Burada σ, kullanılan Gauss şablonunun boyutunu maksimum genliğin yarıya düştüğü değerler arasındaki uzaklığa göre ayarlar. Elde edilen ölçek uzayı gösteriminin Laplasyen değeri aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$\nabla^2 L = L_{xx} + L_{yy} + L_{zz} = \frac{\partial^2 L(x, y, z, \sigma)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 L(x, y, z, \sigma)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 L(x, y, z, \sigma)}{\partial z^2} \tag{3.8}$$

Burada ölçek uzayı gösteriminin her yönde ikinci türevleri alınarak elde edilen sonuçların toplamı gerçekleştirilmiştir. Laplasyen operatörünün çıkışında elde edilen görüntüler incelendiğinde, eliptik şekle sahip yapıların yüksek pozitif değerler aldığı

gözlemlenmektedir. Burada Laplasyen işlemi sonucunda elde edilen değerlerin Gauss şablon boyutu ile şüpheli yapıların boyutları arasındaki ilişkiye bağlı olduğu görülmektedir. Farklı boyutlardaki poliplerin belirlenebilmesi adına tek ölçekli bir uzay yaklaşımı yerine çok ölçekli bir uzay yaklaşımının seçilmesiyle tespit başarısının arttırılabileceği öngörülmektedir. Bu amaçla çalışmada dört farklı Gauss konvolüsyon şablonu oluşturularak (5x5x5, 7x7x7, 9x9x9, 11x11x11) bölütlenmiş kolon yapısına uygulanmıştır. Her şablon için ölçekleme parametresi şablonun boyutuna bağlı olarak maksimum genliğin yarıya düştüğü değere göre belirlenmiştir. Bu tanımın matematiksel ifadesi aşağıda verildiği gibidir.

$$\sigma = şablon\ boyutu/(4\sqrt{2\log(2)}) \tag{3.9}$$

Dört farklı şablon için elde edilen ölçek uzay sonuçlarının birbirleri ile uyumlu olması Laplace operatör sonuçlarının karşılaştırılması adına önemlidir. Bu nedenle çok uzaylı polip tespit sistemi σ_K ile normalize edilmelidir. Burada k, dört farklı ölçek uzayının indisini ifade etmektedir. Bu işlem aşağıda verildiği gibidir.

$$\nabla^2{}_{\text{norm}} L_k = \sigma_k(\nabla^2 L_k) \tag{3.10}$$

Polip ve boğum yapıları düzensiz geometrik yapılara sahip olduklarından normalize edilmiş ölçek uzayı farklı ilgi noktalarına sahip birçok tespitte bulunmaktadır. Çalışmanın bu aşamasında düşük değerli ilgi noktalarını yok etmek için sekiz komşuluklu 3x3'lük şablona sahip maksimum olmayan değerleri bastırma operatörü kullanılmıştır. Bu operatör yardımı ile konveks yapıya sahip bölgelerin ilgi noktaları belirlenirken aynı zamanda düşük değerlere sahip ilgi noktaları yok edilmiştir.

İşlem sonucunda elde edilen yüksek değere sahip ilgi noktaları kesit tabanlı olarak incelenmelidir. Bu incelemenin nedeni olası gürültü bileşenlerinin sistem çıktısında oluşturabileceği etkilerin engellenmesidir. Bu amaçla geriye kalan ilgi noktalarının tarama yönü boyunca devamlılığı kontrol edilmiştir. Eğer ilgi noktaları minimum dört kesit devam eden bir sürekliliğe sahipse bu ilgi noktalarının oluşturacağı bölgeler şüpheli alan olarak düşünülebilir. Sürekliliği olmayan ilgi noktaları ise gürültü bileşeni olarak yok edilmiştir.

İlgi noktalarının ortaya çıkmasına neden olan şüpheli bölgelerin tespiti için, yarı çapı 5 voksel uzunluğunda olan disk şekline sahip yapısal bir element oluşturularak ilgi noktaları ile morfolojik genişleme işlemine sokulmuştur. Morfolojik genişleme işleminin sonuçları ile bölütlenmiş kolon yapısının kesiştiği noktalar şüpheli bölgeler olarak belirlenmiştir. Polip adaylarının üç boyutlu yapılarını elde edebilmek için yirmialtı komşuluğa sahip SF algoritması uygulanarak her aday farklı bir etiket ile etiketlenmiştir.

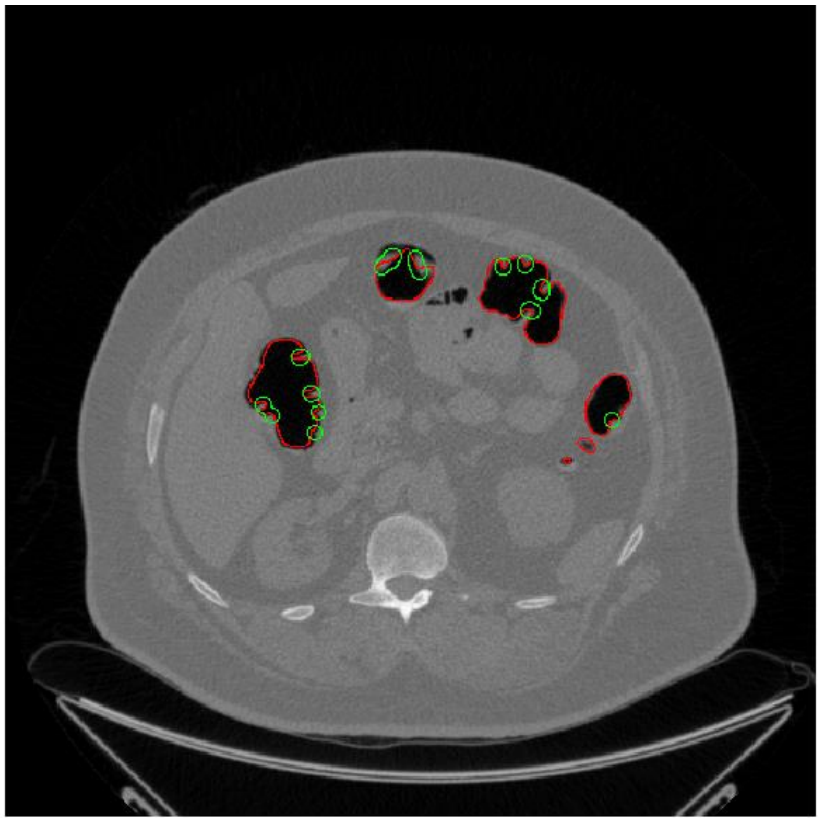
Şekil 3.10'da kontrast maddesiz BT görüntülerine uygulanan şüpheli bölge aday belirleme sisteminin çıktıları görülmektedir. Şekil 3.11'de ise kontrast madde kullanılmış BT görüntülerinden bulunan polip aday bölgeleri görülmektedir. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde polip yapıları ile birlikte kolon yüzey ve boğumlarının da şüpheli bölgeler olarak işaretlendiği görülmektedir. Tez çalışmasında geliştirilen CAD sisteminin polip aday bölgeleri belirleme adımında bir sonraki işlem FP bölgelerin belirlenmesi ve şüpheli adaylar listesinden çıkartılmasıdır.

Ek-B içerisinde beş farklı kesit için polip tespit çıkışları verilmiştir.

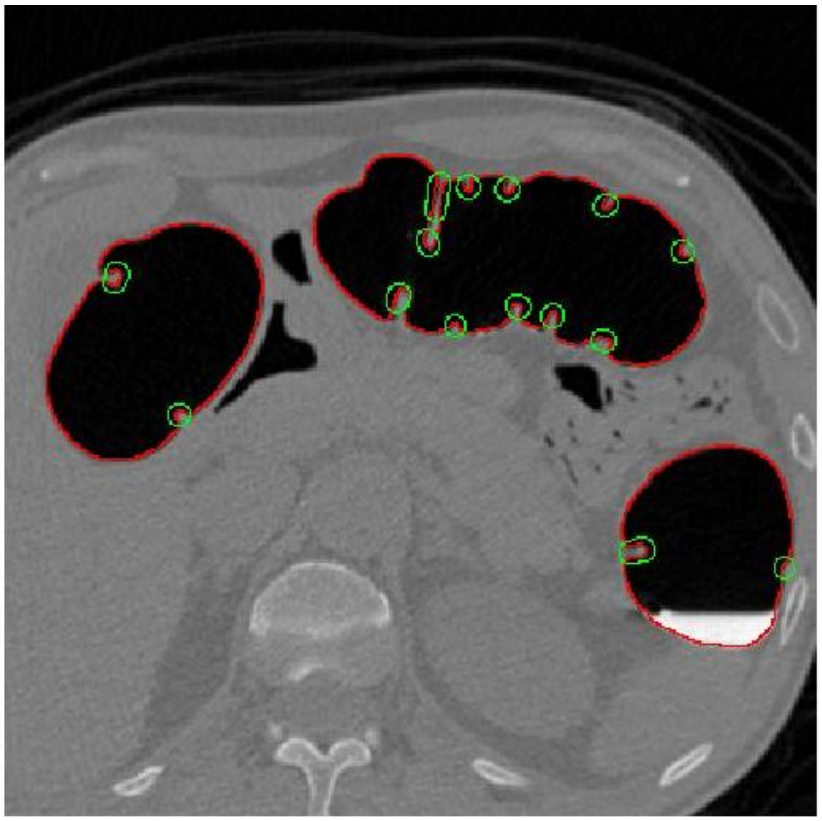
3.4.2 Polip Aday Bölgelerinin Filtrelenmesi

Kolon içerisinde bulunan boğumlar, hava ile sıvı bölgeleri arasındaki geçişlerden kaynaklanan yüzey parçaları ve bölütleme işleminden kaynaklanan hatalı sonuçlar nedeni ile şüpheli bölge belirleme işlem çıktılarında fazla sayıda FP bölge elde edilmektedir..

Polip tespit sisteminin bir sonraki adımında bu tip hatalı sonuçların sayısını azaltmak için polip adaylarının her kesitine iki boyutlu dairesel ve doğrusal şekil uydurma işlemleri uygulanmıştır. Ayrıca polip aday bölge hacimleri için üç boyutlu küre uydurma işlemi gerçekleştirilmiştir. Şekil ve hacim uydurma sonuçlarının karşılaştırılması amacıyla şüpheli bölgelerin yüzey vokselleri yardımıyla yapılan toplam karesel hata hesaplanmıştır. Burada V_i olarak gösterilen yüzey voksellerinin koordinatları i=1...N'e olmak üzere (x_i, y_i, z_i) şeklinde ifade edilmektedir. N yüzeyde bulunan voksel sayısıdır.

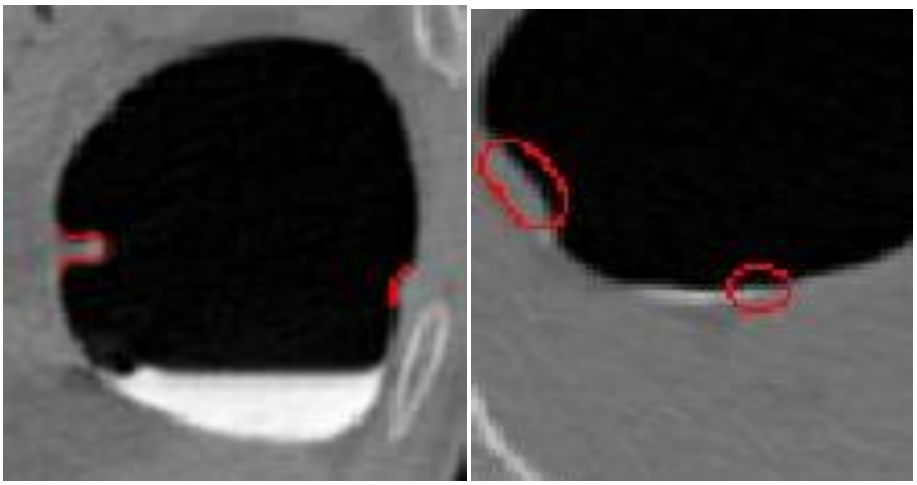


Şekil 3. 10 Kontrast sıvı içermeyen BT görüntüsünde şüpheli bölge tespiti



Şekil 3. 11 Kontrast sıvı içeren BT görüntüsünde şüpheli bölge tespiti

Şüpheli bölge olarak tespit edilen kolon yapılarının kaynağının, boğumlar, kolon yüzey parçaları ve kolonik polipler olduğu bilinmektedir. Bu yapıların BT kesitleri üzerinde gösterdikleri iki boyutlu şekilsel geometriler incelendiğinde, polip ve boğumların elipsoidal bir formda oldukları gözlemlenmektedir (Şekil 3.12-a). Bu nedenle polip ve boğumların dairesel uydurma işleminde, doğrusal uydurma işlemine göre daha başarılı sonuç vereceği öngörülmektedir. Ayrıca tortu kalıntıları ve kolon yüzey parçalarının doğrusal uydurma işlemine uygunlukları dairesel uydurma işlemine göre daha fazla olacaktır (Şekil 3. 12-b).

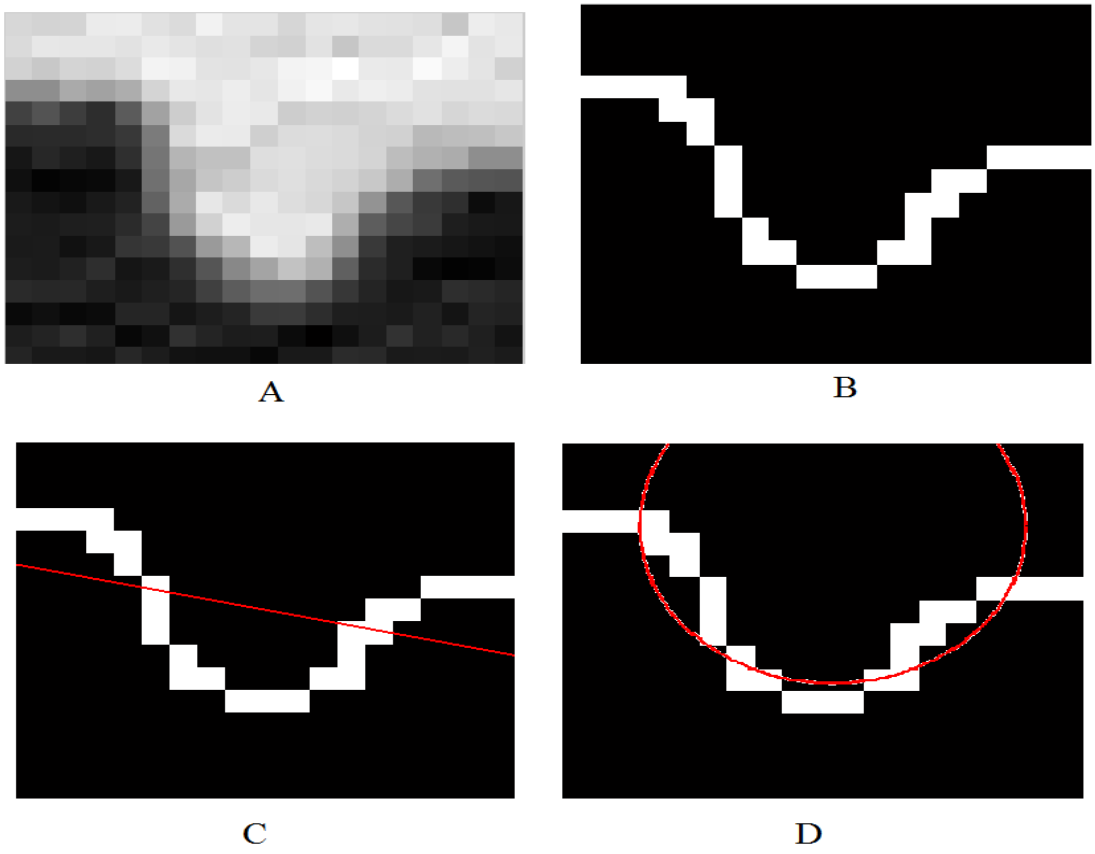


Şekil 3. 12 Şüpheli bölge örnekleri

Polip ve boğum gibi elipsoidal yapıları kolon yüzeyi ve tortu parçaları gibi yapılardan ayırt edebilmek için dairesel ve doğrusal şekil uydurma hatalarını karşılaştırmak iyi bir ayırt edici özellik olarak karşımıza çıkmaktadır. Şekil 3.13'te 7 mm boyutundaki bir polip yapısına uygulanan doğrusal ve dairesel uydurma sonuçları verilmiştir. Şekil 3.13'te sırasıyla polip yapısı, yüzey vokselleri, doğrusal uydurma sonucu ve dairesel uydurma sonucu verilmiştir.

Herhangi bir şüpheli bölgeyi ifade edecek en uygun daire denklemini elde etmek için, yüzey vokselleri V_i'lerin yarıçapı r, merkez koordinatları (x_0, y_0) olan üç bilinmeyenli Ax=b matris formunda oluşturulmuş daire eşitliğini sağlaması gerekmektedir. Daire denkleminin Ax=b şeklindeki matematiksel ifadesi aşağıda verildiği gibidir.

$$[2x_i \quad 2y_i \quad 1]_{Nx3}\begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ r^2 - {x_0}^2 - {y_0}^2 \end{bmatrix}_{3X1} = [{x_i}^2 + {y_i}^2]_{NX1} \tag{3.11}$$



Şekil 3. 13 İki boyutlu şekil uydurma sonuçları

A= [2x_i 2y_i 1] ve b =[x_i^2+ y_i^2] olmak üzere, uygun daire denklemini elde etmek için kullanılan en küçük kareler yaklaşımı üç bilinmeyen ile aşağıdaki gibi oluşturulmuştur.

$$\begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ r^2 - {x_0}^2 - {y_0}^2 \end{bmatrix} = (A^T A)^{-1} A^T b \tag{3.12}$$

Son olarak en küçük kareler çözümünün toplam karesel hatası (SSE) aşağıda verildiği gibi hesaplanmıştır.

$$\sum_{i=1}^{N} \left| \sqrt{(x_i - x_0)^2 + (y_i - y_0)^2} - r \right|^2 \tag{3.13}$$

Eğri uydurma işleminde kullanılacak doğrunun matematiksel ifadesi, c ve d gibi iki bilinmeyen için $y_i = cx_i + d$ şeklinde gösterilebilir. V_i olarak ifade edilen yüzey voksellerinin (x_i, y_i) koordinatları için doğru eşitliği matris formunda aşağıdaki gibi oluşturulmuştur.

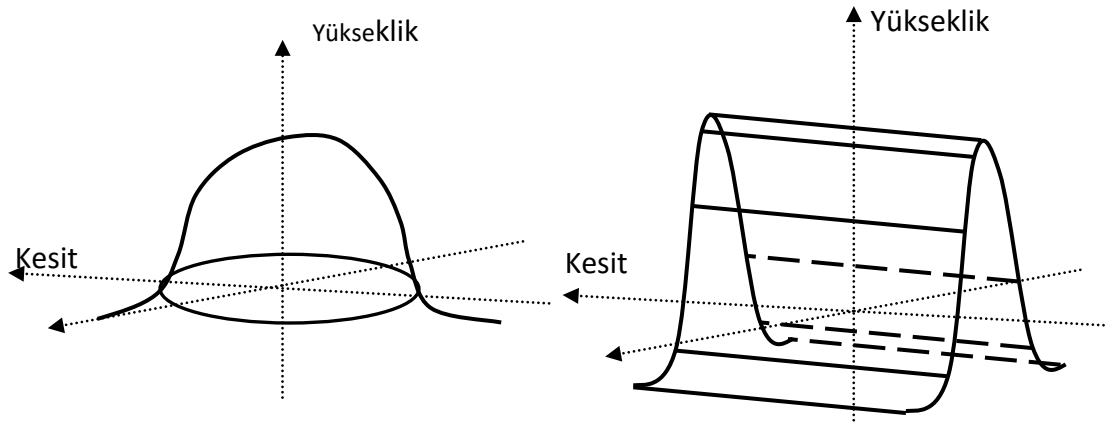
$$[x_i \quad 1]_{Nx2} \begin{bmatrix} c \\ d \end{bmatrix}_{2X1} = [y_i]_{NX1} \tag{3.14}$$

Burada, bulunması gereken bilinmeyen değerlerin en küçük kareler yaklaşımı ile çözümü ve SSE hesabı aşağıdaki gibi hesaplanmaktadır.

$$\begin{bmatrix} c \\ d \end{bmatrix} = (A^T A)^{-1} A^T b \tag{3.15}$$

$$\sum_{i=1}^{N} |cx_i + d - y_i|^2 \tag{3.16}$$

Polip adayı bölgelerin üç boyutlu geometrik özellikleri incelendiğinde, boğum yapılarının dağ sırtı benzeri yapılar olduğu ve kolon yüzeyinde peristaltik harekete bağlı olarak hareket ettikleri gözlemlenmektedir. Poliplerin ise yuvarlak yarı küresel yapılar şeklinde oldukları dikkat çekmektedir (Şekil 3.14). Kolon duvarları ise neredeyse düz yüzeyler olarak göze çarpmaktadır.



Şekil 3.14 Polip ve boğum gösterimleri

Çalışmanın bu aşamasında poliplerin üç boyutlu yarı küresel geometrik özelliğini kullanarak polip yapılarını kolon yüzeylerinden ve özellikle boğum yapılarından ayırt

etmek hedeflenmektedir. Bu amaçla şüpheli adayların küresel karakteristiği üç boyutlu küre uydurma yöntemi ile elde edilmiştir. Bu sayede küre geometrisi ile polip adayların benzerlikleri belirlenmiştir. Burada toplam hacim uydurma hatası ve elde edilen küre içerisinde bulunan şüpheli bölge aday voksel oranı ayırt edici özellik olarak hesaplanmaktadır. Çalışmada şüpheli bölge aday voksel oranı, kesişim oranı olarak adlandırılmaktadır.

Herhangi bir şüpheli bölgeyi ifade edecek en uygun küre denklemini elde etmek için, yüzey vokselleri V_i'lerin yarıçapı r, merkez koordinatları (x_0, y_0, z_0) olan 4 bilinmeyenli Ax=b matris formunda oluşturulmuş küre eşitliğini sağlaması gerekmektedir. Küre denkleminin Ax=b şeklindeki matematiksel ifadesi aşağıda verildiği gibidir.

$$[2x_i \quad 2y_i \quad 2z_i \quad 1]_{Nx4} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \\ r^2 - {x_0}^2 - {y_0}^2 - {z_0}^2 \end{bmatrix}_{4X1} = [{x_i}^2 + {y_i}^2 + {z_i}^2]_{NX1} \qquad (3.17)$$

En uygun küre denklemini elde edebilmek için oluşturulmuş en küçük kareler çözümü dört bilinmeyen ile aşağıdaki gibi elde edilmiştir.

$$\begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \\ r^2 - {x_0}^2 - {y_0}^2 - {z_0}^2 \end{bmatrix} = (A^T A)^{-1} A^T b \qquad (3.18)$$

SSE ve kesişim oranı için kullanılan matematiksel ifadeler aşağıda verildiği gibi hesaplanmaktadır.

$$\sum_{i=1}^{N} \left| \sqrt{(x_i - x_0)^2 + (y_i - y_0)^2 + (z_i - z_0)^2} - r \right|^2 \qquad (3.19)$$

$$Kesişim\ oranı = \frac{V_K \cap V_S}{V_K - (V_K \cap V_S)} \qquad (3.20)$$

Burada V_K şüpheli dokunun hacmini ifade ederken V_S hesaplanan en uygun kürenin hacmini göstermektedir. Polip aday bölgesi olarak belirlenen dışkı parçalarının ve kontrast sıvıdan kaynaklanan FP yapıların yoğunluk değerleri doku parçalarının

yoğunluk değerlerine göre oldukça yüksektir. Bu nedenle, elde edilen aday bölgelerin yoğunluk ortalamaları hesaplanarak FCM küme merkezleri ile karşılaştırılmıştır. Küme merkezleri ile ortalama yoğunluk değerleri arasındaki fark, yoğunluğu yüksek olan FP yapılarının belirlenmesinde ayırt edici bir özellik olarak kullanılmıştır.

Şekil 3.15, Şekil 3.16 ve Şekil 3.17 'de sırasıyla üç farklı BT görüntüsü için elde edilen şüpheli bölge filtreleme sonuçları verilmiştir. Şekil 3.15-a'da LoG filtreleme yöntemi ile elde edilen aday bölgeler şekil uydurma yöntemleri ile tamamen elemine edilmiştir. İşlem çıktısı Şekil 3.15-b'de verildiği gibidir. Şekil 3.16'da ise filtreleme sonucunda sadece polip bölgesi şüpheli aday bölgesi olarak belirlenmiştir. Şekil 3.17'de ise filtreleme işleminden geçen FP yapısı görülebilmektedir. Ek-C içerisinde ek olarak üç farklı BT için aynı işlem adımları verilmiştir.

Bölütleme sonrasında gerçekleştirilen polip aday bölgelerinin belirlenmesi ve FP aday bölgelerinin filtrelenmesi işlemleri çıkışında elde edilen aday bölge sayıları Çizelge 3.2'de verildiği gibidir.

Çizelge 3.2 incelendiğinde, polip aday bölgelerinin iki ve üç boyutlu şekil uydurma yöntemleriyle filtrelenmesi sayesinde FP bölge sayılarının yaklaşık olarak %80,6 oranında azaltıldığı görülmektedir. Şekil uydurma işlemleri esnasında polip bölgelerinin tamamı şekil uydurma filtrelerinden başarıyla geçmişlerdir.

3.5 Öznitelik Çıkartımı ve Sınıflandırma

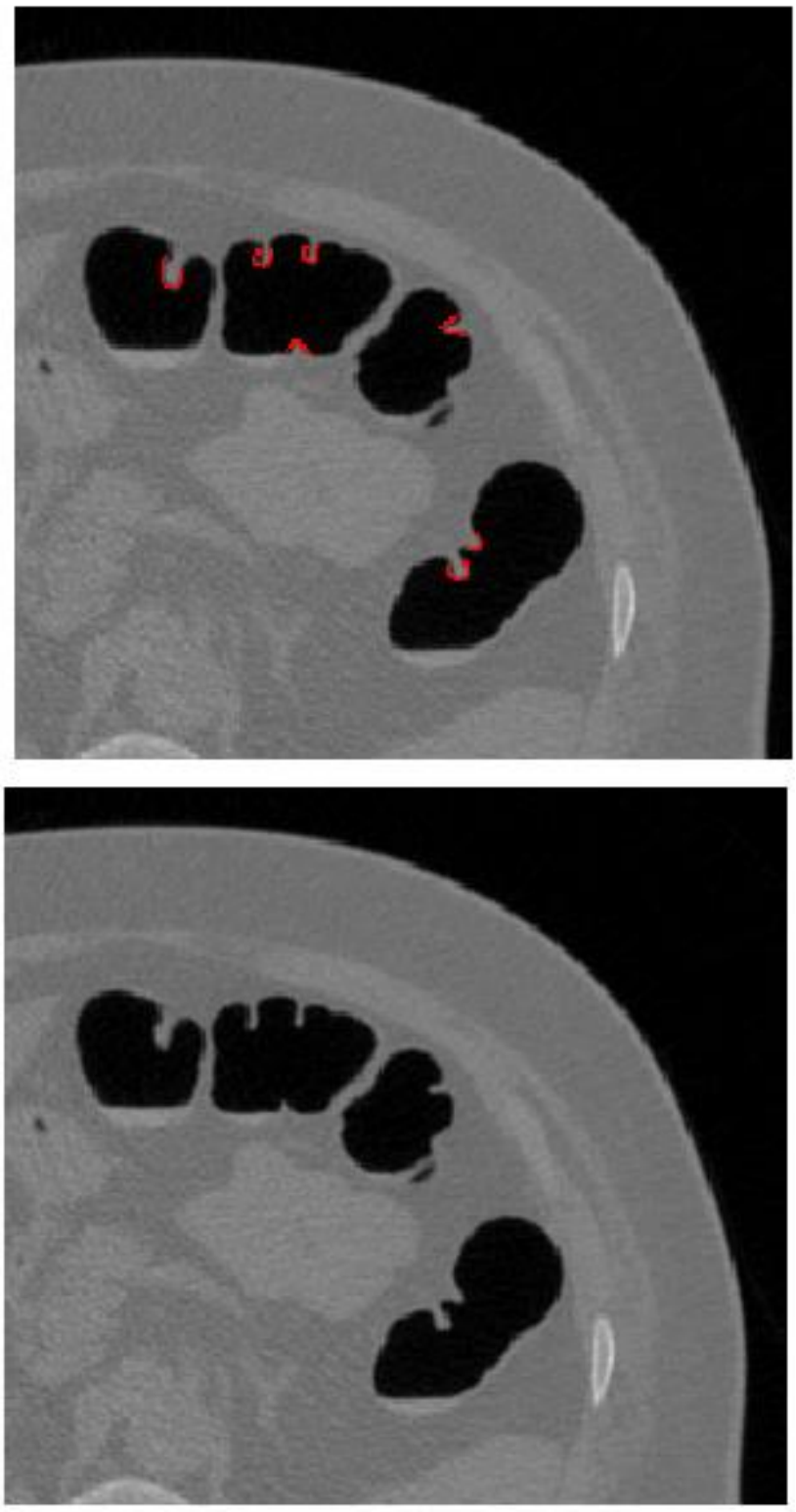
Tez çalışmasında geliştirilen CAD metodunun son adımında sınıflandırma sisteminin kullanılmasının amacı polip tespit duyarlılığını arttırırken FP sayısını olabildiğince azaltmaktır. Sınıflandırma işlemi için üç boyutlu şüpheli bölgelerden öznitelik çıkartmak, işlem yükü açısından zorlu ve süre alan bir işlemdir. Keza yapılan çalışmada tespit edilen hacimsel yapılardan bu tip öznitelikler (şekil uydurmada elde edilen toplam karesel hatalar) çıkartılıp filtreleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sınıflandırma bölümü içerisinde yer alan öznitelik çıkartım işlemi şüpheli bölgelerin iki boyutlu iz düşüm görüntülerinden elde edilmiştir.

Çizelge 3. 2 BT görüntülerinde elde edilen polip aday sayıları

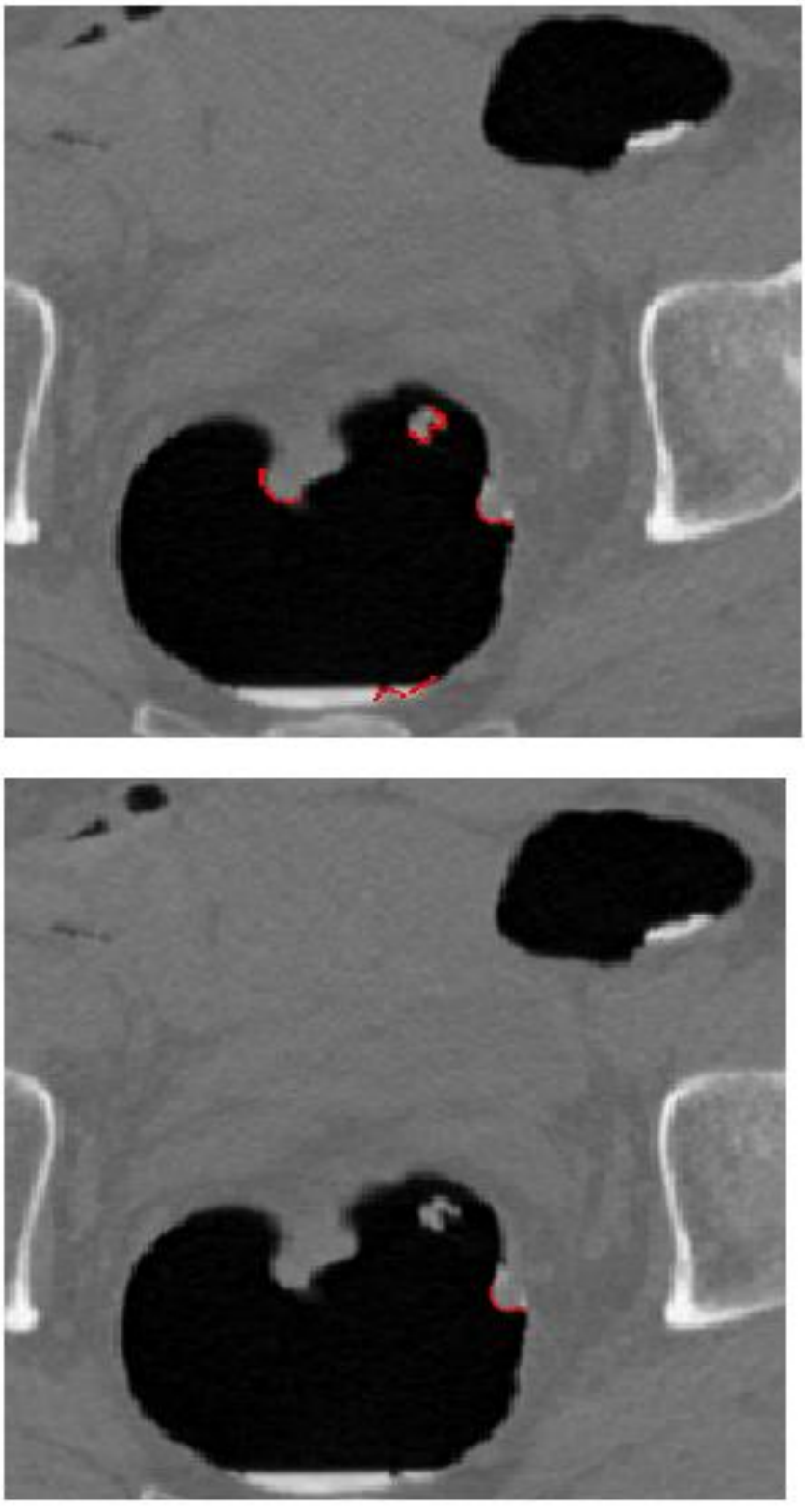
AD	KESİT KALINLIĞI	LoG Aday Sayısı	Filtre Çıkışı Aday Sayısı
BT 1	1 mm	182	18
BT 2	1 mm	164	34
BT 3	1 mm	253	41
BT 4	1 mm	191	32
BT 5	1 mm	232	28
BT 6	1,25 mm	167	138
BT 7	1 mm	176	22
BT 8	1 mm	304	29
BT 9	1,25 mm	214	12
BT 10	1 mm	242	8
BT 11	1 mm	253	40
BT 12	1 mm	193	27
BT 13	1 mm	251	31
BT 14	1 mm	464	133
BT 15	1,25 mm	260	32
BT 16	1 mm	210	17
BT 17	1,25 mm	572	125
BT 18	0,625 mm	219	53
BT 19	0,625 mm	204	18
BT 20	0,625 mm	189	38
BT 21	0,625 mm	260	31
BT 22	0,625 mm	345	64
BT 23	0,625 mm	152	13
BT 24	0,625 mm	215	13
BT 25	0,625 mm	263	32
BT 26	0,625 mm	272	50
BT 27	0,625 mm	363	66
BT 28	0,625 mm	245	33
BT 29	0,5 mm	657	298
BT 30	0,5 mm	254	67
TOPLAM		**7966**	**1543**

Şüpheli bölgelerin ideal iz düşüm görüntüleri incelendiğinde, üç boyutlu polip adaylarının yüksekliği, yayılımı ve eğimi gibi belirleyici özelliklerinin 2 boyutlu iz düşüm görüntülerinde korunduğu gözlemlenmektedir. Ayrıca aday bölgelerin üç boyutlu hacimlerinden elde edilmesi mümkün olmayan bazı belirleyici öznitelikleri iki boyutlu iz düşüm görüntüleri sayesinde elde etmek mümkün olmaktadır. Bu nedenle üç boyutlu

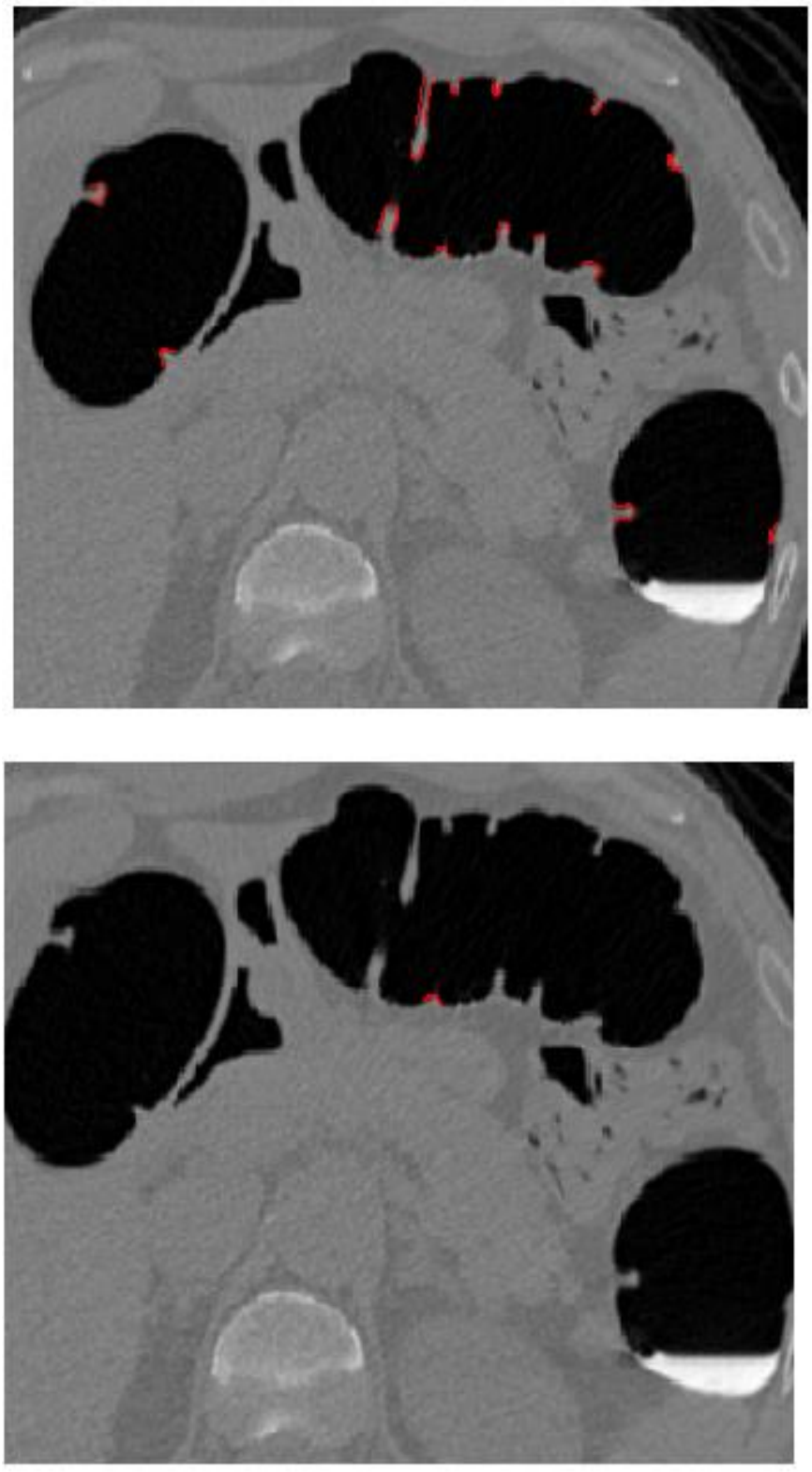
polip yüzey hacimlerinin iki boyutlu iz düşüm görüntüleri özniteliklerin çıkartılacağı kaynak olarak kullanılabilir.



Şekil 3. 15 FP eliminasyon çıktıları 1



Şekil 3. 16 FP eliminasyon çıktıları 2



Şekil 3. 17 FP eliminasyon çıktıları 3

Polip bölgelerin yapısal olarak yarı küresel bir geometriye sahip olması, elde edilecek ideal iz düşüm görüntülerinin merkeze yakın piksellerinde yüksek yoğunluk değerlerinin oluşmasına neden olacaktır. Ayrıca, yarı küresel geometriden dolayı piksel yoğunluk değerleri iz düşüm görüntülerinin kenar piksellerine doğru azalma eğilimi gösterecektir. Kolonik polipler için elde edilecek iz düşüm görüntülerinin piksel değerlerinde meydana gelecek bu değişim, iz düşüm sonuçlarının simetrik bir forma yakın oluşmasını sağlayacaktır. Polip yapılarının bu önemli geometrik özelliği, polip iz düşüm görüntülerinde yuvarlak bir alanın oluşmasına neden olurken FP bölgeler için böyle bir yuvarlaklık gözlenmeyecektir. Bununla birlikte polip aday bölgelerinin iz düşüm görüntülerinde piksel yoğunluğunun fazla olduğu bölgeler, üç boyutlu polip aday yapısının yüksekliğinin fazla olduğu bölümleri ifade edecektir. Şekil 3.18'de polip bölgesinin verilen iz düşüm düzleminde oluşturacağı iki boyutlu görüntüsü gösterilmiştir.

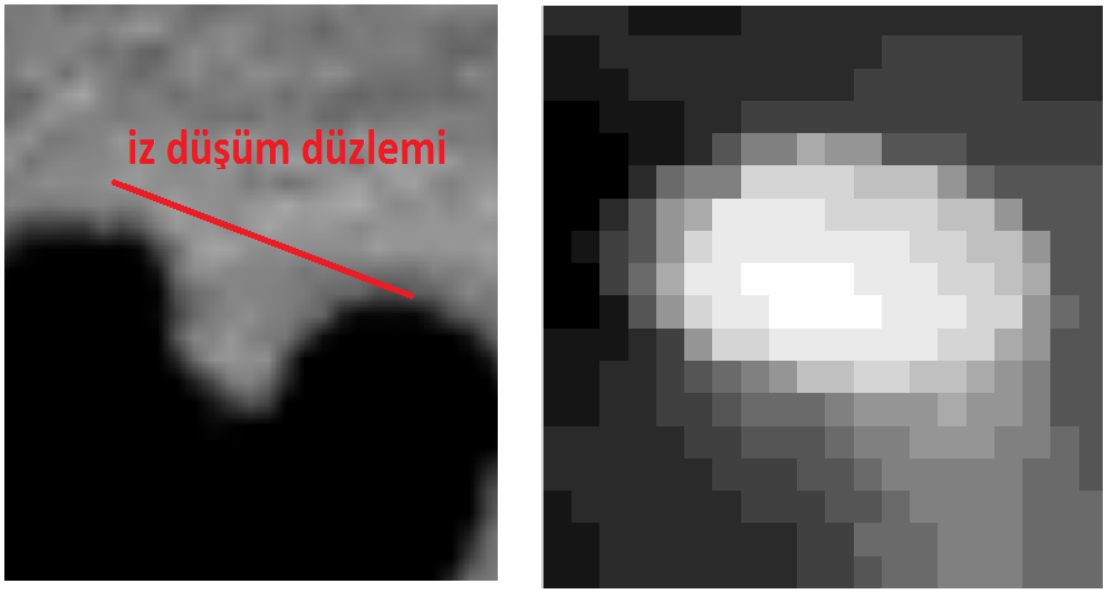
Üç boyutlu yapıların iz düşümü görüntülerinin elde edilmesi işleminde, iz düşüm düzleminin açısına bağlı olarak çok sayıda iz düşüm sonucu elde etmek mümkündür. Fakat şüpheli bölgelerin geometrik özelliklerinin korunacağı ideal iz düşüm görüntü sayısı oldukça kısıtlıdır.

Çalışmada geliştirilen CAD sisteminde iz düşüm hesaplama işlemi, öncelikle ideal iz düşüm görüntüsünü belirleyen döndürme açılarının hesaplanması ile başlamaktadır. Daha sonra elde edilen uygun döndürme açılarıyla hesaplanmış ideal iki boyutlu iz düşüm görüntüleri bulunmaktadır. Elde edilen iz düşüm görüntülerine histerezis eşikleme yöntemi uygulanarak yüksek yoğunluk değerine sahip piksel bölgeleri belirlenmektedir. Eşiklemeden çıkan ikili görüntülerden şekil tabanlı ayırt edici öznitelikler çıkartılarak beş üyeli komite yapısına sahip ÇKA ile sınıflandırma yapılmaktadır.

3.5.1 İdeal İz düşüm Hesaplama

Literatürde kullanılan iki boyutlu polip iz düşüm hesaplama yöntemleri iki farklı yaklaşımla şüpheli bölgelerin iz düşüm görüntülerini kolon kanalı içerisinden elde etmeye odaklanmıştır. Bu yöntemlerden birincisi, kolon kanalına yerleştirilen iz düşüm düzleminin farklı açılarda döndürülmesi ile ideal iki boyutlu görüntüyü elde etmeye

çalışmaktadır [56], [57]. Bu yaklaşımda, iz düşüm düzleminin konumundan kaynaklanabilen sorunlar nedeni ile çeşitli sınırlamalar ortaya çıkmaktadır. İz düşüm hesaplamaları için geliştirilmiş ikinci yöntemde ise, kolon kanalı içerisinde iyi bir görüş noktası belirlenerek polip bölgelerinin görüntüleri elde edilmeye çalışılmaktadır [58-60]. Görüş noktası belirleme işlemi ve görüntülerin elde edilmesinde kullanılan kamera ve ışık pozisyonu hesaplamaları bu yöntemin karmaşıklık seviyesini oldukça arttırmaktadır.



Şekil 3. 18 Polip yapısı ve iz düşümü

Literatürde karşılaşılan zorluk ve kısıtlamalar göz önüne alındığında yapılan çalışmada iz düşüm düzleminin konumunu ve açısını değiştirmek yerine, iz düşüm düzlemini sabit tutarak üç boyutlu şüpheli bölgelerin farklı açılarda döndürülmesi ile ideal iz düşüm görüntüsünün hesaplanmasına karar verilmiştir.

Tez çalışmasının iz düşüm görüntüsü hesaplama bölümünde, şüpheli bölgeler kolon yapısından bağımsız olarak Şekil 3.19'da verildiği gibi x ve y doğrultularında döndürülerek iz düşüm görüntüleri elde edilmiştir. X ve y doğrultularında döndürme açıları olarak belirlenen theta ve phi $-90^0 \leq \theta, \phi \leq 90^0$ aralığında 15 derecelik artımlarla elde edilmiştir. Döndürme işlemi sonucunda toplamda 169 farklı iz düşüm görüntüsü hesaplanmaktadır. Döndürme işlemi için affine transformu (AT) döndürme matrisleri kullanılmış, üç boyutlu bölgelerin merkez koordinatları orijin olarak seçilmiştir.

AT, koordinat dönüşümlerine bağlı olarak öteleme, ölçekleme veya döndürme işlemlerini gerçekleştirmek amacıyla kullanılan eşitliklerin genel formudur [91].

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = A \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + B \tag{3.21}$$

Burada A matrisi öteleme, döndürme ve ölçekleme işlemlerine göre dizayn edilirken B matrisinin etkisi sadece öteleme işleminde görülür.

Döndürme işleminde, döndürme matrisi olarak ifade edilen A, farklı doğrultularda döndürme yapılmak istendiğinde döndürme yönüne göre oluşturulacak matrislerin çarpımı şeklinde ifade edilmelidir.

AT yapısında kullanılan döndürme matrisleri aşağıda verildiği gibidir. Burada A matrisi, $A=A_X(\theta)* A_Y(\phi)$ olarak ifade edilmektedir.

$$A_X(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{3.22}$$

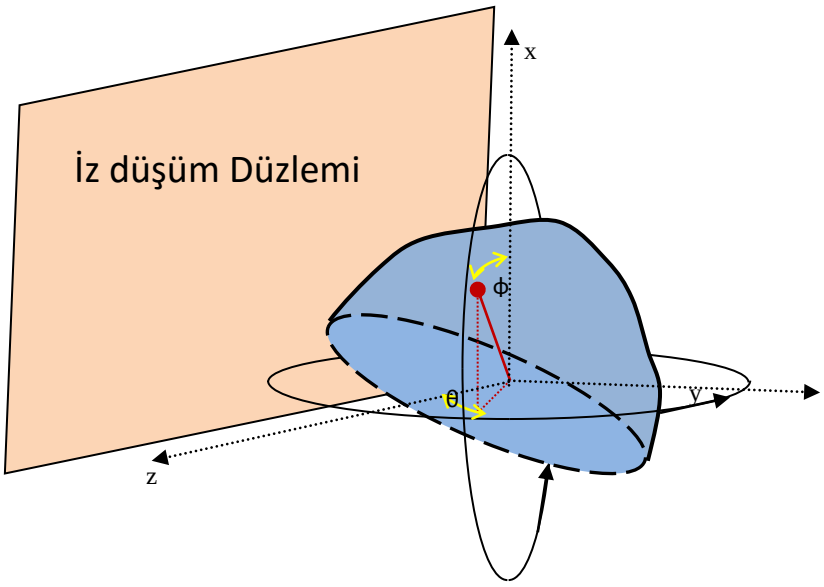
$$A_Y(\varphi) = \begin{bmatrix} \cos(\varphi) & 0 & \sin(\varphi) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(\varphi) & 0 & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{3.23}$$

Döndürme işleminde üç boyutlu görüntülerin ilgi alanı dışında kalmaması için döndürme kafesinin her bir doğrultusu BB'nin köşegen değerine kadar genişletilmiştir.

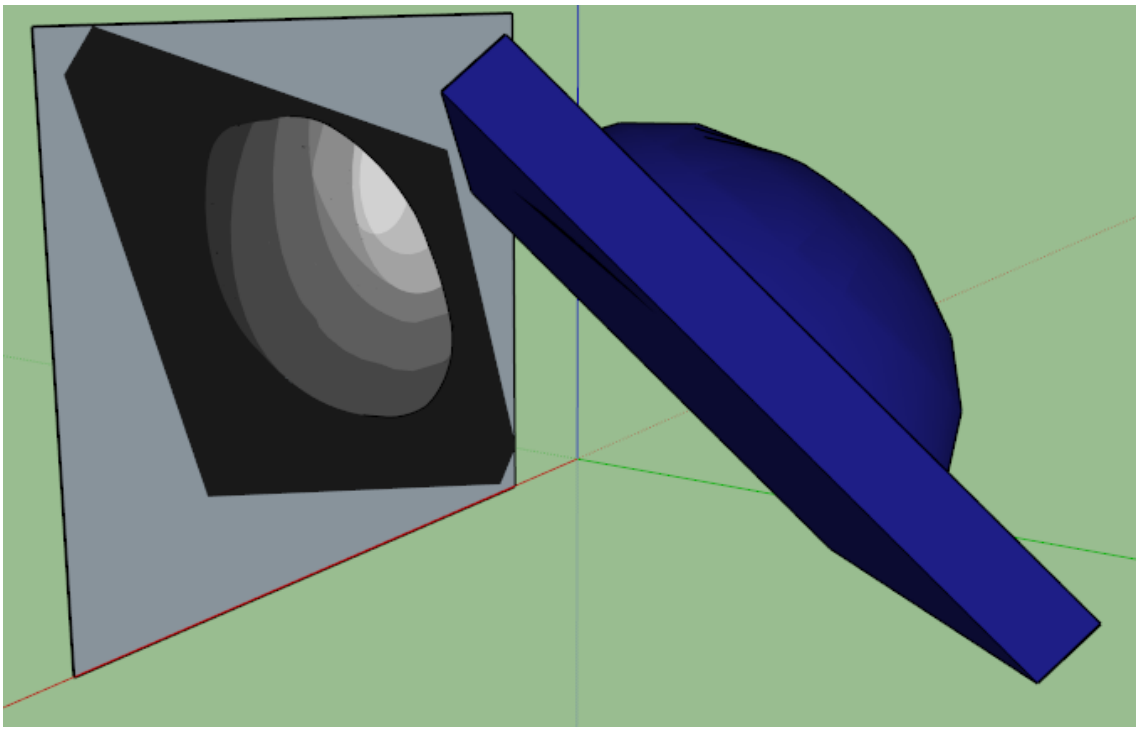
Döndürme işleminin farklı açı kombinasyonlarında farklı bir üç boyutlu hacim ve bu hacmin iki boyutlu iz düşüm görüntüsü elde edilmektedir. Bu adımda ideal iz düşüm görüntüsünün hangisi olduğuna karar verilmesi gereklidir. Burada döndürme işlem sayısının fazlalığından (169 farklı döndürme) dolayı iz düşüm görüntüsünü hesaplayan sistem ve ideal olan iz düşüm görüntüsüne karar veren yöntem hızlı ve etkili olmalıdır.

Bu amaçla iz düşüm görüntülerini hesaplamak için geliştirilen yöntem her bir döndürme işleminde üç boyutlu şüpheli bölgenin x-z düzleminde iki boyutlu toplamlarını hesaplamaktadır. Bu işlem kısaca iz düşüm hesaplama olarak tanımlanabilir. Şekil 3.20, Şekil 3.21 ve Şekil 3.22'de üç farklı döndürme sonucunu ve x-

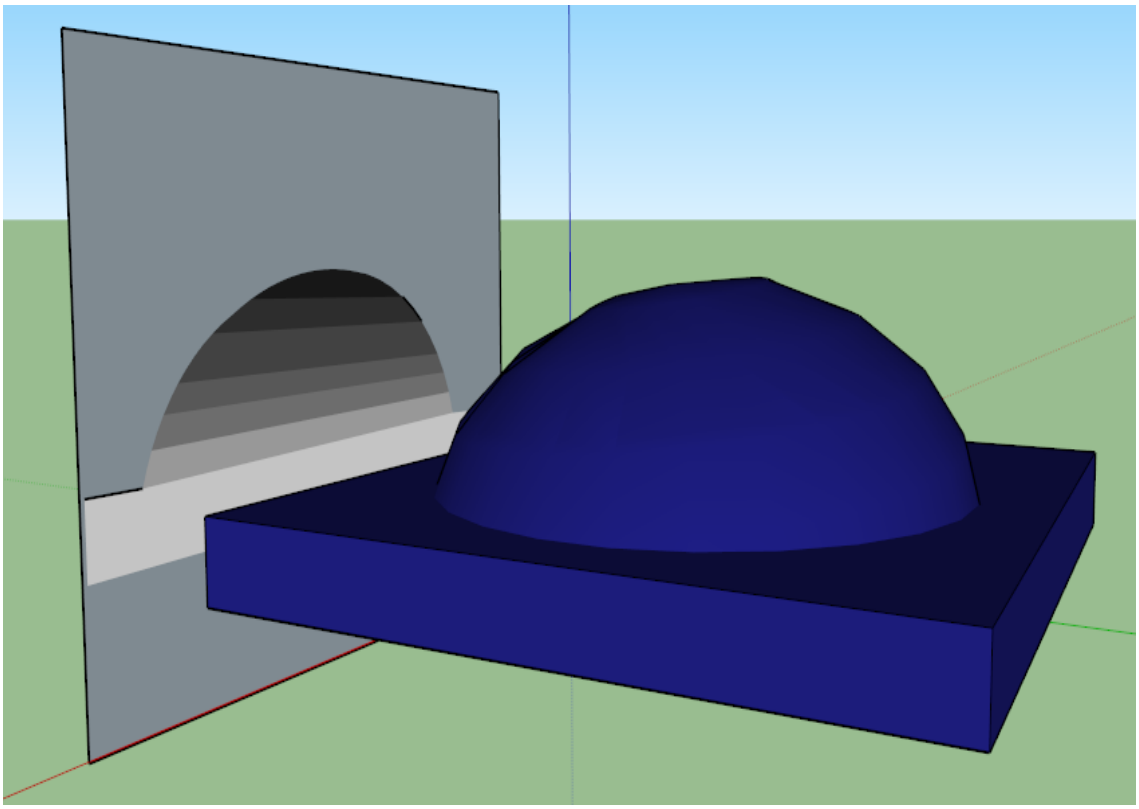
z düzleminde elde edilen iz düşüm görüntülerini temsili olarak göstermektedir. İz düşüm görüntülerinin içerisinde bulundukları kare iz düşüm düzleminin toplam alanını ifade etmektedir.



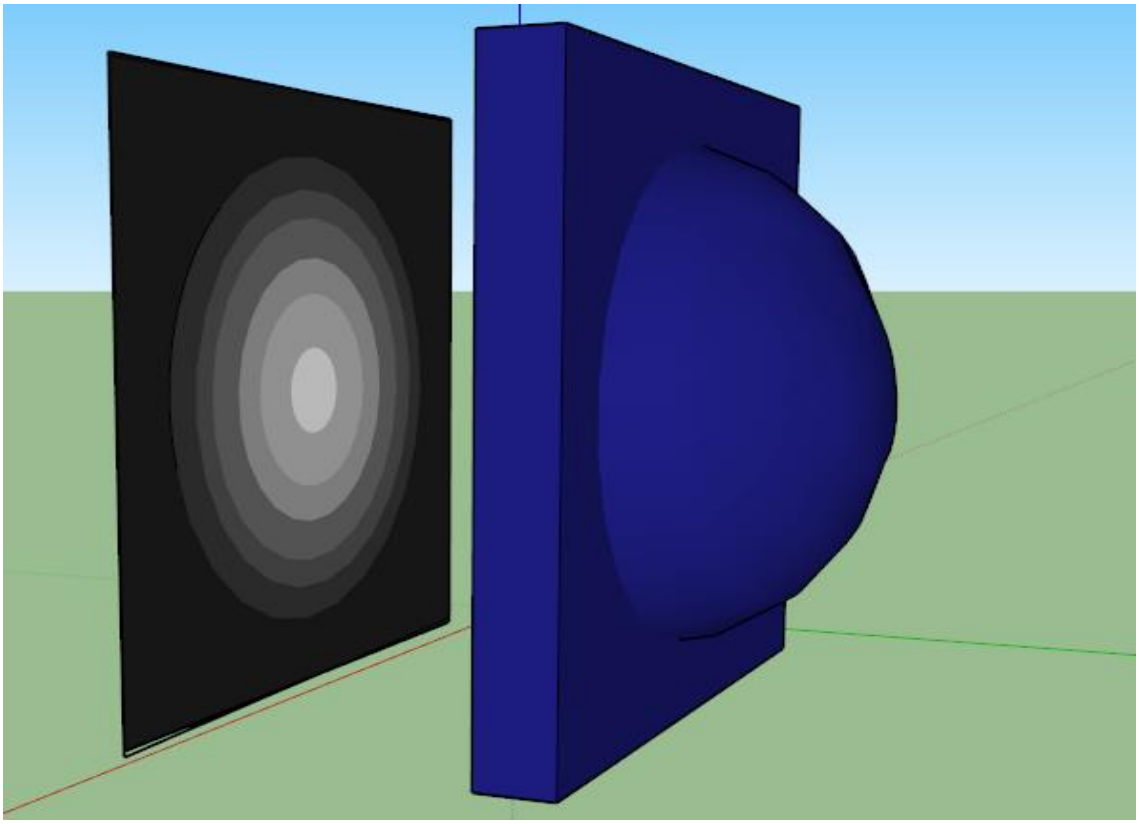
Şekil 3. 19 Üç boyutlu döndürme işlemi



Şekil 3. 20 Üç boyutlu döndürme ve iz düşümü 1



Şekil 3. 21 Üç boyutlu döndürme ve iz düşümü 2



Şekil 3. 22 Üç boyutlu döndürme ve iz düşümü 3

Yukarıda verilen şekiller incelendiğinde, ilk iki iz düşüm görüntüsünün iz düşüm düzlemini tamamen dolduramadığı ve x-z düzleminde sıfır değerlerinin oluştuğu görülebilmektedir. Şekil 3.22'de ise iz düşüm görüntüsünün iz düşüm düzlemini tamamen doldurduğu ve x-z düzleminde sıfır değerlerinin ortaya çıkmadığı görülebilmektedir.

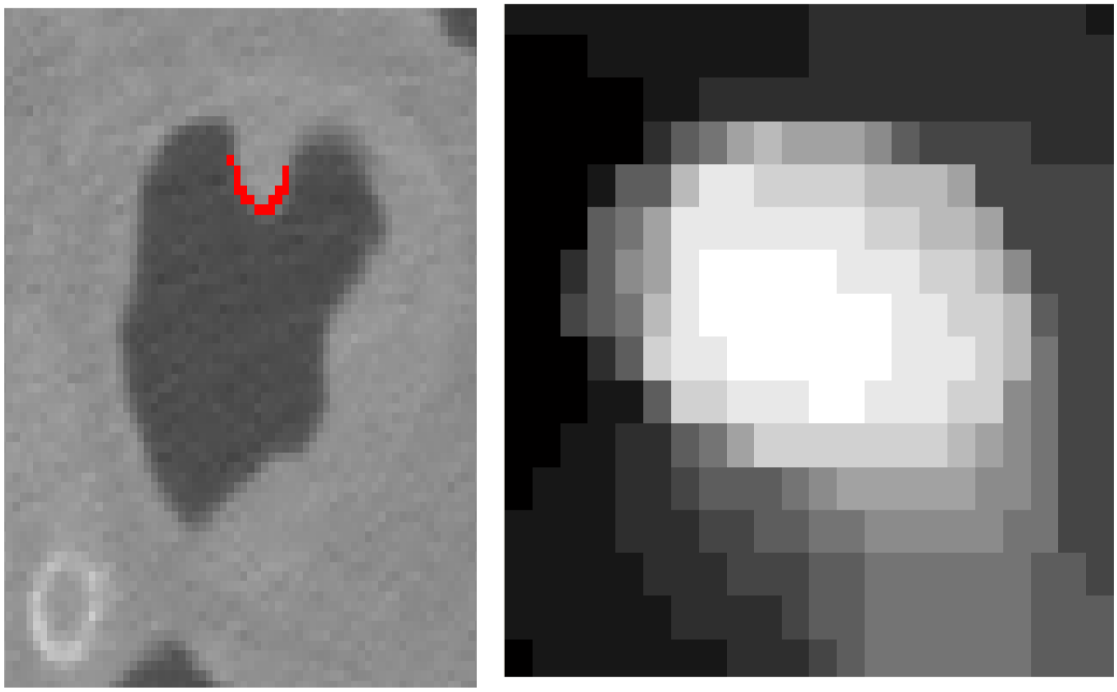
Bu mantıktan yola çıkarak geliştirilen ideal iz düşüm görüntüsüne karar verme mekanizması, elde edilen 169 adet iz düşüm sonucunun oluşturduğu alanı hesaplayarak iz düşüm düzlemindeki kapladıkları yüzeyi belirlemektedir. Bu sayede iz düşüm düzleminde en fazla alana sahip (en az sıfır sonucu veren döndürme işlemi) iz düşüm görüntüsü ideal olarak seçilebilmektedir. İdeal iz düşüm görüntüsünü oluşturan açılar ise ideal döndürme açıları olarak belirlenmektedir. Şekil 3.23'te BT görüntüsü verilen polip yapısının ideal iz düşüm görüntüsü verilmiştir. Ayrıca polip bölgelerini belirleme işleminden FP olarak geçen boğum ve kolon yüzey bölgeleri ve bu bölgelerin ideal iz düşüm görüntüleri sırasıyla Şekil 3.24 ve Şekil 3.25'te gösterilmiştir. Elde edilen ideal iz düşüm sonuçları incelendiğinde, polip yapısının ideal iz düşüm görüntüsünde dairesel formda bir yapının oluştuğu görülmektedir. Boğum yapısının ideal iz düşüm görüntüsünün ise, bir doğrultu boyunca sürekliliği olan bir yol oluşturduğu gözlemlenebilmektedir. Bunun nedeni peristaltik hareket nedeniyle boğum yapısının sürekli yer değiştirmesi olarak yorumlanabilir. Kolon yüzeyi için belirleyici bir şekilsel özellik olmasa da birbirine yakın yoğunluk değerleri nedeni ile düzlemsel bir yapı oluşturduğu söylenebilir. Şekil 3.23'te verilen polip 6 mm boyutlarındadır.

Ek-D içerisinde dört farklı polip yapısının iz düşüm görüntüsü verilmiştir.

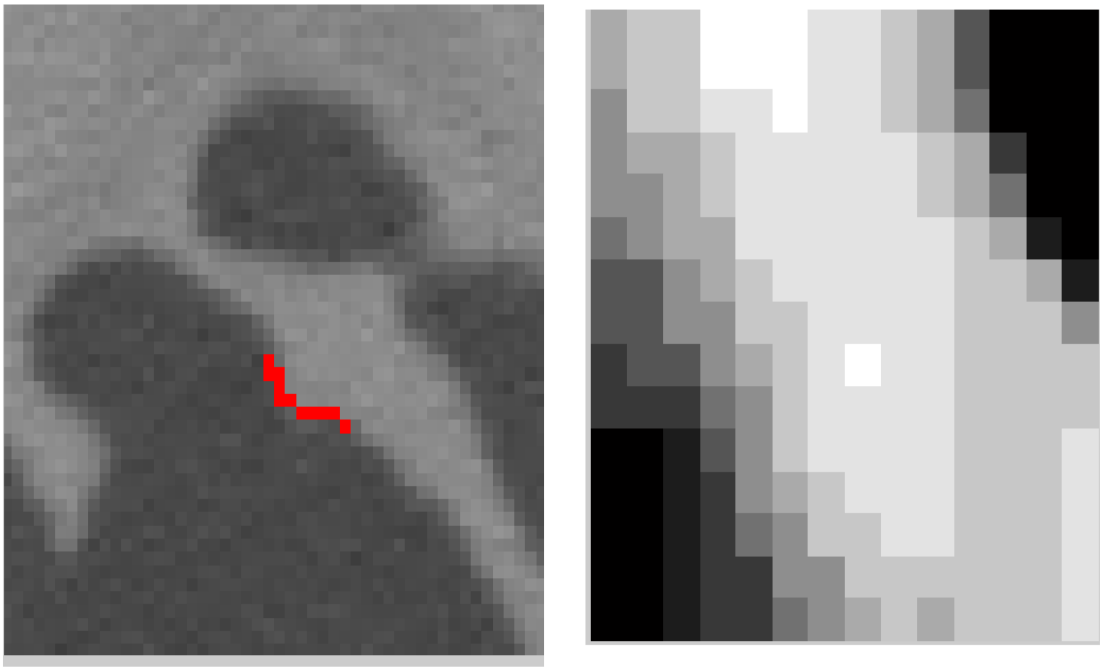
3.5.2 Öznitelik Çıkartım İşlemi

Öznitelik çıkartım kavramı kısaca, sınıflandırıcı olarak kullanılan sistemlerde sistem başarısını arttırabilmek için, sistem girişlerinin en uygun şekilde belirlenmesi olarak tanımlanabilir. Sınıflandırılacak verilerden çıkartılacak öznitelikler, verilerin şekilsel özellikleri, istatistiksel değerleri, genlik, faz, frekans gibi bağımlı-bağımsız değişkenlerinden elde edilebilir. Çalışmanın öznitelik çıkartma bölümünde, ideal iz düşüm görüntüleri yardımı ile şekilsel özellikler çıkartılmıştır. Şekilsel özniteliklerin elde

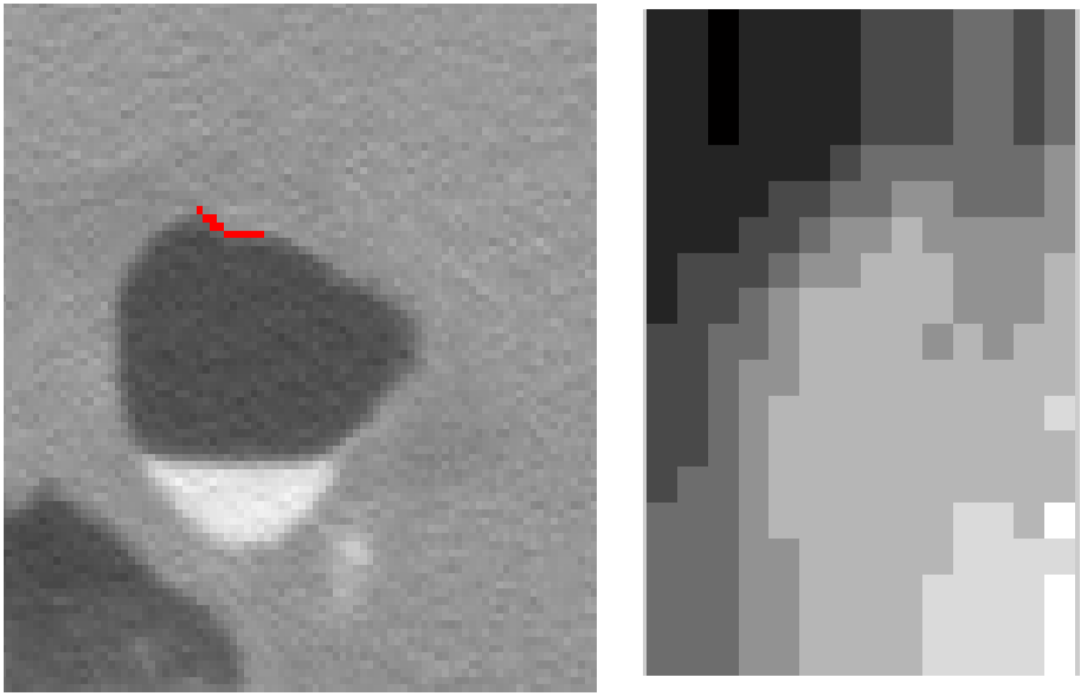
edilmesi için, ideal iz düşüm görüntüleri öncelikle histerezis eşikleme yöntemi ile ikili görüntülere çevrilmiştir.



Şekil 3. 23 Polip ve ideal iz düşümü



Şekil 3. 24 Boğum ve ideal iz düşümü



Şekil 3. 25 Kolon yüzeyi ve ideal iz düşümü

Elde edilen ideal iz düşüm görüntüleri incelendiğinde, polip yapılarının şekil ve boyutlarına bağlı olarak iz düşüm görüntülerinin yoğunluk haritalarının ve değerlerinin değiştiği görülmektedir. Bu gözlemler ışığında, geleneksel eşikleme yöntemleri ile elde edilen ikili görüntülerden anlamlı şekilsel özelliklerin çıkartılamayacağı açıktır. İz düşüm görüntülerinde yapılacak normalizasyon ve histeresiz eşikleme yöntemi ile polip geometrisinden ve piksel yoğunluk farklarından kaynaklanabilecek gürültü faktörlerinin giderilebileceği öngörülmektedir.

Histeresiz eşikleme yönteminde, tek bir eşik değeri kullanmak yerine alt ve üst eşik olmak üzere iki farklı eşik değeri kullanılmaktadır. Alt eşik değerinden düşük yoğunluğa sahip bölgeler arka plan görüntüsü olarak belirlenirken, üst eşikten yüksek yoğunluğa sahip bölgeler ilgi alanı olarak belirlenmektedir. İki eşik değeri arasında kalan pikseller ise, ilgi alanı olarak belirlenen bölgelerle komşuluk ilişkilerine göre ilgi alanı veya arka plan olarak tanımlanmaktadır. Çalışmada sekiz komşuluklu bir histerezis eşikleme yöntemi geliştirilerek alt eşik değeri 0,7, üst eşik değeri 0,9 olarak belirlenmiştir. Histerezis eşikleme yönteminde öncelikle iz düşüm görüntüleri sıfır ve bir değerleri arasında normalize edilmiştir. Daha sonra 0,7'den düşük yoğunluk değerine sahip pikseller sıfır ile etiketlenirken 0,9'dan büyük yoğunluk değerine sahip pikseller bir ile

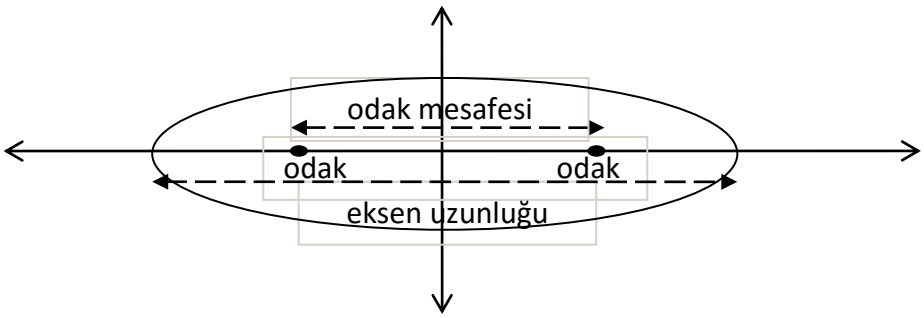
etiketlenmiştir. Son adımda ise bir etiketine sahip piksellerin sekiz komşu pikseli incelenerek yoğunluk değeri 0,7'den büyük ve 0,9'dan küçük olan komşu pikseller bir ile etiketlenmiştir.

Eşikleme işlemi sonucunda elde edilen ikili görüntülerde ilgi alanı olarak ifade edilen bölgeler, polip iz düşüm görüntüleri için dairesel bir formda olmaktadır. Histerezis eşikleme yöntemi ile elde edilen görüntülerden dairesel yapılar için anlamlı olacak özniteliklerin çıkartılması, FP adaylar ile poliplerin birbirlerinden ayrıştırılmasına olanak sağlayacaktır.

Çalışmada, dışmerkezlilik, çevre piksel uzunluğu, biçim faktörü, katılık, kapsam, eşdeğer çap ölçütü, dışbükey ölçütü, merkez ölçütü, yüzey piksel süreklilik testi olarak adlandırılan dokuz farklı öznitelik çıkartılmıştır.

Çalışmada özniteliklerin grafiksel sonuçlarını inceleyebilmek için J. Tukey tarafından geliştirilen kutu grafiği (BP) metodu kullanılmıştır [92].

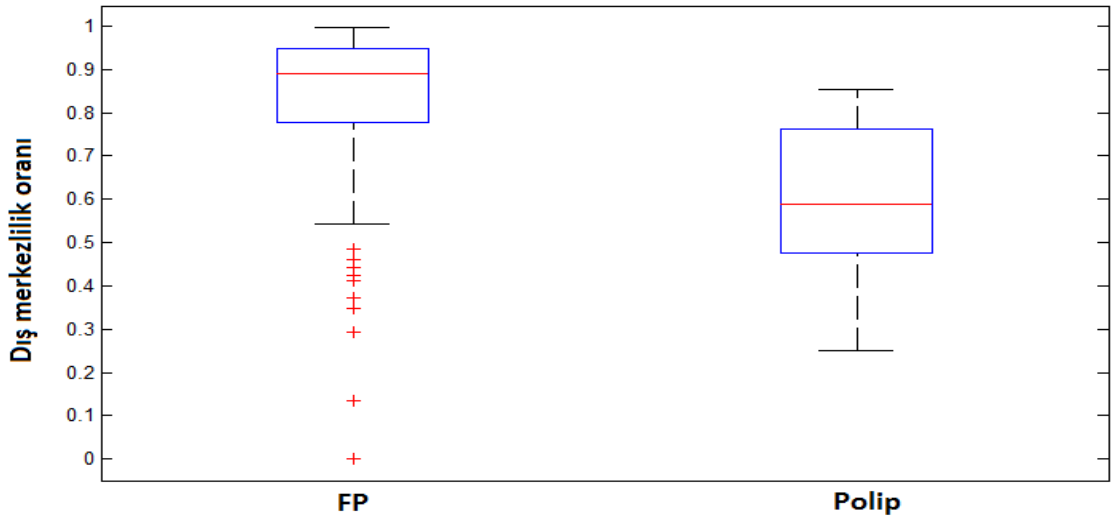
Dışmerkezlilik olarak isimlendirilen öznitelik, elips yapıların odak noktaları arasındaki mesafenin ana eksen uzunluğuna oranı olarak ifade edilmektedir (Şekil 3.26). Sıfır ve bir arasında skaler değere sahip olan bu öznitelik, sıfır değerini aldığında mükemmel daireyi, bir değerini aldığında ise bir doğruyu ifade etmektedir.



Şekil 3. 26 Dışmerkezlilik

Şekil 3.27'de dışmerkezlilik sonuçları için verilen BP sonuçları incelendiğinde, FP adaylarının ortalama dışmerkezlilik değerinin 0,9'a yakın olduğu görülmektedir. Polip bölgeler için hesaplanan ortalama değer ise 0,5 civarındadır. Polip aday bölgelerinde minimum dışmerkezlilik değeri 0,3 mertebesine yakınken, maksimum dışmerkezlilik 0,85 civarında ve FP adayların ortalamasının altında bir değer almaktadır. Ayrıca polip bölgelerinin %75'lik kısmına denk gelen 0,75 dışmerkezlilik oranı, polip bölgeleri ile FP

adayları ayırmak için dışmerkezlilik özniteliğinin anlamlı bir özellik olduğunu göstermektedir.

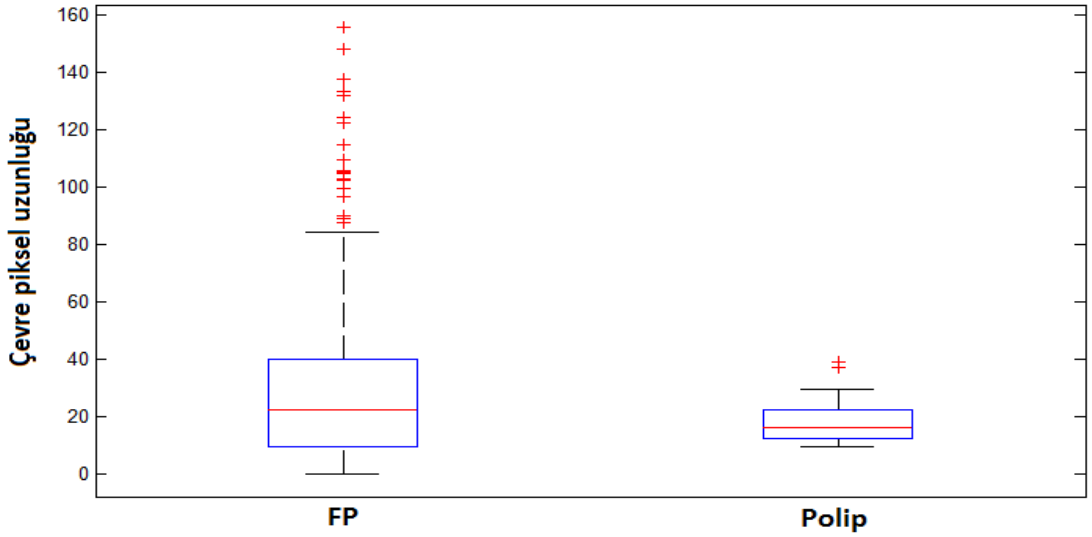


Şekil 3. 27 Polip aday bölgeleri için dışmerkezlilik oranları

Çevre piksel uzunluğu özniteliği skaler bir değer olup, ikili görüntülerde bulunan kenar piksellerinin oluşturduğu mesafe olarak tanımlanabilir. Kolon yüzeylerinden kaynaklanan FP adaylarının piksel yoğunlukları birbirine yakın değerde olacağından, bu görüntülerden elde edilen ikili görüntülerin beyaz bir düzlem oluşturacağı düşünülmektedir. Bu öznitelik yardımı ile yüksek çevre piksel uzunluğuna sahip bölgelerin kolon yüzeyi olacağı belirlenebilir. Şekil 3.28'de çevre piksel uzunluğu özniteliğinin BP sonuçları verilmiştir. Şekil 3.28 incelendiğinde FP ve polip bölgelerinin ortalama değerleri birbirlerine yakın olsa da, maksimum çevre piksel uzunlukları açısından büyük bir fark olduğu gözlemlenmektedir.

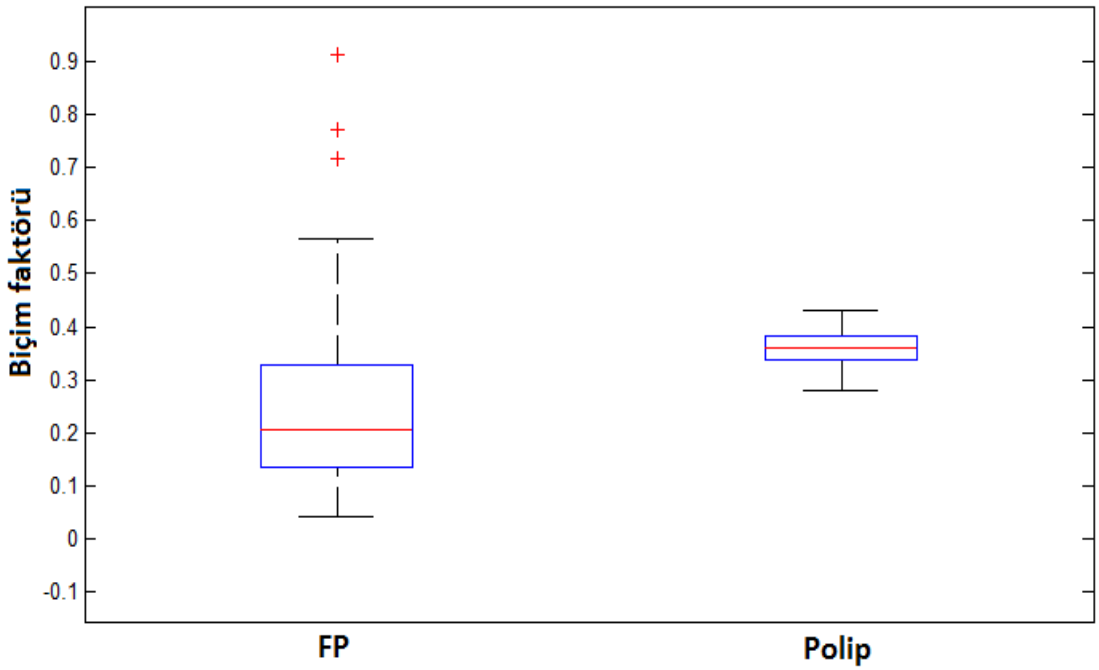
Çalışmada elde edilen üçüncü öznitelik olan biçim faktörü, ikili görüntülerin çevre piksel uzunluğunun alanlarına oranı olarak ifade edilebilir.

$$Biçim\ faktörü = (Çevre\ piksel\ uzunluğu)^2\ /(4 * \pi * Alan) \quad (3.24)$$



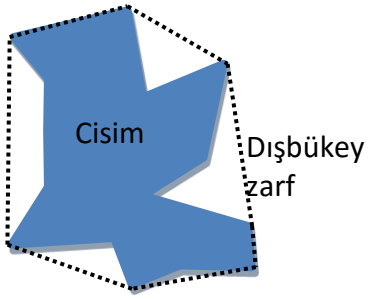
Şekil 3. 28 Polip aday bölgeleri için çevre piksel uzunlukları

Bu öznitelik, dairesel yapıların en büyük çevre piksel uzunluğuna sahip olmasından dolayı mükemmel dairelerde bir sonucunu verecektir. Uzun ve ince olan doğru şeklindeki yapılarda ise sıfır değerine yaklaşacaktır. Şekil 3.29 incelendiğinde polip bölgelerinin ortalama biçim faktörü oranı 0,4 civarında hesaplanmaktadır. Ayrıca polip yapılarının minimum biçim faktör oranının FP adaylarının biçim faktörü ortalamasından yüksek bir değerde olduğu görülmektedir.



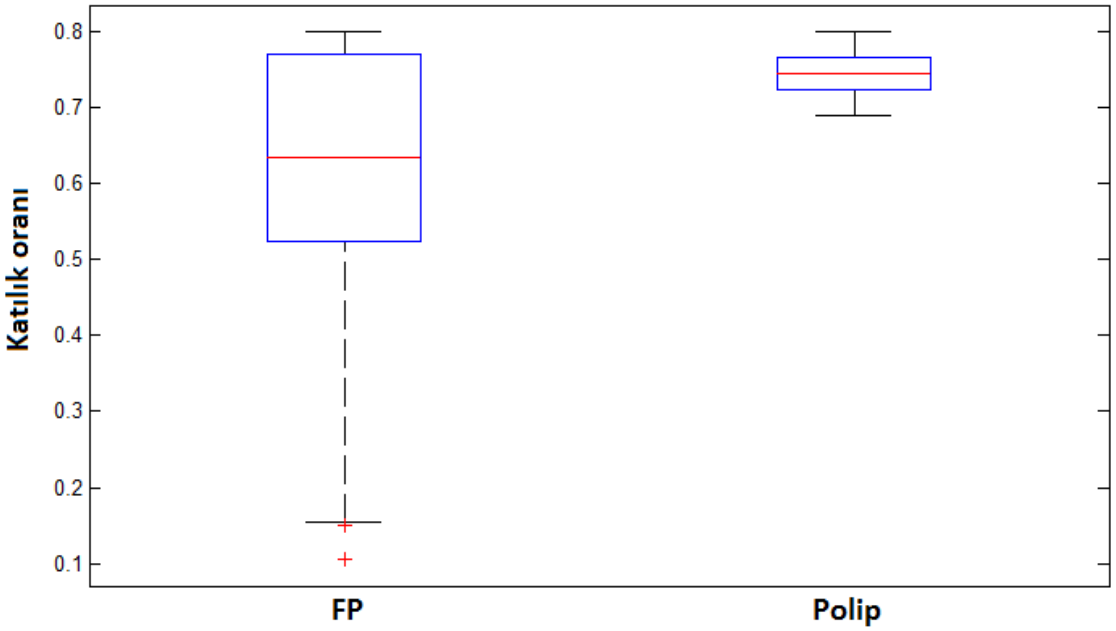
Şekil 3. 29 Polip aday bölgeleri için biçim faktörü oranları

Katılık olarak ifade edilen dördüncü öznitelik, ilgi alanını oluşturan şekillerin dışbükey zarfa olan oranı olarak ifade edilebilir (Şekil 3.30). Dairesel yapılarda, daire sınırları ile dışbükey zarf aynı boyutlarda olacağından mükemmel daire için katılık oranı bir değerini alacaktır. Skaler değere sahip olan bu öznitelik, aday bölge alanlarının dışbükey alanlara oranı şeklinde hesaplanmaktadır.



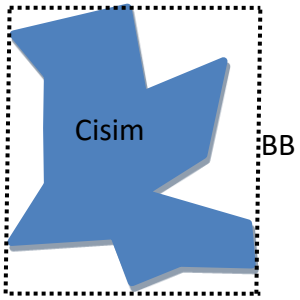
Şekil 3. 30 Katılık özniteliği

Şekil 3.31'de verilen katılık oranları incelendiğinde, polip yapılarının ortalama katılık oran değerinin 0,75 civarında elde edildiği ve FP bölgelerin ortalama katılık oranından yüksek bir değerde olduğu görülmektedir. Ayrıca polip ve FP bölgelerin en küçük katılık oran değerleri açısından da büyük bir fark mevcuttur. Buradan, katılık özniteliği yardımı ile iz düşüm görüntülerinde poliplerin dairesel forma yakın yapılar oluşturduğu bilgisi çıkartılabilir.



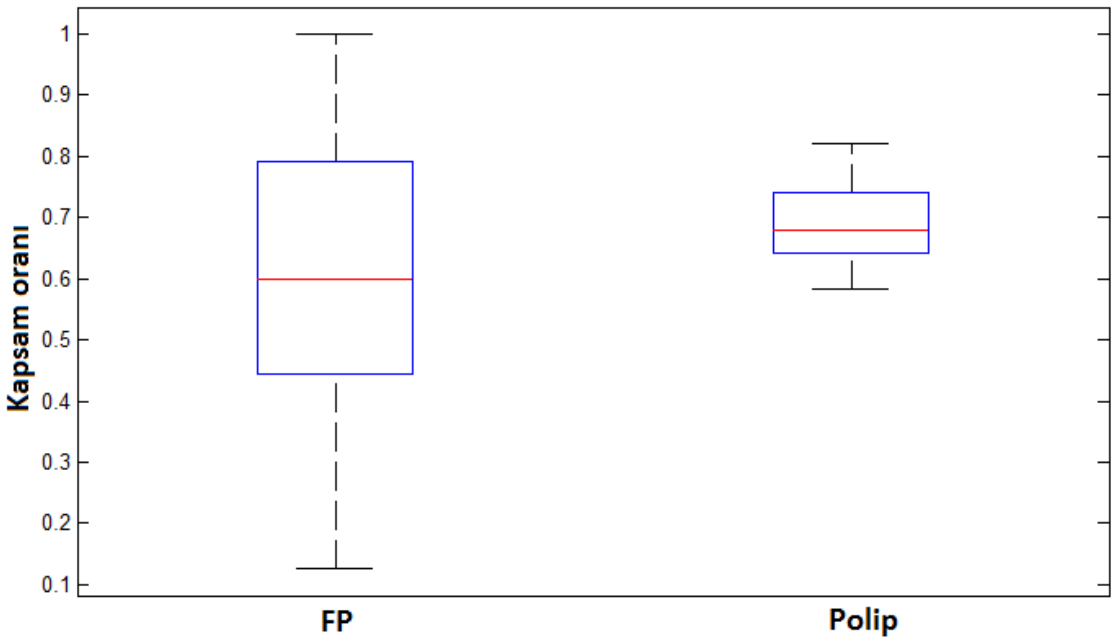
Şekil 3. 31 Polip aday bölgeleri için katılık oranları

Beşinci öznitelik olarak elde edilen kapsam, katılık özniteliğini destekleyici bir özelliktir. Kapsam özniteliği, ilgi alanını oluşturan şekillerin sınırlayıcı kutuya olan oranı olarak ifade edilebilir (Şekil 3.32). Dikdörtgenimsi geometriye sahip olan yapıların dış pikselleri ile BB sınırları aynı boyutta olacağından mükemmel dikdörtgen için bu oran bir olacaktır. Skaler değere sahip bu öznitelik, aday bölge alanlarının BB alanına oranı şeklinde hesaplanmıştır.



Şekil 3. 32 Kapsam özniteliği

Şekil 3.33'te verilen kapsam grafiği incelendiğinde, FP ve polip yapılarının ortalama kapsam oranlarının birbirlerine yakın hesaplandığı görülmektedir. Fakat minimum ve maksimum kapsam oran değerleri açısından büyük bir fark mevcuttur. Kapsam özniteliğinin dikdörtgenimsi şekle sahip adayların belirlenmesinde öneme sahip olacağı düşünülmektedir.

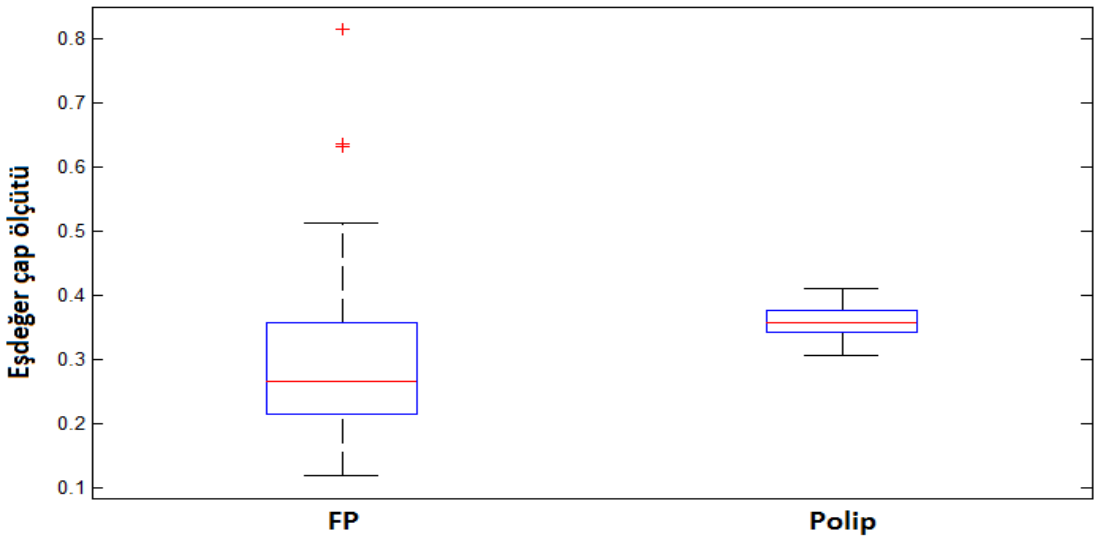


Şekil 3. 33 Polip aday bölgeleri için kapsam oranları

Eşdeğer çap ölçütü olarak tanımlanan öznitelikte öncelikle, ikili görüntülerde belirlenen bölgelerin alanına eşit olan dairenin çapı hesaplanmaktadır. Elde edilen çap değerini, çevre piksel uzunluğuna bölerek eşdeğer çağ ölçütü elde edilmektedir.

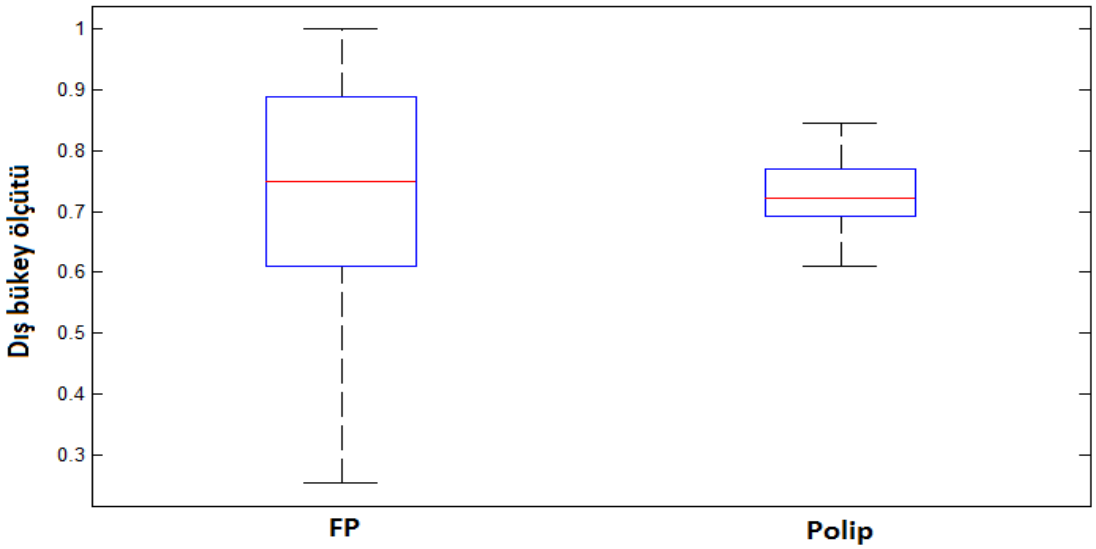
$$\text{Eşdeğer çap ölçütü} = \sqrt{4 * (alan/pi)}/çevre\ p.uzunluğu \tag{3.25}$$

Bu sayede alan bilgisinden elde edilebilecek çap değerleri ile çevre bilgisinden elde edilebilecek çap değerlerinin karşılaştırılması mümkün olacaktır. Şekil 3.34'te aday bölgeler için eşdeğer çap ölçüt oranları verilmiştir. Mükemmel daire için eşdeğer çap ölçütü, 1/π değerinde olmalıdır. Şekil 3.34 incelendiğinde, polip yapıları için elde edilen eşdeğer çap ölçütünün ideal değerden yüksek, FP adaylar için ise düşük bir değerde hesaplandığı söylenebilir. Polip yapıları için eşdeğer çap ölçüt değerlerinin büyük bir değişime uğramadığı, FP bölgeleri için ise minimum ve maksimum eşdeğer çap ölçütleri arasında 0,4'e yakın bir farkın oluştuğu görülmektedir.



Şekil 3. 34 Polip aday bölgeleri için eşdeğer çap ölçüt sonuçları

Dışbükey ölçütü, ikili görüntülerde belirlenen bölgelerin oluşturabileceği dışbükey zarfın sınırlayıcı kutuya olan oranı olarak tanımlanabilir. Dışbükey ölçütü değerlerini belirleyebilmek için öncelikle en küçük dışbükey zarfın alanı hesaplanmış ve zarfın oluşturabileceği BB alanına bölünmüştür. Şekil 3.35'te polip adaylarının dışbükey ölçüt değerleri verilmiştir. Dışbükey ölçütünün bir değerine yaklaşmasıyla histerezis eşikleme yöntemiyle belirlenen ilgi alanının dikdörtgenimsi bir formda olduğu anlaşılmaktadır.

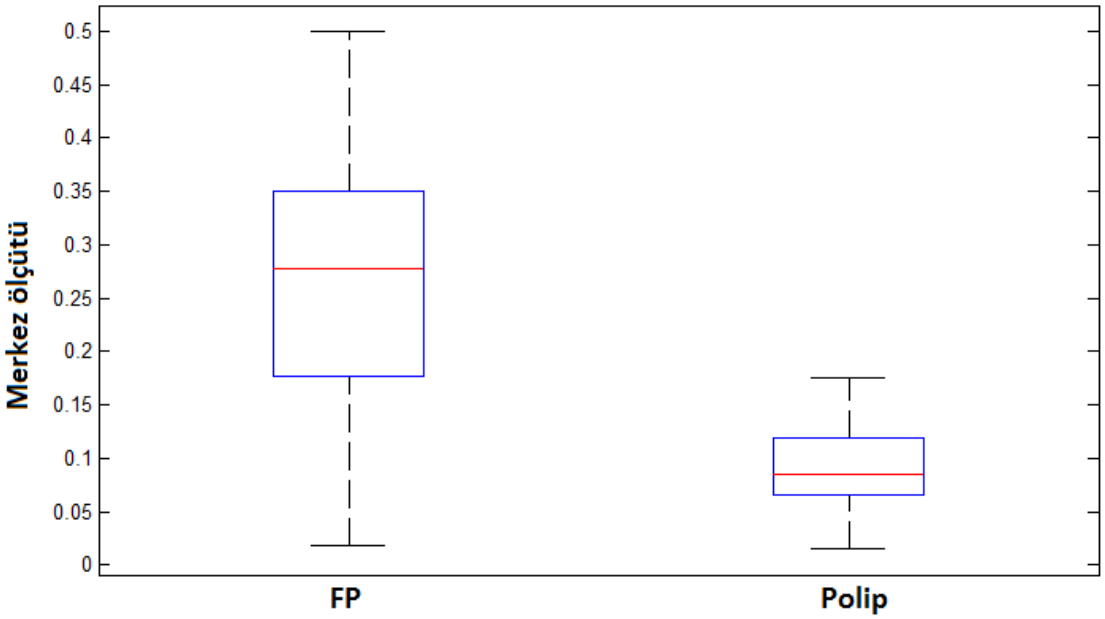


Şekil 3. 35 Polip aday bölgeleri dışbükey ölçüt oranları

İki boyutlu iz düşüm görüntülerinde, polip yapılarının görüntünün merkezine yakın koordinatlarda dairesel şekil oluşturacağı bilinmektedir. Bu bilgi çerçevesinde hesaplanan merkez ölçütü, histerezis eşikleme yöntemi ile elde edilen görüntülerde oluşan şekillerin ağırlıklı merkez koordinatları ile iki boyutlu görüntülerinin aritmetik merkez koordinatları arasındaki öklit uzaklığı olarak ifade edilebilir. Burada merkez ölçütü sonuçlarını normalize edebilmek için elde edilen öklit uzaklıkları görüntülerin iki boyut uzunluğunun karesel toplamlarına bölünmüştür.

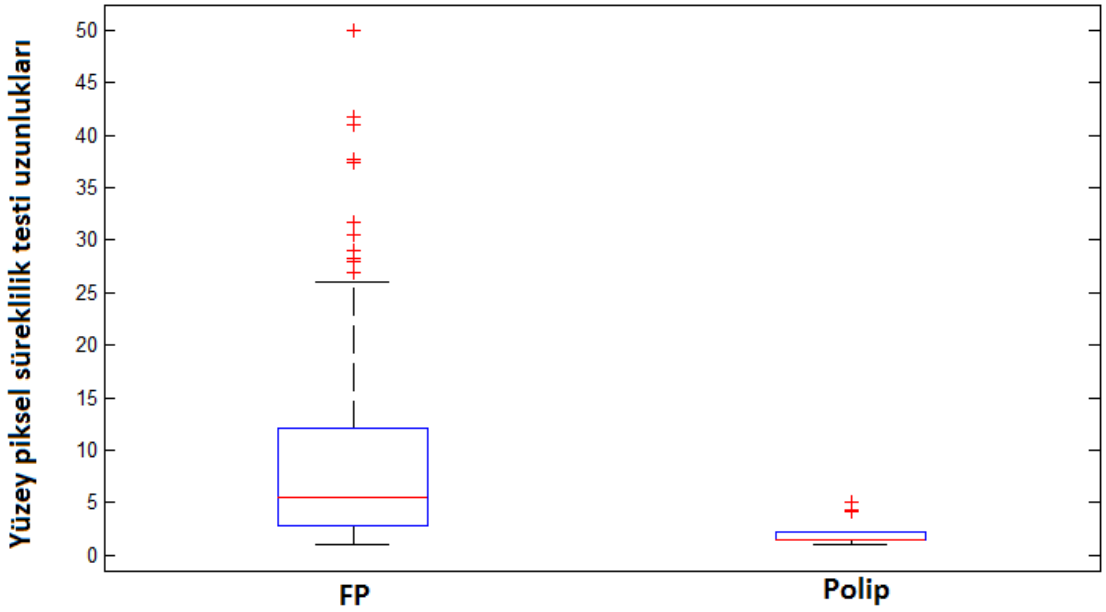
$$\text{Merk. ölçütü} = \frac{\sqrt{(ağırlıklı_x - aritmetik_x)^2 + \left(ağırlıklı_y - aritmetik_y\right)^2}}{\sqrt{(boyut_x)^2 + (boyut_y)^2}} \quad (3.26)$$

Merkez ölçütü sonuçlarının düşük değerlerde hesaplanması, histerezis eşikleme yöntemi ile belirlenen şeklin polip bölgelerinden elde edilmiş olma olasılığını işaret etmektedir. Şekil 3.36 incelendiğinde, polip bölgelerinin ortalama öklit mesafeleri ile FP bölgelerinin ortalama öklit mesafeleri arasında büyük bir farkın olduğu göze çarpmaktadır.



Şekil 3. 36 Polip aday bölgeleri merkez ölçütü

Öznitelik matrisinin son vektörü olan yüzey piksel süreklilik testinde, histerezis eşikleme yöntemi ile elde edilen ilgi alanı bölgelerinin iz düşüm görüntü sınırları ile bağlantısının var olup olmadığı kontrol edilmektedir. Bu öznitelikte, eşikleme ile elde edilen ilgi alanlarının kenar pikselleri bulunarak piksellerden bir tanesi başlangıç pikseli olarak seçilmektedir. Başlangıç pikselinden her iki yönde komşu piksellere doğru ilerlenerek kenar piksellerinin sürekliliği incelenmektedir. Bu ilerleme işlemde, eğer eşikleme ile belirlenmiş ilgi alanının kenar piksellerinden biri iz düşüm görüntüsünün sınırına ulaşırsa, o yöndeki ilerleme durmaktadır. Bunun anlamı diğer yöndeki ilerlemenin de bir süre sonra duracağıdır. Eğer ilgi alanı, görüntünün sınırları ile bağlantılı değilse, her iki yönde de devam eden ilerlemeler bir pikselde birleşerek duracaktır. Burada ilerleme işlemlerinin durduğu pikseller arasındaki mesafe yüzey piksel süreklilik testi uzunluğu olarak ifade edilmektedir. Bu işlem sayesinde, boğum ve kolon yüzeylerinin anlamlı bir özelliği olan, ikili görüntülerin bir bölgesinden başlayıp diğer bölgesinde bitme durumu belirlenebilir. Şekil 3.37'de yüzey piksel süreklilik testi sonuçları verilmiştir. Polip bölgeleri için belirlenen ilgi alanlarının görüntünün merkezine yakın, dairesel bir formda oluşacağı bilindiğinden iki yönde ilerlemenin duracağı piksellerin aynı veya birbirine çok yakın pikseller olması beklenmektedir. Şekil 3.37 incelendiğinde polip yapıları için elde edilen düşük uzunluk sonuçları ile bu beklentinin karşılandığı görülebilmektedir.



Şekil 3. 37 Polip aday bölgeleri yüzey piksel süreklilik uzunlukları

3.5.3 Sınıflandırma İşlemi

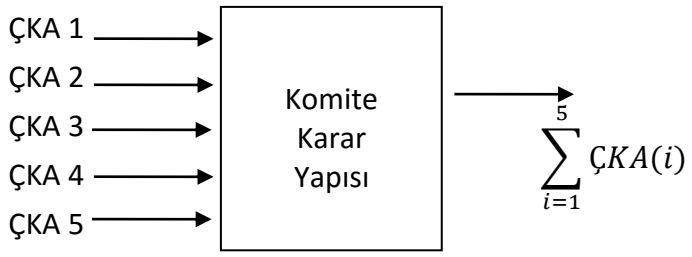
Çalışmanın son aşamasını elde edilen öznitelik matrisi, 5 katmanlı ÇKA yardımı ile sınıflandırılmıştır.

Biyolojik nöron yapısını temel alan YSA sistemleri, kendi kendine organize olabilen adaptif yapılardır. YSA sistemleri katmanlı bir mimariye sahip olup her katmanda doğrusal veya doğrusal olmayan aktivasyon fonksiyonları bulunmaktadır. Katmanlar arasında iletişimi sağlayan yollar, ağırlıklandırılmış olarak tek yönlü iletime izin vermektedir.

ÇKA ağları, giriş olarak verilen öznitelikler ile çıkışta elde edilecek sonuçlar arasındaki ilişkinin doğrusal olmadığı durumlarda kullanılan YSA sistemidir. Her katmanda tanjant sigmoid veya logaritmik sigmoid gibi doğrusal olmayan aktivasyon fonksiyonları bulunmaktadır. Katmanlar arasında bulunan ağırlık değerleri eğitim aşamasında çıkış ve hedef değerlerinin karşılaştırılması ve yapılan hatanın minimize edilmesi ile güncellenir. Bu işlem literatürde geri yayılım algoritması olarak bilinmektedir [93], [94] .

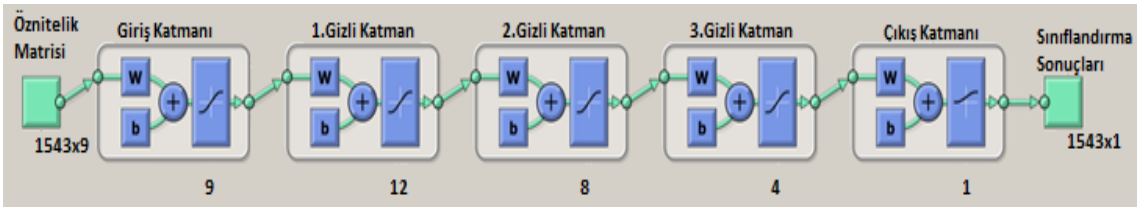
YSA başlangıç değerlerinin rastgele seçilmesi nedeni ile aynı eğitim kümesi ve aynı öğrenme katsayıları kullanılsa bile yeni bir YSA eğitildiğinde farklı sonuçlar elde edilebilir. ÇKA'nın başarımındaki düzensizliği azaltmak amacıyla çalışmada 5 üyeli

komite karar yapısı kullanılmıştır. Bu yöntemde gizli katmanlarında farklı algılayıcı sayılarına sahip beş farklı ÇKA ağı aynı eğitim kümesi için çalıştırılarak ağların çıkışında elde edilen test sonuçları karşılaştırılmıştır. ÇKA ağları çıkışında elde edilen sonuçlardan fazla olan sınıf, doğru sınıf olarak kabul edilmiştir. Şekil 3.38'de 5 üyeli komite yapısı verilmiştir.



Şekil 3. 38 Komite karar yapısı

Çalışmada öznitelik matrisi, üç katlı çapraz doğrulama yöntemi ile %67 eğitim, %33 test verisi olacak şekilde ayarlanmıştır. Tasarlanan ÇKA ağları, üç gizli katmandan oluşmakta ve katmanlarda sırasıyla 14 ile 12, 9 ile 7 ve 6 ile 4 arasında değişkenlik gösteren nöron sayısı kullanılmaktadır. ÇKA ağları için öğrenme oranı 0,2 ve momentum katsayısı 0,7 olarak seçilmiştir. Şekil 3.39'da tasarlanan ÇKA ağ yapılarına bir örnek verilmiştir. Gizli katmanlarda aktivasyon fonksiyonu olarak tanjant sigmoid kullanılırken çıkış katmanında aktivasyon fonksiyonu olarak logaritmik sigmoid seçilmiştir.



Şekil 3. 39 ÇKA ağ yapısı

Yapılan sınıflandırma işleminin performans sonuçlarını inceleyebilmek adına Şekil 3.40'da sınıflandırıcı çıkışlarının doğal tepki alıcı işletim karakteristik (FROC) eğrisi elde edilmiştir [95]. FROC, tıbbi teşhis sonuçlarının doğruluklarını belirlemek için kullanılan yöntemlerden biridir [96]. FROC eğrisi hesaplama işlemlerinde elde edilen sınıflandırma çıkışları belirli eşik değerlerinden geçirilerek duyarlılık başarıları ve yanlış pozitif sayıları bulunabilir. FROC eğrilerinde x ekseni veri seti başına hesaplanan yanlış

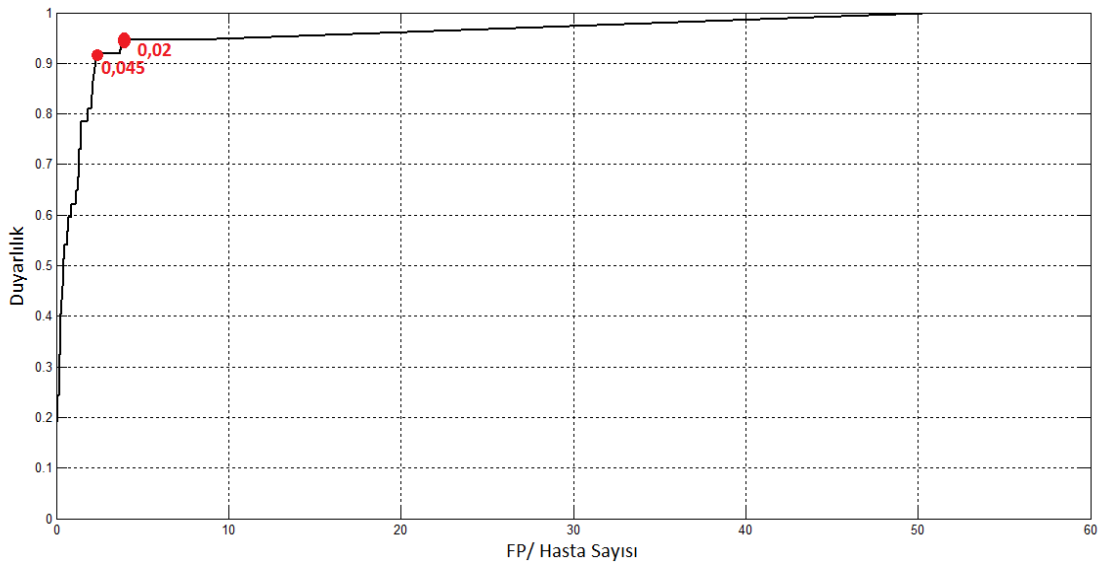
pozitif sayısını verirken, y ekseni doğru pozitif oranı ile ifade edilmektedir. Literatürde doğru pozitif oranı duyarlılık kelimesi ile tanımlanmaktadır.

$$duyarlılık = \frac{TP}{TP + FN}\% \tag{3.27}$$

Burada TP Doğru pozitif (polip olan bölgelerin sınıflandırıcı çıkışında bulunması), FN yanlış pozitif (polip olan bölgelerin sınıflandırıcı çıkışında bulunamaması) olarak ifade edilebilir.

Çalışmada FROC eğrisini elde edebilmek için sınıflandırma sonuçları sıfır ile bir arasında 0,005 aralıklarla değişen eşik değerlerinden geçirilerek radyologlar tarafından belirlenen sonuçlar ile karşılaştırılmıştır. 0,02 ve 0,045 eşik değerleri için elde edilen duyarlılık sonuçları ve hasta başına hesaplanan FP oranı Çizelge 3.3'te verilmiştir. Tüm polip boyutları için elde edilen duyarlılık başarısı 0,02 eşik değeri için %94,59 olarak belirlenirken 0,045 eşik değeri için %91,89 olarak hesaplanmıştır.

Çizelge 3.4 ve Çizelge 3.5'te ise seçilen eşik değerleri için tespit edilen polip yapılarının boyut bilgileri bulunmaktadır. Çizelge 3.4 ve Çizelge 3.5 incelendiğinde en yüksek başarı oranının 10 mm'den büyük polipler için elde edildiği görülmektedir. TP olarak ifade edilen sütun sınıflandırma işlemi sonucunda doğru şekilde belirlenen polip sayısını göstermektedir.



Şekil 3. 40 ÇKA sınıflandırıcılarının duyarlılık performansını gösteren FROC eğrisi

Çizelge 3. 3 İki farklı eşik değeri için ÇKA duyarlılık sonuçları

	Sayısı	ÇKA		
		TP	Duyarlılık	FP
0,02 Eşik Değeri	37	35	94,59%	3,9
0,045 Eşik Değeri	37	34	91,89%	2,367

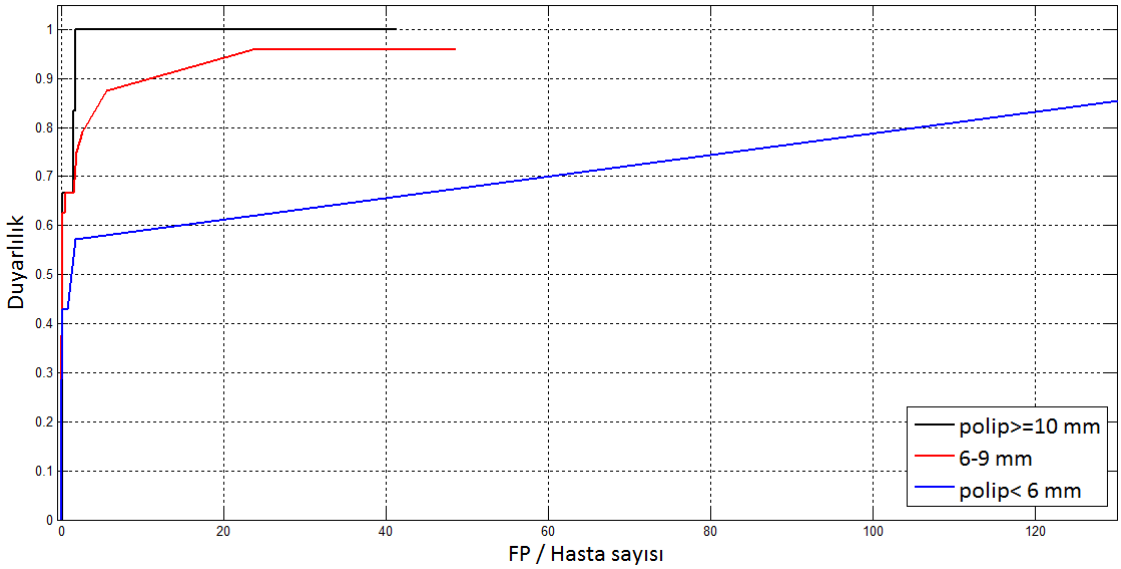
Çizelge 3. 4 0,02 Eşik değeri için tespit edilen poliplerin boyutsal bilgileri ve duyarlılık sonuçları

Polip Tipi	Sayısı	ÇKA	
		TP	Duyarlılık
≥ 10 mm	6	6	100%
6-9 mm	24	23	95,83%
< 6 mm	7	6	85,71%
Toplam	37	35	94,59%

Çizelge 3. 5 0,045 Eşik değeri için tespit edilen poliplerin boyutsal bilgileri ve duyarlılık sonuçları

Polip Tipi	Sayısı	ÇKA	
		TP	Duyarlılık
≥ 10 mm	6	6	100%
6-9 mm	24	22	91,67%
< 6 mm	7	6	85,71%
Toplam	37	34	91,89%

Çalışmada ayrıca geliştirilen CAD sisteminin boyut farkından bağımsız olarak küçük, orta ve büyük boyutlardaki poliplerin belirlenmesindeki duyarlılık başarısı test edilmiştir. Bu amaçla veri setinde aynı polip boyut ailesine ait lezyon bulunduran BT çekimleri CAD sisteminin girişine uygulanmıştır. Eğer seçilen BT görüntülerinde istenen boyut aralığı dışında bir polip mevcut ise sınıflandırma başarısını etkilememesi için FP olarak seçilmiştir. Sınıflandırma için kullanılan ÇKA yapısında gizli katmanlarda bulunan algılayıcı sayıları sırasıyla 12, 8 ve 4 olarak seçilmiştir. Aynı boyut ailesine sahip polipler için geliştirilen CAD sisteminin performansları (FROC) Şekil 3.41'de verilmiştir.



Şekil 3. 41 ÇKA sınıflandırıcısının aynı boyutlardaki polipler için duyarlılık performansını gösteren FROC eğrisi

Şekil 3.41 incelendiğinde, 10 mm'den büyük poliplerin tamamının düşük bir FP sayısı ile belirlenebildiği görülmektedir. Ayrıca 10 mm'den büyük polipler için ÇKA ağları ile yapılan bazı sınıflandırma denemelerinde FP sayısının 0 olarak elde edildiği de belirtilmelidir. Bir diğer dikkat çeken ayrıntı ise, 6 mm'den küçük poliplerin oldukça yüksek FP sayısına sahip olmasıdır. Bu yüksek FP sayısı Çizelge 3.3'te verilen genel duyarlılık başarılarındaki FP oranını büyük ölçüde etkilemektedir. Bununla birlikte çalışmada kullanılan 6 mm'den küçük polip sayısının azlığı yüksek FP oranı ile birleştirildiğinde başarı oranının düşük olmasını etkileyen faktörlerden biri olarak görülmektedir.

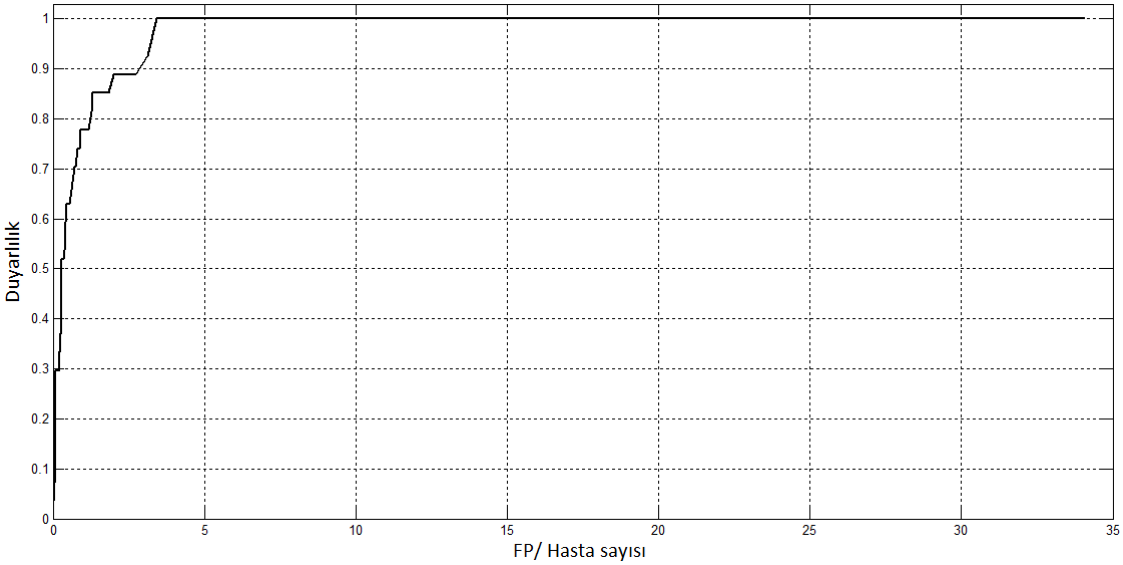
Çizelge 3.6'da farklı boyutlardaki polipler için FROC eğrilerinden elde edilen duyarlılık sonuçları ve FP sayıları verilmiştir.

Çizelge 3. 6 Farklı boyutlardaki polipler için ÇKA sınıflandırma duyarlılık sonuçları

Polip Tipi	Sayısı	ÇKA		
		TP	Duyarlılık	FP
≥ 10 mm	6	6	100%	1,83
6-9 mm	24	21	87,50%	5,57
< 6 mm	7	4	57,14%	1,8

Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde, radyologların 5 mm'den büyük boyutlara sahip olan poliplerin tespit edilmesine öncelikli olarak önem verdiği görülmektedir [15],

[16], [17], [22], [27], [57]. Bu amaçla, çalışmada geliştirilen CAD sisteminin 5 mm'den büyük boyutlara sahip olan poliplerdeki başarısının incelenmesi önemlidir. 5 üyeli komite yapısına sahip karar mekanizması ile 5 mm'den büyük boyutlara sahip olan polipler için elde edilen FROC eğrisi Şekil 3.42'de verilmiştir. Ayrıca FROC eğrisi yardımı ile elde edilen duyarlılık yüzdeleri ve FP sayıları Çizelge 3.7'de belirtilmiştir.



Şekil 3. 42 ÇKA sınıflandırıcılarının 5 mm'den büyük polipler için duyarlılık performansını gösteren FROC eğrisi

Çizelge 3.7 incelendiğinde duyarlılık başarısının hasta başına 3,44 FP oranında %100 olarak hesaplandığı görülmektedir. Duyarlılık başarısının düşük FP oranlarında kalmasının en büyük nedeni küçük boyutlu poliplerin sınıflandırma işleminde kullanılmaması olarak yorumlanabilir.

Çizelge 3. 7 5 mm'den büyük polipler için ÇKA sınıflandırma duyarlılık sonuçları

	Sayısı	ÇKA		
		TP	Duyarlılık	FP
Polip> 5mm	30	30	100%	3,44
Polip> 5mm	30	27	88,9%	2

BÖLÜM 4

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında BT görüntüleri üzerinde polip bölgelerinin belirlenmesinde radyologlara yardımcı olacak bir CAD sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen sistemin genel yapısı, kolon bölütleme, polip bölgeleri belirleme ve sınıflandırma adımlarından oluşmaktadır.

Geliştirilen bölütleme sistemi hem kontrast madde kullanılan, hem de kontrast madde kullanılmayan çekimlerde kolon yapısını başarı ile belirlemektedir. Elde edilen bölütleme sonuçları incelendiğinde, bölütleme işlemi sonucunda kolonik poliplerin tamamının kolon segmenti içerisinde kaldığı görülmektedir. FCM öncesi Otsu metodu tabanlı yapılan bölütleme sonuçları ile FCM işlemi sonucunda elde edilen son bölütleme sonuçları karşılaştırıldığında bölütlenmiş kolon hacminin yaklaşık olarak %3 kadar artış gösterdiği hesaplanmıştır. Bölütlenmiş kolon hacmindeki bu artışın, kolon duvarına yakın kolon bölgelerinden kaynaklandığı belirlenmiştir. Otsu metodu ile hesaplanan eşik değerlerinin kolon duvarına yakın olan bu kolon parçacıklarını kolon dışı bölge olarak etiketlediği görülmektedir. Bölütleme işleminin sadece Otsu metodu ile yapılması durumunda bu bölgelerin belirlenmesi mümkün değildir. Bunun anlamı bu bölgelerde oluşabilecek potansiyel kolonik poliplerin gözden kaçması veya gerçek boyutlarında belirlenememesidir. Bu tarz problemler ile karşılaşmamak adına, bölütleme algoritmasına kolon bölgesinin sınırlarını otomatik olarak belirleyen bir sistemin eklenmesi önerilmektedir.

Bölütlenmiş görüntülerde şüpheli bölgelerin belirlenmesini sağlayacak sistemlerin farklı boyut ve şekilsel özellikteki polip kitlelerini tespit etmesi oldukça önemlidir. Yapılan

çalışmada, poliplerin şekilsel özelliklerini kullanarak şüpheli bölgeleri belirleyen bir tespit sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen sistemde farklı boyutlardaki polipleri belirleyebilmek için dört farklı şablona sahip LoG filtresi kullanılmıştır. Şüpheli bölge belirleme sisteminin sonuçları incelendiğinde, LoG filtre yardımı ile kolon yüzeylerinin %82,55'lik kısmının filtrelendiği hesaplanmıştır. Kolonik polip kitlelerinin tamamı tespit sistemi ile belirlenirken, sınıflandırma algoritması kullanılmadan hasta başına 264,3 FP sayısı bulunmuştur. Elde edilen sonuçlar ışığında, kolonik poliplerin belirlenmesinde şekilsel özelliklerin kullanılmasının kayda değer bir etkisi olduğu görülmüştür. Geliştirilecek polip tespit sistemlerinde şekilsel özelliklerin kullanılması, kolonik poliplerin saptanma başarısını arttıracaktır. Ayrıca farklı boyutlardaki polipleri belirleyebilmek için, değişken şablon boyutlarına sahip filtrelerin kullanılması önerilmektedir.

Kolonik poliplerin belirlenmesi amacıyla geliştirilen sistemlerin en büyük problemi FP sayılarındaki fazlalıktır. FP kitlelerin başlıca nedenleri ise kolon boğum ve yüzeyleridir. Çalışmada FP sayısını azaltmak için geliştirilen sistem, şüpheli bölgelerin geometrik şekillerine uygun olarak alan ve hacim uydurma işlemleri gerçekleştirmekte ve toplam karesel hata sonuçlarını hesaplamaktadır. FP sayısını azaltmak için geliştirilen sistemin sonuçları incelendiğinde, FP bölgelerinin filtrelenmesi ile kolon yüzeylerinin yaklaşık %99,4'ünün ilgi alanı dışında bırakıldığı ve LoG filtre sonucunda elde edilen 6423 FP kitlenin (hasta başına 212,86) polip aday listesinden silindiği hesaplanmıştır. Ayrıca kolonik polip yapılarının tamamının FP filtreleme sisteminden geçtiği gözlemlenirken, sınıflandırma algoritması kullanılmadan hasta başına FP sayısının yaklaşık 50,2'ye düşürüldüğü hesaplanmıştır. Şüpheli bölge filtreleme sisteminde elde edilen bu sonuçlara göre, şekil uydurma metotlarının FP sayısının azaltılmasında etkili bir yöntem olduğu ortaya çıkmaktadır. Kolonik polip tespiti amacıyla geliştirilecek sistemlerde FP kitleleri filtreleyecek algoritmaların bulunması, CAD sisteminin sonraki aşamalarında kullanılabilecek sınıflandırma işleminin yükünü azaltacağı açıktır. Çalışmada kullanılan şekil uydurma metotları bu amaçla kullanılabilecek etkili yöntemlerden biridir.

Polip aday bölgelerinden elde edilecek özniteliklerin ayırt edici özelliklere sahip olması büyük önem taşımaktadır. Birbirine benzeyen ve polip kitleleri ile FP bölgeleri ayıracak anlamlı bilgileri taşımayan öznitelikler sınıflama başarısını düşürürken işlem yükünü de

arttıracaktır. Çalışmanın öznitelik çıkartım aşamasında, ÇKA sınıflandırıcılarında kullanılacak ayırt edici özellikler polip aday bölgeleri yerine bu bölgelerin ideal iz düşüm görüntülerinden elde edilmiştir. Elde edilen iki boyutlu iz düşüm görüntülerinden çıkartılan dokuz farklı öznitelik ÇKA sınıflandırıcılarında kullanılmıştır. Kolonik polip tespit işlemlerinde öznitelik vektörlerinin aday bölgeler yerine iki boyutlu iz düşüm görüntülerinden elde edilmesi, öznitelik çıkartım işlemine farklı bir bakış açısı sunmaktadır. Kolon yüzeyinden elde edilemeyecek bazı özniteliklerin iz düşüm görüntülerinden çıkartılabilmesi sınıflandırma başarı oranlarının artmasına neden olacaktır. Bu nedenle iz düşüm hesaplama yönteminin öznitelik çıkartım aşamalarında göz önünde bulundurulması tavsiye edilmektedir.

Polip aday kitlelerinin belirlenmesinde farklı sınıflandırma yöntemlerinin kullanılması mümkündür. Bu çalışmada, 5 seviyeli komite yapısına sahip ÇKA sınıflandırıcıları tercih edilmiştir. Sınıflandırma sonuçları incelendiğinde 10 mm'den büyük polipler için %100, 6-9 mm boyutları arasındaki polipler için %95,83, 6 mm'den küçük polipler için %85,71 duyarlılık değerleri elde edilmiştir. Tüm polipler için elde edilen toplam duyarlılık değeri ise %94,59 olarak hesaplanırken hasta başına 3,9 FP sayısı bulunmuştur.

5 mm'den büyük polipler için yapılan sınıflandırma işleminde ise tüm polipler başarı ile tespit edilirken hasta başına 3,44 FP sayısı bulunmuştur.

Sınıflandırıcı yapısı oluşturulurken fark edilen önemli detaylardan biri komite yapısının sağladığı yarardır. Komite yapısı, aynı veri seti ve koşullar altında sınıflandırıcı sistemin vereceği farklı cevapları optimize etmek için iyi bir yöntemdir. Tıbbi veriler üzerine çalışan araştırmacıların hata yapma olasılıklarını azaltmak adına hastalıkların sınıflandırılması işlemlerinde komite karar yapılarını tercih etmeleri önerilmektedir.

Literatürde polip tespiti için tasarlanan CAD sistemleri incelendiğinde (Çizelge 4.1), çalışmaların kontrast maddenin kullanımına bağlı olarak tek tip BT görüntüleri üzerinde geliştirildikleri görülmektedir. Bu sistemlerden kontrast maddesiz BT çekimlerine göre tasarlananlar, kontrast madde kullanılması durumunda CAD sistemi öncesi dijital temizlik işleminin yapılması gerektiğini belirtmektedir [9]. Kontrast madde bulunan BT görüntülerine göre tasarlanan sistemlerde ise kontrast madde kullanılmadığı durumlar

için bir öneri sunulmamaktadır. Bu tez çalışmasında geliştirilen CAD sistemi her iki durumda da kolon bölgesinin bölütlenmesini sağlamaktadır.

Çizelge 4.1 Literatürde gerçekleştirilmiş önemli çalışmalar

	Yayın İsmi	Polip Bilgisi	Kont. Madde	Duyarlılık %	FP sayısı- (Seçicilik %)
1	Summers vd., 2001 [26]	10 polip, ≤ 5 mm 12 polip, 5-9 mm 28 polip, ≥ 10 mm Toplam 50 polip	Evet	- - 64 40	- - 3,5 -
2	Yoshida ve Nappi, 2001[15]	12 polip, 5-30 mm	Hayır	100 95	4 2,4
3	Göktürk vd., 2001 [30]	40 polip, 2-15 mm	Hayır	100 95	19% 35%
4	Acar vd., 2002 [11]	40 polip, 2-15 mm	Hayır	100 95	47% 56%
5	Kiss vd., 2002 [27]	5 polip, 5-9 mm 10 polip, ≥ 10 mm Toplam 15 polip	Bilinmiyor	40 100 60	8,17 3,76 3,17
6	Yoshida ve Nappi, 2002[22]	12 polip, 5-30 mm	Hayır	100 95	4,8 3,4
7	Paik vd., 2004 [13]	7 polip ≥ 10 mm	Hayır	100 90 80	7 6 4,6
8	Yao vd., 2004 [14]	65 polip, 3-30 mm	Bilinmiyor	100 80	11,5 6,5
9	Jerebko vd., 2005 [44]	15 polip, ≥ 10 mm 5 polip, < 10 mm Toplam 20 polip	Bilinmiyor	81 - -	2,6 - -
10	Hong vd., 2006 [97]	123 polip, Boyut bilgisi yok	Bilinmiyor	100	3
11	Suzuki vd., 2008 [29]	28 polip, 5-25 mm	Hayır	96,4	1,1
12	Li vd., 2008 [57]	45 polip, 6-9 mm	Evet	71,11	5,38
13	Chowdhury vd., 2008 [9]	84 polip, ≤ 5 mm 23 polip, 6-9mm 4 polip,≥ 10 mm Toplam 127polip	Hayır	57,14 92 100 66,93	- - - 3,38
14	Yao vd., 2009 [60]	226 polip,≤ 6mm 158polip, 6-9mm 68polip,≥ 10mm, Toplam 450 polip	Evet	- 76,9 93 -	- 3,09 1,2 -
15	Suzuki vd., 2010 [16]	15 polip, 6-9 mm 14 polip, 10-25mm Toplam 29 polip	Bilinmiyor	- - 95	- - 3,6

Çizelge 4.1 Literatürde gerçekleştirilmiş önemli çalışmalar (devamı)

16	Wijk vd., 2010 [98]	25 polip, 6-9 mm 32 polip, ≥ 10 mm Toplam 57 polip	Hayır	- - 95	- - 8
17	Lee vd., 2011 [99]	40 polip, < 6 mm 37 polip, 6-9 mm 26 polip, ≥ 10 mm 63 polip, ≥ 6 mm Toplam 103 polip	Hayır	55 94 92 93 78	- - - - 7,7
18	Xu ve Suzuki, 2014 [17]	11 polip, 6-9 mm 14 polip, 10-25mm Toplam 25 polip	Hayır	- - 96	- - 4,1
19	**Önerilen Yöntem**	**7 polip, < 6 mm** **24 polip, 6-9 mm** **6 polip, ≥ 10 mm** **Toplam 37 polip** **30 polip, ≥ 6 mm**	**Kontrastlı ve Kontrastsız**	**85,71** **95,83** **100** **94,59** **100**	- - - **3,9** **3,44**

Literatürde polip tespiti için tasarlanan CAD sistemleri incelendiğinde (Çizelge 4.1), çalışmaların kontrast maddenin kullanımına bağlı olarak tek tip BT görüntüleri üzerinde geliştirildikleri görülmektedir. Bu sistemlerden kontrast maddesiz BT çekimlerine göre tasarlananlar, kontrast madde kullanılması durumunda CAD sistemi öncesi dijital temizlik işleminin yapılması gerektiğini belirtmektedir [9]. Kontrast madde bulunan BT görüntülerine göre tasarlanan sistemlerde ise kontrast madde kullanılmadığı durumlar için bir öneri sunulmamaktadır. Bu tez çalışmasında geliştirilen CAD sistemi her iki durumda da kolon bölgesinin bölütlenmesini sağlamaktadır.

Summers ve arkadaşlarının 20 hastadan elde edilen BT görüntüleri ile geliştirdikleri sistemle [26] 10 mm'den büyük polipler için %60 oranında duyarlılık başarısı elde ettikleri görülmektedir. Bu duyarlılık başarısı, Çizelge 3.6'da 10 mm'den büyük polipler için verilen duyarlılık başarısı ile karşılaştırıldığında (%100 duyarlılık başarısı, 1,83 FP) oldukça düşük bir orandır.

Aynı veri seti ile Yoshida [15] ve Nappi [22] tarafından tasarlanan CAD sistemlerinin duyarlılık yüzdeleri, tez çalışmasında tüm boyutlardaki polipler için elde edilen duyarlılık yüzdelerinden küçük bir farkla daha iyidir. Fakat bu çalışmalarda kullanılan veri seti küçük boyutlu olarak ifade edilen (<6 mm) polipleri içermemektedir. Ayrıca 5-

30 mm arasında verilen 12 polipin kaç tanesinin büyük boyutlu (≥10 mm) kaç tanesinin orta boyutlu (6-9 mm) olduğu bilgisi bulunmamaktadır. Çizelge 3.7 incelendiğinde, veri setinde büyük boyutlara sahip polip sayısının fazla olmasının duyarlılık başarısını arttıracağı ve FP sayısını düşüreceği görülmektedir. Bununla birlikte çalışmalardaki sonuçları rasyonel bir şekilde karşılaştırabilmek için tez çalışmasında geliştirilen CAD sisteminin 5 mm'den büyük polipler için elde ettiği başarı sonuçlarının kullanılması gerekmektedir (%100 duyarlılık başarısı ve 3,44 FP sayısı). Karşılaştırmaya bu açıdan yaklaşıldığında geliştirilen CAD sisteminin duyarlılık ve FP sayıları açısından daha başarılı olduğu görülmektedir.

Göktürk ve arkadaşları tarafından [30] geliştirilen CAD sisteminde 48 hastanın BT görüntüleri kullanılmıştır. Kullanılan veri setinde 2 ile 15 mm boyutları arasında değişen 40 farklı polip bulunmaktadır. Göktürk ve arkadaşları tarafından geliştirilen sistemin duyarlılık sonuçları %100 ve %95 ile başarılı olarak yorumlansa da çalışmada elde edilen yanlış pozitif oranları (1-seçicilik) %81 ve %65 ile oldukça yüksektir. Acar ve arkadaşlarının aynı veri seti ile geliştirdikleri CAD sisteminde [11] yanlış pozitif oranları %53 ve %44 seviyelerine düşürülse de bu oranlar hala çok yüksektir. Tez çalışmasında geliştirilen CAD sisteminin duyarlılık başarısı %94,59 ve yanlış pozitif oranı %5,5 civarında hesaplanmaktadır. CAD sistemleri hesaplanan yanlış pozitif oranları açısından karşılaştırılırsa, geliştirilen sistemin oldukça başarılı olduğu görülmektedir.

Kiss ve arkadaşlarının 18 hasta ve 15 polip ile tasarladıkları CAD sisteminin [27] 5-9 mm boyutları arasındaki polipler için duyarlılık başarısı %40, FP sayısı 8,17 olarak verilmiştir. Ayrıca, 10 mm'den büyük polipler için duyarlılık başarısı %100, FP sayısı 3,76 olarak gösterilmiştir. Tez çalışmasında elde edilen sonuçlar incelendiğinde, Çizelge 3.6'da 6- 9 mm arasındaki polipler için %87,5 duyarlılık başarısı ve 5,57 FP sayısı hesaplanmıştır. 10 mm'den büyük polipler için duyarlılık başarısı %100 iken 1,83 FP sayısına ulaşılmıştır. Sonuçlar karşılaştırıldığında, her iki tip polip ailesi için de geliştirilen sistemin performansının yüksek olduğu görülebilmektedir.

Paik ve arkadaşlarının [13] 10 mm'den büyük polipler için elde ettikleri duyarlılık başarıları ve FP sayıları farklı eşik değerleri için sırasıyla %100'e, 7; %90'a, 6 ve %80'e, 4,6 olacak şekilde verilmiştir. Geliştirilen CAD sisteminde ise 10 mm'den büyük polipler

için duyarlılık başarısı %100 olarak hesaplanırken FP sayısı 1,83 olarak bulunmuştur. Tez çalışmasında geliştirilen polip tespit sisteminin FP sayıları açısından seçiciliğinin daha yüksek olduğu görülebilmektedir.

Yao ve arkadaşları tarafından geliştirilen [14] CAD sisteminde, 20 hasta ve 3-30 mm boyutları arasında değişim gösteren 65 polip için sırasıyla %100 ve %80 duyarlılık başarısı ve 11,5 ve 6,5 FP sayısı hesaplanmıştır. Tez çalışmasında geliştirilen sistem ise 3-25 mm arasındaki 37 polip için Çizelge 3.3'te verildiği gibi %94,59 duyarlılık ve 3,9 FP sayısı ve %91,89 duyarlılık ve 2,367 FP sayısı elde edilmiştir. Sonuçlar karşılaştırıldığında, duyarlılık ve FP sayıları açısından geliştirilen sistemin daha başarılı olduğu görülmektedir.

Jerebko ve arkadaşları tarafından tasarlanan sistemde [44] ise 10 mm'den büyük polipler için %81 duyarlılık ve 2,6 FP sayısı verilmiştir. Çalışmada geliştirilen CAD sistemi ile bu boyutlardaki polipler için %100 duyarlılık ve 1,83 FP sayısı elde edilmiştir.

Suzuki ve arkadaşları gerçekleştirdikleri çalışmada [29] 5-25 mm aralığındaki 28 polip için %96,4 duyarlılık oranı ve 1,1 FP sayısı elde etmişlerdir. Bu değerler, tez çalışmasında 5 mm'den büyük polipler için hesaplanan %100 duyarlılık ve 3,44 FP sayısına oldukça yakındır. Fakat Suzuki ve arkadaşlarının kullandığı veri setinde bulunan poliplerin boyutsal dağılımı detaylı bir şekilde belirtilmemiştir. Bu boyutsal dağılım, tez çalışmasında 6-9 mm aralığında 24 polip, 9 mm'den büyük boyutlarda 6 polip olacak şekildedir. Çizelge 4.1 incelendiğinde, BT görüntülerinde büyük boyutlara sahip poliplerin daha yüksek duyarlılık başarısı ve daha düşük FP sayısı ile belirlenebildiği görülebilmektedir. Bu bilgi göz önüne alındığında, Suzuki ve arkadaşları tarafından kullanılan veri setinde boyutsal dağılımın yarı yarıya olacağı (5-9 mm aralığında 14 polip, 9 mm'den büyük boyutlarda 14 polip) düşünülse bile, tez çalışmasında geliştirilen CAD sisteminin tespit edilmesi daha zor olan (6-9 mm aralığı) polipleri benzer duyarlılık ve FP değerlerinde belirlediği ortaya çıkacaktır.

Li ve arkadaşlarının geliştirdikleri CAD sistemi [57] 44 hasta ve 6-9 mm aralığındaki 45 polip için %71,11 duyarlılık ve 5,38 FP sayısı hesaplamaktadır. Tez çalışmasında geliştirilen CAD sistemi aynı boyutlardaki polipler için, Çizelge 3.6'da belirtildiği gibi %87,5 duyarlılık ve 5,57 FP sayısına ulaşmaktadır. FP sayıları açısından her iki sistem

birbirine benzer sonuçlar verse de tez çalışmasında elde edilen duyarlılık değeri yaklaşık %16 kadar daha iyi sonuç vermektedir.

Chowdhury ve arkadaşları tarafından tasarlanan sistemin [9] duyarlılık sonuçları; 6 mm'den küçük polipler için %57,14, 6-9 mm aralığındaki polipler için %92 ve 9 mm'den büyük polipler için %100 olarak verilmiştir. Tüm boyutlardaki polipler için %66,93 duyarlılık değeri ve 3,38 FP sayısı sistem çıktısı olarak gösterilmiştir. Tez çalışmasında aynı boyutlardaki polipler için elde edilen duyarlılık sonuçları Çizelge 3.5'te verildiği gibi sırasıyla %85,71, %91,67, %100 şeklindedir. Bu eşik değerinde tüm boyutlardaki polipler için %91,89 duyarlılık başarısı ve 2,367 FP sayısı hesaplanmıştır. Her iki çalışmada da 5 mm'den büyük polipler için hesaplanan duyarlılık değerleri birbirlerine yakın olsa da tüm boyutlardaki polipler için elde edilen duyarlılık sonuçları ve FP sayıları göz önüne alındığında tez çalışmasında geliştirilen CAD sisteminin daha iyi sonuçlar ortaya koyduğu görülebilmektedir.

Yao ve arkadaşlarının geliştirdikleri CAD sisteminde [60] 6-9 mm aralığındaki polipler için %76,9 duyarlılık ve 3,09 FP sayısı elde edilirken tez çalışmasında önerilen CAD sisteminde %87,5 duyarlılık ve 5,57 FP sayısına ulaşılmaktadır. Yao ve arkadaşları 9 mm'den büyük polipler için %93 duyarlılık ve 1,2 FP hesaplarken tez çalışmasında aynı boyutlardaki polipler için %100 duyarlılık ve 1,83 FP sayısı elde edilmektedir. Çalışmalar karşılaştırıldığında, tez çalışmasında polip tespiti amacıyla geliştirilen sistemin daha yüksek sayıda FP belirlemesine rağmen duyarlılık performansı açısından yaklaşık %10'a yakın bir farkla daha iyi sonuçlar hesapladığı görülmektedir.

5 mm'den büyük polipler için Suzuki ve arkadaşlarının geliştirdikleri CAD metodu [16] ile Wijk ve arkadaşlarının tasarladıkları sistemin [98] duyarlılık ve FP sonuçlarının sırasıyla %95'e 3,6 ve %95'e 8 olduğu görülmektedir. Her iki CAD sisteminin çıktıları incelendiğinde, tez çalışmasında 5 mm'den büyük polipler için elde edilen sonuçların (%100 duyarlılık ve 3,44 FP) gerisinde kaldığı görülmektedir.

Lee ve arkadaşlarının geliştirdikleri CAD sisteminde [99] 6 mm'den küçük polipler için %55, 6-9 mm boyutları aralığındaki polipler için %94 ve 9 mm'den büyük polipler için %92 duyarlılık değerlerinin elde edildiği görülmektedir. Tüm boyutlardaki polipler için duyarlılık %78, FP sayısı 7,7 olarak verilmiştir. Tez çalışmasında aynı boyutlardaki

polipler için elde edilen sonuçlar Çizelge 3.4'te gösterildiği gibi sırasıyla %85,71, %95,83 ve %100 şeklindedir. Tüm boyutlardaki polipler için %94,59 duyarlılık başarısı ve 3,9 FP sayısı hesaplanmıştır. Her iki çalışmada geliştirilen sistemlerin performansları karşılaştırıldığında, tez çalışmasında geliştirilen CAD sisteminin sonuçlarının daha başarılı olduğu görülmektedir.

Xu ve arkadaşları tarafından tasarlanan CAD sisteminde [17] 5 mm'den büyük polipler için %96 duyarlılık ve 4,1 FP sayısına ulaşılmıştır. Tez çalışmasında geliştirilen CAD sisteminin aynı boyutlardaki polipler için performansı %100 duyarlılık ve 3,44 FP olarak hesaplanmıştır. FP sayıları açısından her iki CAD sistemi de yakın oranlar hesaplasa da çalışmada önerilen sistem daha yüksek duyarlılık ile polip tespiti yapmaktadır.

Bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlar Çizelge 4.1'de verilen literatür sonuçları ile karşılaştırıldığında, geliştirilen CAD sisteminin gerek duyarlılık yüzdeleri gerekse FP sayıları açısından başarılı bir şekilde polip tespiti yaptığı görülebilmektedir. Çalışmanın ileriki aşamalarında hasta sayısının arttırılması ile geliştirilen CAD sisteminin duyarlılık ve FP sonuçlarının genelleştirilmesi mümkündür. Bu işlem için, geliştirilen CAD sisteminin BT görüntülerinin incelendiği radyoloji departmanları tarafından test edilmesi önerilmektedir.

KAYNAKLAR

[1] Ransohoff, D.F., (2009). "How Much Does Colonoscopy Reduce Colon Cancer Mortality", Annals of Internal Medicine, 150(1):50-52.

[2] Thiis-Evensen, E., Hoff, G.S., Sauar, J., Langmark, J., Majak, B.M., ve Vatn, M.H., (1999). "Population-Based Surveillance by Colonoscopy: Effect on the Incidence of Colorectal Cancer", Scandinavian Journal of Gastroenterology, 34(4):414-420.

[3] Siegel, R., Naishadham, D., ve Jemal, A., (2013). "Cancer Statistics, 2013", CA: A Cancer Journal for Clinicians, 63:11-30.

[4] Vining, D.J., Shifrin, R.Y., Grishaw, E.K., Liu, K., ve Gelfand D.W., (1994). "Virtual Colonoscopy", Radiology, 193: 446.

[5] Chen, D., Fahmi, R., Farag, A., Falk, R., ve Dryden, G., (2009). "Accurate and Fast 3D Colon Segmentation in CT Colonography", ISBI 09 Proceedings of the Sixth IEEE International Conference on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 28 June- 1 July 2009, Boston, USA, 490-493.

[6] Van Uitert, R.L., ve Summers, R.M., (2007). "Automatic Correction of Level Set Based Subvoxel Precise Centerlines for Virtual Colonoscopy Using the Colon Outer Wall", IEEE Transactions on Medical Imagining, 26(8):1069-1078.

[7] Jiang, Y., Meng, J., ve Jaffer, N., (2007). "A Novel Segmentation and Navigation Method for Polyps Detection using Mathematical Morphology and Active Contour Models", ICCI 07 Proceedings of the Sixth IEEE International Conference on Cognitive Informatics, 6-8 August 2007, California, USA, 357-363.

[8] Sato, M., Lakare, S., Wan, M., Kaufman, A., Liang, Z., ve Wax, M., (2001). "An Automatic Colon Segmentation for 3D Virtual Colonoscopy", IEICE Transactions on Information and Systems, E84-D(1):201-208.

[9] Chowdhury, T.A., Whelan, P.F., ve Ghita, O., (2008). "A Fully Automatic CAD-CTC System Based on Curvature Analysis for Standard and Low-Dose CT Data", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 55(3):888-901.

[10] Liu, J., Wang, S., Kabadi S., ve Summers, R.M., (2009). "High Performance Computer Aided Detection System for Polyp Detection in CT Colonography with Fluid and Fecal Tagging", Proceedings of the SPIE 7260 Medical Imagining

2009 on Computer-Aided Diagnosis, 7-12 February 2009, Florida, USA, 72601B1-72601B7.

[11] Acar, B., Beaulieu, C.F., Göktürk, S.B., Tomasi, C., Paik, D.S., Jeffrey, R.B., Yee, J., ve Napel, S., (2002). "Edge Displacement Field-Based Classification for Improved Detection of Polyps in CT Colonography", IEEE Transactions on Medical Imagining, 21(12):1461-1467.

[12] Ong, J.L., Seghouane, A.K., ve Osborn, K., (2008). "Mean Shape Models for Polyp Detection in CT Colonography", DICTA 08 Proceedings of the International Conference on Digital Image Computing: Techniques and Applications, 1-3 December 2008, Canberra, Australia, 287-293.

[13] Paik, D.S., Beaulieu, C.F., Rubin, C.F., Acar, B., Jeffrey, R.B., Yee, J., Dey, J., ve Napel, S., (2004). "Surface Normal Overlap: A Computer-Aided Detection Algorithm with Application to Colonic Polyps and Lung Nodules in Helical CT", IEEE Transactions on Medical Imagining, 23(6):661-675.

[14] Yao, J., Miller, M., Franaszek, M., ve Summers, R.M., (2004). "Colonic Polyp Segmentation in CT Colonography-Based on Fuzzy Clustering and Deformable Models", IEEE Transactions on Medical Imagining, 23(11):1344-1352.

[15] Yoshida, H., ve Näppi, J., (2001). "Three-Dimensional Computer-Aided Diagnosis Scheme for Detection of Colonic Polyps", IEEE Transactions on Medical Imagining, 20(12):1261-1274.

[16] Suzuki, K., Zhang, J., ve Xu, J., (2010). "Massive-Training Artificial Neural Network Coupled With Laplacian-Eigenfunction-Based Dimensionality Reduction for Computer-Aided Detection of Polyps in CT Colonography", IEEE Transactions on Medical Imagining, 29(11):1907-1917.

[17] Xu J.W., ve Suzuki, K., (2014). "Max-AUC Feature Selection in Computer-Aided Detection of Polyps in CT Colonography", IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 18(2):585-593.

[18] Vos, M.F., Serlie, I.W.O., Gelder, Van R.E., Post, F.H., Truyen, R., Gerritsen, F.A., Stoker, J., ve Vossepoel,A.M., (2001). "A New Visualization Method for Virtual Colonoscopy", MICCAI 01 Proceedings of the Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, 14-17 October 2001, Utrecht, The Netherlands, 645-654.

[19] Williams, D., Codreanu, V., Roerdink, J.B.T.M., Yang, P., Liu, B., Feng Dong, ve Chiarini, A., (2013). "Accelerating Colonic Polyp Detection Using Commodity Graphics Hardware", ICCMA 12 Proceedings of the International Conference on Computer Medical Applications, 20-22 January 2013, Sousse, Tunisia, 1-6.

[20] Yoshida, H., ve Nappi, J., (2001). "Three-dimensional Computer-aided diagnosis Scheme for Detection of Colonic Polyps", IEEE Transactions on Medical Imagining, 20:1261-1274.

[21] Yoshida, H., Masutani, Y., MacEneaney, P., Rubin, D.T., ve Dachman A.H., (2002). "Computerized Detection of Colonic Polyps at CT Colonography on the Basis of Volumetric Features: Pilot Study", Radiology, 222:327-336.

[22] Yoshida, H., ve Nappi, J., (2002). “Automated Detection of Polyps with CT Colonography: Evaluation of Volumetric Features for Reduction of False-Positive Findings”, Academic Radiology, 9:386-397.

[23] Vining, D.J., Ge, Y., Ahn, D.K., ve Stelts, D.R., (1999). “Virtual Colonoscopy with Computer Assisted Polyp Detection”, Proceedings of the First International Workshop on Computer-Aided Diagnosis, 20-23 September 1998, Chicago, USA, 445-452; Derleyen: Doi, K., Gider M.L., ve Hoffmann K.R., (1999). Computer-Aided Diagnosis in Medical Imaging, Elsevier Science, Amsterdam.

[24] Nappi, J., Frimmel, H., Dachman, A., ve and Yoshida, H., (2004). “Computerized Detection of Colorectal Masses in CT Colonography Based on Fuzzy Merging and Wall-Thickening Analysis”, Medical Physics, 31:860–872.

[25] Summers, R.M., Beaulieu, C.F., Pusanik, L.M., Malley, J.D., Jeffrey, R.B., Glazer, D.I., ve Napel, S., (2000). “Automated Polyp Detector for CT Colonography: Feasibility Study”, Radiology, 216:284-290.

[26] Summers, R.M., Johnson, C.D., Pusanik, L.M., Malley, J.D., Youssef, A.M., ve Reed, J.E., (2001). “Automated Polyp Detection at CT Colonography: Feasibility Assessment in a Human Population”, Radiology, 219:1261- 1272.

[27] Kiss, G., Van Cleynenbreugel, J., Thomeer, M., Suetens, P., ve Marchalc, G., (2002). “Computer-Aided Diagnosis in Virtual Colonography via Combination of Surface Normal and Sphere Fitting Methods”, European Radiology, 12(1):77–81.

[28] Tomasi C., ve Göktürk, S.B., (2000). “A Graph Method for the Conservative Detection of Polyps in the Colon”, Proceedings of the Second International Symposium on Virtual Colonoscopy, 16-17 October 2000, Boston, USA.

[29] Suzuki, K., Yoshida, H., Nappi, J., Armato, S.G., ve Dachman, A.H., (2008). “Mixture of Expert 3-D Massive-Training ANNs for Reduction of Multiple Types of False Positives in CAD for Detection of Polyps in CT Colonography”, Medical Physics, 35(2):694–703.

[30] Göktürk, S.B., Tomasi, C., Acar, B., Beaulieu, C.F., Paik, D.S., Jeffrey, R.B., Yee, J., ve Napel, S., (2001). “A Statistical 3-D Pattern Processing Method for Computer-Aided Detection of Polyps in CT Colonography”, IEEE Transactions on Medical Imagining, 20(12):1251-1260.

[31] Zheng, Y., Yang, X., ve Beddoe, G., (2007). “Reduction of False Positives in Polyp Detection Using Weighted Support Vector Machines”, EMBS 07 Proceedings of the Twenty Ninth IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society, 22-26 August 2007, Lyon, France, 4433–4436.

[32] Näppi, J., ve Yoshida, H., (2007). “Fully Automated Three-Dimensional Detection of Polyps in Fecal -Tagging CT Colonography”, Radiology, 14:287–300.

[33] Jerebko, A.K., Malley, J.D., Franaszek, M., ve Summers, R.M., (2003). "Multiple Neural Network Classification Scheme for Detection of Colonic Polyps in CT Colonography Datasets", Radiology, 10:154–160.

[34] Yoshida, H., Näppi, J., MacEneaney, P., Rubin, D.T., ve A. Dachman A.H., (2002). "Computer-Aided Diagnosis Scheme for Detection of Polyps at CT Colonography", Radiography, 22(4):963–979.

[35] Näppi J., ve Yoshida, H., (2003). "Feature-Guided Analysis for Reduction of False Positives in CAD of Polyps for Computed Tomographic Colonography", Medical Physics, 30(7):1592–1601.

[36] Pickhardt, P.J., Choi, J.R., Hwang, I., Butler, J.A., Puckett, M.L., ve Hildebrandt, H.A., (2003). "Computed Tomographic Virtual Colonoscopy to Screen for Colorectal Neoplasia in Asymptomatic Adults", The New England Journal of Medicine, 349(23):2191–2200.

[37] Vining, D.J., Hunt, G.W., Ahn, D.K., Stelts, D.R., ve Helmer, P.F., (2001). "Computer-Assisted Detection of Colon Polyps and Masses", Radiology, 219:51-59.

[38] Paik, D.S., Beaulieu, C.F., ve Rey, R.B.J., (2000). "Computer Aided Detection of Polyps in CT Colonography: Method and Free-Response ROC Evaluation of Performance", Radiology, 217:370.

[39] Kiss, G., Cleynenbreugel, J., Thomeer, M., Suetens, P., ve Marchal, G., (2001). "Computer Aided Diagnosis for Virtual Colonography", MICCAI 01 Proceedings of the Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, 14-17 October 2001, Utrecht, The Netherlands, 621-628.

[40] Kiss, G., Cleynenbreugel, J., Thomeer, M., Suetens, P., ve Marchal, G., (2002). "Computer Aided Detection of Colonic Polyps via Geometric Feature Classication", Proceedings of the Vision, Modeling, and Visualization Conference, 20-22 November 2002, Erlangen, Germany, 27-34.

[41] Acar, B., Napel, S., Paik, D., Gokturk, S.B., Tomasi, C., ve Beaulieu, C.F., (2001). "Using Optical Fow Fields for Polyp Detection in Virtual Colonoscopy", MICCAI 01 Proceedings of the Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, 14-17 October 2001, Utrecht, Netherlands, 637-644.

[42] Wang, Z., Li, L., Anderson, J., Harrington, D., ve Liang, Z., (2004). "Colonic Polyp Characterization and Detection Based on Both Morphological and Texture Features", CARS 04 Proceedings of the Eighteenth International Congress and Exhibition on Computer Assisted Radiology and Surgery, 23-26 June 2004, Chicago, USA, 1268:1004-1009.

[43] Wang, Z., Liang, Z., Li, L., Li, X., Li, B., Anderson, J., ve Harrington, D., (2005). "Reduction of False Positives by Internal Features for Polyp Detection in CT-Based Virtual Colonoscopy", Medical Physics, 32(12):3602-3616.

[44] Jerebko, A.K., Malley, J.D., Franaszek, M., ve Summers, R.M., (2005). “Support Vector Machines Committee Classification Method for Computer-Aided Polyp Detection in CT Colonography”, Academic Radiology, 12(4):479-86.

[45] Li, H., ve Santago, P., (2005). “Automatic Colon Segmentation with Dual Scan CT Colonography”, Journal of Digital Imaging, 18:42-45.

[46] Iordanescu, G., ve Summers R.M., (2004). “Reduction of False Positives on the Rectal Tube in Computer-Aided Detection for CT Colonography”, Medical Physics, 31(10):2855-2862.

[47] Lu, L., Zhang, D., Li, L., ve Zhao, J., (2012). “Fully Automated Colon Segmentation for the Computation of Complete Colon Centerline in Virtual Colonoscopy”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 59(4):996-1004.

[48] Ismail, M., ve Dryden, G., (2012). “Fully Automated 3D Colon Segmentation for Early Detection of Colorectal Cancer based on Convex Formulation of the Active Contour Model”, CVPRW 12 Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops, 16-21 June 2012, Rhode Island, USA, 58-63.

[49] Zhu, H., Barish, M., Pickhardt, P., ve Liang, Z., (2013). “Haustral Fold Segmentation with Curvature-Guided Level Set Evolution”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 60(2):321-331.

[50] Franaszek, M., Summers, R.M., Pickhardt, P.J., ve Choi, J.R., (2006). “Hybrid Segmentation of Colon Filled With Air and Opacified Fluid for CT Colonography”, IEEE Transactions on Medical Imagining, 25(3):358-368.

[51] Wyatt, C.L., Ge, Y., ve Vining, D.J., (2000). “Automatic Segmentation of the Colon for Virtual Colonoscopy”, Computerized Medical Imaging and Graphics, 24:1-9.

[52] Masutani, Y., Yoshida, H., MacEneaney, P.M., ve Dachman, A.H., (2001). “Automated Segmentation of Colonic Walls for Computerized Detection of Polyps in CT Colonography”, Journal of Computer Assisted Tomography, 25(4):629-638.

[53] Nappi, J., Dachman, A.H., Maceneaney, P., ve Yoshida, H., (2005). “Automated Knowledge-Guided Segmentation of Colonic Walls for Computerized Detection of Polyps in CT Colonography”, Journal of Computer Assisted Tomography, 26(4):493-504.

[54] Iordanescu, G., Pickhardt, J.P., Choi, J.R., ve Summers, R.M., (2005). “Automated Seed Placement for Colon Segmentation in Computed Tomography Colonography”, Academic Radiology, 12:182-190.

[55] Frimmel, H., Nappi, J., ve Yoshida, H., (2005). “Centerline-Based Colon Segmentation for CT Colonography”, Medical Physics, 32:2665-2672.

[56] Li, J., Franaszek, M., Petrick, N., Yao, J., Huang, A., ve Summers, R.M., (2006). “Wavelet Method for CT Colonography Computer-Aided Polyp Detection”, ISBI 06 Proceedings of the Third IEEE International Conference on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 6-9 April 2006, Virginia, USA, 1316–1319.

[57] Li, J., Van Uitert, R.L., Yao, J., Petrick, N., Franaszek, M., Huang, A., ve Summers, R.M., (2008). "Wavelet Method for CT Colonography Computer-Aided Polyp Detection", Medical Physics, 35(8):3527–3538.

[58] Yao, J., Li, J., ve Summers, R.M., (2007). "CT Colonography Computer-Aided Polyp Detection Using Topographical Height Map", ICIP 07 Proceedings of the Fourteenth IEEE International Conference on Image Processing, 16-19 September 2007, San Antonio, USA, 21-24.

[59] Yao, J., Frentz, S., Li, J., ve Summers R.M., (2008). "Polyp Height and Width Measurement Using Topographic Height Map", Proceedings of the SPIE 6916 Medical Imagining 2008 on Physiology, Function and Structure from Medical Images, 10-14 August 2008, San Diego, USA, 69160B1-69160B10.

[60] Yao, J., Li, J., ve Summers, R.M., (2009). "Employing Topographical Height Map in Colonic Polyp Measurement and False Positive Reductio", Elsevier Pattern Recognition, 42:1029-1040.

[61] Pilz, J.B., Portmann, S., Peter, S., Beglinger, C., ve Degen, L., (2010). "Colon Capsule Endoscopy Compared to Conventional Colonoscopy Under Routine Screening Conditions", BMC Gastroenterology, 10:66.

[62] Bond, J.H., (2000). "Clinical Evidence for the Adenoma-Carcinoma Sequence and the Management of Patients with Colorectal Adenomas", Seminars in Gastrointestinal Disease, 11:176-184.

[63] Jemal, A., Siegel, R., Ward, E., ve Murray T., (2006). "Cancer Statistics, 2006", CA: A Cancer Journal for Clinicians, 54:106-130.

[64] Rockey, D.C., Kock, J., Cello, J.P., Sanders, L.L., ve McQuaid, K., (1998). "Relative Frequency of Upper Gastromtenstmal and Colonic Lesions in Patients with Positive Fecal Occult-Blood Tests", New England Journal of Medicine, 339(3):153-159.

[65] Gluecker, T.M., Johnson, C.D., Harmsen, W.S., Offord, K.P., Miller, A.M., Wilson, L.A., ve Alquist, D.A., (2003). "Colorectal Cancer Screening with CT Colonography, Colonoscopy, and Double-Contrast Barium Enema Examination Prospective Assessment of Patient Perceptions and Preferences", Radiology, 227(2):378-381.

[66] Patel, K., ve Hoffman, N.E., (2001). "The Anatomical Distribution of Colorectal Polyps at Colonoscopy", Journal of Clinical Gastroenterology, 33(3):222-225.

[67] Schrock, T.R., (1993) "Colonoscopy versus Barium Enema in the Diagnosis of Colorectal Cancer and Polyps", GastroIntestinal Endoscopy Clinics of North America, 3:585-610.

[68] Winawer, J.S., Stewart, E.T., Zauber, A.G., ve Bond, J.H., (2000). "A Comparison of Colonoscopy and Double-Contrast Barium Enema for Surveillance after Polypectomy", The New England Journal of Medicine, 342:1766-1772.

[69] Sieg, A., Ulrike, H.E., ve Thomas, E., (2001). "Prospective Evaluation of Complications in Outpatient Endoscopy: A Survey Among German Gastroenterologists", Gastrointestinal Endoscopy, 53(6):620-627.

[70] Hall, C., Dorricott, N.J., Donovan, I.A., ve Neoptolemos, J.P., (1991). "Colon Perforation During Colonoscopy: Surgical versus Conservative Management", The British Journal of Surgery, 78(5): 542-546.

[71] Anderson, J.C., Gonzalez, J.D., Messina, C.R., ve Pollack, B.J. (2000). "Factors that Predict Incomplete Colonoscopy: Thinner is not Always Better", American Journal of Gastroenterology, 95(10):2784-2791.

[72] Hara, A.K., Johnson, C.D., ve Reed, J.E., (1996). "Detection of Colorectal Polyps by Using Computed Tomographic Colonography: Feasibility of a Novel Technique", Gastroenterology, 110:284-290.

[73] Johnson, C.D., ve Hara, A.K, (2000). "CT Colonography: The Next Colon Screening Examination?", Radiology, 216:331-341.

[74] Fletcher J.G., Johnson C.D., ve Welch T.J., (2000). "Optimization of CT Colonography Technique: Prospective Trial in 180 Patients", Radiology, 216:704-711.

[75] Fenlon, H.M., Nunes, D.P., Schroy, P.C., Barish, M.A., Clarke, P.D., ve Ferrucci, J.T., (1999). "A Comparision of Virtual and Convention Colonoscopy for the Detection of Colorectal Polyps", The New England Journal Medicine, 341:1496-1503.

[76] Vos, F.M., van Gelder, R.E., Serlie, I.W., Florie, J., Nio, C.Y., Glas, A.S., Post, F.H., Truyen, R., Gerritsen, F.A., ve Stoker, J., (2003). "Three-Dimensional Display Modes for CT Colonography: Conventional 3D Virtual Colonoscopy Versus Unfolded Cube Projection", Radiology, 228(3):878-885.

[77] Halligan, S., Altman, D.G., Taylor, S.A., Mallett, S., Deeks, J.J., Bartram, C.I., ve Atkin, W. (2005). "CT Colonography in the Detection of Colorectal Polyps and Cancer: Systematic Review, Meta-Analysis, and Proposed Minimum Data Set for Study Level Reporting", Radiology, 237:893-904.

[78] Yee, J., Akerkar, G.A., Hung, R.K., Steinauer-Gebauer, A.M., Wall, S.D., ve McQuaid, K.R., (2001). "Colorectal Neoplasia: Performance Characteristics of CT Colonography for Detection in 300 Patients", Radiology, 219(3):685-692.

[79] Morrin, M.M., Farrell, R.J., Kruskal, J.B., Reynolds, K., McGee, J.B., ve Raptopoulos, V., (2000). "Utility of intravenously administered contrast material at CT colonography", Radiology, 217(3):765-771.

[80] Johnson, C.D., Chen, M.H., Toledano, A.Y., Heiken, J.P., Dachman, A., Kuo, M.D., Menias, C.O., Siewert, B., Cheema, J.I., Obregon, R.G., Fidler, J.L., Zimmerman, P., Horton, K.M., Coakley, K., Iyer, R.B., Hara, A.K., Halvorsen, R.A., Casola, G., Yee, J., Herman, B.A., Burgart, L.J., ve Limburg, P.J., (2008). "Accuracy of CT Colonography for Detection of Large Adenomas and Cancers", The New England Journal of Medicine, 359(12):1207-1224.

[81] Wang, Z., Liang, Z., Li, X., Li, L., Li, B., Eremina, D., ve Lu, H., (2006). "An Improved Electronic Colon Cleansing Method for Detection of Colonic Polyps by Virtual Colonoscopy", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 53(8):1635-1646.

[82] Zalis, M.E., Perumpillichira, J., ve Hahn, P.F., (2004). "Digital Subtraction Bowel Cleansing for CT Colonography Using Morphological and Linear Filtration Methods", IEEE Transactions on Medical Imagining, 23(11):1335-1343.

[83] Van Ravesteijn, V.F., Boellaard, T.N., Van Der Paardt, M.P., Serlie, I.W.O., de Haan, M.C., Stoker, J., Van Vliet, L.J., ve Vos, M.P., (2013). "Electronic Cleansing for 24-H Limited Bowel Preparation CT Colonography Using Principal Curvature Flow", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 60(11):3036-3045.

[84] Cai, W., Lee, J.G., Zalis, M.E., ve Yoshida, H., (2011). "Mosaic Decomposition: An Electronic Cleansing Method for Inhomogeneously Tagged Regions in Noncathartic CT Colonography", IEEE Transactions on Medical Imagining, 30(3):559-574.

[85] Summers, R.M., Miller, M., Franaszek, M., Pickhardt, P.J., Nugent, P., Choi, R., ve Schindler, W., (2004). "Assesment of Bowel Opacification on Oral Contrast-Enhanced CT Colonography Multi-Institutional Trial in Abdominal Radiology Course Syllabus,", Society of Gastrointestinal Radiology and Society of Uroradiology, 2004:34–35.

[86] Otsu, N., (1979). "A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms", IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics, 9(1): 62–66.

[87] Soille, P., (1999). Morphological Image Analysis: Principles and Applications, Springer, Berlin.

[88] Bezdec, J.C., (1981). Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithms, Plenum Press, New York.

[89] Moertini, S., (2002). "Introduction to Five Clustering Algorithms", Integral, 7:87-96.

[90] Canny, J., (1986). "A Computational Approach to Edge Detection", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8(6):679–698.

[91] Strang, G., (2009). Linear Algebra and Its Applications, Thomson, California.

[92] Tukey, J.W., (1977). Exploratory Data Analysis, Pearson, Boston.

[93] Rosenblatt, F., (1961). Principles of Neurodynamics: Perceptrons and the Theory of Brain Mechanisms, Spartan Books, Washington.

[94] Rumelhart, D.E., Geoffrey, E.H., ve Williams, R.J., (1986). "Learning Internal Representations by Error Propagation", Parallel Distributed Processing: Explorations in the Microstructure of Cognition, 1:318-362.

[95] Egan, J.P., Greenberg, G.Z., ve Schulman, A.L., (1961) "Operating Characteristics, Signal Delectability, and the Methods of Free Response", Journal of the Acoustical Society of America, 33(8):993–1007.

[96] Bunch, P.C., Hamilton, J.F., Sanderson, G.K., ve Simmons, A.H., (1978). "A Free-Response Approach to the Measurement and Characterization of Radiographic-Observer Performance", Journal of Applied Photographic Engineering, 4(4):165–171.

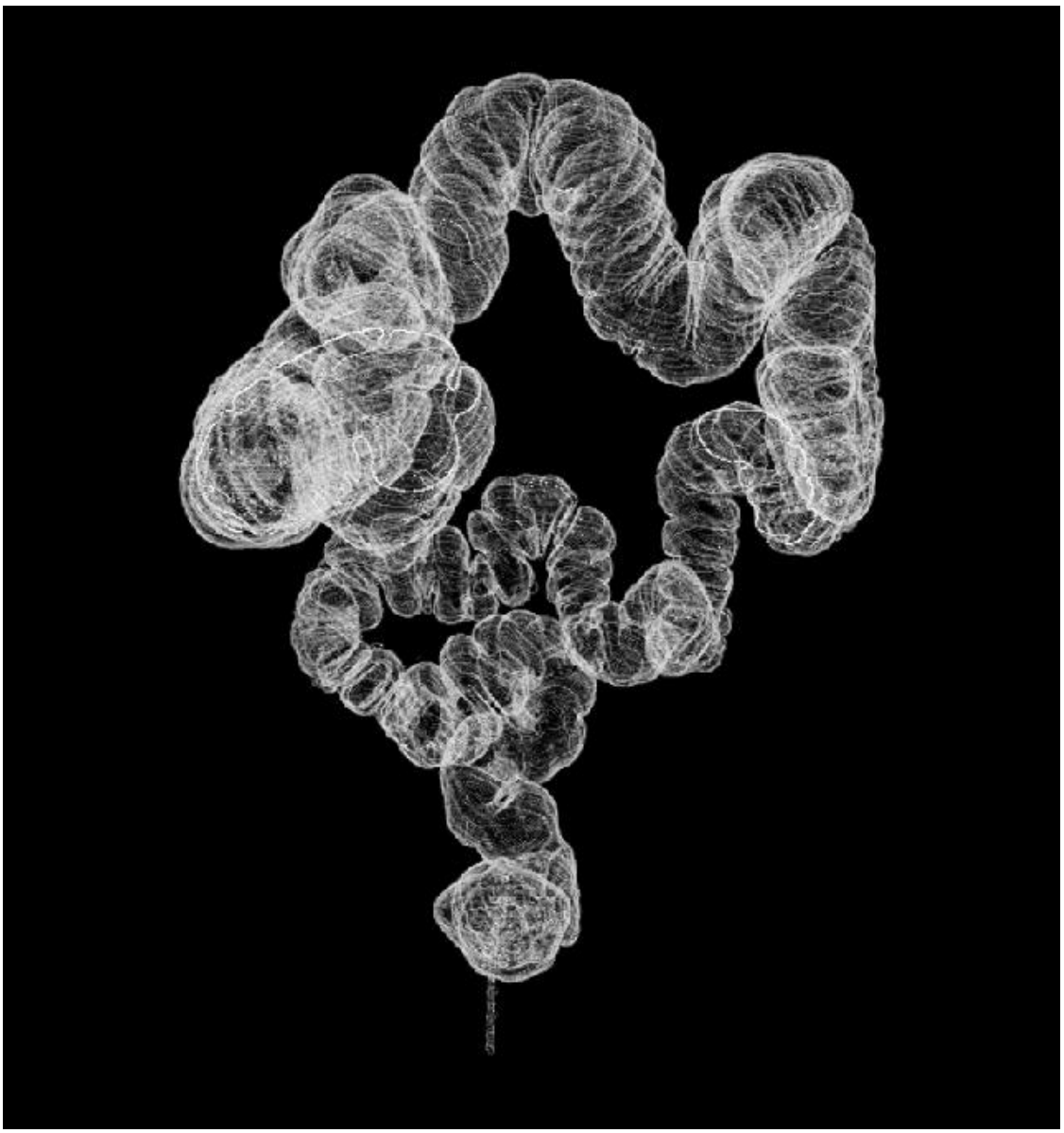
[97] Hong, W., Qiu, F., ve Kaufman, Q., (2006). "A Pipeline for Computer Aided Polyp Detection", IEEE Transactions on Visulation and Computer Graphics, 12:861-868.

[98] Wijk, C., Ravesteijn, V.F., Vos, F.M., ve Vliet, L.J., (2010). "Detection and Segmentation of Colonic Polyps on Implicit Isosurfaces by Second Principal Curvature Flow", IEEE Transactions on Medical Imagining, 29(3):688-698.

[99] Lee, J.G., Kim, J.H., Kim, S.H., Park, H.S., ve Choi, B.I., (2011). "A Straightforward Approach to Computer Aided Polyp Detection Using a Polyp Specific Volumetric Feature in CT Colonography", Computers in Biology and Medicine, 41:790-801.

EK-A

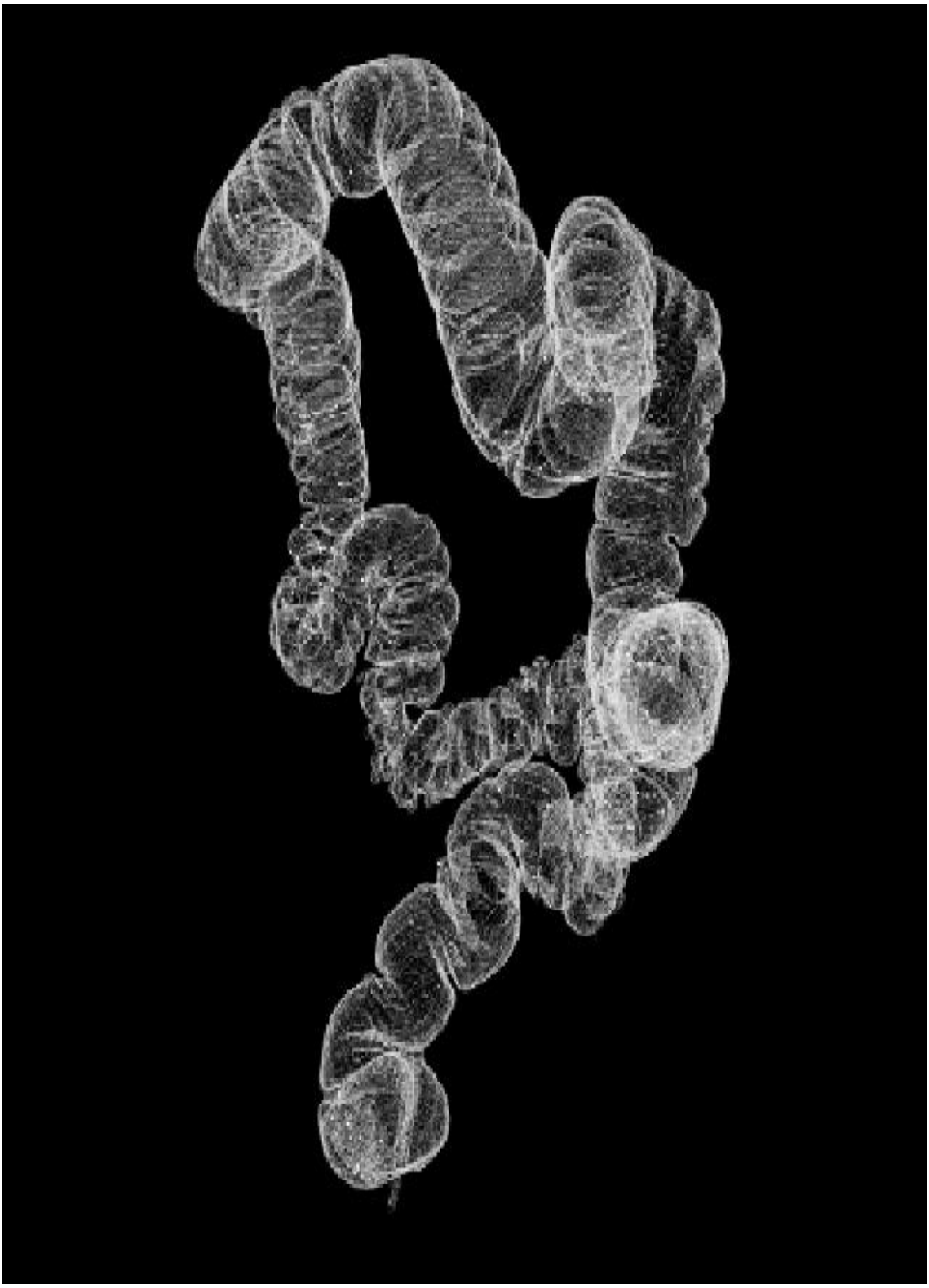
BÖLÜTLEME SONUÇLARI



Şekil EK-A.1 Kontrast madde içeren BT görüntülerinden elde edilen kolon yapısı



Şekil EK-A.2 Kontrast madde içeren BT görüntülerinden elde edilen kolon yapısı



Şekil EK-A.3 Kontrast madde içeren BT görüntülerinden elde edilen kolon yapısı



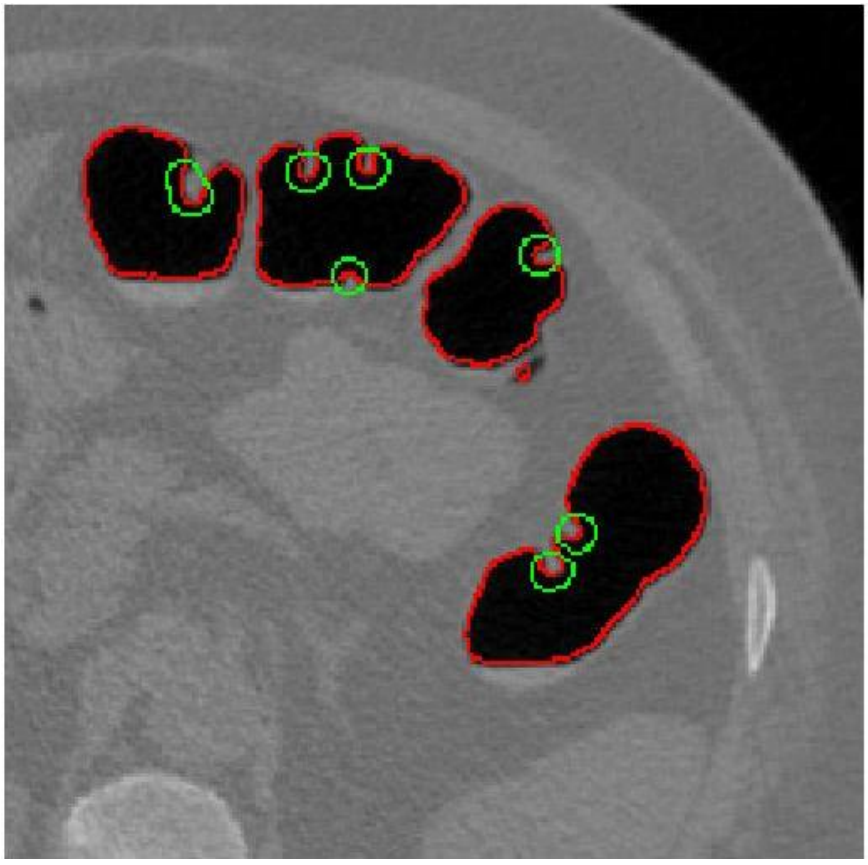
Şekil EK-A.4 Kontrast madde içermeyen BT görüntülerinden elde edilen kolon yapısı



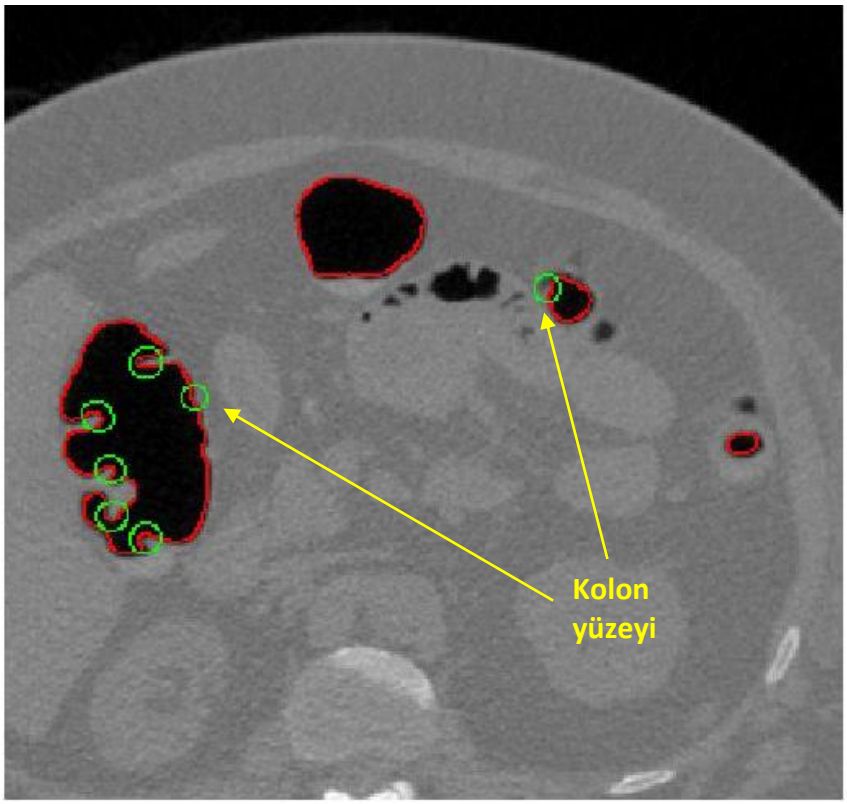
Şekil EK-A.5 Kontrast madde içermeyen BT görüntülerinden elde edilen kolon yapısı. Kolon yapısında dışkı artıklarından dolayı blokaj meydana gelmektedir. Kolon iki farklı yapının toplamı şeklinde elde edilmektedir.

EK-B

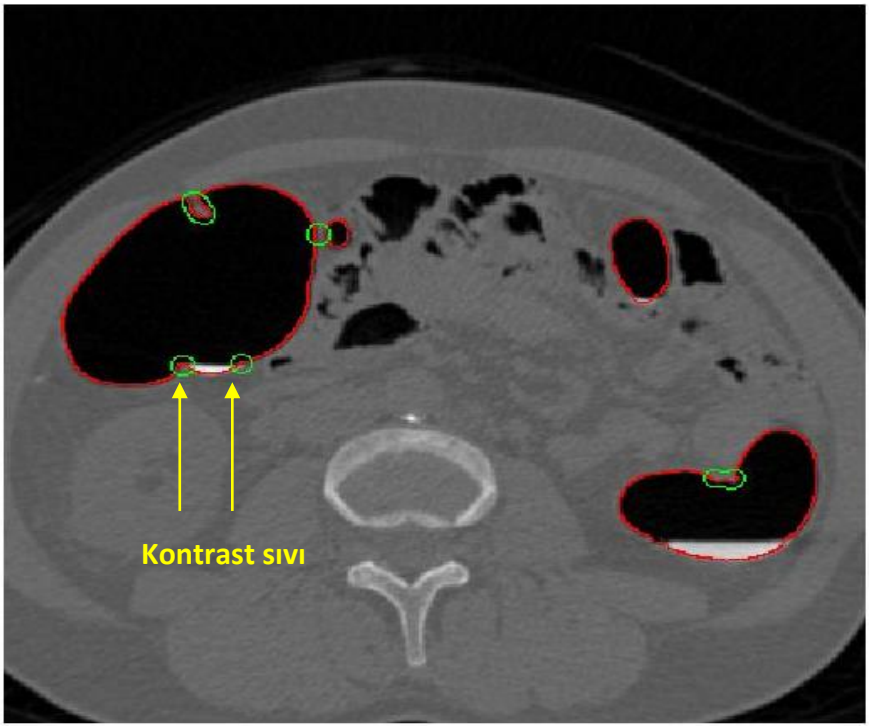
POLİP TESPİT SİSTEMİ ÇIKTILARI



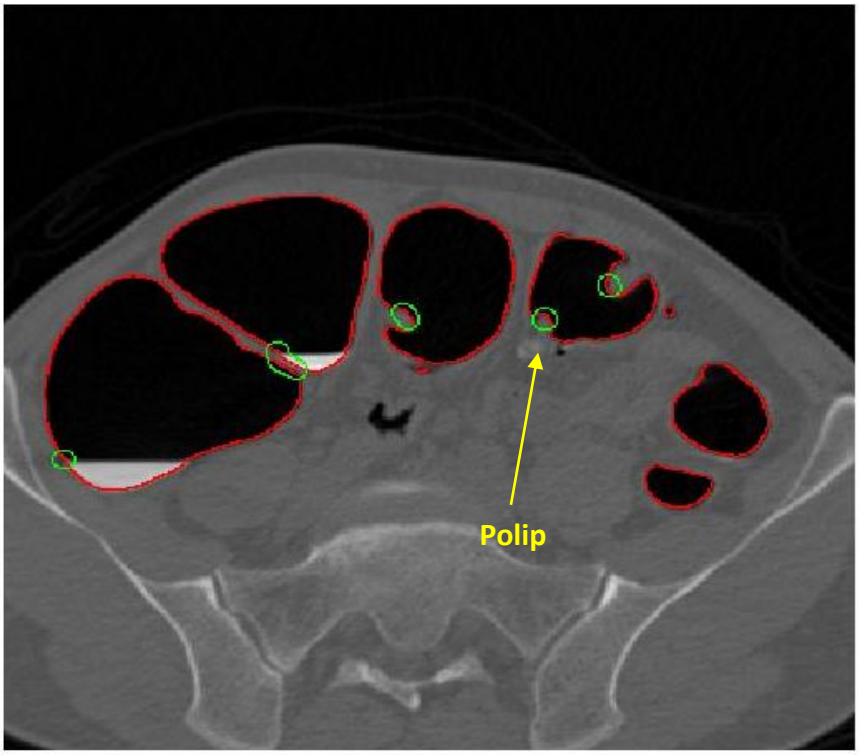
Şekil EK-B.1 LoG filtre çıkışlarında elde edilen polip aday bölgeleri. Tespit sistemi boğum yapılarını polip aday bölgesi olarak belirlemiştir.



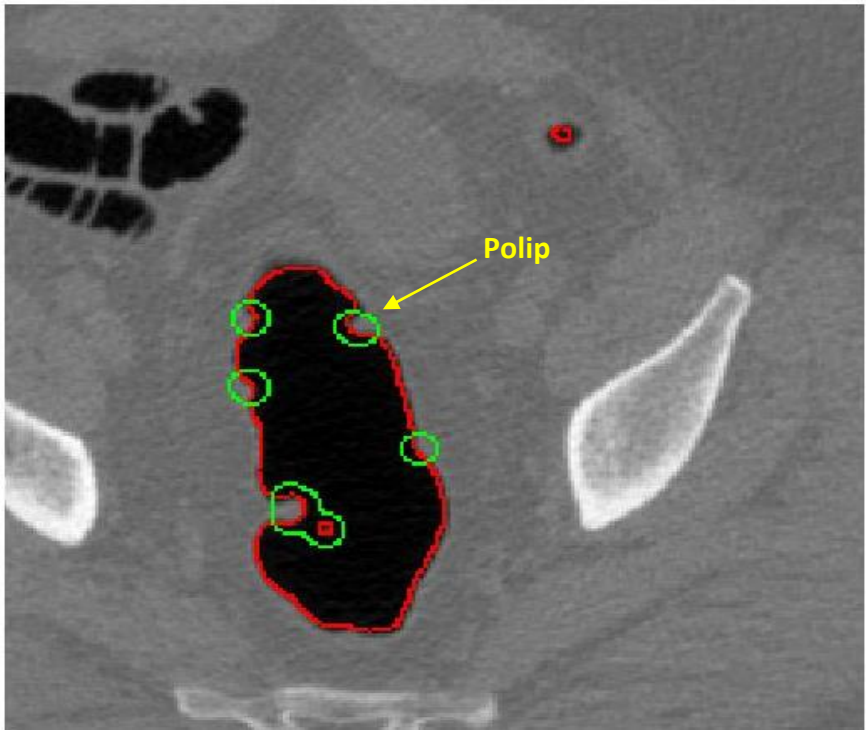
Şekil EK-B.2 LoG filtre çıkışlarında elde edilen polip aday bölgeleri. Tespit sistemi boğum yapılarını ve iki farklı yüzey bölgesini polip aday bölgesi olarak belirlemiştir.



Şekil EK-B.3 LoG filtre çıkışlarında elde edilen polip aday bölgeleri. Tespit sistemi boğum ve yüzey parçaları ile birlikte kontrast sıvının sınır bileşenlerini polip aday bölgesi olarak tespit etmiştir.



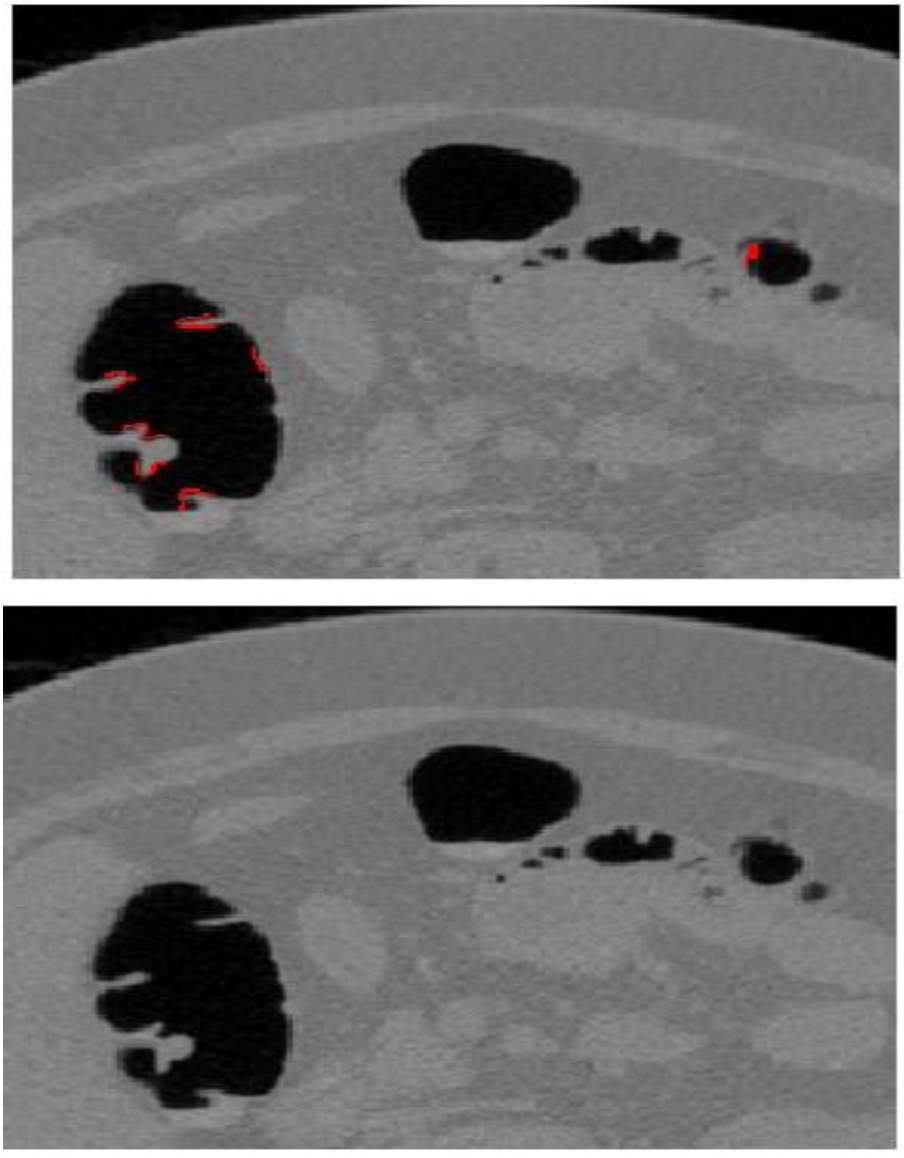
Şekil EK-B.4 LoG filtre çıkışlarında elde edilen polip aday bölgeleri. Tespit sistemi 8 mm boyutlarında polip yapısı ile birlikte beş farklı bölgeyi polip aday bölgesi olarak belirlemiştir.



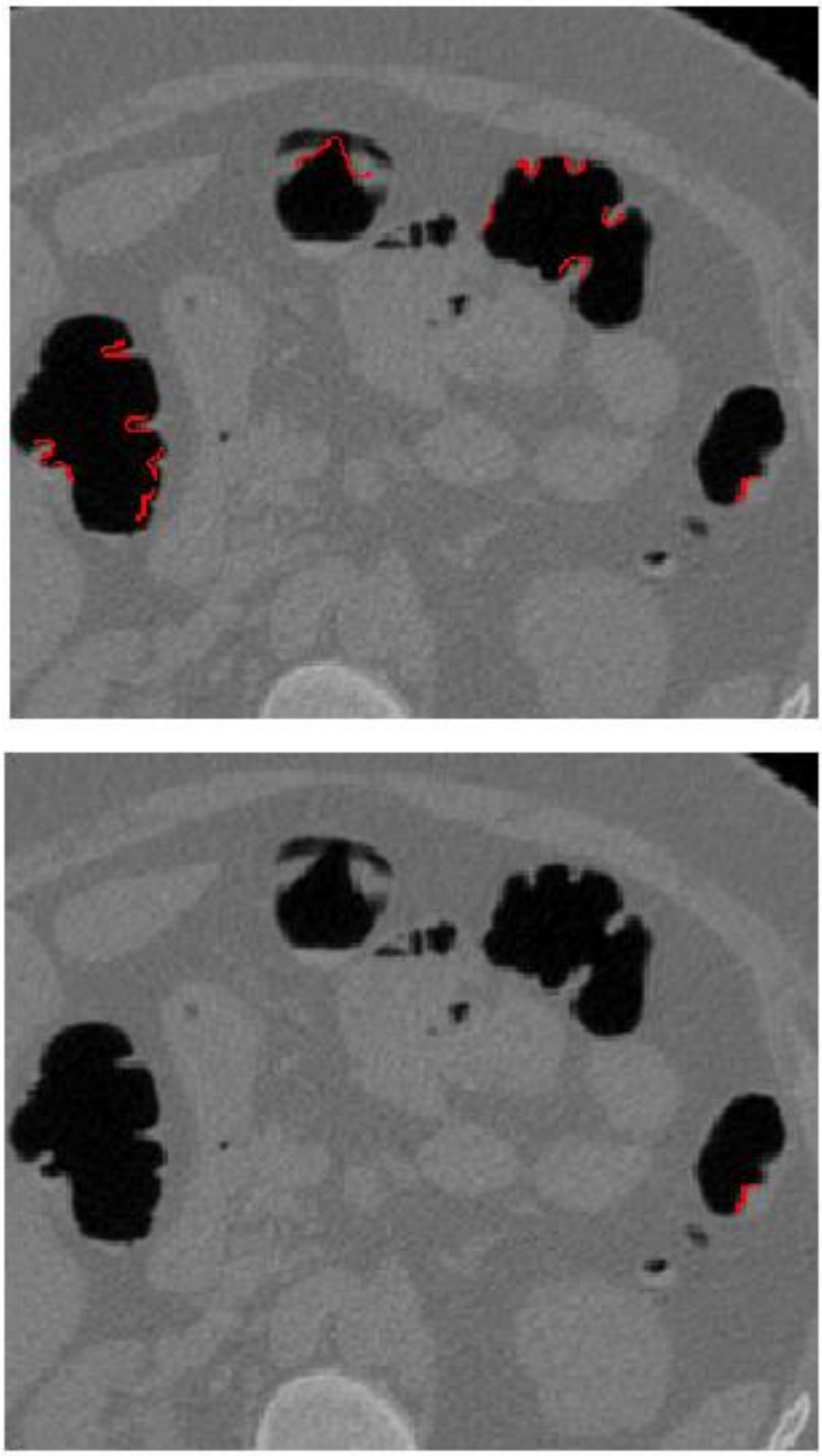
Şekil EK-B.5 LoG filtre çıkışlarında elde edilen polip aday bölgeleri. Tespit sistemi 6 mm boyutlarında polip yapısı ile birlikte beş farklı bölgeyi polip aday bölgesi olarak belirlemiştir.

EK-C

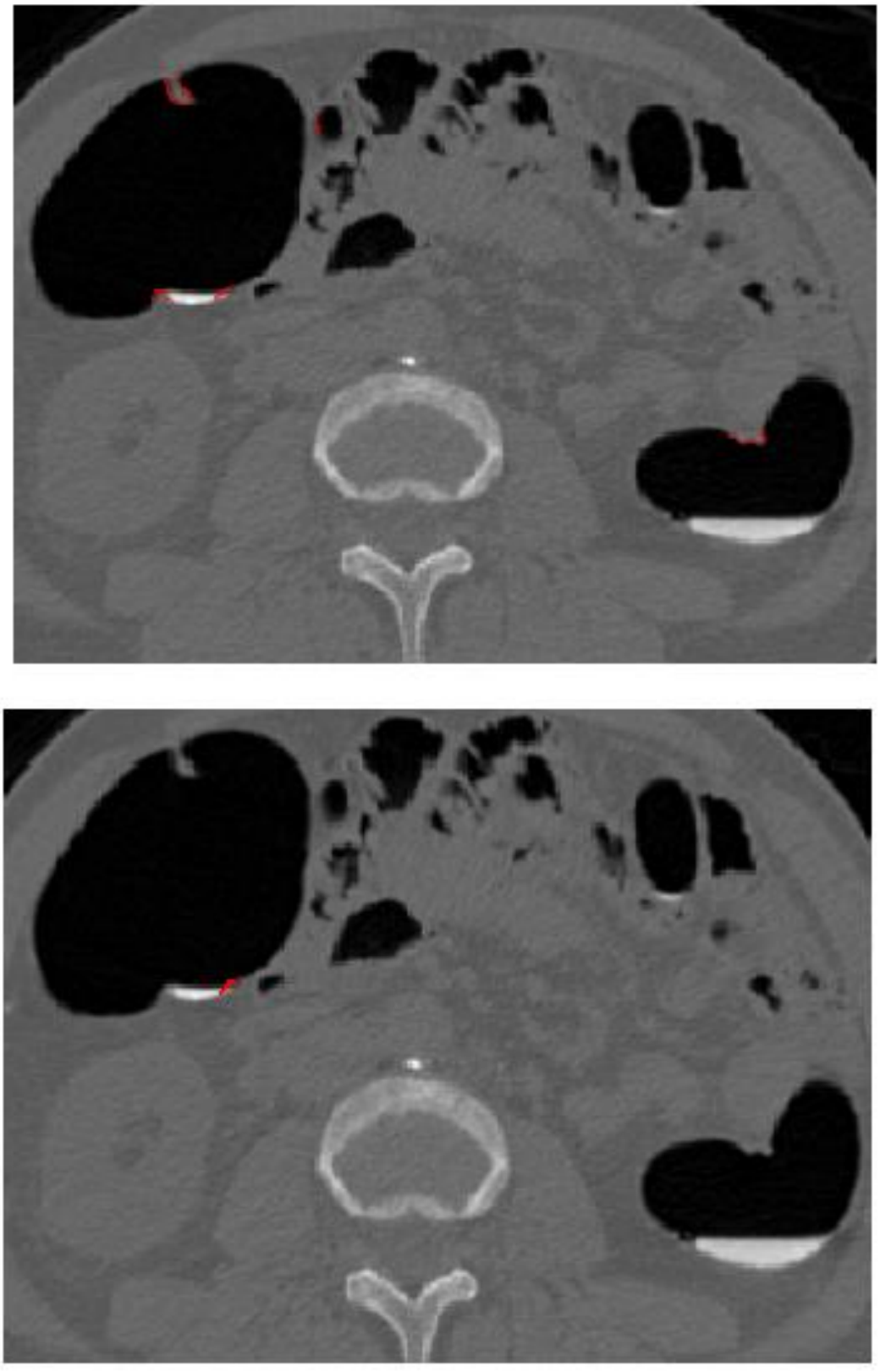
ŞÜPHELİ BÖLGE AZALTIM SONUÇLARI



Şekil EK-C.1 Şekil uydurma işlemi sonucunda elde edilen şüpheli bölge azaltım sonuçları. LoG filtre ile tespit edilen tüm FP bölgeler şekil uydurma işlemi sonucunda filtrelenmiştir.



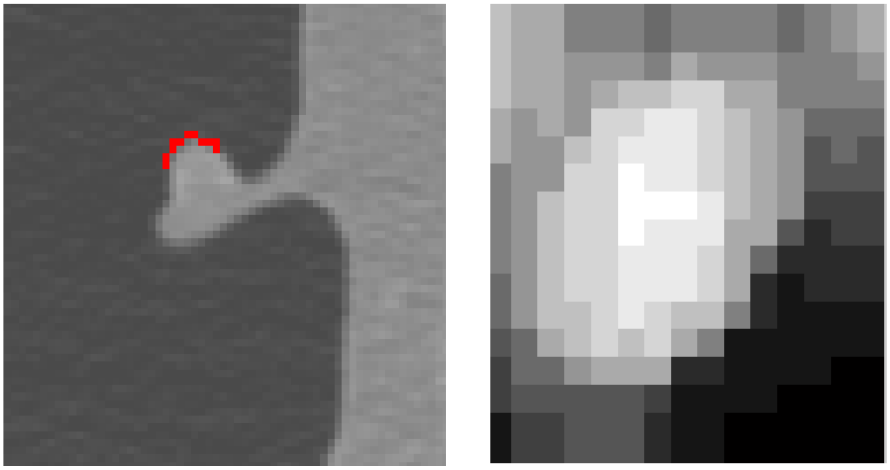
Şekil EK-C.2 Şekil uydurma işlemi sonucunda elde edilen şüpheli bölge azaltım sonuçları. LoG filtre ile tespit edilen aday bölgelerden FP olanlar şekil uydurma işlemleri sonucunda filtrelenmiştir. 4 mm boyutlarındaki polip şekil uydurma işlemlerinden başarı ile geçmiştir.



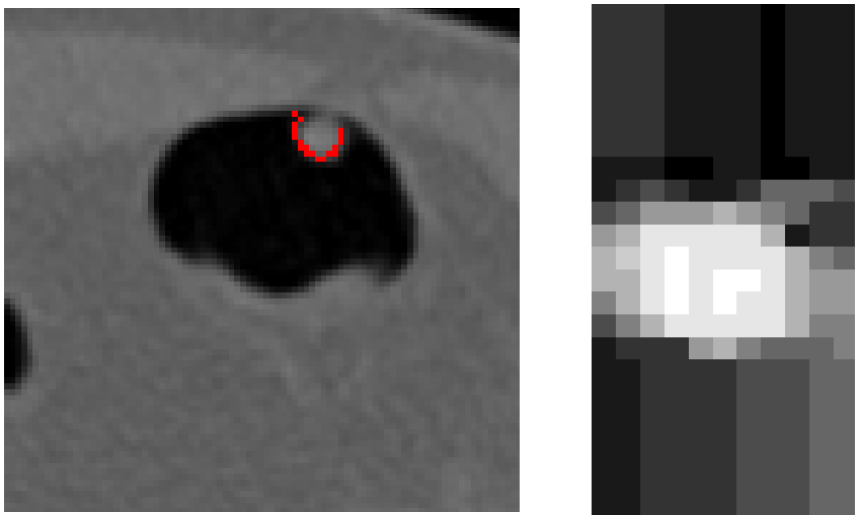
Şekil EK-C.3 Şekil uydurma işlemi sonucunda elde edilen şüpheli bölge azaltım sonuçları. LoG filtre ile tespit edilen FP bölgelerden bir tanesi şekil uydurma işlemleri ile yapılan filtrelemeden geçmiştir.

EK-D

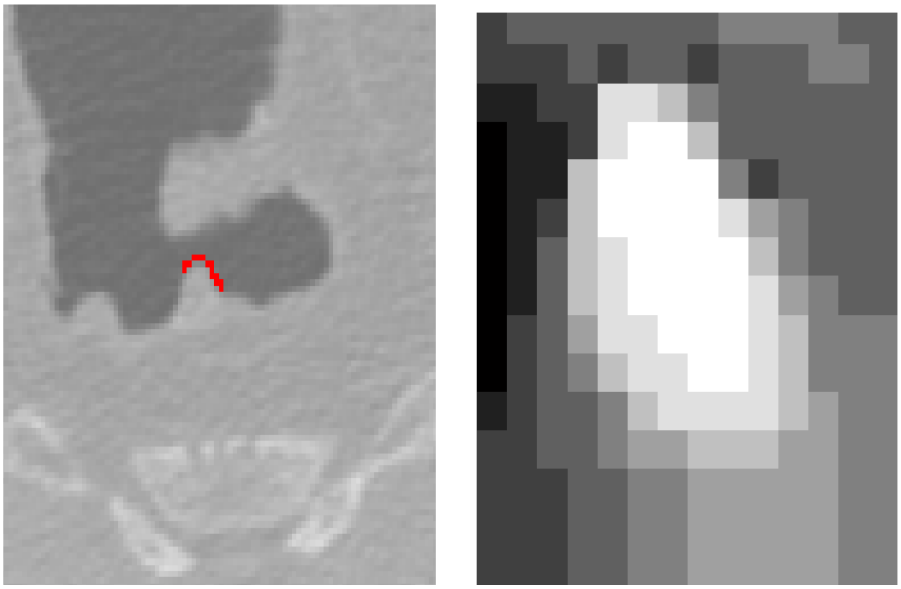
POLİP YÜZEYLERİNİN İKİ BOYUTLU İZ DÜŞÜMLERİ



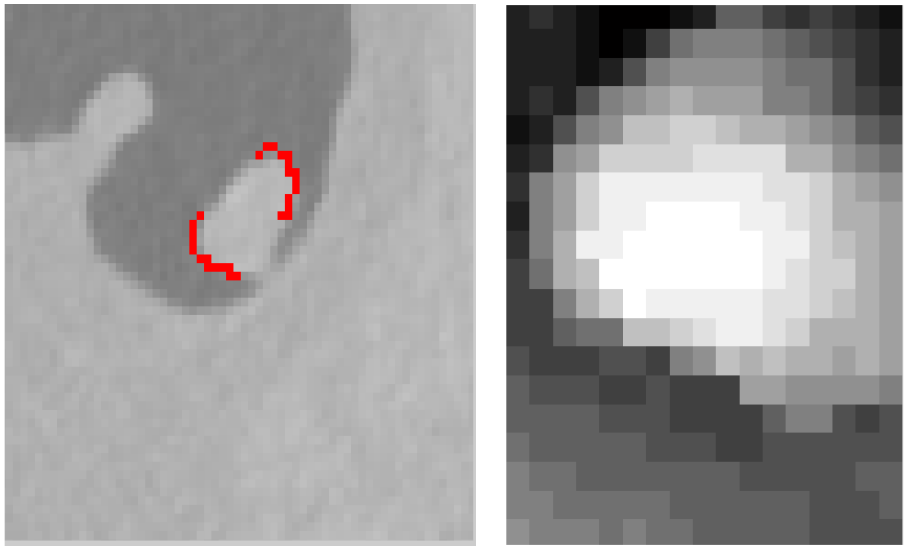
Şekil EK-D.1 5 mm boyutlarına sahip polip ve iki boyutlu ideal iz düşüm görüntüsü.



Şekil EK-D.2 7 mm boyutlarına sahip polip ve iki boyutlu ideal iz düşüm görüntüsü.



Şekil EK-D.3 8 mm boyutlarına sahip polip ve iki boyutlu ideal iz düşüm görüntüsü.



Şekil EK-D.4 12 mm boyutlarına sahip polip ve iki boyutlu ideal iz düşüm görüntüsü.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı :Gökalp TULUM

Doğum Tarihi ve Yeri : 11.06.1981 Bursa

Yabancı Dili : İngilizce

E-posta :gokalptulum@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Y. Lisans	Haberleşme	Yıldız Teknik Üniversitesi	2009
Lisans	Elektronik Haberleşme	Yıldız Teknik Üniversitesi	2006
Lise	Fen Bilimleri	Gemlik Anadolu Lisesi	1999

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	Firma/Kurum	Görevi
2011-Devam	T.C. Yeni Yüzyıl Üniversitesi	Öğretim Görevlisi
2009-2011	İstanbul Arel Üniversitesi	Öğretim Görevlisi
2006-2009	Haliç Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

YAYINLARI

Makale

1. Dandin Ö., Teomete U., Osman O, Tulum G, Ergin T., (2015). “Automated Segmentation of the Injured Spleen”, International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, DOI: 10.1007/s11548-015-1288-9.

Bildiri

1. Tulum G., Kavas A., (2009). “ATM Haberleşme Teknolojisi Kullanılarak WCDMA Çekirdek Şebeke Tasarımı”, İTÜSEM, Çukurova Üniversitesi, Adana
2. Tulum G., Osman O., (2011). “Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinde Kolon Bölgesinin Bölütlenmesi”, TIPTEKNO 2011
3. Tulum G. Artuğ T., Bolat B., (2012). "Ortopedik Rahatsızlıkların Hiyerarşik Sınıflandırıcılar ile Tanısı", Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları Sempozyumu (ASYU), Karadeniz Teknik Üniversitesi, Trabzon
4. Tulum G., Göker İ., Osman O, Baslo B., (2012). "Motor Ünite Aksiyon Potansiyellerinden Kas Lifi Yoğunluğunun Tespit Edilmesi ", TIPTEKNO 2012
5. Tulum G., Bolat B., Osman O., Alishev N., (2013). "Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinde Kolon Bölgesinin Bulanık C-Means Yöntemiyle Bölütlenmesi", TIPTEKNO 2013
6. Özkan, H., Tulum, G., Osman, O., Şahin,S., (2013). "BTA Görüntülerinde YSA ile Pulmoner Emboli Tespiti ", TIPTEKNO 2013
7. Artuğ, T., Tulum, G., Bolat, B., (2013). “Performance Evaluation of Feature Selection Algorithms on Human Activity Classification”, International Symposium on Innovations in Intelligent Systems and Applications (INISTA), Institute of Information and Communication Technologies, Albena Bulgaria
8. Özkan, H., Tulum, G., Osman, O., Şahin,S., (2014). "Pulmoner Emboli Veri Setinde Özellik İndirgeme", TIPTEKNO 2014, Antalya
9. Dandin Ö., Teomete U., Osman O, Tulum G, Ergin T., Sabuncuoğlu M. E., (2015). "Abdominal Travmalı Hastalarda Yaralanmış Dalağın Otomatik Bölütlenmesi", TIPTEKNO 2015, Bodrum
10. Dandin Ö., Teomete U., Osman O, Tulum G, Ergin T (2015). "BT Görüntülerinde Travmatik Böbreklerin Bilgisayar Destekli Bölütlenmesi", TIPTEKNO 2015, Bodrum