

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BT GÖRÜNTÜLERİ ÜZERİNDEN KALP ODACIKLARININ
BÖLÜTLENMESİNE YÖNELİK ALTERNATİF BİR YAKLAŞIM**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Serap ERK

Elektronik Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

HAZİRAN 2015

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BT GÖRÜNTÜLERİ ÜZERİNDEN KALP ODACIKLARININ
BÖLÜTLENMESİNE YÖNELİK ALTERNATİF BİR YAKLAŞIM**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Serap ERK
(504111407)**

Elektronik Haberleşme Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. İnci ÇİLESİZ

HAZİRAN 2015

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 504111407 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Serap ERK**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “**BT GÖRÜNTÜLERİ ÜZERİNDEN KALP ODACIKLARININ BÖLÜTLENMESİNE YÖNELİK ALTERNATİF BİR YAKLAŞIM**” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. İnci ÇİLESİZ**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Eş Danışman : **Prof. Dr. Bülent BAYRAM**
Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Dursun Zafer ŞEKER**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Mustafa Ersel KAMAŞAK
İstanbul Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Kamuran KADIPAŞAOĞLU
Yıldız Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : **4 Mayıs 2015**
Savunma Tarihi : **8 Haziran 2015**

Anneme,

ÖNSÖZ

Benden güvenini ve teşviklerini esirgemeyen, hem yüksek lisans eğitimim boyunca hem de tez çalışmam boyunca üstün bilgi ve birikimleri ile bana ışık tutan ve yardımcı olan danışman hocam, Sayın Prof. Dr. İnci ÇİLESİZ' e ve eş danışman hocam, Sayın Prof. Dr. Bülent BAYRAM'a bana bu yolu açtıkları ve her aşamada yol gösterdikleri için en içten teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmama altlık oluşturan, bursiyer öğrenci olarak görev aldığım Bahçeşehir Üniversitesi ve Yıldız Teknik Üniversitesi tarafından gerçekleştirilen “Kalbin Dört Boyutlu Modeli ve Hemodinamik Haritalanması” başlıklı San-Tez projesine ve proje yöneticisi Sayın Doç. Dr. Kamuran KADIPAŞAOĞLU'na teşekkürlerimi sunarım.

Benden desteklerini, güvenlerini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen ve bugünlere gelmemi sağlayan annem ve abime, bana her zaman destek olmuş çok sevgili arkadaşlarım Lümeys ULUIŞIK, Levent TANRIKULU ve Yasemin MARAŞLIGİLLER'e her zaman yanımda oldukları için en içten teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak, bitmek tükenmek bilmeyen enerjileriyle bana motivasyon kaynağı olmuş The Goygoys'a teşekkürlerimi sunarım.

Mayıs 2015

Serap ERK

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	ix
İÇİNDEKİLER	xi
KISALTMALAR	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xv
ŞEKİL LİSTESİ.....	xix
ÖZET.....	xxi
SUMMARY	xxiii
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Amacı	2
1.2 Literatür Araştırması	3
1.3 Kullanılan Veriler.....	4
2. KURAMSAL TEMELLER.....	9
2.1 X-ışınlı Görüntüleme Sistemleri	9
2.2 Kesit Görüntülerinin Elde Edilmesi	10
2.2.1 Filtre geriye projeksiyon	10
2.2.2 Tekrarlayıcı teknikler	11
2.3 Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (BT)	11
2.3.1 BT temelleri ve cihazın bileşenleri	12
2.3.2 BT cihazının çalışma prensibi.....	12
2.3.3 BT cihazının klinikteki kullanım alanları	13
2.3.4 BT görüntülerinde pencere genişliği ve pencere seviyesi.....	13
2.3.5 Geri çatım.....	13
2.3.6 Çözünürlük.....	15
2.3.6.1 Geometrik çözünürlük.....	15
2.3.6.2 Kontrast çözünürlük	15
2.3.7 Spiral (Helikal) BT.....	15
3. BÖLÜTLEME	17
3.1 3 Boyutlu Bölge Genişletme Yöntemi ile Bölütleme.....	18
3.2 Kümeleme Yöntemi ile Bölütleme.....	20
4. SONUÇLAR	27
5. TARTIŞMA	33
KAYNAKLAR	37
EKLER.....	41
ÖZGEÇMİŞ.....	67

KISALTMALAR

ACC	: Accuracy
ADC	: Anolog Dijital Çevirici
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
FN	: False Negative
FP	: False Positive
HÜ	: Hounsfield Ünit
ISODATA	: The Iterative Self-Organization Data Analysis
ITK	: Imagination Tool Kit
MR	: Manyetic Rezonans
NPV	: Negative Predictive Value
PACS	: Picture Archiving and Communication System
PRE	: Precision
SEN	: Sensitivity
SPE	: Specificity
TN	: True Negative
TP	: True Posite
VTK	: Visualisation Tool Kit

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 1.1 : Vakalara ait diğer bilgiler.	5
Çizelge 4.1 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vakada 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkların ortalama doğruluk analizi.	28
Çizelge 4.2 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vakada 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi.	28
Çizelge 4.3 : Sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 20 vakada 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi.	29
Çizelge 4.4 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkların ortalama doğruluk analizi.	30
Çizelge 4.5 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi.	30
Çizelge 4.6 : Sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 20 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi.	31
Çizelge 4.7 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 8 bitlik3 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi.	32
Çizelge 4.8 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 8 bitlik 3 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkların ortalama doğruluk analizi.	32
Çizelge 4.9 : Sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 8 bitlik 3 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi.	32
Çizelge 5.1 : Yöntemlere göre odacıkların bölütlenme doğruluk oranları.	33
Çizelge 5.2 : 16 bit ve 8 bit aynı kesitler üzerinde uygulanan kümeleme yöntemi ile sınıflandırma sonuçları.	35
Çizelge A.1 : 1 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.	42
Çizelge A.2 : 2 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.	42
Çizelge A.3 : 3 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.	43
Çizelge A.4 : 4 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.	43
Çizelge A.5 : 5 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.	44

Çizelge A.31 : 25 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.	53
Çizelge A.32 : 26 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.	54
Çizelge A.33 : 1 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	54
Çizelge A.34 : 2 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	55
Çizelge A.35 : 3 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	55
Çizelge A.36 : 4 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	55
Çizelge A.37 : 5 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	56
Çizelge A.38 : 6 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	56
Çizelge A.39 : 1 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	57
Çizelge A.40 : 2 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	57
Çizelge A.41 : 3 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	58
Çizelge A.42 : 4 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	58
Çizelge A.43 : 5 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	58
Çizelge A.44 : 6 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	59
Çizelge A.45 : 7 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	59
Çizelge A.46 : 8 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	60
Çizelge A.47 : 9 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	60
Çizelge A.48 : 10 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.	60
Çizelge A.49 : 11 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	61
Çizelge A.50 : 12 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	61
Çizelge A.51 : 13 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	61
Çizelge A.52 : 14 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	62
Çizelge A.53 : 15 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	62
Çizelge A.54 : 16 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	62
Çizelge A.55 : 17 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	63

Çizelge A.56 :	18 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	63
Çizelge A.57 :	19 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	63
Çizelge A.58 :	20 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	64
Çizelge A.59 :	21 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	64
Çizelge A.60 :	22 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	64
Çizelge A.61 :	23 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	65
Çizelge A.62 :	24 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	65
Çizelge A.63 :	25 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	65
Çizelge A.64 :	26 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.....	66

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : Hounsfield Birimi.....	3
Şekil 1.2 : Helikal aksiyal bir kesitte kalbin odacıkları	7
Şekil 2.1 : Basit geriye projeksiyon.....	11
Şekil 2.2 : Düzlemler	14
Şekil 2.3 : Anatomik yönler.....	14
Şekil 3.1 : 3 Boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlemenin genel iş akışı.....	19
Şekil 3.2 : 3 Boyutlu bölge genişletme yöntemi uygulanmış örnek veri sonuçları ...	20
Şekil 3.3 : Kümeleme yöntemi ile bölütlemenin genel iş akışı	22
Şekil 3.4 : Kümeleme işlemi sonucunda elde edilen sonuç veriye ilişkin lejant.....	22
Şekil 3.5 : Çalışma gruplarında kümeleme yöntemi uygulanmış örnek veri sonuçları	23
Şekil 3.6 : Sadece odacıklarında kontrast madde olan 16 bit ve 8 bit veriler	24
Şekil 3.7 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast madde olan 16 bit ve 8 bit veriler	25
Şekil 4.1 : Kör okuyucular tarafından işaretlenmiş veri örnekleri.....	27

BT GÖRÜNTÜLERİ ÜZERİNDEN KALP ODACIKLARININ BÖLÜTLENMESİNE YÖNELİK ALTERNATİF BİR YAKLAŞIM

ÖZET

Bu tez kapsamında, Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri üzerinden kalp odacıklarının bölütlenmesine yönelik alternatif bir yaklaşım üzerine çalışılmıştır. Kalp odacıklarının bölütlenmesi, 3 boyutlu kalp modelinin oluşturulmasının temelinde yer almakla beraber, kalbin medikal görüntülenmesinde de büyük önem taşımaktadır. Çalışmada bölütleme işleminin Hounsfield Ünit (HÜ)'ten bağımsız olarak yapılması amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda BT görüntüleri üzerinde kümeleme yöntemi ile bölütleme yapılmış ve HÜ'e göre 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş aynı verilerle karşılaştırma yapılmıştır. Üzerinde çalışılan kümeleme yönteminin pencere genişliği (window width) 600, pencere seviyesi (window level) 80 olan BT görüntülerinde çalışıyor olması sayesinde, pencere genişliği 600, pencere seviyesi 80 olarak kaydedilmiş 8 bitlik BT verileri üzerinde de uygulanabilirliği veri yükü açısından da avantaj sağlamaktadır.

Tez çalışması kapsamında iki farklı veri grubu üzerinde çalışılmıştır. Birinci çalışma grubu kalbin hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunduran, yaş ortalaması 49 olan 4'ü erkek 2'si kadın 6 vakadan oluşmaktadır. İkinci çalışma grubu kalbin sadece sol odacığında kontrast madde bulunduran, yaş ortalaması 62 olan 9'u erkek 11'i kadın 20 vakadan oluşmaktadır. Birinci çalışma grubunun BT görüntüleri üzerinden kalbin hem sağ hem sol odacıkları bölütlenmiştir. İkinci çalışma grubunda ise kalbin sadece sol odacıkları bölütlenmiştir. Hem kümeleme yöntemi hem de 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile de sağ odacıkların bölütlenmesi gerçekleştirilmiştir. Birinci çalışma grubunda, 3 boyutlu bölge genişletme yöntemiyle bölütlenmiş sağ odacıkların verilerin doğruluk oranı, çok az bir farkla kümeleme yöntemiyle bölütlenmiş sağ odacıkların doğruluk oranına göre daha yüksek çıkarken aynı çalışma grubunda sol odacıkların bölütlenmesinde ise tam tersi kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların doğruluk oranları, 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların doğruluk oranına göre daha yüksek çıkmıştır. 20 vakadan oluşan ikinci çalışma grubunda ise yine çok az bir farkla kümeleme yöntemine göre bölütlenmiş sol odacıkların doğruluk oranı, 3 boyutlu bölge genişletme yöntemine göre daha yüksek çıkmıştır. Bütün vakalarda genel olarak yöntemlerin doğruluk oranları karşılaştırıldığında ise kümeleme yönteminin doğruluk oranı, 3 boyutlu bölge genişletme yöntemine göre daha yüksektir.

AN ALTERNATIVE APPROACH FOR THE SEGMENTATION OF THE HEART CHAMBERS FROM CT IMAGES

SUMMARY

In cardiovascular medicine, high-resolution, 3 dimensional monitoring of the patient's cardiac anatomy is an emerging tool for diagnosis and surgical planning. State-of-the-art cardiac computed tomography scan technology produces a corpus of still 3 dimensional volumetric renditions from the traditional dynamic 2 dimensional images, allowing physicians to envisage the 3 dimensional anatomy of the heart.

Cardiac Computed Tomography (CT) is an important diagnosis imaging modality for cardiovascular disease and a method where, detailed anatomic information about the cardiac chambers, large vessels, or coronary arteries can be obtained. Segmentation of cardiac chambers is essential for quantitative analysis, and miscellaneous methods were proposed in the literature.

In this study, a new patient-specific segmentation method of the left-right ventricle and atrium was proposed. The proposed algorithm is fast and based on clustering which was developed. In addition to this, developed segmentation algorithm works without using Hounsfield Units (HU). This new approach segmentation method works at 600 window widths and 80 window levels. The new approach segmentation method first finds the minimum and maximum intensity values of data. The distance between minimum and maximum intensity value is divided by the number of the class. The number of class value was determined as 5 classes after the all analysis.

The new approach clustering segmentation method was developed for 2 cases and it was applied on standard cardiac computed tomography scans with a contrast agent for a total of 26 cases. Since the left ventricle- atrium and right ventricle- atrium were covered with the contrast agent in 6 cases, the left ventricle- atrium and right ventricle- atrium were segmented. However in the other 20 cases, only the left atrium and ventricle were covered with the contrast agent. Therefore, only the left atrium and left ventricle were segmented. The new approach segmentation method's results were compared with 3 dimension region growing method's results.

3 dimensional region growing method is a simple region based segmentation method. In 3 dimensional region growing methods, the user manually chooses seed point from aortic chamber first and the threshold value is determined as +250 according to Hounsfield Units. The process is iterated on neighbor pixels. If the intensity value of neighbor pixel is above the threshold value, it is including to region. Otherwise the process stops.

The image segmentation is a problem that is still one of the main discussion subjects in the field of digital image processing and computer vision. In general, segmentation is a classification of tissues and used for many different tasks such as texture analysis, decision making, data mining and image segmentation. The success of the original segmentation is based to simplify the image and create homogeneous segments.

Different classification and segmentation methods were developed in recent years. The threshold, clustering and classification, edge-based segmentation, semantic classification, spectral-segmentation-based classification, region growing, split-and-merge, and mathematical morphology methods are referred to as pixel-based segmentation.

In our study, 26 cases were investigated. CT images were taken by an Aquilion 64 Slice at Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan, using standard procedures. 16 bit, 512x512 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) retrospective data were used to obtain segmentation results. For the segmentation of the left-right chambers, 6 CT image sets were used where the left-right chambers were interacted with a contrast agent. Segmentation of the left atrium and ventricle for 20 cases were processed, since in these cases contrast agent interaction was only present in the left chambers.

.NET platform was used to code the segmentation method and 3 dimensional region growing algorithm.

130 slices were selected randomly from 26 cases and they were used for calculation of true positive (TP), true negative (TN), false positive (FP), false negative (FN), sensitivity (SEN), specificity (SPE), precision (PRE), negative predictive value (NPV) and accuracy (ACC) for two methods, which that are the new approach segmentation method and 3 dimensional region growing.

Heart chambers were marked manually in 130 slices by expert radiologist as a blind reader for evaluation as well as analysis of obtained results. The average results for sensitivity, specificity, precision, negative predictive value and accuracy were calculated for both methods.

In the presented study we obtained accurate results for heart chambers with the new approach segmentation method. The approach uses standard Computed Tomography Protocols. The segmentation of heart chambers is essential for diagnosis, clinical research and gives to physician necessary information for quantitative functional analysis of the whole heart.

The presented study showed that the new approach segmentation method to segment heart chambers was very efficient, and created patient-specific heart segments in CT images. When segmentation results were compared with the findings of physicians, the new approach segmentation method's average accuracy was 99.26 % for left atrium-ventricle, 98.82 % for right atrium-ventricle segmentation for the first group (6 cases) segmentation and 99.49 % for left atrium-ventricle for the second group (20 cases) segmentation, respectively. 3 dimensional region growing method's average accuracy was 99.19 % for left atrium-ventricle, 98.87 % for right atrium-ventricle segmentation for the first group (6 cases) segmentation and 99.42 % for left atrium-ventricle for the second group (20 cases) segmentation. General accuracy have been calculated 99.20 % for the new approach segmentation method and 99.16 % for 3 dimensional region growing segmentation method.

When you look overall accuracy analysis, though there was not a meaningful difference between these two methods, the accuracy rates of the new approach segmentation method obtained independent from Hounsfield Units were higher than 3 dimension region growing method.

The new approach segmentation method works without Hounsfield Units, unlike conventional segmentation methods. In addition, the new approach segmentation

method works on 600 window widths and 80 window levels of DICOM image window settings. Hence, this new approach segmentation method can be used on 8-bits data which saved as .jpg, .png, .bmp, etc. from DICOM image 600 window widths and 80 window levels. This new approach segmentation method creates an alternative way to saving high capacity medical data. When segmentation results were compared with the findings of physicians, the new approach segmentation method's average accuracy was 99.21 % for left atrium-ventricle, 98.05 % for right atrium-ventricle segmentation for the first group (8 bits, 3 cases) segmentation and 99.19 % for left atrium-ventricle for the second group (8 bits, 3 cases) segmentation, respectively.

1. GİRİŞ

Kalp hastalıkları günümüz dünyasında başlıca ölüm sebeplerinden biridir. Genellikle kalpte doğuştan var olan veya sonradan oluşmuş yapısal bozuklukların işlevsel sonuçlarından kaynaklanır. Bunların girişimsel tedavisi ise kalp anatomisinin düzeltilmesi esasına dayandığı için, hastaya özel anatominin girişim öncesinde doğru elde edilmesi girişimin başarısını büyük oranda etkiler.

Ülkemizde medikal görüntüleme cihazı kullanan 3000'den fazla klinik ve tanı merkezi vardır. Bu tanı merkezi ve kliniklerde görüntüleme cihazları tanı amaçlı kullanılmakta olup elde edilen görüntüler cihaz ekranlarından görüntülenebilmekte ya da maliyeti yüksek termal yazıcılardan çıktı alınabilmektedir. Bu sebeple klinik ve hastanelerde medikal görüntüler üzerinde çeşitli işlemler yapılabilmesini sağlayan DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) görüntüleyici yazılımları kullanılmaya başlanmıştır. Her medikal görüntünün ortalama boyutu, tipine bağlı olarak 10 MB~100MB arasında değişmektedir. Medikal verilerin boyutları saklama kapasitesini doğrudan etkilemektedir ve verilerin değişmezliğinin sağlanması önemlidir. Bu amaçla PACS (Picture Archiving and Communication Systems) sistemleri kullanılmaktadır.

BT ve Manyetik Rezonans (MR) gibi medikal görüntüleme sistemleri, kalp görüntülerinin bilgisayarlı çözümlmesine olanaklı kılarak, kalp hastalıklarının tanı ve tedavisinde fayda sağlamaktadır.

BT kesitlerindeki pikseller zayıflama (attenuation) değerlerini gösteren bir sayı taşırlar. Gri bir skala ile bu sayılar görüntü şekline dönüştürülür. Pikseller sahip oldukları değere karşılık gelen gri tonla boyanırlar ve siyah, beyaz ve aradaki gri tonlardan oluşan BT görüntüsü elde edilmiş olur. İnsan gözü +1000 ve -1000 görüntüsünde birçok yapıyı göremez. Bunun için pencereleme (windowing) denilen bir yöntem uygulanır. Pencerelemede tüm gri skala değerleri Hounsfield skalasındaki seçilen bir aralığı boyamada kullanılır. Seçilen bu alanın alt ve üst sınırları arasındaki açıklığa pencere genişliği (window width), ortasındaki sayıya da pencere seviyesi

(window level) adı verilir. Pencere genişliği ve pencere seviyesi seçilen bölgenin en iyi şekilde incelenmesini sağlar.

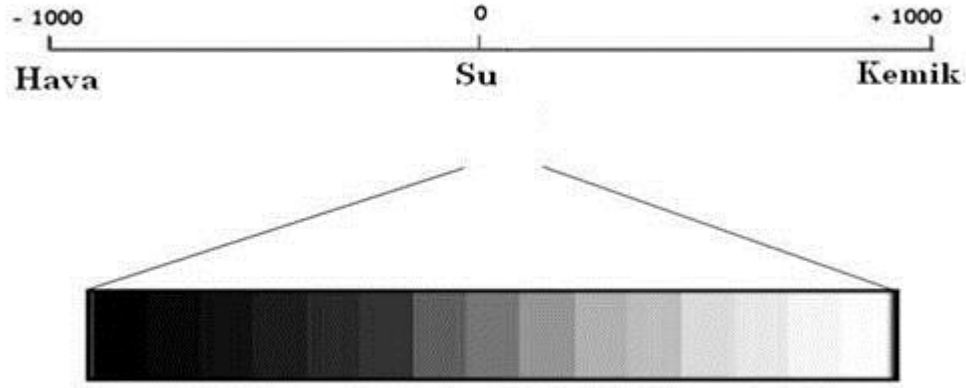
1.1 Tezin Amacı

İnsan vücudunun, özellikle insan kalbinin anatomik ve işlevsel modellerinin geliştirilip tıp öğrencilerine ve girişimsel hekimlere sunulmasını, tıbbi bilgi ve beceriyi arttırır. Girişimsel bir yöntem olmayan BT, yüksek çözünürlüklü (0,5 mm aralıklı) anatomik ve fizyolojik verilerin toplanmasına olanak sağlar. İki boyutta hareketli BT kesitleri ve üç boyutta hareketsiz uzamsal (volumetric) modeller, kalp anatomisine ve arter darlıklarına (karotid ve serebral) ilişkin eş zamanlı bilgilerin görüntülenmesini sağlayan önemli araçlardır. BT görüntüleri karotid ve serebral arter darlıklarında lezyon görüntülenmesinde de kullanılmaktadır. Bilgisayar temelli 3 boyutlu kalp modelleri, anatominin öğretilmesi açısından da önem kazanmaya başlamıştır. Kişiyeye özgü kalp modelinin oluşturulmasında temel adım olarak dokuların bölütlenmesi yer almaktadır. Yapılan bölütlemelerin doğruluk oranı, modelin doğruluk oranını doğrudan etkilemektedir.

BT görüntülerinde organizmayı geçen X-ışınlarının zayıflama değerleri her pikselin bir sayısal değeri olacak şekilde saptanır. Bu sayılar suyun zayıflama değerini sıfır kabul eden, -1000'den +1000 'e kadar uzanan Şekil 1.1'de gösterilmiş Hounsfield skalasına göre düzenlenmiştir. Bu skaladaki sayılara HÜ denilmektedir. Bu skalada, zayıflama değerleri sudan daha düşük olan yağ ve hava gibi maddeler skalanın negatif tarafında, zayıflama değerleri sudan daha yüksek olan yumuşak doku, kalsifikasyon, kemik gibi yapılar da skalanın pozitif tarafında dizilirler. Örneğin yumuşak dokuların yoğunluğu + 40 ile + 60 HÜ; yağın ise - 60 ile - 100 HÜ arasındadır. Hava - 1000 HÜ değerindedir. Mevcut sistemlerde kalp odacıklarının görsellenmesi ve sınıflandırılmasında da Hounsfield skalası kullanılmaktadır.

Yapılan çalışmada BT görüntülerinden kalbin hem sağ hem de sol odacıklarının yüksek doğruluk oranında, Hounsfield skalasından bağımsız olarak sınıflandırılması ve geliştirilen sınıflandırma yöntemi ile 8 bit veriler üzerinde de aynı yüksek doğruluk oranında sınıflandırma yapılarak veri yükünün hafifletilmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda kümeleme yöntemi olarak adlandırılan bölütleme yöntemi uygulanmıştır. Yöntemin geliştirilmesinde, bursiyer öğrenci olarak görev aldığım “Kalbin Dört Boyutlu Modeli ve Hemodinamik Haritalanması” başlıklı San-Tez

projesinde yapmış olduğumuz çalışmalar altlık olarak kullanılmıştır. Uygulanan kümeleme yöntemi, HÜ'den faydalananarak 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile karşılaştırılmıştır.



Şekil 1.1 : Hounsfield Birimi.

1.2 Literatür Araştırması

Yapılan çalışmada, ülkemizde kardiyak görüntülemeye sıklıkla kullanılan ve MR görüntüleme yöntemine göre daha ekonomik olduğu için hekimler tarafından tercih edilen BT görüntüleri kullanılmıştır.

Kalbin bölütlenmesi bilim dünyasında halen popüler bir konudur. Bu konuyla ilgili araştırmacılar tarafından farklı yaklaşımlar önerilmiştir. (Wesarg, vd., 2004) Imagination Tool Kit (ITK) ve Visualisation Tool Kit (VTK) kütüphaneleri ile bölge genişletme temelli bir yöntem kullanarak BT görüntülerinden sol karıncığı bölütlemişlerdir. (Jolly, 2006) BT görüntülerinden beklentinin-maksimizasyonu (Expectation-Maximization) temelli bir otomatik algoritma ile sol karıncığı bölütlemiştir. Yazar çalışmada epicardiumun bölütlenmesinde güçlükler yaşandığını, bunun da kalp kası (myocardium) ile karaciğer arasında kontrast farklılığının azlığından kaynaklandığını belirtmiştir. Dolayısı ile çalışma sadece yüksek kontrastlı BT görüntülerinde iyi sonuç verebilmektedir. (Zheng, vd., 2007)'ın geliştirdiği algoritma BT görüntülerinin modellendiği bir veri tabanına dayanmaktadır. Yöntem veri tabanından yararlanarak benzerlik ölçütlerini kullanmaktadır. (Badea, vd., 2008) geliştirdikleri yöntemle küçük denek hayvanları kullanarak mikro-BT görüntülerinden

sağ karıncığı modelleyerek kardiyak fonksiyon tahmini yapmışlardır. Sağ karıncığın modellenmesinde bölütleme, histogram analizi ve bölge temelli yöntemler kullanmışlardır. (Moreno vd., 2008) BT görüntüleri kullanarak karaciğer ve aort etrafındaki dokuları bölütlemişlerdir. Çalışmada deforme edilebilen yöntem kullanılmıştır. (Cristoforetti, vd.,2009) ise geliştirdikleri yarı-otomatik yöntemde sol kulakçık ve pulmoner damarların bölütlemesini gerçekleştirmişleridir. Yöntem BT görüntülerine manuel kontrollü watershed bölütleme yönteminin morfolojik gradiente entegre edilerek elde edilen sonuca eşik değeri uygulanması ile çalışmaktadır. (Bravo, vd., 2009)'in geliştirdikleri bölütleme algoritması 2 boyutlu aktif görünüm modeline dayanmaktadır. Çalışmada BT görüntüleri kullanılarak endokardiyal duvarlar üç boyutlu modellenmiştir. Sol karıncığa ait üç boyutlu yüzey modeli marching cubes algoritması ile oluşturulmuştur. Anatomik model ile elde edilen sonuçların analizi için yöntem bir veri tabanına gereksinim duymaktadır. (Coche, vd.,2010) mikro BT görüntülerinde nicel fonksiyonel analiz yaparak üç boyutlu kalp modeli oluşturmuşlardır. Çalışmada eğitim verileri için veri tabanı kullanılmıştır. Bölütleme işlemi için Hounsfield birimi kullanılmıştır. Yine (Kirisli, vd, 2010) BT görüntüleri ile üç boyutlu kalp modellemesi için multi-atlas bölütlemesi yaklaşımını önermişlerdir. (Tsai, vd., 2011) klasik bölge genişletme yöntemini kullanarak sol karıncığın endokardiyal konturunu BT görüntüleri kullanarak kesit bazlı elde etmişlerdir. Ardından level-set yöntemini kullanarak sağ karıncığın epikardiyumunun konturlarını elde etmişlerdir. (Ecabert, vd, 2011) BT ve anjiyografi verilerini de kullanarak “adaption engine matches” adını verdikleri bir yöntem geliştirmişlerdir. (Gonzales, vd., 2013) yüksek düzeyli kübik Hermite sonlu elemanlar yöntemini kullanarak kardiyak model üretmişlerdir. (Yu, vd., 2013) aktif şekil model tabanlı bir yöntemle sağ karıncığı modellemişlerdir. Yöntem üç aşamadan oluşmaktadır: (i) sağ karıncığın koordinatlarının tahmini, (ii) miyokardiyal şekil tahmini ve (iii) dönüşüm. (Zhou, vd., 2014) bölge temelli aktif kenar ve level set yöntemleri ile BT görüntülerinden sol karıncığı bölütlemişlerdir.

1.3 Kullanılan Veriler

BT görüntülerinde sol kulakçık ve karıncığın görüntülenebilmesi için hastaya kontrast tutucu madde verilmektedir. Uygulamada hekimler sol kulakçık ve karıncık üzerine odaklandıkları için sağ kulakçık ve karıncığın kontrast tutucu madde sağ karıncık ve

kulakçıkta iken görüntülemesi genel olarak yapılmamaktadır. Kontrast tutucu madde görüntüleme sonucunda doku ile etkileşimi sonucunda yüksek kontrastlı bir görüntü oluşturmakta ve bu da bölütleme işleminde kolaylık sağlamaktadır. Çalışmada kalbin bölütlenmesi amacı ile kalbin sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan ve hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan birer vaka üzerinde yöntem geliştirilmiştir. Kalbin sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 20 vaka, hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vaka üzerinde doğruluk analizleri yapılmıştır. Çalışmada kullanılan BT verileri standart çekim protokolleri sonucu elde edilen görüntülerdir. 64 detektörlü spiral BT (Aquilion 64 Slice, Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan) cihazı kullanılmıştır. Sunulan tez çalışmasında retrospektif veriler kullanılmıştır. Tüm BT verileri Maltepe Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Radyoloji Bölümü veri tabanından elde edilmiştir. Tarama parametreleri 64~0,5 mm; dönme zamanı 400 ms, tüp gerilimi 120 kV dir. Vakalara ait diğer bilgiler Çizelge 1.1’de verilmiştir.

Çizelge 1.1 : Vakalara ait diğer bilgiler.

No	Yaş	Cinsiyet	Satır/Sütun	Çözünürlük	Piksel Boyutu
			512X512 Piksel		
1	29	Erkek	(196,61/196,61 mm)	2,604 mm	0,38/0,38 mm
			512X512 Piksel		
2	52	Erkek	(223,74/223,74 mm)	2,288 mm	0,44/0,44 mm
			512X512 Piksel		
3	58	Kadın	(206,85/206,85 mm)	2,475 mm	0,40/0,40 mm
			512X512 Piksel		
4	55	Kadın	(181,76/181,76 mm)	2,817 mm	0,36/0,36 mm
			512X512 Piksel		
5	45	Erkek	(206,85/206,85 mm)	2,475 mm	0,40/0,40 mm
			512X512 Piksel		
6	55	Erkek	(228,35/228,35 mm)	2,242 mm	0,45/0,45 mm
			512X512 Piksel		
7	60	Erkek	(230,40/230,40 mm)	2,222 mm	0,45/0,45 mm
			512X512 Piksel		
8	76	Kadın	(198,66/198,66 mm)	2,577 mm	0,39/0,39 mm

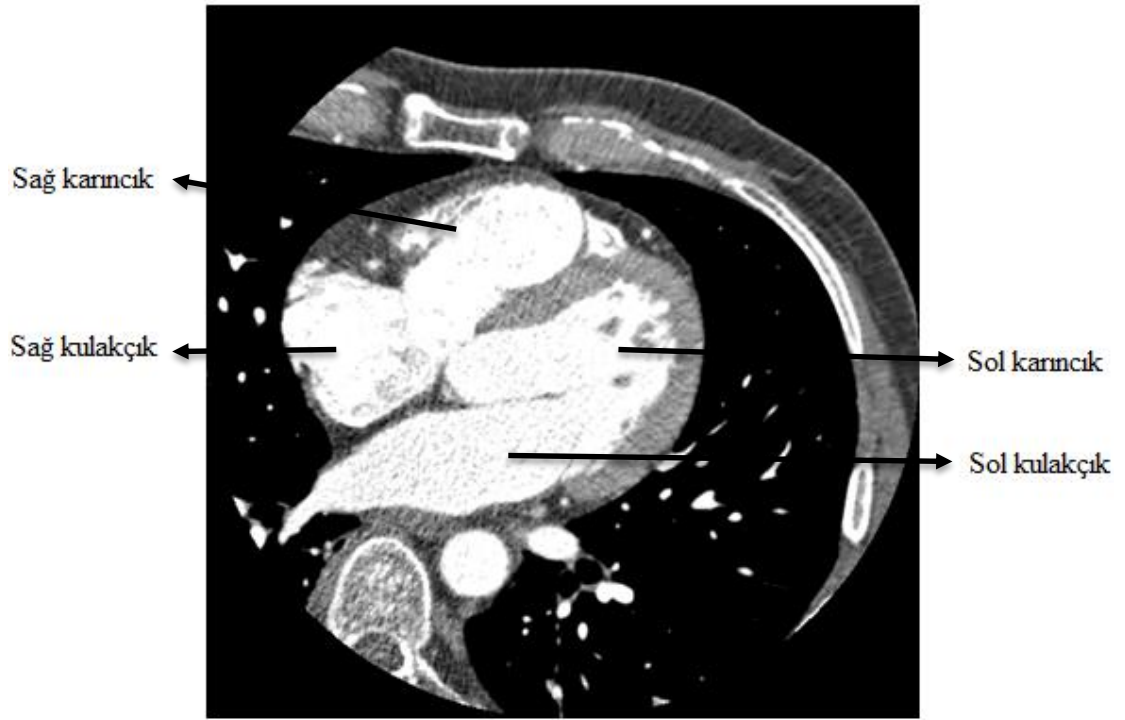
Çizelge1.1 (devam) : Vakalara ait diğer bilgiler.

No	Yaş	Cinsiyet	Satır/Sütun	Çözünürlük	Piksel Boyutu
			512X512 Piksel		
9	58	Kadın	(170,50/170,50 mm)	3,003 mm	0,33/0,33 mm
			512X512 Piksel		
10	60	Kadın	(193,02/193,02 mm)	2,653 mm	0,38/0,38 mm
			512X512 Piksel		
11	74	Kadın	(210,94/210,94 mm)	2,427 mm	0,41/0,41 mm
			512X512 Piksel		
12	76	Kadın	(166,91/166,91 mm)	3,067 mm	0,33/0,33 mm
			512X512 Piksel		
13	55	Kadın	(176,13/176,13 mm)	2,907 mm	0,34/0,34 mm
			512X512 Piksel		
14	36	Erkek	(208,90/208,90 mm)	2,451 mm	0,41/0,41 mm
			512X512 Piksel		
15	41	Erkek	(188,93/188,93 mm)	2,710 mm	0,37/0,37 mm
			512X512 Piksel		
16	69	Erkek	(185,34/185,34 mm)	2,762 mm	0,36/0,36 mm
			512X512 Piksel		
17	62	Erkek	(214,53/2114,53 mm)	2,387 mm	0,42/0,42 mm
			512X512 Piksel		
18	61	Erkek	(222,21/222,21 mm)	2,304 mm	0,43/0,43 mm
			512X512 Piksel		
19	80	Kadın	(192/192 mm)	2,667 mm	0,38/0,38 mm
			512X512 Piksel		
20	73	Kadın	(178,18/178,18 mm)	2,874 mm	0,35/0,35 mm
			512X512 Piksel		
21	53	Erkek	(179,71/179,71 mm)	2,849 mm	0,35/0,35 mm
			512X512 Piksel		
22	55	Kadın	(188,93/188,93 mm)	2,710 mm	0,37/0,37 mm
			512X512 Piksel		
23	47	Erkek	(176,13/176,13 mm)	2,907 mm	0,34/0,34 mm

Çizelge 1.1 (devam) : Vakalara ait diğer bilgiler.

No	Yaş	Cinsiyet	Satır/Sütun	Çözünürlük	Piksel Boyutu
			512X512 Piksel		
24	71	Kadın	(208,90/208,90 mm)	2,451 mm	0,41/0,41 mm
			512X512 Piksel		
25	66	Kadın	(192/192 mm)	2,667 mm	0,38/0,38 mm
			512X512 Piksel		
26	65	Erkek	(206,85/206,85 mm)	2,475 mm	0,40/0,40 mm

Kalbin odacıkları, yapılan çalışmada kullanılan kalbin hem sağ hem de sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan helikal aksiyal bir kesit üzerinde Şekil 1.2’de gösterilmiştir.



Şekil 1.2 : Helikal aksiyal bir kesitte kalbin odacıkları.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 X-ışınlı Görüntüleme Sistemleri

İnsanlığın yararı için uzun yıllardır kullanılmakta olan radyoaktivite, hastalıkların tanı ve tedavisinde her geçen gün artan bir oranda uygulanmaktadır. Birçok hastalıkta hasta için son derece kolay ve rahat tedavi olanağı sunmasının yanı sıra, başka hiçbir yöntemle sağlanamayacak bilgilerin elde edilmesini de sağlamaktadır.

Nükleer tıp çalışmalarında kullanılan görüntüleme sistemlerinin çalışma prensibi, incelenecek organa göre seçilen radyofarmasotiğin hastaya verilmesinden sonra kaynak haline gelen organdan çıkan gama ışınlarının detekte edilmesine dayanmaktadır. Sonuçta elde edilen görüntü organın fonksiyonları, şekli ve büyüklüğü ile ilgili önemli bilgiler verir.

Kaynak organdan çıkan fotonlar her yöne hareket etse de detektörün önünde bulunan kolimatör sadece detektöre dik gelen fotonların geçmesine izin verir. Hasta içerisinde saçılan veya farklı açılarda gelen fotonların detektöre ulaşmasını engeller (Sprawls, 1987). Kolimatörden geçip disk şeklindeki sodyum iyodür (NaI(Tl)) kristalinde durdurulan fotonlar, sintilasyon fotonu meydana getirirler. Bu olay sonrasında meydana gelen ve her yöne yayılan sintilasyon fotonlarının kayba uğramadan foto tüplere ulaşması gerekir. Bunu sağlamak için kristal ve foto tüp arasında optik gerginliği yüksek olan bir yağ bulunur. Fotoelektrik olay ile foto tüpe gelen fotonlar durdurularak elektronları meydana getirir. Elektronlar foto tüp içindeki katot anot arasında uygulanan artı gerilim ile hızlandırılıp, elektrotlar ile çoğaltılarak anoda ulaşır. Anoda ulaşan elektronlar, gelen gama ışınlarının enerjilerine bağlı olarak farklı büyüklükte voltaj pulsları meydana getirirler. Bu pulslar ön yükselteçte büyütüp şekillendirilir. Ön yükselticiler, detektörle elektronik devreler arasındaki empedans eşitliğini sağlamak, bir süzgeç devresi gibi davranıp gürültüyü kesmek ve detektörden gelen küçük sinyalleri yükseltmek gibi işlevlere de sahiptir. Puls yükseklik analizörü tarafından istenilen enerji aralığındaki pulslar kayıt ünitelerine giderler ve analog

dijital çeviriciler (ACD) tarafından sayısallaştırılırlar. Bu bilgiler bilgisayara aktarılır ve ekranda görüntülenir (Knoll, 1989).

Nükleer tıpta, planar görüntüleme ve tomografik görüntüleme olmak üzere iki tip görüntüleme şekli vardır. Bu iki görüntüleme şeklinde de kullanılan cihazların çalışma prensibi aynıdır. Tomografik çalışmalar için bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi (SPECT-Single Photon Emission Tomography) cihazı kullanılır, planar görüntülemede ise gama kamera. Planar görüntülemede bir yönde elde edilen görüntülerde organın bu yöndeki tüm derinlik bilgileri üst üste biner ve derinlik bilgisi kaybolur, tomografik görüntülemede detektörün hasta etrafında dönmesi ile belirli açılarda bilgi toplanır, daha sonra özel algoritmalar kullanılarak bilgisayarda kesit görüntüleri elde edilir. Tomografik görüntülemede görüntü her yönden toplandığı için derinlik bilgisi kaybolmaz. Her açıdan alınan bu bilgi projeksiyon olarak adlandırılır. Detektörlerin hasta etrafında dönerken kaç farklı açıda durup bilgi alınacağını ifade eden parametre ise projeksiyon sayısı olarak ifade edilir. Örneğin tomografik bilgi 360° 'nin 64 açısında alınmış ise 64 tane projeksiyon var demektir.

Tomografik görüntülemede dönme açısı genelde 360° dir. Fakat görüntülenecek organa göre dönme açısı 180° veya 90° de olabilir. Dönme sırasında objeden bir çok açıdan toplanan görüntüler ile hastanın uzun eksenine dik ve istenilen kalınlıktaki transaksyonel kesitler elde etmek için analitik olarak bilgiyi işleme olanağı sağlar (Jan 2006).

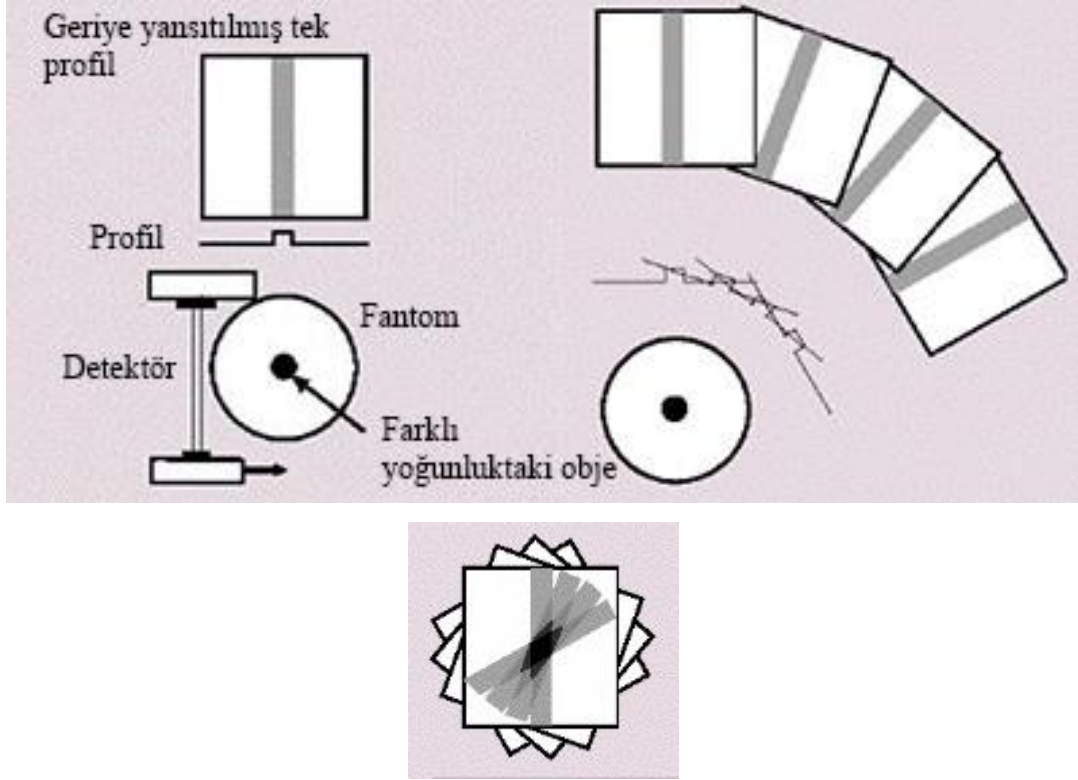
2.2 Kesit Görüntülerinin Elde Edilmesi

Kesit görüntülerinin elde edilmesinde filtre geriye projeksiyon ve tekrarlayıcı teknikler gibi matematiksel yöntemler kullanılmaktadır.

2.2.1 Filtre geriye projeksiyon

Projeksiyonlarla alınan bilginin yeniden oluşturma matrisine geri yansıtılmasına filtre geriye projeksiyon yöntemi denir. Tomografik görüntülemede detektör hasta etrafında dönerek önceden tespit edilmiş olan açılarda bilgi toplar. Projeksiyon bilgisinin görüntülenen organın hangi derinliğinden geldiğini bilgisayar kestiremeyeceğinden, bilgi bu matristeki tüm piksellere yansıtılır. Bu işlemin sonucunda bilgilerin üst üste bindiği yerde objenin gerçek görüntüsü elde edilir. Yeniden elde edilmiş görüntü gerçek görüntünün $1/r$ kadar değişmiş halidir. Bu bozulmaya yıldız etkisi denir. Bu

etkinin ortadan kaldırılması için projeksiyonlar filtre uygulaması adı verilen bir takım matematiksel işlemlerden geçirilirler. Bu filtre işlemi gerçekte bilgi taşımayan piksel sayımlarının elimine edilmesidir. Şekil 2.1’de basit geriye projeksiyon şekli verilmiştir.



Şekil 2.1 : Basit geriye projeksiyon.

2.2.2 Tekrarlayıcı teknikler

Tekrarlayıcı teknikler belirli bir düzen içerisinde çalışırlar. İlk olarak bir başlangıç görüntüsü seçilir. Seçilen bu görüntüden, gerçek görüntüymüş gibi projeksiyonlar elde edilir. Elde edilen bu projeksiyonlar ölçülen projeksiyonlar ile karşılaştırılır. Karşılaştırma sonucunda bulunan düzeltme faktörleri ile başlangıç görüntüsü yeniden düzenlenir. Uygulanan işlemler, seçilen görüntüden gerçek görüntünün en iyi yaklaşımı bulununcaya kadar tekrar edilir.

2.3 Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (BT)

Bilgisayarlı tomografi cihazı ile vücudun herhangi bir bölgesinin kesit görüntüsü oluşturulabilir. Gantry adı verilen, sürekli dönen bir tüp ve tam karşısına yerleştirilmiş detektör aracılığı ile organın her açıdan görüntülerini alarak bunları bilgisayarda işler ve görüntülenmek istenen organın kesit görüntüsü oluşturulmuş olur.

2.3.1 BT temelleri ve cihazın bileşenleri

BT cihazı üç ana kısımdan oluşur.

1. Gantry
2. Kabinetler
3. Görüntü işleme ve operatör bilgisayarı

BT cihazının en önemi bileşeni gantry halka şeklinde bir geometriye sahiptir. Bir ucunda gelişmiş ve yüksek kapasiteli bir X-ışını tüpü, tam zıt ucunda da bu X-ışın tüpünden gelen ışınları algılayabilecek bir detektör bulunur. Belirli periyotlarda ışın göndererek belirli bir hızda döner, detektörden sinyalleri alır ve görüntüleri oluşturmak üzere kabinetlere gönderir.

Kabinetler, gantrynin devir daim sürekliliğini sağlayan bileşenleri taşırlar ve görüntü bilgisayarı ile gantrynin veri akışı için ara yüzü oluşturur. Kabinetlerde BT cihazına güç sağlayan kaynakların kontrol kartları, gantrynin hareketi ve çalışma periyodu için kontrol kartları bulunur.

Görüntü işlem ve operatör bilgisayarları, BT cihazının ürettiği verileri görünür ve elle tutulur hale getiren bileşenlerdir. İletim hatları aracılığı ile cihazın detektörlerinden alınan veriler görüntü işlem bilgisayarına gelir. Görüntü işlem bilgisayarı bir tür sinyal işleyici olarak çalışır ve gelen bu sinyalleri yorumlar görüntü oluşturur. Oluşturduğu bu görüntüleri, çıkışında bağlı olan operatör bilgisayara iletir. Operatör bilgisayarı ile görüntü üzerinde ayarlamalar yapılabilir, sekanslar tekrarlanabilir veya görüntülerin çıktıları alınabilir.

2.3.2 BT cihazının çalışma prensibi

BT, X-ışını kullanılarak vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik teşhis yöntemidir. Uygulama sırasında hasta cihazın masasına hareket etmeksizin yatırılır. Görüntülenmek istenen bölgeye uygun gelecek şekilde masa manuel ya da uzaktan kumanda ile cihazın gantry adı verilen açıklığına sokulur. X-ışını tüpü masa uygun kesit pozisyonuna geldiği anda aktifleşir, gantryde bulunan detektörler ile hastadan geçen ve görüntü bilgilerini taşıyan X-ışını demetlerini soğurur. Detektörden gelen veriler ADC ile sayısal verilere dönüştürülür. Bu sayısal veriler cihazın görüntü bilgisayarlarında işlenerek BT görüntüleri oluşturulur. İşlem sonunda dokuların kesitsel görüntüleri elde edilmiş olur. Elde edilen

görüntüler bilgisayar ekranında izlenebilir, filme aktarılabilir ya da gerektiğinde tekrar bilgisayar ekranına getirmek üzere optik diskte depolanabilir.

2.3.3 BT cihazının klinikteki kullanım alanları

BT cihazı, X-ışını temel prensiplerini kullandığı için X-ışınlarının sağladığı yetenek ve imkanlara göre çalışır.

Batın içi ve göğüs kafesi görüntülemelerde kullanım alanı çok geniş olmakla beraber kafa içi incelemelerde de ilk başvurulmuş görüntüleme yöntemidir. Kafadaki içi hava dolu boşluklar olan sinüslerin incelenmesinde, orta kulak içi kemikçiklerin ve yumuşak dokuların incelenmesinde de ilk tercih edilen yöntemdir. Omurgada hem disk gibi yumuşak dokuların hem de kemiklerin incelenmesini sağlar, dolayısıyla bel fıtıklarında önemli bir yeri vardır. BT anjiyografi ile damar içi darlıklar görülebilir. İncelenen organdaki kitlenin sınırlarını, büyüklüğünü gösterebilmesinin yanında farklı fazlarda yapılan incelemelerde dokunun yapısı ile ilgili önemli bilgileri başka bir girişim gerektirmeden verebilir.

2.3.4 BT görüntülerinde pencere genişliği ve pencere seviyesi

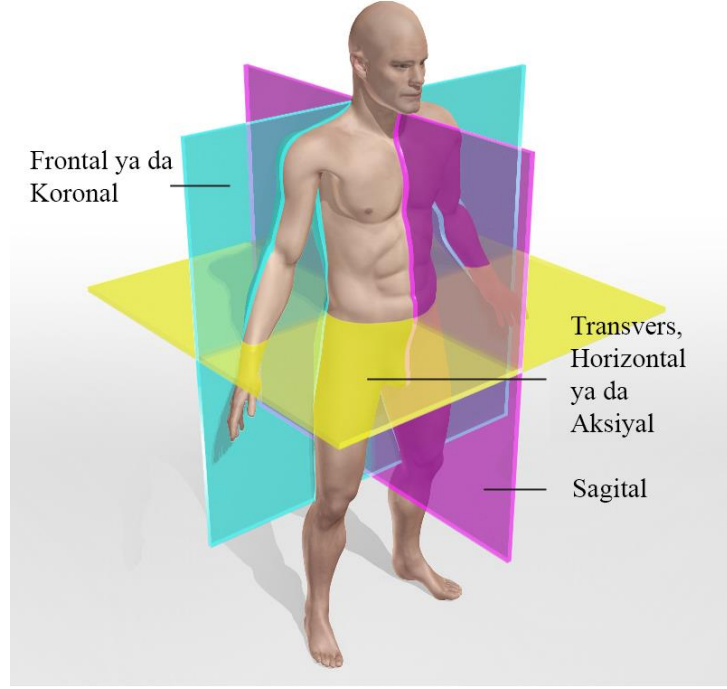
Pencere genişliği, incelenecek dokunun diğer dokulardan en iyi ayrımı için, gri ton başına düşen doku yoğunluğu sayısının değiştirilmesini sağlayan elektronik bir ayardır. Pencere genişliği daraldıkça gri ton başına düşen doku sayısı azalır, görüntülerde yüksek kontrast sağlanır. Bununla birlikte, dar pencere seçimi, pencere dışında kalan dokuların yetersiz değerlendirilmesi veya gözden kaçırılmasına sebep olabilir. Geniş pencere genişliğinde ise, gri ton başına düşen doku sayısı artacağından incelenen alan oldukça homojen görünecektir. Buna duruma bağlı olarak küçük değişimlerin fark edilmesi zorlaşacak, görüntünün çözünürlüğü azalacaktır.

Pencere seviyesi, pencere genişliğinde seçilen aralığın orta noktasını ifade eden bir parametredir. Görüntüde incelenmek istenen dokunun daha görsellenmesini ve algılanmasını sağlar.

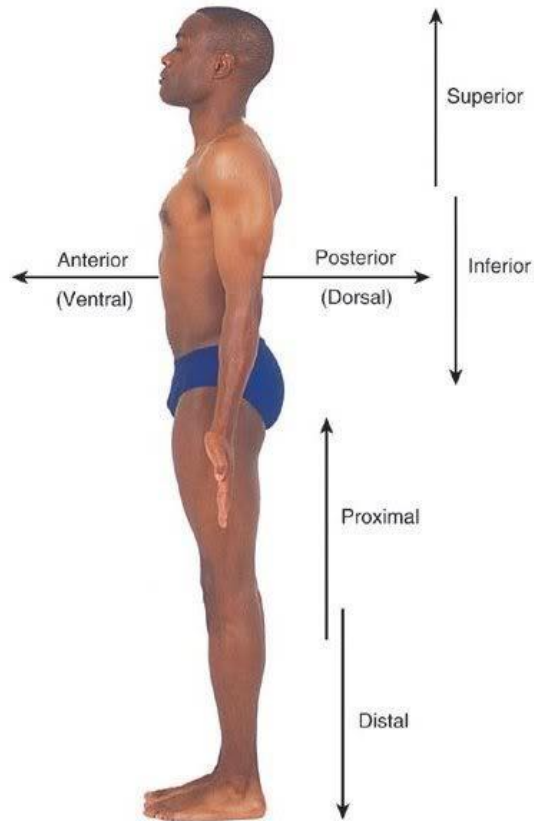
2.3.5 Geri çatım

Gantry boşluğunun sınırlandırılmasına bağlı olarak genelde aksiyal düzlemde kesitler alınabilmektedir. Bazı vücut bölümlerinden koronal ya da sagittal düzlemden de

görüntüleme yapılabilmektedir. Düzlemler Şekil 2.2’de, anatomik yönler ise Şekil 2.3’te gösterilmiştir.



Şekil 2.2 : Düzlemler.



Şekil 2.3 : Anatomik yönler.

Genelde sadece aksiyal düzlemde kesitler alınmasına rağmen, görüntüler bilgisayar teknoloji ile aksiyal kesitler üzerinden farklı düzlemlere dönüştürülebilir. Bu işlem kesitlerin üst üste yerleştirilip sonra istenilen düzlemde resim elemanlarının yeni görüntüyü oluşturacak şekilde birleştirilmesinden oluşur ve reformasyon ya da rekonstrüksiyon olarak adlandırılır. Rekonstrüksiyon görüntüsünün çözünürlüğü, işleme sokulan görüntülerdeki kesit kalınlığı ve kesitler arasında bırakılan boşluğa bağlıdır. İşleme sokulan temel görüntülerin kesit kalınlığı ne kadar bir birine eşit ve küçük, kesitler arası mesafe ne kadar dar ise rekonstrüksiyon görüntüsü o kadar yüksek çözünürlükte elde edilir. Bu şartlar ne kadar sağlanırsa sağlansın rekonstrüksiyon görüntülerinin çözünürlüğü temel görüntülerin çözünürlüğü kadar yüksek olamaz.

2.3.6 Çözünürlük

Birbirinden ayrılabilen iki yapı arasındaki en küçük aralıktır.

2.3.6.1 Geometrik çözünürlük

Birbirine komşu iki yapının ayırt edilebilme gücünü gösteren parametredir. Görüntüyü oluşturan piksel boyutlarıyla doğrudan ilgilidir. Piksel boyutlarının küçük olması, görüntünün daha fazla noktadan oluşmasını dolayısıyla da daha küçük oluşumların birbirinden ayrımını sağlar. BT’de geometrik çözünürlük görüntüleme alanı, kesit kalınlığı ve fokal spot boyutu ile ters orantılıdır.

2.3.6.2 Kontrast çözünürlük

Görüntü üzerindeki farklı yoğunlukları ayırt edebilme gücünü gösteren parametredir. Kontrast çözünürlüğü X-ışını şiddeti ve dozuna bağlıdır. X-ışını dozu kV, mA değerleri ve ışınlama süresi ile ayarlanır. X-ışını yoğunluğu kV parametresi değiştirilerek ya da ışınlama süresi uzatılarak arttırılabilir. Miliamper değeri arttırıldıkça daha yüksek oranda X-ışını enerjisi oluşur, bununla birlikte tüp daha fazla yüklenir. Kesit alım süresi arttıkça hareket artefaktları fazlalaşır. Kontrast çözünürlüğü gürültü ve kesit kalınlığı da etkiler. Kesit kalınlığı arttıkça kontrast çözünürlüğü artar.

2.3.7 Spiral (Helikal) BT

Hastanın taranması sırasında spiral bir hareketle devamlı olarak kesit alarak hem tetkik süresini kısaltan hem de alınan kesitlerin bir önceki ve bir sonraki ile bütünlüğünü sağlayan bir uygulamadır. Tetkik süresinin azalması ile solunum hareketlerinden

kaynaklı artefaktların etkisinin azalmasına da imkan sağlamaktadır. Cihazın tarama hacmi, masa hareketinin hızı ve X-ışını tüpünün gücüne bağlıdır. İdeal spiral BT’de X-ışını tüpü yüksek kapasiteli, masa ilerleme hareketi ise seçilen kesit kalınlığına eşdeğer olmalıdır.

Standart BT tekniğinde her bir kesit için, kesite spesifik planar geometrideki verilerden görüntüler oluşmaktadır. Spiral BT’de ise spiralin herhangi bir 360°’lik segmentinin direk rekonstrüksiyonu ile gerçekleştirilmektedir. Görüntüler, konvansiyonel BT’deki gibi disk şekline dönüştürülmek için spiral yolun birbirine komşu dönüşlerine ait iz düşümler yeniden düzenlenmektedir. Bu düzenleme işleminde spiralin herhangi bir kesitsel ve açısal pozisyonu için önce projeksiyon değerleri hesaplanır, daha sonra bu yapay projeksiyon verilerinden yararlanarak standart rekonstrüksiyon işlemi gerçekleştirilmektedir.

Spiral BT ile batında, aksiyal planlı BT görüntülerinin koronal plana dönüştürülmüş rekonstrüksiyonları, tek nefes tutma zamanında tamamlanabilmesi, bu arada mesafe bırakmaması sayesinde konvansiyonel BT’ye göre daha yüksek çözünürlüktedir. Aynı zamanda abdominal aorta ve inferior vena kava tüm uzunlukları boyunca kontrastlı olarak görüntülenebilmektedir.

3. BÖLÜTLEME

Bilgisayar ile görüntüleme, bölütleme, sayısal bir görüntünün bir parçasının birden fazla parçaya bölünmesi olarak bilinir. Bölütlemenin asıl başarısı daha anlamlı, kolay ve hızlı işlem yapabilmek için görüntüyü basitleştirmesidir (Shapiro and Stockman, 2001). Son yıllarda eşik değer, kümeleme ve sınıflandırma, köşe tabanlı bölütleme ve içeriksel sınıflandırma, spektral bölütleme temelli sınıflandırma, bölge genişletme, split-and-merge ve matematiksel morfoloji gibi farklı sınıflandırma ve bölütleme yöntemleri geliştirilmiştir (Ranasinghe, 2008). Tanı amaçlı görüntüleme tıpta çok önemli bir yer almaktadır. MR ve BT görüntüleme yardımı ile insan vücudu veya bir kısmına ilişkin anatomik bilgiler elde edilebilmektedir. Bu teknoloji normal ve hastalıklı objelere ilişkin bilgilerin elde edilmesinde ve tanı koyulması sürecinde çok önemli bir bileşeni oluşturmaktadır (Pham, vd., 2000). Birçok klinik uygulamada bilgisayar temelli tanı ve tedavi için tıbbi görüntülerin bölütlenmeleri gerekmektedir. Organların şekilleri karmaşık olsa da manuel bölütleme zaman alıcı bir süreçtir. Hekimin zaman kazanabilmesi için otomatik bölütleme yöntemlerine gereksinim duyulur (Ruskó, vd., 2009).

Yapılan literatür araştırmasında, özellikle BT görüntülerinin kullanıldığı hemen hemen tüm çalışmalarda araştırmacıların sol karıncık ve kulakçığa odaklandıkları görülmüştür. Fakat radyolog hekimlerden elde edilen bilgi doğrultusunda standart BT çekiminde kalbin hem sol hem de sağ karıncık ve kulakçığında da kontrast tutucu maddenin olduğu anın görüntülenebilirliği bilgisi ile yapılan çalışmada kalbin sağ kulakçık ve karıncığı üzerinde de çalışılmıştır.

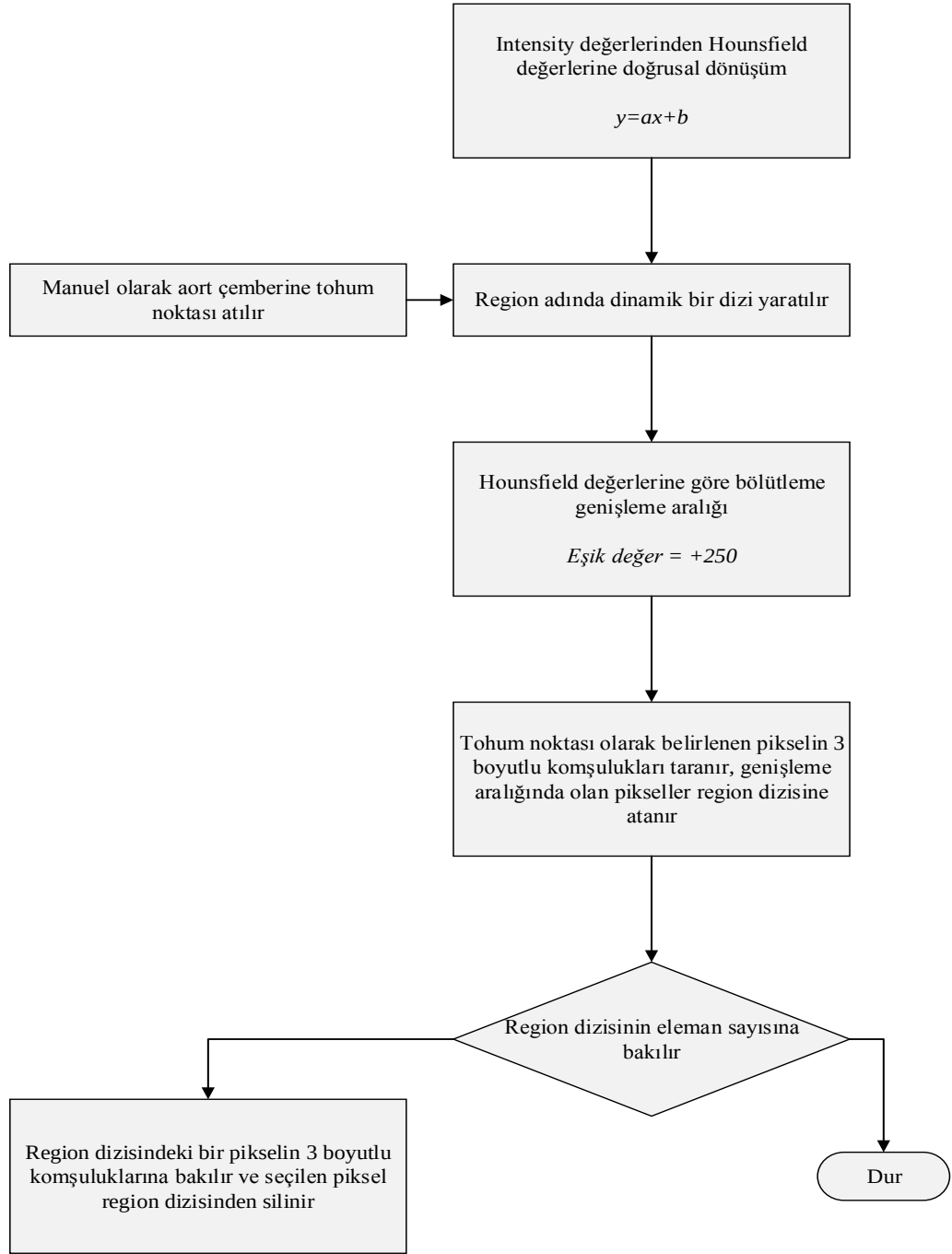
Yapılan çalışmada kalbin sol ve sağ odacıklarının bölütlenmesi amacı ile iki farklı yöntem denenmiştir:

1. 3 Boyutlu Bölge Genişletme Yöntemi ile Bölütleme
2. Kümeleme Yöntemi ile Bölütleme.

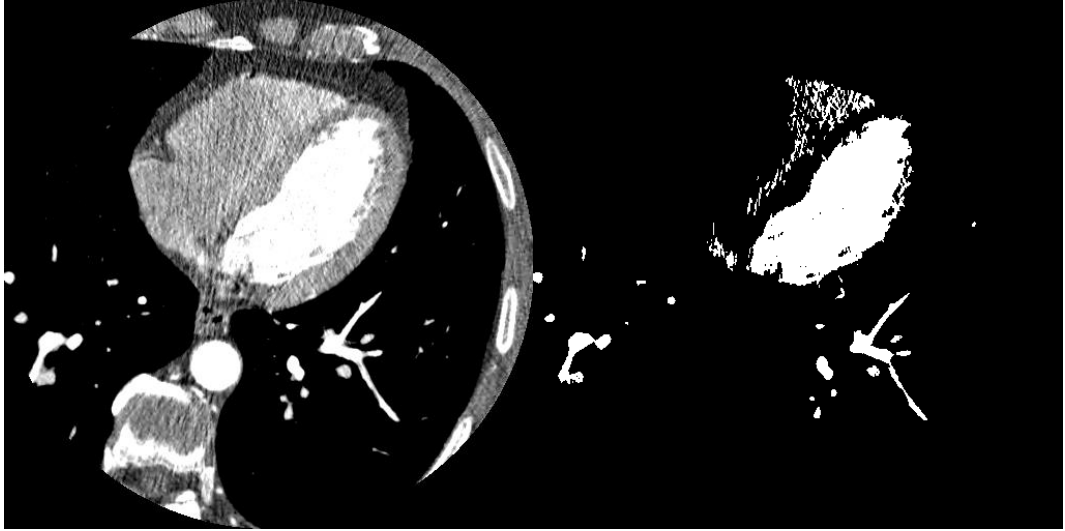
3.1 3 Boyutlu Bölge Genişletme Yöntemi ile Bölütleme

Bölge genişletme (region growing) yöntemi ile bölütlemenin amacı piksellerin ayrıık bölgeler şeklinde gruplandırılmasıdır. Görüntüdeki her piksel bir bölgeye ait olacak şekilde gruplanır. Başlangıç için tohum pikseline (seed point) gereksinim duyulur. Başlangıç pikselinin belirlenmesinin ardından genişleme işlemi başlatılır ve tohum pikseline ait piksellere bölütlemeye çalışır. Tohum noktasının doğru seçimi bölütlemenin de doğruluğunu belirler (Kang , vd., 2012;Preetha, vd., 2012). Bölge genişletme yönteminde pikseller verilen homojenlik kriterine bağlı olarak gruplandırılırlar (Peter, vd., 2008). Bölge genişletme yönteminin en önemli avantajı bölütlerin mekânsal ya da spektral olarak homojenliğinin garanti edilmiş olmasıdır (Wang, vd., 2010). Sunulan çalışmada tohum noktası manuel olarak belirlenmiştir. Yöntemin akış şeması şekil 3.1’de verilmiştir.

Elde edilen bölütleme sonuçları uzman kardiyolog Prof. Dr. Bahadır DAĞDEVİREN eşliğinde test edilmiştir. Sonuç olarak çalışılan tüm vakalar için belirlenen değer için doku türünün aynı olduğu görülmüştür. şekil 3.2’de her iki çalışma grubundan birer tane 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi sonucu gösterilmiştir.

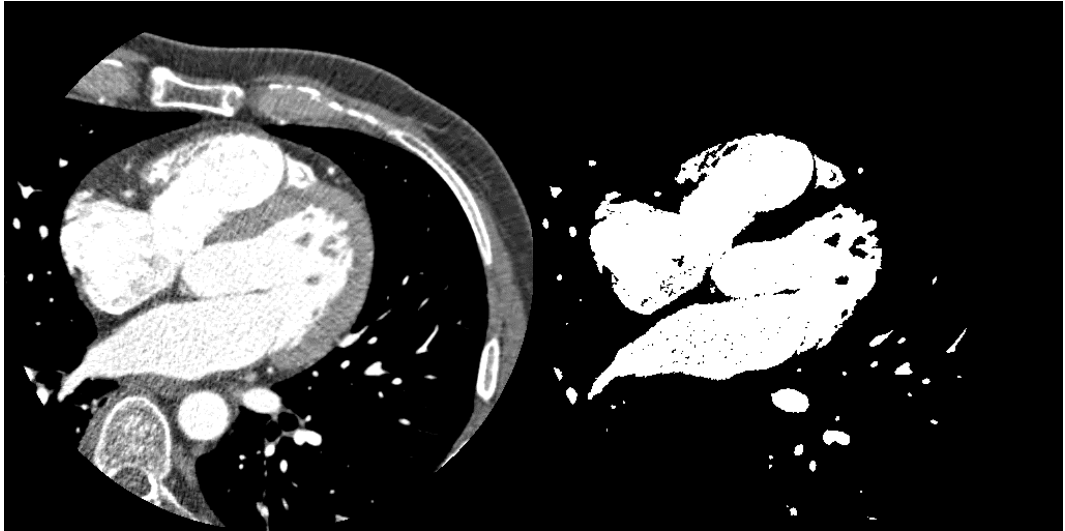


Şekil 3.1 : 3 Boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlemenin genel iş akışı.



(a) Sadece sol odacığında kontrast madde olan orijinal veri

(b) Sadece sol odacığında kontrast tutucu madde olan veriye uygulanmış 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi sonucu



(c) Sol ve sağ odacıklarda kontrast tutucu madde olan orijinal veri

(d) Sol ve sağ odacıklarında kontrast tutucu madde olan veriye uygulanmış 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi sonucu

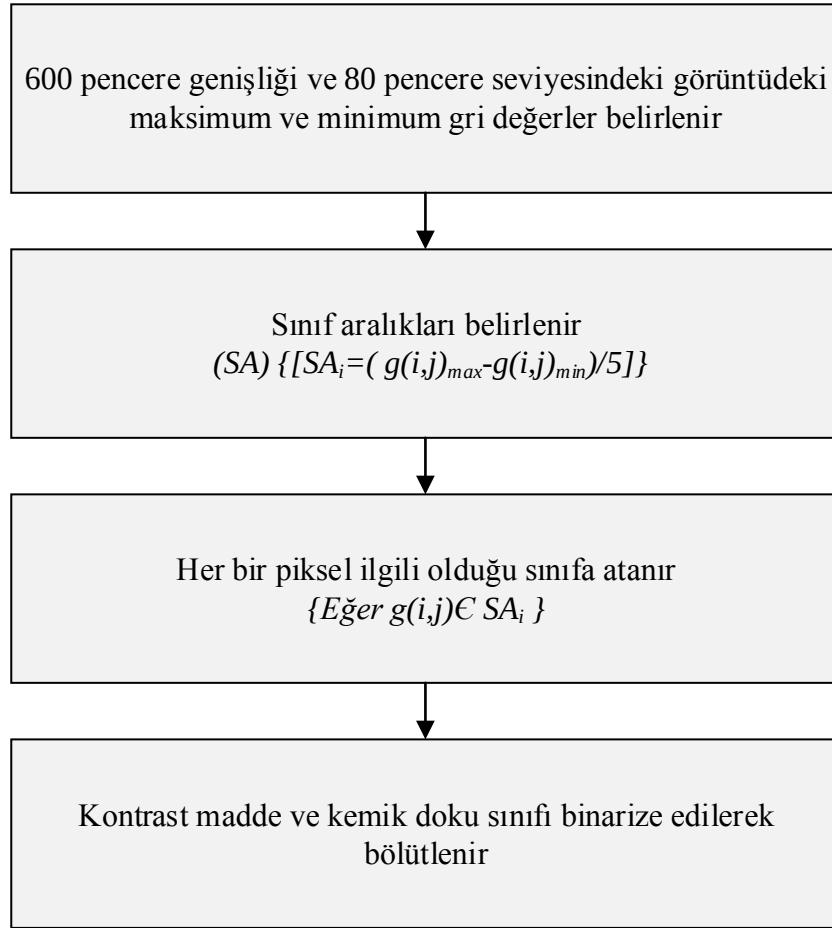
Şekil 3.2 : 3 Boyutlu bölge genişletme yöntemi uygulanmış örnek veri sonuçları.

3.2 Kümeleme Yöntemi ile Bölütleme

Kümeleme dokuların (gözlemler, veri grupları, özellik vektörleri) kontrolsüz (unsupervised) sınıflandırılması işlemidir. Kümeleme problemi çok farklı disiplinlerin farklı konularla ilgili uğraştığı bir problemidir. Kümeleme desen analizi, gruplama, karar verme, veri madenciliği, görüntü bölütleme gibi bir çok alanda kullanılmaktadır.

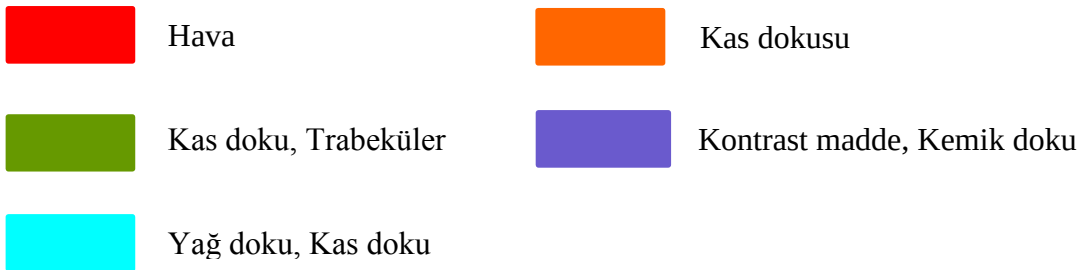
Bununla birlikte bir çok sorunları da içermektedir. Özellikle öncül bilgilerin bulunmadığı ya da yetersiz olduğu problemlerde verilerle ilgili varsayımlar yapılması gerekmekte bu da sonucun doğruluğunu etkilemektedir. (Jain, vd., 1999). Bununla birlikte kontrolsüz sınıflandırma görüntü işlemede temel bir araçtır (Richards ve Jia, 1999). Kontrolüz sınıflandırmanın en önemli avantajı eğitim verisine gereksinim duymamasıdır. ISODATA (The Iterative Self-Organizing Data Analysis) yönteminin dışında (Tou and Gonzalez, 1974) k-means, c-means gibi farklı kümeleme algoritmaları da mevcuttur. Sınıflandırma işlemi sonucunda tüm pikseller iterasyon ile bir sınıfa atanırlar. Genel olarak başlangıçta küme vektörleri oluşturulur, ardından her piksel kendisine en yakın kümeye atanır ve bu aşamanın ardından yeni küme ortalama vektörleri hesaplanır. İkinci ve üçüncü aşama sınıf merkezlerindeki değişim için seçilen eşik değeri aşılasıya kadar ya da sınıf merkezlerindeki ötelemenin değişmez olması durumuna dek sürer (Melesse ve Jordan, 2002; Zhang, vd., 2012).

Yapılan çalışmada, literatür araştırmasında rastlanılmayan, basit ve BT görüntülerinin fiziksel özelliklerine uyarlanan bir kümeleme yöntemi uygulanmıştır. Yöntemin temelini, “Kalbin Dört Boyutlu Modeli ve Hemodinamik Haritalanması” başlıklı San-Tez proje sürecinde ortaya çıkan, kalbin tüm odacıklarının bölütlenmesi için sağ ve sol olmak üzere her iki bölgede de kontrast tutucu maddenin olduğu görüntülerle çalışılması gerektiği keşfi oluşturmaktadır. Çalışma sürecinde geliştirilen kontrolsüz (unsupervised) kümeleme yöntemi başta 20 sınıf için, 15, 10 ve en son olarak 5 sınıf için denenmiş. En uygun sonucun 5 sınıf için elde edildiği sonucuna ulaşılmıştır. Yöntem basit ve doğru çalışan bir yöntemdir. Kontrast tutucu madde ile etkileşen dokular parlak olacağından, başka bir deyişle yüksek gri değere sahip olacağından, yöntem sayesinde bu dokular diğer dokulardan kolayca ayrıştırılabilmektedir. Uygulama C# platformunda geliştirilmiş olup, genel akış şeması Şekil 3.3’te verilmiştir.



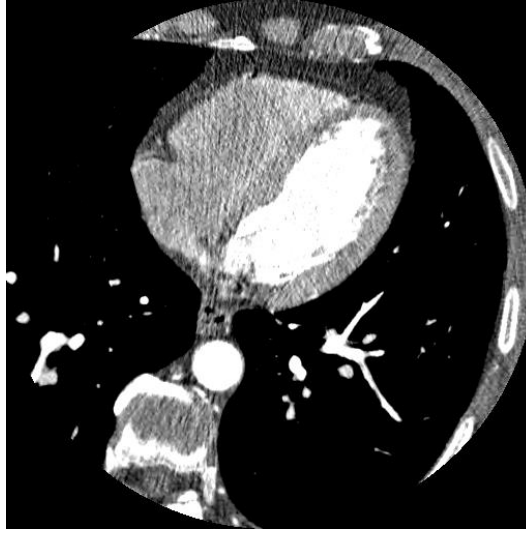
Şekil 3.3 : Kümeleme yöntemi ile bölütlemenin genel iş akışı.

Kümeleme işlemi sonucunda elde edilen sonuç veriye ilişkin lejant Şekil 3.4’te sunulmuştur.

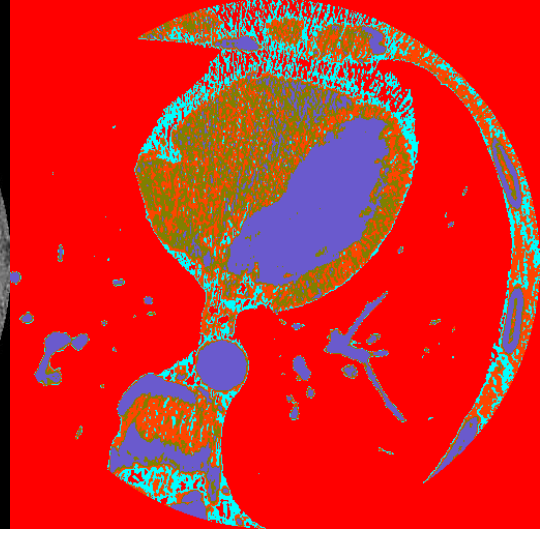


Şekil 3.4 : Kümeleme işlemi sonucunda elde edilen sonuç veriye ilişkin lejant.

Elde edilen sonuçlar uzman kardiyolog eşliğinde test edilmiştir. Sonuç olarak çalışılan tüm vakalar için kümeleme işlemi sonucunda her bir tematik renge karşılık gelen doku türünün aynı olduğu görülmüştür. Şekil 3.5’te her iki çalışma grubundan birer tane kümeleme yöntemi sonucu gösterilmiştir.



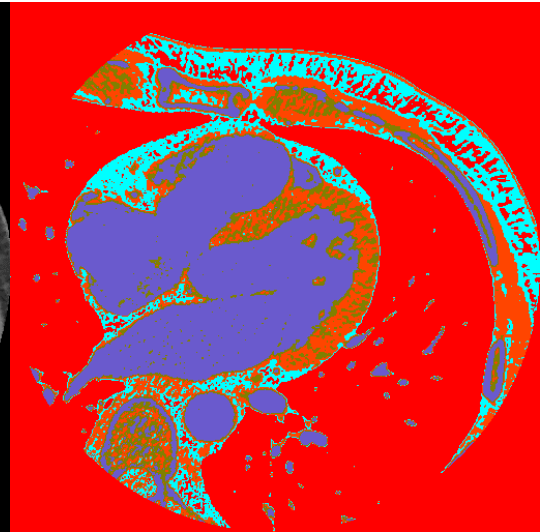
(a) Sadece sol odacığında kontrast tutucu madde olan orijinal veri



(b) Sadece sol odacığında kontrast tutucu madde olan veriye uygulanmış kümeleme yöntemi sonucu



(c) Sol ve sağ odacıklarında kontrast tutucu madde olan orijinal veri



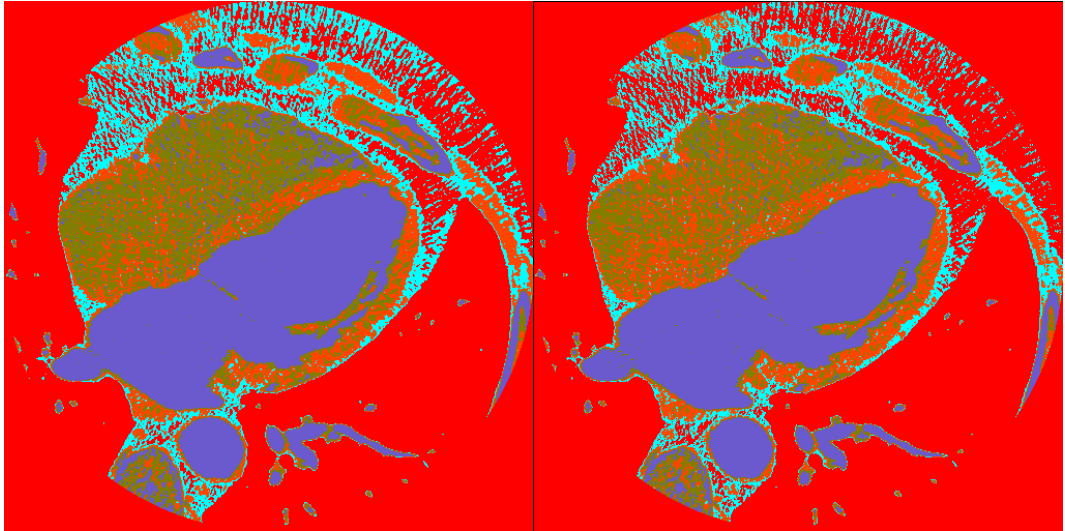
(d) Sol ve sağ odacıklarında kontrast tutucu madde olan veriye uygulanmış kümeleme yöntemi sonucu

Şekil 3.5 : Çalışma gruplarında kümeleme yöntemi uygulanmış örnek veri sonuçları.

Yöntemin 600 pencere genişliği ve 80 pencere seviyesinde çalışması aynı zamanda 8 bit veriler üzerinde çalışmaya da imkan sağlamaktadır. Kalbin sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde olan, 600 pencere genişliği ve 80 pencere seviyesinde 8 bit olarak kaydedilmiş veriler üzerinde uygulanmış kümeleme yöntemi ile bölütleme sonuçları, 16 bit veriler üzerinde uygulanmış kümeleme yöntemi ile bölütleme sonuçları Şekil 3.6’da verilmiştir.



(a) Sadece sol odacıklarında kontrast madde olan orijinal veri



(b) Sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde olan 16 bit veriye uygulanmış kümeleme yöntemi sonucu

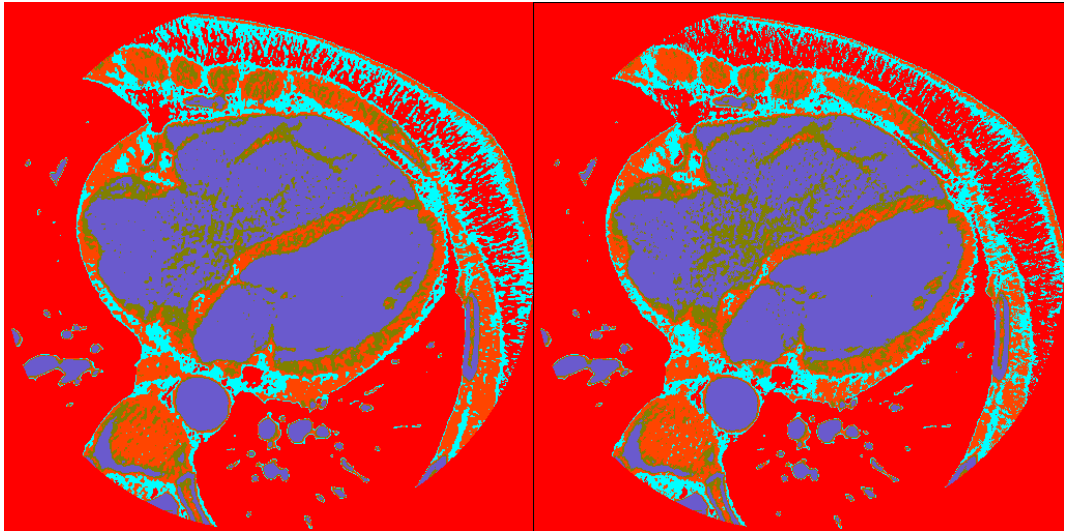
(c) Sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde olan 8 bit veriye uygulanmış kümeleme yöntemi sonucu

Şekil 3.6 : Sadece odacıklarında kontrast madde olan 16 bit ve 8 bit veriler üzerinde kümeleme yöntemi ile bölütleme sonuçları.

Kalbin hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde olan, 600 pencere genişliği ve 80 pencere seviyesinde 8 bit olarak kaydedilmiş veriler üzerinde uygulanmış kümeleme yöntemi ile bölütleme sonuçları, 16 bit veriler üzerinde uygulanmış kümeleme yöntemi ile bölütleme sonuçları Şekil 3.7’da verilmiştir.



(a) Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast madde olan orijinal veri



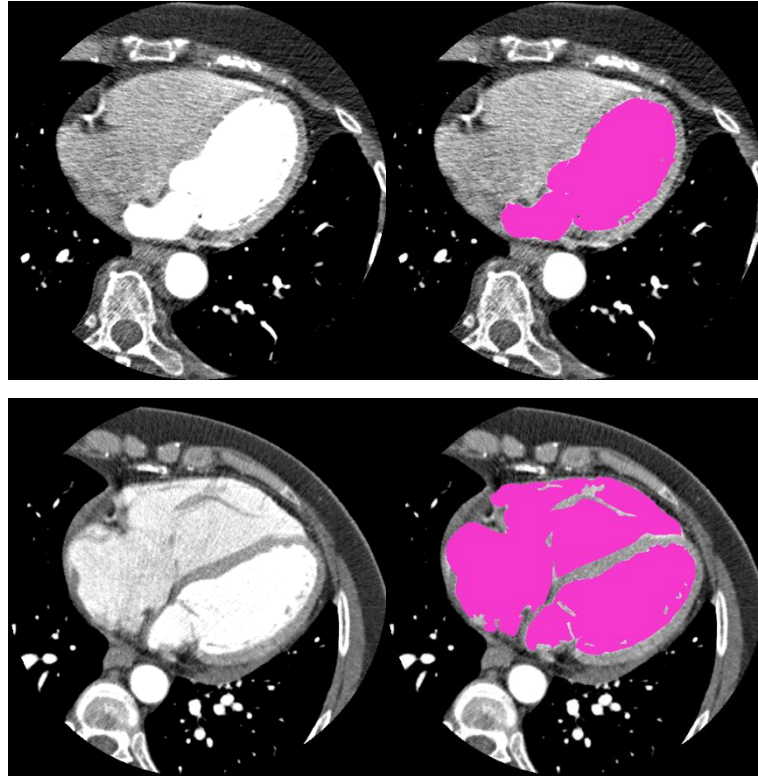
(b) Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde olan 16 bit veriye uygulanmış kümeleme yöntemi sonucu

(c) Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde olan 8 bit veriye uygulanmış kümeleme yöntemi sonucu

Şekil 3.7 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast madde olan 16 bit ve 8 bit veriler üzerinde kümeleme yöntemi ile bölütleme sonuçları.

4. SONUÇLAR

Doğruluk analizi için kör okuyucu olarak kalbin sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 20 vaka, hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vaka üzerinde kontrast tutucu maddenin bulunduğu odacıklar, her bir vaka için 5'er adet BT görüntü kesitlerinde işaretlenmiş ve her iki yöntem için de doğruluk analizleri C# platformunda geliştirilen bir yazılım ile otomatik olarak yapılmıştır. Ayrıca her iki çalışma grubundan 3'er vakada, 8 bitlik veriler üzerinde de kümeleme yöntemi uygulanmış ve her vakanın 5'er adet 8 bitlik BT görüntü kesitlerinde de doğruluk analizi yapılmıştır. 2 çalışma grubu için de kör okuyucular tarafından işaretlenmiş birer veri Şekil 3.6'da gösterilmiştir.



Şekil 4.1 : Kör okuyucular tarafından işaretlenmiş veri örnekleri.

Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vakada 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkların ortalama doğruluk analizi Çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 4.1 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vakada 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkların ortalama doğruluk analizi.

No	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
1	93,32	99,28	91,25	99,46	98,83
2	96,76	99,26	90,48	99,76	99,09
3	97,38	98,11	86,23	99,68	98,04
4	93,28	99,29	91,29	99,46	98,84
5	97,76	99,77	96,95	99,83	99,63
6	94,05	99,28	93,39	99,36	98,77
Ortalama	95,43	99,16	91,60	99,59	98,87

Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vakada 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi Çizelge 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4.2 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vakada 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi.

No	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
1	98,14	99,05	92,52	99,78	98,95
2	98,10	99,29	91,31	99,86	99,21
3	98,17	99,81	97,73	99,84	99,68
4	93,96	99,26	90,75	99,53	98,88
5	97,09	99,35	93,08	99,75	99,18
6	94,64	99,67	96,09	99,54	99,27
Ortalama	96,68	99,40	93,58	99,72	99,19

Sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 20 vakada 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi Çizelge 4.3’te verilmiştir.

Çizelge 4.3 : Sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 20 vakada 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi.

No	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
7	96,88	99,91	99,35	99,55	99,52
8	93,16	99,54	95,81	99,24	98,90
9	94,63	99,67	97,78	99,19	99,01
10	97,85	99,91	99,16	99,78	99,72
11	94,59	99,81	98,61	99,23	99,15
12	93,07	99,80	98,19	99,18	99,08
13	96,40	99,82	98,76	99,46	99,37
14	96,21	99,84	98,43	99,60	99,49
15	97,01	99,90	99,20	99,62	99,57
16	97,44	99,83	98,40	99,72	99,59
17	94,22	99,75	96,56	99,58	99,38
18	97,13	99,92	98,45	99,85	99,78
19	97,00	99,78	98,51	99,56	99,42
20	95,57	99,91	99,02	99,58	99,53
21	97,04	99,80	98,57	99,58	99,46
22	97,40	99,94	99,53	99,67	99,65
23	96,88	99,87	98,72	99,67	99,59
24	94,58	99,92	99,20	99,41	99,39
25	96,15	99,78	98,67	99,37	99,27
26	95,57	99,91	99,02	99,56	99,52
Ortalama	95,94	99,83	98,50	99,52	99,42

Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkların ortalama doğruluk analizi Çizelge 4.4’te verilmiştir.

Çizelge 4.4 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkların ortalama doğruluk analizi.

No	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
1	94,55	99,01	87,97	99,58	98,69
2	97,07	99,33	91,34	99,79	99,17
3	98,86	97,75	83,63	99,87	97,87
4	94,71	98,96	87,22	99,60	98,66
5	98,05	99,72	96,30	99,86	99,61
6	98,35	98,98	90,59	99,83	98,92
Ortalama	96,93	98,96	89,51	99,75	98,82

Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi Çizelge 4.5’te verilmiştir.

Çizelge 4.5 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi.

No	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
1	98,93	99,23	93,91	99,87	99,20
2	97,72	99,37	92,23	99,82	99,25
3	98,55	99,74	97,01	99,88	99,65
4	95,98	98,88	85,96	99,71	98,69
5	98,14	99,66	96,27	99,83	99,53
6	95,30	99,54	94,58	99,61	99,22
Ortalama	97,44	99,40	93,33	99,79	99,26

Sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 20 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi tablo 4.6’da verilmiştir.

Çizelge 4.6 : Sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 20 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi

No	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
7	97,10	99,88	99,16	99,58	99,53
8	93,75	99,43	94,79	99,31	98,87
9	95,79	99,55	96,96	99,38	99,07
10	98,19	99,90	98,99	99,82	99,74
11	96,21	99,69	97,47	99,52	99,30
12	97,53	99,75	97,78	99,73	99,53
13	96,82	99,74	98,23	99,53	99,36
14	96,80	99,78	97,89	99,67	99,50
15	97,53	99,85	98,85	99,69	99,59
16	97,84	99,77	97,87	99,77	99,58
17	95,16	99,64	94,97	99,66	99,35
18	97,19	99,89	97,93	99,85	99,75
19	97,48	99,75	98,30	99,63	99,46
20	96,37	99,86	98,53	99,66	99,56
21	97,53	99,74	98,10	99,66	99,47
22	98,50	99,92	99,38	99,81	99,76
23	97,66	99,80	98,04	99,76	99,60
24	96,71	99,87	98,80	99,65	99,57
25	98,03	99,75	98,46	99,68	99,51
26	97,40	99,86	98,57	99,75	99,65
Ortalama	96,98	99,77	97,95	99,65	99,49

Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 8 bitlik 3 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi Çizelge 4.7’te verilmiştir.

Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 8 bitlik 3 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkların ortalama doğruluk analizi Çizelge 4.8’te verilmiştir.

Çizelge 4.7 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 8 bitlik 3 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi.

No	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
1	99,33	98,89	91,21	99,92	98,94
2	98,27	99,15	89,57	99,87	99,09
3	99,19	99,63	95,71	99,93	99,60
Ortalama	98,93	99,23	92,16	99,91	99,21

Çizelge 4.8 : Hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 8 bitlik 3 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkların ortalama doğruluk analizi.

No	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
1	96,41	98,49	81,59	99,75	98,36
2	97,77	99,15	88,96	99,84	99,05
3	98,66	96,55	74,53	99,86	96,75
Ortalama	97,61	98,06	81,69	99,82	98,05

Sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 8 bitlik 3 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi Çizelge 4.9’te verilmiştir.

Çizelge 4.9 : Sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 8 bitlik 3 vakada kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkların ortalama doğruluk analizi.

No	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
7	97,90	99,82	98,75	99,70	99,58
8	96,21	99,23	92,88	99,60	98,94
9	97,22	99,30	95,25	99,60	99,05
Ortalama	97,11	99,45	95,63	99,64	99,19

Doğruluk analizlerinin ayrıntılı tabloları Ek A’da verilmiştir.

5. TARTIŞMA

Yapılan doğruluk analizlerinin sonucunda sağ odacıkların bölütlenmesinde 3B bölge genişletmesi ile elde edilen sonuçların doğruluk oranları çok az bir farkla daha yüksek iken sol odacıkların bölütlenmesinde ise yine çok az bir farkla kümeleme yöntemi ile elde edilen sonuçların doğruluk oranları daha yüksektir. 3 boyutlu bölge genişletme yönteminde sağ odacıkların 6 vaka için ortalama bölütleme doğruluğu % 98,87 iken kümeleme yönteminde bu oran % 98,82'dir. 3 boyutlu bölge genişletme yöntemiyle, kalbin hem sağ hem sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 6 vaka için sol odacıkların ortalama bölütleme doğruluğu % 99,19 iken kümeleme yöntemiyle bu oran % 99,26'dir. 3 boyutlu gölge genişletme yöntemi ile kalbin sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunan 20 vaka için sol odacıkların ortalama bölütleme doğruluğu % 99,42 iken kümeleme yöntemi ile bu oran % 99,49 olarak bulunmuştur. Genel olarak yöntemlerin doğruluk oranlarının ortalamasına bakıldığında ise 3 boyutlu bölge genişletme yönteminin doğruluk oranı % 99,16 iken kümeleme yönteminin doğruluk oranı % 99,20'dir. Dolayısıyla her iki yöntem arasında anlamlı sayılabilecek bir fark olmasa da genele bakıldığında HÜ'ten bağımsız olarak yapılmış kümeleme yöntemi ile elde edilen sonuçların doğruluk oranları daha yüksektir. Sonuçlar Çizelge 5.1'de verilmiştir.

Çizelge 5.1 : Yöntemlere göre odacıkların bölütlenme doğruluk oranları.

	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
Kalbin tüm odacıklarında kontrast tutucu madde bulunduran 6 vakada 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile sağ odacık bölütleme sonuçlarının ortalaması	95,43	99,16	91,60	99,59	98,87
Kalbin tüm odacıklarında kontrast tutucu madde bulunduran 6 vakada kümeleme yöntemi ile sağ odacık bölütleme sonuçlarının ortalaması	96,93	98,96	89,51	99,75	98,82

Çizelge 5.1 (devam) : Yöntemlere göre odacıkların bölütlenme doğruluk oranları.

	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
Kalbin tüm odacıklarında kontrast tutucu madde bulunduran 6 vakada 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile sol odacık bölütleme sonuçlarının ortalaması	96,68	99,40	93,58	99,72	99,19
Kalbin tüm odacıklarında kontrast tutucu madde bulunduran 6 vakada kümeleme ile sol odacık bölütleme sonuçlarının ortalaması	97,44	99,40	93,33	99,79	99,26
Kalbin sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunduran 20 vakada 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile sol odacık bölütleme sonuçlarının ortalaması	95,94	99,83	98,50	99,52	99,42
Kalbin sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunduran 20 vakada kümeleme yöntemi ile sol odacık bölütleme sonuçlarının ortalaması	96,98	99,77	97,95	99,65	99,49

Yapılan çalışma sonucunda kalp odacıklarının bölütlenmesinde kümeleme yöntemi ile alışılmış yöntemlerin aksine HÜ kullanılmadan da bölütleme yapılabilir. Böylelikle, HU kullanılabilmesi için yapılan cihaz kalibrasyonu sırasında yapılabilecek hataların, kalibrasyon bozukluğundan kaynaklanan hataların sınıflandırma sonuçlarını etkilemesinden kaçınılmış olur.

Bunun yanında, kümeleme yönteminin 600 pencere genişliği ve 80 pencere seviyesinde çalışıyor olması sayesinde, yöntem pencere genişliği 600 ve pencere seviyesi 80 olarak kaydedilmiş, veri boyutu %96,70 oranında düşmüş olan 8 bitlik veriler üzerinde de uygulanabilmektedir. Bu da büyük yer kaplayan medikal verilerin saklanması açısından bir alternatif yaratmaktadır. Günümüzde dijital hastanelerin artması ile birlikte kullanılan mobil medikal uygulamaların sayısı da hızla artmaktadır. Kümeleme yöntemi ile yapılan sınıflandırmanın 8 bit veriler üzerinde de başarılı sonuçlar vermesi, mobil uygulamalarda da verimli bir şekilde kullanılabileceğini göstermektedir. 16 bit ve 8 bit aynı kesitler üzerinde uygulanan kümeleme yöntemi ile sınıflandırma sonuçları karşılaştırmalı olarak Çizelge 5.2’de verilmiştir.

Çizelge 5.2 : 16 bit ve 8 bit aynı kesitler üzerinde uygulanan kümeleme yöntemi ile sınıflandırma sonuçları.

Veriler	16 Bit	8 Bit
Kalbin tüm odacıklarında kontrast tutucu madde bulunduran 3 vakada kümeleme yöntemi ile sağ odacık bölütleme sonuçlarının ACC(%) ortalaması	98,58	98,05
Kalbin tüm odacıklarında kontrast tutucu madde bulunduran 3 vakada kümeleme yöntemi ile sol odacık bölütleme sonuçlarının ACC(%) ortalaması	99,37	99,21
Kalbin sadece sol odacıklarında kontrast tutucu madde bulunduran 3 vakada kümeleme yöntemi ile sol odacık bölütleme sonuçlarının ACC(%) ortalaması	99,15	99,19

Yapılan bu çalışma ile hasta için hiçbir sakıncası bulunmayan, saniyeler mertebesinde gecikmeli olarak çekilmiş olan BT görüntülerinden kalbin sağ odacıklarının bölütlenmesi de sağlanmış bulunmaktadır.

Yapılan bu çalışmada incelenen kümeleme yöntemi ile HU kullanılmadan, hem 16 bit hem de 8 bit veriler üzerinden kalbin sağ ve sol odacıkları bölütlenebilmektedir.

KAYNAKLAR

- Badea, C.T., Wetzel, A.W, Mistry, N., Pomerantz, S., Nave, D., Johnson, G.A.(2008)**, “Left ventricle volume measurements in cardiac micro-CT: The impact of radiation dose and contrast agent” *Computerized Medical Imaging and Graphics* 32 239–250.
- Bravo, A., Medina, R., Passariello, G., Garreau, M.(2009)**, “Inferring the left ventricle dynamical behavior using a free-form deformations model”, *Mathematics and Computers in Simulation* 79 1824–1833.
- Coche, E., Walker, M.J., Zech, F., Crombrughe, R., Vlassenbroek, A.(2010)**, “Quantitative right and left ventricular functional analysis during gated whole-chest MDCT: A feasibility study comparing automatic segmentation to semi-manual contouring” *European Journal of Radiology* 74 e138–e143
- Cristoforetti, A., Faes L., Ravelli, F., Centonze, M., Greco, M.D., Antolini, R., Nollo, G.(2008)**, “Isolation of the left atrial surface from cardiac multi-detector CT images based on marker controlled watershed segmentation”, *Medical Engineering & Physics* 30 48–58
- Ecabert, O., Peters, J., Walker, M.J., Ivanc, T., Lorenz, C., von Berg, J., Lessick, J., Vembar, M., Weese, J.(2011)**, “Segmentation of the heart and great vessels in CT images using a model-based adaptation framework”, *Med 2011 Dec*;15(6):863-76. Epub 2011 Jun 16.
- Gonzales, M.J., Sturgeon, G., Krishnamurthy, A., Hake, J., Jonas, R., Stark, P., Rappel, W.J., Narayan, S.M., Zhang, Y., Segars, W.P., McCulloch, A.D., (2013)**. A three-dimensional finite element model of human atrial anatomy: New methods for cubic Hermite meshes with extraordinary vertices, *Medical Image Analysis* 17 (2013) 525–537.
- Jain, A.K., Murty, M.N., Flynn, P.J., (1999)**. Data Clustering: A Review. *ACM Computing Surveys*, 31 (3). pp. 264-323.
- Jan, J., (2006)**, Medical Image Processing, Reconstruction & Restoration. Boca Raton, Fl: Taylor Francis., 9-19p., 245-282p.
- Jolly, M.P., (2006)**, “Automatic Segmentation of the Left Ventricle in Cardiac MR and CT Images” *International Journal of Computer Vision* 70(2), 151–163.
- Kang, C.C., Wang, W.J., Kang, C.H., (2012)**, Image segmentation with complicated background by using seeded region growing, *Int. J. Electron. Commun.(AEÜ)* 66 (2012) 767–771.
- Knoll, G.F., (1989)** Radiation detection and measurement (2nd Edition) John Wiley and Sons 88-26142

- Melesse, A.M., Jordan, J.D., (2002).** A Comparison of Fuzzy vs. Augmented-ISODATA Classification Algorithms for Cloud-Shadow Discrimination from Landsat Images, *Photogrammetric Engineering & Remote Sensing* Vol. 68, No. 9, September 2002, pp. 905-911.
- Moreno, A., Takemura, C.M., Colliot, O., Camara, O., Bloch, I.(2008),** “Using anatomical knowledge expressed as fuzzy constraints to segment the heart in CT images”, *Pattern Recognition* 41 2525 – 2540.
- Ngozi, S.A., (2005).** Reverse Engineering of Automotive Parts Applying Laser Scanning and Structured Light Techniques, *Project in Lieu of Thesis presented for the Masters of Science Degree The University of Tennessee, Knoxville.*
- Peter, Z., Boussone, V., Bergote, C., Peyrin, F., (2008).** A constrained region growing approach based on watershed for the segmentation of low contrast structures in bone micro-CT images, *Pattern Recognition* 41 (2008) 2358 – 2368.
- Pham, D.L., Xu, C., Prince, J.L., (2000).**Current Methods In Medical Image Segmentation , *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 02:315–37.
- Preetha, M.M.S.J, Suresh, L.P., Bosco, M.J., (2012).** Image Segmentation Using Seeded Region Growing, *Computing, Electronics and Electrical Technologies (ICCEET), 2012 International Conference on Digital Object Identifier*, 10.1109/ICCEET.2012.6203897, p. 576-583
- Ranasinghe, A.K.R.N.,(2008),** Multi Scale Segmentation Techniques In Object Oriented Image Analysis, *Asian Conference on Remote Sensing ACRS* 2008
- Richards, J.A., Jia, X., (1999).** Remote Sensing Digital Image Analysis *Springer, Berlin, 1999.*
- Roca-Pardiñas, J., Lorenzo, H., Arias P., Armesto, J., (2008),** From laser point clouds to surfaces: Statistical nonparametric methods for three-dimensional reconstruction, *Computer-Aided Design* 40 (2008) 646–652.
- Ruskó, L., Bekes, G., Fidrich, M., (2009).** Automatic segmentation of the liver from multi- and single-phase contrast-enhanced CT images, *Medical Image Analysis* 13 (2009) 871–882.
- Sprawls, P. 1987.** Physical Principles of Medical Imaging. Aspen Publishers, Inc.,
- Tou, J.T., Gonzales, R.C.,(1974),** Pattern recognition principles. Iso-data algorithm, Pattern Classification by Distance Functions, *Addison-Wesley, Reading, Massachusetts*, pp. 97-104.
- Tsai, I.C., Huang, Y.L., Kuo, K.H., (2012),** “Left ventricular myocardium segmentation on arterial phase of multi-detector row computed tomography”, *Comput Med Imaging Graph.* 2012 Jan;36(1):25-37. Epub 2011 Apr 14.
- Wang, Z., Jensen, J.R., Im, J., (2010).** An automatic region-based image segmentation algorithm for remote sensing applications, *Environmental Modelling & Software* 25 (2010) 1149-1165

- Wesarg, S., Seitel, M., Firle, E.A., Dold, C.,(2004).** AHA conform visualization of conventionally acquired cardiac CT data using the toolkits itk and vtk, *International Congress Series* 1268 1096– 1101.
- Yu Y., Zhang, S., Huang, J., Metaxas, D., Axel, L. (2013).** Sparse Deformable Models with Application to Cardiac Motion Analysis. *IPMI'13, The 23rd biennial International Conference on Information Processing in Medical Imaging*.
- Zhang, P., Lv, Z., Gao, L., Huang, L., (2012).** A New Framework of the Unsupervised Classification for High-Resolution Remote Sensing Image, *TELKOMNIKA*, Vol.10, No.7, November 2012, pp. 1746~1755.
- Zheng, Y., Barbu, A., Georgescu, B., Scheuering, M., Comanicu, D., (2007),** “Fast Automatic Heart Chamber Segmentation from 3D CT Data Using Marginal Space Learning and Steerable Features”, *Computer Vision, 2007. ICCV 2007. IEEE 11th International Conference on In Computer Vision, 2007. ICCV 2007. IEEE 11th International Conference on (2007)*, pp. 1-8,doi:10.1109/ICCV.2007.4408925 .
- Zhou, Y., Shi, W.R., Chen, W., Chen, Y.L., Li, Y., Tan, L.W., Chen, D.Q. (2014),** Active contours driven by localizing region and edge-based intensity fitting energy with application to segmentation of the left ventricle in cardiac CT images, *Neurocomputing* 156(2015)199–210

EKLER

EK A: Doğruluk Analizleri

EK A

Doğruluk Analizleri

A.1 3 Boyutlu Bölge Genişletme Yöntemi ile Bölütlenmiş Kalp Odacıklarının Doğruluk Analizleri

1.Hem Sağ Hem Sol Odacıklarında Kontrast Tutucu Madde Bulunan 6 Vakada 3 Boyutlu Bölge Genişletme Yöntemi ile Bölütlenmiş Sağ Odacıkların Doğruluk Analizi

Çizelge A.1 : 1 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	18686	239917	1697	886	95,4731	99,2976	91,6744	99,6321	99,011
51	18666	239576	1782	1094	94,4636	99,2617	91,2852	99,5454	98,8986
52	18254	239734	1867	1237	93,6535	99,2272	90,7211	99,4867	98,8111
53	17658	240346	1456	1722	91,1146	99,3979	92,3825	99,2886	98,7832
54	17816	239761	1942	1571	91,8966	99,1965	90,1711	99,3490	98,6545
Ortalama					93,3203	99,2762	91,2469	99,4604	98,8317

Çizelge A.2 : 2 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
126	17359	242313	1299	565	96,8478	99,4668	93,0378	99,7674	99,2873
127	17285	242246	1349	681	96,2095	99,4462	92,7605	99,7197	99,2239
128	17436	242277	1315	536	97,0176	99,4602	92,9870	99,7793	99,2923
129	17631	241953	1456	504	97,2208	99,4018	92,3718	99,7921	99,2506
130	15812	241499	3647	571	96,5147	98,5123	81,2580	99,7641	98,3872
Ortalama					96,7621	99,2575	90,4830	99,7645	99,0883

Çizelge A.3 : 3 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	27169	229397	3664	950	96,6215	98,4279	88,1166	99,5876	98,2334
56	24342	229295	6631	918	96,3658	97,1894	78,5910	99,6012	97,1097
57	28570	228400	3621	612	97,9028	98,4394	88,7515	99,7328	98,3794
58	28966	227874	3465	757	97,4532	98,5022	89,3158	99,6689	98,3828
59	29174	226885	4607	421	98,5775	98,0099	86,3622	99,8148	98,0742
Ortalama					97,3841	98,1137	86,2274	99,6811	98,0359

Çizelge A.4 : 4 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	17225	241138	1554	1477	92,1024	99,3597	91,7248	99,3912	98,8404
51	17306	240530	1901	1714	90,9884	99,2159	90,1026	99,2924	98,6173
52	18278	240438	1304	1350	93,1221	99,4606	93,3408	99,4417	98,9846
53	18720	239630	1936	1114	94,3834	99,1986	90,6274	99,5373	98,8332
54	18804	239885	1938	826	95,7922	99,1986	90,6566	99,6568	98,9428
Ortalama					93,2777	99,2867	91,2904	99,4639	98,8437

Çizelge A.5 : 5 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
95	17131	243211	429	507	97,1255	99,8239	97,5569	99,7920	99,6418
96	17575	242693	680	273	98,4704	99,7206	96,2750	99,8876	99,6352
97	17747	242658	544	341	98,1148	99,7763	97,0259	99,8597	99,6613
98	17727	242514	575	459	97,4761	99,7635	96,8583	99,8111	99,6042
99	18020	242163	550	438	97,6270	99,7734	97,0382	99,8195	99,6217
Ortalama					97,7628	99,7715	96,9509	99,8340	99,6328

Çizelge A.6 : 6 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
56	23729	233960	1524	1705	93,2964	99,3528	93,9651	99,2765	98,7624
57	23858	234283	1318	1572	93,8183	99,4406	94,7649	99,3335	98,8929
58	24286	233660	1691	1343	94,7598	99,2815	93,4904	99,4285	98,8375
59	24156	233677	1685	1453	94,3262	99,2841	93,4794	99,3820	98,7976
60	23686	233505	2276	1502	94,0368	99,0347	91,2333	99,3609	98,5523
Ortalama					94,0475	99,2787	93,3866	99,3563	98,7685

2.Hem Sağ Hem Sol Odacıklarında Kontrast Tutucu Madde Bulunan 6 Vakada 3 Boyutlu Bölge Genişletme Yöntemi ile Bölütlenmiş Sol Odacıkların Doğruluk Analizi

Çizelge A.7 : 1 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	27001	232002	1438	833	97,0073	99,3840	94,9436	99,6422	99,1308
51	27884	231409	1635	310	98,9005	99,2984	94,4612	99,8662	99,2555
52	28398	231173	1455	199	99,3041	99,3745	95,1261	99,9140	99,3668
53	28299	231306	1107	534	98,1480	99,5237	96,2355	99,7697	99,3719
54	24787	230205	5511	682	97,3222	97,6620	81,8107	99,7046	97,6289
Ortalama					98,1364	99,0485	92,5154	99,7793	98,9508

Çizelge A.8 : 2 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
126	16611	241070	3547	466	97,2712	98,5500	82,4040	99,8071	98,4665
127	18825	241260	1337	273	98,5705	99,4489	93,3687	99,8870	99,3848
128	18568	241735	1078	354	98,1292	99,5560	94,5129	99,8538	99,4529
129	18321	241757	1321	266	98,5689	99,4566	93,2746	99,8901	99,3935
130	17964	241973	1350	375	97,9552	99,4452	93,0103	99,8453	99,3408
Ortalama					98,0990	99,2913	91,3141	99,8566	99,2077

Çizelge A.9 : 3 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	20412	239994	514	508	97,5717	99,7863	97,5437	99,7888	99,6091
56	20188	240233	539	457	97,7864	99,7761	97,3995	99,8101	99,6190
57	20394	240303	418	321	98,4504	99,8264	97,9915	99,8666	99,7173
58	20095	240388	517	337	98,3506	99,7854	97,4918	99,8600	99,6732
59	19839	240925	359	268	98,6671	99,8512	98,2226	99,8889	99,7601
Ortalama					98,1652	99,8051	97,7298	99,8429	99,6757

Çizelge A.10 : 4 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	17606	240851	1741	1307	93,0894	99,2823	91,0012	99,4603	98,8344
51	16942	241582	1351	1650	91,1252	99,4439	92,6147	99,3216	98,8525
52	17605	241282	1651	935	94,9569	99,3204	91,4260	99,6140	99,0110
53	17767	240726	2003	977	94,7877	99,1748	89,8685	99,5958	98,8603
54	18036	240422	2265	786	95,8240	99,0667	88,8429	99,6741	98,8333
Ortalama					93,9566	99,2576	90,7507	99,5332	98,8783

Çizelge A.11 : 5 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
95	21046	239285	648	336	98,4286	99,7299	97,0130	99,8598	99,6234
96	20978	239204	616	448	97,9091	99,7431	97,1474	99,8131	99,5927
97	21163	238879	688	539	97,5164	99,7128	96,8514	99,7749	99,5304
98	21580	238598	844	340	98,4489	99,6475	96,2362	99,8577	99,5470
99	21603	238588	528	461	97,9106	99,7792	97,6142	99,8072	99,6213
Ortalama					98,0427	99,7225	96,9724	99,8225	99,5830

Çizelge A.12 : 6 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
56	19215	239773	1044	976	95,1662	99,5665	94,8467	99,5946	99,2261
57	19542	239667	799	1012	95,0764	99,6677	96,0720	99,5795	99,3062
58	19519	239631	805	1106	94,6376	99,6652	96,0392	99,5406	99,2680
59	19819	239420	860	949	95,4305	99,6421	95,8412	99,6052	99,3070
60	19155	239940	465	1461	92,9133	99,8066	97,6300	99,3948	99,2621
Ortalama					94,6448	99,6696	96,0858	99,5429	99,2739

3.Sadece Sol Odacıklarında Kontrast Tutucu Madde Bulunan 20 Vakada 3 Boyutlu Bölge Genişletme Yöntemi ile Bölütlenmiş Sol Odacıkların Doğruluk Analizi

Çizelge A.13 : 7 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
165	33182	226229	255	924	97,2908	99,8874	99,2374	99,5932	99,5476
166	32535	226844	134	1087	96,7670	99,9410	99,5898	99,5231	99,5315
167	32264	227130	156	1151	96,5554	99,9314	99,5188	99,4958	99,4987
168	31954	227346	254	990	96,9949	99,8884	99,2114	99,5664	99,5225
169	31388	227888	255	1037	96,8019	99,8882	99,1941	99,5470	99,5042
Ortalama					96,8820	99,9073	99,3503	99,5451	99,5209

Çizelge A.14 : 8 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
65	24503	232399	1630	2247	91,6000	99,3035	93,7627	99,0424	98,5133
66	25053	232612	1231	1714	93,5966	99,4736	95,3165	99,2685	98,8700
67	24573	233081	1031	1979	92,5467	99,5596	95,9733	99,1581	98,8453
68	24003	234088	732	1883	92,7258	99,6883	97,0406	99,2020	98,9970
69	23784	234999	745	1171	95,3076	99,6840	96,9628	99,5042	99,2651
Ortalama					93,1553	99,5418	95,8112	99,2350	98,8981

Çizelge A.15 : 9 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	34183	224150	932	1541	95,6864	99,5859	97,3459	99,3172	99,0518
56	33750	224563	988	1594	95,4900	99,5620	97,1559	99,2952	99,0103
57	31265	225751	608	3168	90,7995	99,7314	98,0924	98,6161	98,5521
58	31725	227036	708	1383	95,8228	99,6891	97,8170	99,3945	99,1984
59	31183	227679	480	1528	95,3288	99,7896	98,4840	99,3334	99,2303
Ortalama					94,6255	99,6716	97,7790	99,1913	99,0086

Çizelge A.16 : 10 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
105	24375	235984	178	496	98,0057	99,9246	99,2750	99,7903	99,7418
106	24089	236222	199	519	97,8909	99,9158	99,1807	99,7808	99,7249
107	23809	236619	275	411	98,3031	99,8839	98,8582	99,8266	99,7373
108	23461	236841	157	547	97,7216	99,9338	99,3353	99,7696	99,7303
109	23153	237059	199	633	97,3388	99,9161	99,1478	99,7337	99,6813
Ortalama					97,8520	99,9149	99,1594	99,7802	99,7231

Çizelge A.17 : 11 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
136	33047	225898	448	1734	95,0145	99,8021	98,6625	99,2382	99,1644
137	31840	226740	531	1866	94,4639	99,7664	98,3596	99,1837	99,0815
138	30982	228106	465	1459	95,5026	99,7966	98,5213	99,3645	99,2629
139	30169	228551	297	1950	93,9288	99,8702	99,0251	99,1540	99,1390
140	29270	229420	450	1851	94,0522	99,8042	98,4859	99,1996	99,1184
Ortalama					94,5924	99,8079	98,6109	99,2280	99,1532

Çizelge A.18 : 12 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	27300	230817	579	2210	92,5110	99,7498	97,9232	99,0516	98,9310
51	26909	231485	558	1907	93,3821	99,7595	97,9685	99,1829	99,0550
52	26132	232415	512	1881	93,2853	99,7802	98,0784	99,1972	99,0829
53	24611	233641	457	2150	91,9659	99,8048	98,1770	99,0882	99,0006
54	23549	235442	281	1443	94,2262	99,8808	98,8208	99,3908	99,3387
Ortalama					93,0741	99,7950	98,1936	99,1821	99,0817

Çizelge A.19 : 13 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	33143	225959	309	1372	96,0249	99,8634	99,0763	99,3965	99,3554
51	33206	225908	318	1362	96,0599	99,8594	99,0514	99,4007	99,3558
52	33019	226329	610	911	97,3151	99,7312	98,1861	99,5991	99,4169
53	32044	227173	276	1432	95,7223	99,8787	99,1460	99,3736	99,3454
54	32207	227108	548	1043	96,8632	99,7593	98,3270	99,5428	99,3902
Ortalama					96,3971	99,8184	98,7574	99,4625	99,3728

Çizelge A.20 : 14 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	22886	237040	198	1005	95,7934	99,9165	99,1423	99,5778	99,5393
51	23469	236542	334	865	96,4453	99,8590	98,5968	99,6356	99,5410
52	23552	236278	316	1016	95,8645	99,8664	98,6761	99,5718	99,4900
53	24729	235154	436	881	96,5599	99,8149	98,2674	99,6268	99,4958
54	24902	234735	645	934	96,3849	99,7260	97,4752	99,6037	99,3955
Ortalama					96,2096	99,8366	98,4316	99,6031	99,4923

Çizelge A.21 : 15 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	30127	230076	286	628	97,9581	99,8758	99,0596	99,7278	99,6500
56	29747	230271	361	634	97,9132	99,8435	98,8010	99,7254	99,6188
57	28695	231149	190	965	96,7465	99,9179	99,3422	99,5843	99,5575
58	28070	231398	164	1318	95,5152	99,9292	99,4191	99,4336	99,4321
59	28120	231730	183	902	96,8920	99,9211	99,3534	99,6123	99,5842
Ortalama					97,0050	99,8975	99,1951	99,6167	99,5685

Çizelge A.22 : 16 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	25274	234826	443	705	97,2863	99,8117	98,2774	99,7007	99,5606
56	25230	235116	230	679	97,3793	99,9023	99,0966	99,7120	99,6521
57	25282	234951	506	559	97,8368	99,7851	98,0378	99,7626	99,5924
58	24794	235442	414	636	97,4990	99,8245	98,3577	99,7306	99,5981
59	24169	235979	431	700	97,1853	99,8177	98,2480	99,7042	99,5671
Ortalama					97,4373	99,8282	98,4035	99,7220	99,5941

Çizelge A.23 : 17 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
60	16720	243045	350	1175	93,4339	99,8562	97,9496	99,5189	99,4164
61	16324	243387	456	1092	93,7299	99,8130	97,2825	99,5533	99,4075
62	16475	243059	659	1008	94,2344	99,7296	96,1538	99,5870	99,3618
63	16900	242778	582	928	94,7947	99,7608	96,6709	99,6192	99,4219
64	17053	242266	945	917	94,8971	99,6114	94,7494	99,6229	99,2871
Ortalama					94,2180	99,7542	96,5612	99,5803	99,3789

Çizelge A.24 : 18 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
65	13080	247674	335	422	96,8745	99,8649	97,5028	99,8299	99,7105
66	13242	247721	224	308	97,7269	99,9097	98,3366	99,8758	99,7966
67	12955	247973	177	399	97,0121	99,9287	98,6521	99,8394	99,7797
68	12627	248346	137	385	97,0412	99,9449	98,9267	99,8452	99,8004
69	12389	248603	147	382	97,0088	99,9409	98,8274	99,8466	99,7977
Ortalama					97,1327	99,9178	98,4491	99,8474	99,7770

Çizelge A.25 : 19 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
150	34670	224187	789	714	97,9821	99,6493	97,7749	99,6825	99,4227
151	33820	225071	452	1010	97,1002	99,7996	98,6811	99,5533	99,4385
152	32834	226059	399	1108	96,7356	99,8238	98,7994	99,5123	99,4213
153	31849	226866	448	1117	96,6117	99,8029	98,6129	99,5101	99,3987
154	30671	228276	417	1085	96,5833	99,8177	98,6586	99,5269	99,4233
Ortalama					97,0026	99,7787	98,5054	99,5570	99,4209

Çizelge A.26 : 20 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
70	22745	237243	263	867	96,3281	99,8893	98,8569	99,6359	99,5672
71	22160	237815	250	944	95,9141	99,8950	98,8844	99,6046	99,5428
72	21568	238306	156	1134	95,0048	99,9346	99,2819	99,5264	99,5061
73	21561	238433	248	951	95,7756	99,8961	98,8629	99,6027	99,5410
74	21285	238636	174	1161	94,8276	99,9271	99,1892	99,5158	99,4890
Ortalama					95,5701	99,9084	99,0151	99,5771	99,5292

Çizelge A.27 : 21 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	31492	228376	481	1049	96,7764	99,7898	98,4956	99,5428	99,4147
56	31447	228615	398	958	97,0437	99,8262	98,7502	99,5827	99,4813
57	31302	228827	336	950	97,0544	99,8534	98,9380	99,5866	99,5081
58	31459	228401	638	967	97,0178	99,7214	98,0123	99,5784	99,3862
59	31281	228829	422	863	97,3152	99,8159	98,6689	99,6243	99,5084
Ortalama					97,0415	99,8014	98,5730	99,5829	99,4597

Çizelge A.28 : 22 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	29368	230977	158	960	96,8346	99,9316	99,4649	99,5861	99,5724
56	29247	231242	67	903	97,0050	99,9710	99,7714	99,6110	99,6290
57	29094	231586	131	676	97,7293	99,9435	99,5518	99,7089	99,6914
58	28733	231864	177	664	97,7413	99,9237	99,3878	99,7144	99,6783
59	28549	232067	151	670	97,7070	99,9350	99,4739	99,7121	99,6860
Ortalama					97,4034	99,9410	99,5299	99,6665	99,6514

Çizelge A.29 : 23 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	23888	236480	346	550	97,7494	99,8539	98,5723	99,7680	99,6571
51	23623	236525	177	996	95,9543	99,9252	99,2563	99,5807	99,5511
52	23977	236200	222	813	96,7205	99,9061	99,0826	99,6570	99,6038
53	24375	235856	578	532	97,8641	99,7555	97,6836	99,7749	99,5753
54	23854	236218	243	963	96,1196	99,8972	98,9916	99,5940	99,5384
Ortalama					96,8816	99,8676	98,7173	99,6749	99,5851

Çizelge A.30 : 24 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	26115	233256	204	1232	95,4949	99,9126	99,2249	99,4746	99,4494
56	25338	233868	191	1365	94,8882	99,9184	99,2518	99,4197	99,4033
57	23880	234777	174	1937	92,4972	99,9259	99,2766	99,1817	99,1905
58	23677	235460	252	1345	94,6247	99,8931	98,9469	99,4320	99,3875
59	23123	236292	168	1114	95,4037	99,9290	99,2787	99,5308	99,5082
Ortalama					94,5818	99,9158	99,1958	99,4078	99,3878

Çizelge A.31 : 25 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
155	37627	221645	748	1043	97,3028	99,6637	98,0508	99,5316	99,3140
156	36477	222435	508	1575	95,8609	99,7721	98,6265	99,2969	99,2019
157	35361	223785	376	1490	95,9567	99,8323	98,9479	99,3386	99,2851
158	34447	224569	421	1478	95,8859	99,8129	98,7926	99,3462	99,2722
159	33318	225763	359	1476	95,7579	99,8412	98,9340	99,3505	99,2967
Ortalama					96,1528	99,7844	98,6703	99,3727	99,2740

Çizelge A.32 : 26 Numaralı vakanın 3 boyutlu bölge genişletme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
195	23558	236759	233	751	96,9106	99,9017	99,0206	99,6838	99,6234
196	23114	237085	232	812	96,6062	99,9022	99,0063	99,6587	99,6004
197	22236	237439	235	1287	94,5288	99,9011	98,9542	99,4609	99,4173
198	22048	237738	235	1193	94,8668	99,9012	98,9454	99,5007	99,4533
199	21726	238204	176	1154	94,9563	99,9262	99,1964	99,5179	99,4909
Ortalama					95,5737	99,9065	99,0246	99,5644	99,5171

A.2 Kümeleme Yöntemi ile Bölütlenmiş Kalp Odacıklarının Doğruluk Analizleri

1.Hem Sağ Hem Sol Odacıklarında Kontrast Tutucu Madde Bulunan 6 Vakada Kümeleme Yöntemi ile Bölütlenmiş Sağ Odacıkların Doğruluk Analizi

Çizelge A.33 : 1 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	18023	240083	2360	720	96,1586	99,0266	88,4217	99,7010	98,8208
51	18067	239827	2381	843	95,5420	99,0170	88,3558	99,6497	98,7653
52	17565	240028	2556	943	94,9049	98,9463	87,2969	99,6087	98,6599
53	17043	240732	2071	1336	92,7308	99,1470	89,1650	99,4481	98,6955
54	17108	240125	2650	1207	93,4098	98,9085	86,5877	99,4999	98,5227
Ortalama					94,5492	99,0091	87,9654	99,5815	98,6928

Çizelge A.34 : 2 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
126	17120	242416	1538	462	97,3723	99,3696	91,7569	99,8098	99,2353
127	17030	242272	1604	655	96,2963	99,3423	91,3921	99,7304	99,1363
128	17210	242299	1541	514	97,1000	99,3680	91,7818	99,7883	99,2143
129	17373	241934	1714	523	97,0776	99,2965	91,0201	99,7843	99,1447
130	17656	241621	1803	449	97,5200	99,2593	90,7344	99,8145	99,1389
Ortalama					97,0732	99,3271	91,3370	99,7855	99,1739

Çizelge A.35 : 3 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	25782	229836	5051	511	98,0565	97,8496	83,6182	99,7782	97,8704
56	26233	229911	4740	300	98,8693	97,9800	84,6963	99,8697	98,0703
57	27071	228810	5120	202	99,2593	97,8113	84,0949	99,9118	97,9625
58	27446	228407	4985	224	99,1905	97,8641	84,6289	99,9020	98,0047
59	27395	227011	6386	295	98,9346	97,2639	81,0959	99,8702	97,4411
Ortalama					98,8621	97,7538	83,6269	99,8664	97,8698

Çizelge A.36 : 4 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	16441	241516	2338	1099	93,7343	99,0412	87,5499	99,5470	98,6851
51	16751	240874	2456	1370	92,4397	98,9907	87,2130	99,4345	98,5366
52	17430	240755	2152	1033	94,4050	99,1141	89,0103	99,5728	98,7814
53	17831	240048	2825	696	96,2433	98,8368	86,3236	99,7109	98,6530
54	17840	240105	2902	606	96,7147	98,8058	86,0091	99,7482	98,6583
Ortalama					94,7074	98,9577	87,2212	99,6027	98,6629

Çizelge A.37 : 5 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
95	17066	243265	494	453	97,4142	99,7973	97,1868	99,8141	99,6376
96	17416	242718	839	248	98,5960	99,6555	95,4040	99,8979	99,5839
97	17616	242716	675	283	98,4189	99,7227	96,3097	99,8835	99,6334
98	17623	242591	679	382	97,8784	99,7209	96,2900	99,8428	99,5939
99	17881	242229	689	372	97,9620	99,7164	96,2897	99,8467	99,5938
Ortalama					98,0539	99,7226	96,2960	99,8570	99,6085

Çizelge A.38 : 6 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sağ odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
56	23054	235077	2199	588	97,5129	99,0732	91,2921	99,7505	98,9318
57	23176	235381	2000	474	97,9958	99,1575	92,0559	99,7990	99,0522
58	23456	234745	2521	258	98,9120	98,9375	90,2953	99,8902	98,9352
59	23409	234824	2432	306	98,7097	98,9749	90,5886	99,8699	98,9508
60	23029	234679	2933	328	98,5957	98,7656	88,7027	99,8604	98,7504
Ortalama					98,3452	98,9818	90,5869	99,8340	98,9241

2.Hem Sağ Hem Sol Odacıklarında Kontrast Tutucu Madde Bulunan 6 Vakada Kümeleme Yöntemi ile Bölütlenmiş Sol Odacıkların Doğruluk Analizi

Çizelge A.39 : 1 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	26681	232572	1758	263	99,0239	99,2498	93,8183	99,8870	99,2265
51	27572	231458	1947	261	99,0623	99,1658	93,4042	99,8874	99,1548
52	27992	231236	1861	136	99,5165	99,2016	93,7661	99,9412	99,2355
53	28004	231427	1402	413	98,5466	99,3978	95,2323	99,8219	99,3053
54	28280	230459	2018	428	98,5091	99,1320	93,3395	99,8146	99,0635
Ortalama					98,9317	99,2294	93,9121	99,8704	99,1971

Çizelge A.40 : 2 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
126	18700	241109	1458	415	97,8289	99,3989	92,7671	99,8282	99,2842
127	18518	241143	1644	390	97,9374	99,3229	91,8460	99,8385	99,2228
128	18303	241669	1343	420	97,7568	99,4474	93,1640	99,8265	99,3264
129	18047	241605	1595	418	97,7363	99,3442	91,8796	99,8273	99,2307
130	17669	241861	1645	487	97,3177	99,3245	91,4829	99,7990	99,1852
Ortalama					97,7154	99,3676	92,2279	99,8239	99,2499

Çizelge A.41 : 3 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	20268	240069	658	433	97,9083	99,7267	96,8556	99,8200	99,5827
56	20027	240305	700	385	98,1139	99,7095	96,6228	99,8400	99,5850
57	20231	240396	581	228	98,8856	99,7589	97,2083	99,9052	99,6906
58	19966	240484	646	241	98,8073	99,7321	96,8659	99,8999	99,6606
59	19694	241006	504	187	99,0594	99,7913	97,5047	99,9225	99,7356
Ortalama					98,5549	99,7437	97,0115	99,8775	99,6509

Çizelge A.42 : 4 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	16725	241440	2622	718	95,8837	98,9257	86,4475	99,7035	98,7228
51	16131	242234	2162	998	94,1736	99,1154	88,1813	99,5897	98,7917
52	16621	241658	2635	559	96,7462	98,9214	86,3160	99,7692	98,7785
53	16691	241096	3079	607	96,4909	98,7390	84,4259	99,7489	98,5903
54	17144	240608	3157	600	96,6186	98,7049	84,4490	99,7513	98,5633
Ortalama					95,9826	98,8813	85,9639	99,7125	98,6893

Çizelge A.43 : 5 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
95	20937	239309	757	312	98,5317	99,6847	96,5106	99,8698	99,5909
96	20859	239266	735	386	98,1831	99,6938	96,5963	99,8389	99,5709
97	20953	238881	898	537	97,5012	99,6255	95,8903	99,7757	99,4508
98	21424	238568	1000	370	98,3023	99,5826	95,5405	99,8451	99,4758
99	21426	238651	705	398	98,1763	99,7055	96,8144	99,8335	99,5777
Ortalama					98,1389	99,6584	96,2704	99,8326	99,5332

Çizelge A.44 : 6 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
56	18782	240003	1468	746	96,1798	99,3921	92,7506	99,6901	99,1517
57	19232	239750	1102	925	95,4110	99,5425	94,5805	99,6157	99,2234
58	19246	239852	1075	879	95,6323	99,5538	94,7099	99,6349	99,2515
59	19533	239516	1146	848	95,8393	99,5238	94,4581	99,6472	99,2361
60	18911	240071	7090	1324	93,4569	99,7055	96,3863	99,4515	99,2211
Ortalama					95,3039	99,5435	94,5771	99,6079	99,2168

3.Sadece Sol Odacıklarında Kontrast Tutucu Madde Bulunan 20 Vakada Kümeleme Yöntemi ile Bölütlenmiş Sol Odacıkların Doğruluk Analizi

Çizelge A.45 : 7 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
165	33133	226241	304	908	97,3326	99,8658	99,0908	99,6003	99,5349
166	32478	226914	191	1012	96,9782	99,9159	99,4153	99,5560	99,5384
167	32208	227191	212	1083	96,7469	99,9068	99,3461	99,5256	99,5032
168	31895	227429	313	904	97,2438	99,8626	99,0282	99,6041	99,5329
169	31302	228022	341	903	97,1961	99,8507	98,9224	99,6055	99,5226
Ortalama					97,0995	99,8803	99,1606	99,5783	99,5264

Çizelge A.46 : 8 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
65	24154	232143	1979	2503	90,6103	99,1547	92,4272	98,9333	98,2813
66	24756	232932	1528	1394	94,6692	99,3483	94,1866	99,4051	98,8788
67	24306	233606	1298	1454	94,3556	99,4474	94,9305	99,3814	98,9442
68	23779	234509	956	1462	94,2078	99,5940	96,1350	99,3804	99,0725
69	23610	234902	919	1268	94,9031	99,6103	96,2534	99,4631	99,1611
Ortalama					93,7492	99,4309	94,7865	99,3127	98,8676

Çizelge A.47 : 9 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	33862	224419	1253	1272	96,3796	99,4448	96,4317	99,4364	99,0318
56	33409	224798	1329	1359	96,0912	99,4123	96,1742	99,3991	98,9697
57	31000	226841	873	2078	93,7179	99,6166	97,2610	99,0923	98,8684
58	31504	227327	929	1092	96,6499	99,5930	97,1356	99,5219	99,2252
59	30966	227959	697	1248	96,1259	99,6952	97,7987	99,4555	99,2544
Ortalama					95,7929	99,5524	96,9603	99,3810	99,0699

Çizelge A.48 : 10 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
105	24334	236097	219	383	98,4505	99,9073	99,1081	99,8380	99,7694
106	24021	236342	267	399	98,3661	99,8872	98,9007	99,8315	99,7449
107	23772	236642	312	388	98,3940	99,8683	98,7045	99,8363	99,7319
108	23419	236920	199	468	98,0408	99,9161	99,1574	99,8029	99,7445
109	23135	237146	217	546	97,6944	99,9086	99,0707	99,7703	99,7077
Ortalama					98,1891	99,8975	98,9883	99,8158	99,7397

Çizelge A.49 : 11 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
136	32973	226423	522	1209	96,4631	99,7700	98,4416	99,4689	99,3371
137	31765	227615	606	991	96,9746	99,7345	98,1280	99,5665	99,3881
138	30875	228666	572	899	97,1706	99,7505	98,1811	99,6084	99,4364
139	30105	229300	361	1201	96,1637	99,8428	98,8151	99,4790	99,4015
140	29160	230478	560	793	97,3525	99,7576	98,1157	99,6571	99,4816
Ortalama					96,8249	99,7711	98,3363	99,5560	99,4089

Çizelge A.50 : 12 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	27170	232214	709	813	97,0947	99,6956	97,4569	99,6511	99,4166
51	26788	232992	679	400	98,5288	99,7094	97,5279	99,8286	99,5864
52	26032	233621	612	675	97,4726	99,7387	97,7030	99,7119	99,5068
53	24517	235168	551	623	97,5219	99,7662	97,8020	99,7358	99,5499
54	23451	236169	379	716	97,0373	99,8398	98,4096	99,6977	99,5800
Ortalama					97,5310	99,7500	97,7799	99,7250	99,5279

Çizelge A.51 : 13 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	32998	226192	454	1139	96,6634	99,7997	98,6428	99,4990	99,3891
51	33037	225807	487	1463	95,7594	99,7848	98,5473	99,3563	99,2523
52	32863	226393	766	847	97,4874	99,6628	97,7222	99,6273	99,3817
53	31889	227497	431	1108	96,6421	99,8109	98,6665	99,5153	99,4102
54	31965	227351	790	800	97,5584	99,6537	97,5882	99,6494	99,3906
Ortalama					96,8221	99,7424	98,2334	99,5294	99,3648

Çizelge A.52 : 14 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
50	22786	237263	298	782	96,6819	99,8746	98,7091	99,6715	99,5864
51	23449	236667	354	740	96,9408	99,8506	98,5128	99,6883	99,5812
52	23405	236189	463	1105	95,4916	99,8044	98,0602	99,5343	99,3996
53	24549	235275	616	760	96,9971	99,7389	97,5522	99,6780	99,4732
54	24677	235132	870	537	97,8702	99,6314	96,5945	99,7721	99,4614
Ortalama					96,7963	99,7800	97,8857	99,6689	99,5004

Çizelge A.53 : 15 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	29992	230186	421	518	98,3022	99,8174	98,6157	99,7755	99,6404
56	29602	230396	506	509	98,3096	99,7809	98,3194	99,7796	99,6111
57	28602	231353	283	761	97,4083	99,8778	99,0203	99,6721	99,6000
58	28000	231601	234	1115	96,1704	99,8991	99,1712	99,5209	99,4830
59	28050	231906	253	726	97,4771	99,8910	99,1061	99,6879	99,6248
Ortalama					97,5335	99,8532	98,8465	99,6872	99,5919

Çizelge A.54 : 16 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	25124	234972	593	559	97,8235	99,7483	97,6941	99,7627	99,5590
56	25129	235183	331	612	97,6225	99,8595	98,6999	99,7405	99,6390
57	25129	235061	659	449	98,2446	99,7204	97,4445	99,8093	99,5760
58	24661	235566	547	512	97,9661	99,7683	97,8301	99,7831	99,5947
59	24025	236076	575	603	97,5516	99,7570	97,6626	99,7452	99,5491
Ortalama					97,8416	99,7707	97,8663	99,7682	99,5836

Çizelge A.55 : 17 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
60	16529	243300	541	920	94,7275	99,7781	96,8307	99,6233	99,4409
61	16087	243570	693	909	94,6517	99,7163	95,8701	99,6282	99,3868
62	16149	243244	985	823	95,1508	99,5967	94,2512	99,6628	99,3078
63	16556	242951	926	755	95,6386	99,6203	94,7031	99,6902	99,3564
64	16771	242416	1227	767	95,6266	99,4964	93,1826	99,6846	99,2365
Ortalama					95,1591	99,6416	94,9675	99,6578	99,3457

Çizelge A.56 : 18 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
65	13019	247649	396	447	96,6805	99,8404	97,0481	99,8198	99,6776
66	13169	247724	297	305	97,7364	99,8803	97,7944	99,8770	99,7698
67	12887	247954	245	418	96,8583	99,9013	98,1343	99,8317	99,7465
68	12572	248368	192	363	97,1937	99,9228	98,4958	99,8541	99,7878
69	12310	248666	226	319	97,4741	99,9092	98,1972	99,8719	99,7916
Ortalama					97,1886	99,8908	97,9340	99,8509	99,7547

Çizelge A.57 : 19 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
150	34706	224112	753	789	97,7772	99,6651	97,8764	99,6492	99,4077
151	33687	225252	585	829	97,5982	99,7410	98,2931	99,6333	99,4569
152	32745	226176	488	991	97,0625	99,7847	98,5316	99,5638	99,4320
153	31812	227115	485	868	97,3439	99,7869	98,4983	99,6193	99,4802
154	30557	228611	531	750	97,6044	99,7683	98,2919	99,6730	99,5082
Ortalama					97,4772	99,7492	98,2983	99,6277	99,4570

Çizelge A.58 : 20 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
70	22602	237425	406	685	97,0584	99,8293	98,2354	99,7123	99,5822
71	22038	238078	372	681	97,0025	99,8440	98,3400	99,7148	99,5968
72	21476	238491	248	949	95,7681	99,8961	98,8584	99,6037	99,5417
73	21440	238598	369	786	96,4636	99,8456	98,3080	99,6717	99,5578
74	21220	238816	239	981	95,5813	99,9000	98,8862	99,5909	99,5330
Ortalama					96,3748	99,8630	98,5256	99,6587	99,5623

Çizelge A.59 : 21 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	31348	228601	625	824	97,4388	99,7273	98,0452	99,6408	99,4457
56	31268	228793	577	780	97,5662	99,7484	98,1881	99,6602	99,4809
57	31171	228986	467	791	97,5252	99,7965	98,5239	99,6558	99,5188
58	31302	228522	795	846	97,3684	99,6533	97,5231	99,6312	99,3724
59	31140	228975	563	717	97,7493	99,7547	98,2241	99,6878	99,5103
Ortalama					97,5296	99,7361	98,1009	99,6552	99,4656

Çizelge A.60 : 22 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	29338	231570	188	367	98,7645	99,9189	99,3633	99,8418	99,7877
56	29222	231686	92	459	98,4536	99,9603	99,6862	99,8023	99,7893
57	29040	231867	185	395	98,6581	99,9203	99,3670	99,8299	99,7782
58	28667	232041	243	487	98,3296	99,8954	99,1595	99,7906	99,7208
59	28509	232242	191	495	98,2933	99,9178	99,3345	99,7873	99,7376
Ortalama					98,4998	99,9225	99,3821	99,8104	99,7627

Çizelge A.61 : 23 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR	SPC	PPV	NPV	ACC
55	23757	236598	477	432	98,2141	99,7988	98,0317	99,8177	99,6521
56	23378	236878	422	643	97,3232	99,8222	98,2269	99,7293	99,5925
57	23851	236381	348	632	97,4186	99,8530	98,5619	99,7333	99,6248
58	24182	235984	771	404	98,3568	99,6743	96,9102	99,8291	99,5504
59	23724	236439	373	742	96,9672	99,8425	98,4521	99,6872	99,5733
Ortalama					97,6560	99,7982	98,0366	99,7593	99,5986

Çizelge A.62 : 24 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
55	26011	233770	308	718	97,3138	99,8684	98,8297	99,6938	99,6066
56	25246	234415	283	818	96,8616	99,8794	98,8915	99,6523	99,5778
57	23789	235766	265	948	96,1677	99,8877	98,8983	99,5995	99,5348
58	23568	236033	361	772	96,8283	99,8473	98,4914	99,6740	99,5655
59	23034	236540	257	866	96,3766	99,8915	98,8966	99,6352	99,5692
Ortalama					96,7096	99,8749	98,8015	99,6510	99,5708

Çizelge A.63 : 25 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
155	37520	222097	855	591	98,4493	99,6165	97,7720	99,7346	99,4461
156	36405	222976	580	1034	97,2382	99,7406	98,4318	99,5384	99,3816
157	35310	224500	427	775	97,8523	99,8102	98,8052	99,6560	99,5395
158	34376	225563	492	484	98,6116	99,7824	98,5890	99,7859	99,6259
159	33236	226562	441	677	98,0037	99,8057	98,6905	99,7021	99,5715
Ortalama					98,0310	99,7511	98,4577	99,6834	99,5129

Çizelge A.64 : 26 Numaralı vakanın kümeleme yöntemi ile bölütlenmiş sol odacıkları için 5 kesitte doğruluk analizi.

Kesit No	TP	TN	FP	FN	TPR(%)	SPC(%)	PPV(%)	NPV(%)	ACC(%)
195	23441	236969	350	541	97,7441	99,8525	98,5289	99,7722	99,6590
196	23018	237282	328	615	97,3977	99,8620	98,5950	99,7415	99,6390
197	22136	238138	335	588	97,4124	99,8595	98,5092	99,7537	99,6466
198	21932	238327	351	604	97,3198	99,8529	98,4248	99,7472	99,6344
199	21641	238715	261	643	97,1145	99,8908	98,8083	99,7314	99,6540
Ortalama					97,3977	99,8635	98,5732	99,7492	99,6466

ÖZGEÇMİŞ



Ad Soyad : Serap Erk
Doğum Yeri ve Tarihi : Isparta 01.01.1988
E-Posta : seraperk23@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2011, Yıldız Teknik Üniversitesi, İnşaat Fakültesi, Harita Mühendisliği