



T.C.
KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TIBBİ GÖRÜNTÜLERİN BÖLÜTLENMESİ
VE KARAR DESTEK SİSTEMİ İÇİN
MOBİL İSTEMCİ UYGULAMA GELİŞTİRME**

MÜCAHİD GÜNAY

**DOKTORA TEZİ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

KAHRAMANMARAŞ 2016

T.C.
KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TIBBİ GÖRÜNTÜLERİN BÖLÜTLENMESİ
VE KARAR DESTEK SİSTEMİ İÇİN
MOBİL İSTEMCİ UYGULAMA GELİŞTİRME

MÜCAHİD GÜNAY

Bu tez,
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında
DOKTORA
derecesi için hazırlanmıştır.

KAHRAMANMARAŞ 2016

Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü öğrencisi Mücahid GÜNAY tarafından hazırlanan “Tıbbi görüntülerin bölütlenmesi ve karar destek sistemi için mobil istemci uygulama geliştirme” adlı bu tez, jürimiz tarafından 26/02/2016 tarihinde oy birliği / oy çokluğu ile Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Ahmet ALKAN (DANIŞMAN)

Elektrik-Elektronik Mühendisliği

Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi

.....

Prof. Dr. Mahmut Kemal KIYMIK (ÜYE)

Elektrik-Elektronik Mühendisliği

Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi

.....

Doç. Dr. İbrahim Taner OKUMUŞ (ÜYE)

Bilgisayar Mühendisliği

Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi

.....

Yrd. Doç. Dr. İdiris ALTUN (ÜYE)

Beyin ve Sinir Cerrahisi

Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi

.....

Yrd. Doç. Dr. Halil EROL (ÜYE)

Elektrik-Elektronik Mühendisliği

Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi

.....

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Mustafa ŞEKKELİ

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

.....

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada, alıntı yapılan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Mücahid GÜNAY

Bu çalışma K.S.Ü. Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi tarafından desteklenmiştir.
Proje No: 2014/2-28D

Proje Adı: Tıbbi görüntülerin bölütlenmesi ve karar destek sistemi için mobil istemci uygulama geliştirme

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaktan yapılan bildirişlerin, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak gösterilmeden kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

**TIBBİ GÖRÜNTÜLERİN BÖLÜTLENMESİ VE KARAR DESTEK SİSTEMİ İÇİN
MOBİL İSTEMCİ UYGULAMA GELİŞTİRME
(DOKTORA TEZİ)**

MÜCAHİD GÜNAY

ÖZET

Günümüzde tıpta teşhis amacıyla manyetik rezonans (MR), bilgisayarlı tomografi (BT), ultrasonografi gibi bir çok görüntüleme işlemleri rutin hale gelmiştir. Bu görüntülerin doğru değerlendirilmesi birçok hastalığa tanı konulmasında vazgeçilmez bir öneme sahiptir. İnsan sağlığı gibi önemli bir konuda hekimlere inceleyecekleri görüntünün, görüntü işleme teknikleri kullanarak iyileştirilmesi, problemlili olabilecek bölgelerin hekimin dikkatini çekecek bir şekilde belirlenmesi, istenilen bölgelerin alan ve hacimsel ölçülerinin hızlıca gösterilmesi oldukça önemli bir konudur.

Tezde hekime yardımcı olabileceği düşünülen beş konu üzerinde çalışılmıştır. Bunlar kısaca MR görüntülerinden corpus callosumun bölütlenmesi, BT görüntülerinden sfenoid sinüsün bölütlenmesi, BT görüntülerinden paranasal sinüslerin üç boyutlu modellenmesi, MR görüntülerinden tiroit nodülünün bölütlenmesi ve Lomber MR görüntülerinden L1-L4 omurları segmente edilerek intensitesinin kemik dansitometri raporlarıyla kıyaslanması olarak adlandırılabilir. Çalışılan tüm konular ve tıbbi görüntüleme konusunda uzman hekimlerle birlikte karar verilmiştir. Çalışmalardan elde edilen ölçülebilir sonuçlar ayrıntılı olarak performans değerlendirilmesine tabi tutulmuştur. Elde edilen bölütleme başarımları sonuçları ilgili bölümlerde verilmiş olup, en düşük ortalama başarımlar için ZSI değeri 0,85 olarak hesaplanmıştır. Son olarak, Android işletim sistemli mobil cihazlar üzerinde kullanılabilmesi için pilot bir uygulama geliştirilerek, çalışma mobil cihazlardan erişilebilir hale getirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Görüntü bölütleme, 3D modelleme, Corpus callosum, Paranasal sinüsler, Tiroit nodülleri, Kemik dansitometri, Mobil uygulama.

Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Şubat / 2016

Danışman: Doç. Dr. Ahmet ALKAN

Sayfa sayısı: 103

**SEGMENTATION OF MEDICAL IMAGES AND CLIENT-SIDE MOBILE
APPLICATION DEVELOPMENT FOR DECISION SUPPORT SYSTEM
(Ph.D. THESIS)**

MÜCAHİD GÜNAY

ABSTRACT

Today, several imaging modalities such as Magnetic Resonance (MR) Computational Tomography (CT) and ultrasonography has become a routine in medical diagnosis. Correct evaluation of these images plays a crucial role in diagnosis of various diseases. It is also important for physicians to improve the image by using image processing techniques, to emphasize the defective regions from the image and to rapidly calculate the area and volume measurements from region of interest.

In this thesis, five subjects were studied that might be useful for physicians. These are briefly; the segmentation of corpus callosum from MR images, the segmentation of sphenoid sinuses from BT images, 3D modeling of paranasal sinuses from BT images, the segmentation of thyroid nodule from MR images and comparing results of bone densitometry report within intensities of the segmented L1-L4 vertebral bones from lumbar MR images. The subjects studied and medical images was decided together with specialist physicians. The measurable results derived from studies are subjected to performance evaluation. Segmentation performance results are given in the corresponding section, the lowest average success rate was calculated as 0.85 ZSI value. Finally a pilot application to be used on mobile devices based on android operating system has been developed and studies have been made accessible from mobile devices.

Key words: Image segmentation, 3D modeling, Corpus callosum, Paranasal sinuses, Thyroid nodules, Bone densitometry, Mobile application.

University of Kahramanmaraş Sütçü İmam
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Electric-Electronic Engineering, February / 2016

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Ahmet ALKAN

Page Numbers: 103

TEŞEKKÜR

Lisansüstü eğitimimin tüm aŐamalarında bana destek olan danışmanım Doç. Dr. Ahmet ALKAN'a, tez çalıŐmamın ilerlemesinde desteklerini gördüğüm Prof. Dr. M. Kemal KIYMIK ve Doç. Dr. İ. Taner OKUMUŞ'a, verilerin sağlanması katkıları bulunan Yrd. Doç. Dr. İdiris ALTUN'a, Prof. Dr. Davut ÖZBAĞ'a, Doç. Dr. Fuat ÖZKAN'a, Prof. Dr. Zülkif BOZGEYİK'e, Yrd. Doç. Dr. Said MENZİLCİOĞLU'na, Uzm. Dr. Serdal ÇİTİL'e, Yrd. Doç. Dr. Mehmet Akif SARICA'ya teşekkür ederim.

Son olarak; bana her zaman destek veren, çalıŐmalarım sırasında sabır gösteren eşime, anne ve babama Őükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
1.1. Amaç	1
1.2. Kapsam	1
1.3. Önceki Çalışmalar	3
1.4. Tezin Organizasyonu	6
2. TIBBİ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ VE DOSYA FORMATLARI	8
2.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme	8
2.1.1. MR cihazının avantaj ve dezavantajları	9
2.2. Bilgisayarlı Tomografi	9
2.3. MR-BT Kıyaslaması	10
2.4. DICOM Veri Tipi	11
3. YÖNTEMLER	13
3.1. İkili Görüntülerde İşlemler	13
3.1.1. Genleşme işlemi	13
3.1.2. Aşınma işlemi	13
3.1.3. Açma işlemi	14
3.1.4. Kapama işlemi	15
3.1.5. Bağlantılı bileşen etiketleme	15
3.2. Otsu Eşikleme	19
3.3. Tek Başlangıç Noktalı Bölge Genişletme Yöntemi	21
3.4. Üç Boyutlu Modelleme için Voronoi Diyagramı ve Delaunay Üçgenlemesi	24
3.4.1. Voronoi diyagramları	25
3.4.2. Voronoi diyagramlarının uygulama alanları için örnekler	25
3.4.3. Delaunay üçgenlemesi	26
3.4.4. Voronoi-Delaunay ilişkisi	26
3.5. Bölütleme Başarı Değerlendirmeleri	27
3.5.1. Zijdenbos similitiy index	28
3.5.2. Alan hata oranı	29
3.5.3. Çakışma hatası	29

4. MOBİL UYGULAMA.....	30
4.1. Giriş	30
4.2. Android İşletim Sistemi	30
4.3. Sunucu-İstemci Mimarisi.....	31
5. UYGULAMALAR.....	33
5.1. MR Görüntülerinden Corpus Callosumun Bölütlenmesi.....	33
5.1.1. Corpus callosumun anatomisi	33
5.1.2. Önceki çalışmalar	35
5.1.3. Materyal	37
5.1.4. Uygulama.....	37
5.1.5. Sonuçlar	40
5.1.6. Corpus callosumun bölütlenmesi için mobil uygulama geliştirme.....	43
5.2. BT Görüntülerinden Sfenoid Sinüsün Bölütlenmesi	48
5.2.1. Sfenoid sinüsün anatomisi	49
5.2.2. Önceki çalışmalar	51
5.2.3. Materyal	52
5.2.4. Uygulama.....	52
5.2.5. Sonuçlar	56
5.3. BT Görüntülerinden Paranasal Sinüslerin Bölütlenmesi.....	58
5.3.1. Paranasal sinüslerin anatomisi.....	59
5.3.2. Önceki çalışmalar	60
5.3.3. Materyal	64
5.3.4. Uygulama.....	66
5.3.5. Sonuçlar	68
5.4. MR Görüntülerinden Tiroit Nodüllerinin Bölütlenmesi.....	68
5.4.1. Tiroit bezi ve nodüllerinin anatomisi.....	68
5.4.2. Önceki çalışmalar	70
5.4.3. Materyal	72
5.4.4. Uygulama.....	72
5.4.5. Sonuçlar	73
5.5. Lomber MR Görüntülerinden Omurların Bölütlenmesi ve Omur İntensitelerinin Kemik Dansitometri Raporlarıyla Karşılaştırılması	77
5.5.1. Kemik mineral yoğunluğu	78
5.5.2. Dual Energy X-ray Absorptiometry (DXA)	78
5.5.3. KMY ölçümünde kullanılan diğer yöntemler	79
5.5.4. Önceki çalışmalar	80
5.5.5. Materyal	80
5.5.6. Uygulama.....	80
5.5.7. Sonuçlar	87
6. SONUÇLAR	90
KAYNAKLAR.....	94
EKLER	100
ÖZGEÇMİŞ.....	101

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. FOV ve voksel kavramları.....	9
Şekil 2.2. Örnek DICOM görüntü dosyası.....	11
Şekil 3.1. Genleşme işlemi.....	13
Şekil 3.2. Aşınma işlemi	14
Şekil 3.3. Açma İşlemi.....	14
Şekil 3.4. Kapama İşlemi	15
Şekil 3.5. Etiketleme işlemi için ikili örnek görüntü	16
Şekil 3.6. İlk geçiş sonrası 1’den 7’ye kadar verilmiş etiket numaraları	17
Şekil 3.7. İkinci geçiş sonrası oluşan nihai etiketleme	18
Şekil 3.8. Etiketleme işlemi sonuç görüntüsü.....	18
Şekil 3.9. 6 seviye gri tonlamalı görüntünün histogramı ve kendisi.....	19
Şekil 3.10. Eşik değerine göre arka plan ve ön plan histogramları.....	20
Şekil 3.11. Belirlenen eşik değerine göre oluşan ikili görüntü	21
Şekil 3.12. TBNBG algoritması akış diyagramı	22
Şekil 3.13. Örnek bir bölgenin bölge genişletme algoritmasıyla bölütlenmesi	23
Şekil 3.14. Rastgele oluşturulmuş 50 noktalık nokta bulutu için Voronoi diyagramı	24
Şekil 3.15. Rastgele oluşturulmuş 50 noktalık nokta bulutu için Delaunay üçgenlemesi ..	25
Şekil 3.16. Voronoi - Delaunay ilişkisi.....	27
Şekil 3.17. Otomatik ve elle bölütlenen bölgeler.....	28
Şekil 4.1. Önerilen sistemin blok diyagramı.....	32
Şekil 5.1. Midsagittal kesitte CC ve fibrillerinin her iki hemisfer arasındaki görünümü. 33	
Şekil 5.2. Örnek ham görüntü	37
Şekil 5.3. TBNBG algoritmasının her iterasyon için renklendirilmiş hali	38
Şekil 5.4. Otomatik belirlenen CC’nin alanı.....	38
Şekil 5.5. Elle bölütlenen CC’nin alanı	39

Şekil 5.6. Ham görüntüden (gri) elde edilen otomatik (yeşil) ve elle (kırmızı) bölütlemeler ve bu bölütlemelerden elde edilen kesişim görüntüsü.....	39
Şekil 5.7. Kesişim görüntüsü	40
Şekil 5.8. Çalışmadaki tüm görüntülerin kesişim görüntüleri	41
Şekil 5.9. Mobil uygulamanın tüm hasta listesini görüntüleyen ekran görüntüsü.....	44
Şekil 5.10. Mobil uygulamanın hasta bilgilerini görüntüleyen ekran görüntüsü	45
Şekil 5.11. Mobil uygulamada görüntü üzerinden başlangıç noktası seçimi.....	46
Şekil 5.12. Mobil uygulamada bölütleme sonuçlarını gösteren ekran görüntüsü.....	47
Şekil 5.13. Sfenoid sinüs.....	49
Şekil 5.14. Çalışmanın akış diyagramı	53
Şekil 5.15. Orijinal Görüntü ve Eşiklenmiş Görüntü	54
Şekil 5.16. Orijinal görüntü ve otomatik bölütlenmiş görüntü	54
Şekil 5.17. Sırasıyla; orijinal, eşiklenmiş, değil işlemi uygulanmış, BBE ile bölütlenmiş görüntüler.....	55
Şekil 5.18. Otomatik bölütlenmiş görüntü ve elle bölütlenmiş görüntü.....	56
Şekil 5.19. A. Otomatik bölütleme sonucu elde edilen sfenoid sinüs B. Manuel bölütleme sonucu elde edilen sfenoid sinüs C. A ve B'nin üst üste karşılaştırılması	58
Şekil 5.20. Paranasal sinüsler	59
Şekil 5.21. 92 adet seri paranasal BT görüntüsü	65
Şekil 5.22. Görüntü dizisine ait 58. görüntü	66
Şekil 5.23. 92 görüntülük seriden elde edilen farklı açılardan 3D paranasal sinüs modeli	67
Şekil.5.24. Ham görüntü ve doktor tarafından elle bölütlenmiş görüntü.....	72
Şekil.5.25. TBNBG algoritmasıyla bölütlenmiş alanların ikili görüntüsü ve orijinal görüntüdeki yeri	73
Şekil 5.26. Otomatik ve elle bölütlenen alanların kesişim görüntüsü.....	74
Şekil 5.27. Tüm Otomatik ve elle bölütlenen alanların kesişim görüntüsü	75
Şekil 5.28. Kıyaslama yöntemlerinin karşılaştırmalı sonuç grafiği.....	76
Şekil 5.29. Veri tablosu.....	81

Sayfa No

Şekil 5.30. Midsagittal kesitteki T1 ve T2 lomber MR görüntüleri.....	81
Şekil 5.31. T1-T2 fark görüntüsü ve beyin omurilik sıvısının eşiklenmiş görüntüsü	82
Şekil 5.32. En büyük bölge seçimi yapılmış görüntü ve boşlukları doldurulmuş hali	83
Şekil 5.33. BOS'un sol kenarı ile 70 piksel solu arasında kalan bölge	84
Şekil 5.34. Belirlenen bölgeye Otsu eşikleme uygulanmış hali.....	85
Şekil 5.35. Omurları içine alan en küçük kutular	86
Şekil 5.36. Sonuç Görüntüsü	87
Şekil 5.37. T1 ve T2 ağırlıklı MR görüntülerinde omur intensitesi ile KMY ilişkisi	89

ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Çizelge 2.1. MR-BT kıyaslaması	10
Çizelge 3.1. Eş etiketler tablosu	17
Çizelge 3.2. Eşik değerlerine karşılık gelen ağırlıklı varyans değerleri	21
Çizelge 4.1. Yıllara göre akıllı telefon işletim sistemlerinin pazar payları.....	31
Çizelge 5.1. Bölütleme alanları ve ZSI skorları	42
Çizelge 5.2. Otomatik ve elle bölütleme sonucu elde edilen sfenoid kesit alanları ve ZSI.....	57
Çizelge 5.3. Tüm görüntüler için ZSI, AHO, ÇH değerleri ile piksel ve alan olarak bölge büyüklükleri	76
Çizelge 5.4. Omur intensite ölçümleri ve kemik dansitometri raporu sonuçları	87
Çizelge 5.5. Pearson korelasyon değerleri	89

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

3D	: Üç Boyutlu
ADC	: Apperent Diffusion Coefficient
AHO	: Alan Hata Oranı
API	: Application Programming Interface (Uygulama Programlama Arayüzü)
BBE	: Bağlantılı Bileşen Etiketleme
BOS	: Beyin Omurilik Sıvısı
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CC	: Corpus Callosum
ÇH	: Çakışma Hatası
DAG	: Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
DXA	: Dual Energy X-ray Absorptiometry
EKG	: Elektrokardiyografi
FOV	: Field of View
GPRS	: General Packet Radio Service
GPS	: Global Positioning System (Küresel Konumlama Sistemi)
GSM	: Global System for Mobile Communications (Mobil İletişim İçin Küresel Sistem)
HU	: Hounsfield Unit (Hounsfield Birimi)
İKA	: İnternal Karotis Arter
İİAB	: İnce İğne Aspirasyon Biyopsisi
JDBC	: Java Database Connectivity
JSON	: JavaScript Object Notation
KMİ	: Kemik Mineral İçeriği
KMY	: Kemik Mineral Yoğunluğu
kNN	: k-Nearest Neighbors (k-En Yakın Komşular)

MR	: Manyetik Rezonans
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MSSQL	: Microsoft SQL Server
NEMA	: National Electrical Manufacturers Association (Ulusal Elektrik Üreticileri Birliği)
NEX	: Number of Excitations (Uyarım Sayısı)
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
PNS	: Paranasal Sinüs
QCT	: Quantitative Computed Tomography (Kantitatif Bilgisayarlı Tomografi)
QUS	: Quantitative Ultrasonography (Kantitatif Ultrasonografi)
SDK	: Software Development Kit (Yazılım Geliştirme Kiti)
SNR	: Signal to Noise Ratio (Sinyal Gürültü Oranı)
SS	: Sfenoid Sinüs
TBNBG	: Tek Başlangıç Noktalı Bölge Genişletme
TIFF	: Tagged Image File Format
TSH	: Thyroid-Stimulating Hormone
US	: Ultrasonografi
ZSI	: Zijdenbos Similarity Index (Zijdenbos Benzerlik İndeksi)

1. GİRİŞ

Bilgisayar teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak elektronik veri işleme son yıllarda hızla gelişmektedir. Bilgisayarların giderek boyutlarının küçülmesi, bellek kapasitelerinin ve veri işleme hızlarının artışı, görüntü işleme teknolojilerindeki gelişmeyi hızlandırmıştır. Bu gelişmeler dijital bir görüntü haline getirilmiş olan gerçek yaşamdaki görüntülerin, bir girdi olarak işlenmesi ve istenilen çıktılar elde etme işlemi olarak bilinen sayısal görüntü işleme teknolojisinde kullanılan yazılımların da gelişmesine neden olmuştur.

Günlük hayatımızda mobil cihazlardaki görüntü işleme uygulamaları, bilgi alışverişinin artması, paylaşımların çoğalması ve sosyal medyanın yaygınlaşması nedeniyle önemli hale gelmiştir. Teknolojinin yaygınlaşmasıyla birlikte mobil cihazlarda internet erişim hızı ve çeşitli donanım özellikleri de zamanla gelişmiştir. Özellikle son yıllarda mobil teknolojilerdeki ilerlemeler, mobil cihazların tıbbi uygulamalarda daha etkin bir şekilde kullanılabilmesini göstermektedir.

1.1. Amaç

Bu tezde; ilk olarak tıbbi veriler üzerinde sayısal görüntü işleme teknikleri kullanılarak hekime yardımcı tanı destek sistemi geliştirilmesi hedeflenmiştir. İlk aşamada çeşitli tıbbi veriler, ilgili polikliniklerden temin edilmiştir. Manyetik rezonans (MR), tomografi görüntüleri ve bu görüntüleri destekleyecek tıbbi raporlar görüntü işleme teknikleriyle, doktorun teşhiste işini kolaylaştıracak bölütleme tabanlı alan/hacim ölçme vb. işlemler yapılması amaçlardan birini oluşturmaktadır. Tezde ikinci bir amaç da oluşturulan sistemin mobil ortama aktarılmasıdır. Bu amaçla her geçen gün daha yaygın kullanılmakta olan Android işletimi için uygulama geliştirilmiştir.

1.2. Kapsam

Tez tıbbi görüntüler üzerinde ölçüm ve modelleme yapan beş ana çalışmadan oluşmaktadır. İlk olarak midsagittal MR görüntüleri üzerinde corpus callosum (CC) alanı hesaplanmıştır. Literatürde midsagittal kesit MR görüntülerinde corpus callosum detaylı olarak incelenmiş ve boyutları, morfolojisi, yaş ve cinsiyet değişiklikleri ile nöropsikiyatrik hastalıklara bağlı değişiklikler değerlendirilmiştir. Türkiye’de yapılan birçok tıpta uzmanlık çalışmalarında; CC ölçümlerinin bir kısmı kadvralar üzerinde, birçoğu MR görüntüleri üzerinde elle bölütleme yapılarak gerçekleştirilmektedir. MR görüntüleri

üzerinde yapılan manuel bölütleme, veri setinin büyüklüğüne bağlı olarak yoğun emek ve zaman gerektirmektedir. Bu çalışmada MR görüntüleri üzerinde otomatik bölütleme yapılarak gerekli morfolojik bilgiler elde edilmiş, emek ve zamandan tasarruf edilmesi amaçlanmıştır.

Tezdeki ikinci çalışma konusunu bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri kullanılarak sfenoid sinüs (SS) kesit alanının hesaplanması oluşturmaktadır. Sfenoid sinüs kafatası içinde, göz ve burunun arkasında, hipofiz bezinin altında, ince bir kemiğin çevrelediği, içinde hava bulunan, yaklaşık üzüm tanesi hacminde olan bir boşluktur. Bazı cerrahi operasyonlarda burun – SS yolu izlenerek operasyon yapılacak bölgeye ulaşılmaktadır. Her insanın sfenoid sinüs anatomisi birbirinden çok farklı olabileceği için bu cerrahi müdahalelerden önce SS'e ait morfolojik bilgilerin (alan, hacim, uzunluk vb.) ölçülmesi önem arz etmektedir. Bu amaçla sfenoid sinüse ait alan bilgisi, en uzun en ve boy hesaplanmıştır. Bu ölçümler uzman tarafından elle yapılan ölçümlerle kıyaslanarak çalışmanın başarısı değerlendirilmiştir.

Üçüncü çalışma konusu ise paranazal sinüs BT görüntü serileri kullanılarak paranazal sinüslerin 3D modellemesini içermektedir. Bu sayede doktor için, insan kafatasında bulunan sinüslerin iki boyutlu seri halindeki görüntüleri kullanılarak üç boyutlu modeli oluşturulmuş, bölge daha görsel hale getirilmiştir. Böylece hastaya cerrahi müdahale öncesi cerrahi yöntemin doğru seçilmesi, cerrahinin güvenli bir şekilde uygulanması ve komplikasyonlardan kaçınılmasına katkı sağlanması amaçlanmıştır. Cerrahi işlem sırasında oluşabilecek komplikasyonlardan kaçınılması için dikkat edilmesi gereken anatomik varyasyonların BT inceleme ile değerlendirilmesi 3D modellemeyle desteklenmiştir.

Tezin dördüncü konusunu MR görüntüleri üzerinden tiroit nodül alanlarının hesaplanması oluşturmaktadır. Dünya nüfusunun yarısından fazlasının tiroit bezinde nodül bulunmaktadır. Birçok tiroit nodülü zararsız olup tedavi gerektirmezken, tüm nodüllerin yaklaşık %5'i kanser olma eğilimindedir. İstatistikler bir nodülün kanser olma olasılığının düşük olduğunu gösterse de, söz konusu insan hayatı olduğundan, nodüllerin boyutları küçük bile olsa hekim tarafından belirlenmeli ve değerlendirilmelidir (Tuncer ve ark., 2014). Bu amaçla tiroit nodüllerinin alanı hesaplanmış, hesaplanan alanlar doktor tarafından belirlenen alanlarla kıyaslanarak başarısı ölçülmüştür.

Beşinci ve son çalışma konusunda ise lomber MR görüntüleri üzerinde L1-L4 omurlarına ait alanlar bölütlenerek, bu alanların intensitesi ile kemik dansitometri rapor sonuçları karşılaştırılması üzerine durulmuştur. Çalışmanın amacı, hem MR çektiren hem de kemik yoğunluğu ölçümü yaptıran kişilerin, sadece lomber MR görüntüleri ile kemik mineral yoğunluğu ölçüm sonuçlarının da elde edilip edilemeyeceğini araştırmaktır. Araştırma sonucunda omur intensiteleri ile kemik yoğunluğu ölçümü rapor değerleri arasında bir korelasyon tespit edilememiştir.

Ayrıca corpus callosum çalışması mobil ortamda gerçekleştirilerek tezde mobil uygulama için önerilen sunucu istemci mimarisi çalıştırılarak, sunum yapılmak suretiyle test edilmiştir.

1.3. Önceki Çalışmalar

Görüntü işleme analizi ve bilgisayar görmesi, son yıllarda hem teorik hem de uygulama alanında çok büyük gelişmeler sergilemiş ve birçok teknolojik alanda uygulama imkânı bulmuştur. Görüntü işleme, bilgisayarla görme ve yapay görme disiplinleri birçok bilim alanında sıkça kullanılmaktadır. Medikal alanında görüntü işleme ile tanı destek sistemleri geliştirilerek doktorun çalışmaları kolaylaştırılmakta, kolay teşhis yapmasına olanak sağlanmaktadır. Bu amaçla özellikle kenar çıkarma, nesne tanıma, anormallik tespiti gibi konular popüler çalışma alanlarıdır. Video görüntülerin sıkıştırılması, resim kalitesinin artırılması, internet ortamında resimlerin iletilmesi, parmak izi tanıma, yüz tanıma, uydu fotoğraflarının incelenmesi, elektronik savaş ve özellikle tıp alanındaki uygulamalara sıkça rastlanmaktadır. Gamma-Işını, röntgen ve MR görüntülerinin incelenmesi, patolojik doku örneklerinin analizi, mikro canlıların boyutlarının otomatik bulunması gibi örnek uygulamalar mevcuttur (Gonzalez ve Woods, 2002).

Bilgisayarlı görüntü analizi ile hücre morfolojisi, marker ekspresyonu, DNA indeks ve yapısal değişiklikler belirlenerek teşhise yardımcı bir sistem geliştirilmiştir. Bu işlemlerle bilgisayarlı görüntü analizinin daha objektif olarak yapılabilmesi sağlanmıştır (Canzonieri ve Carbone, 1998).

Mesane epitelindeki neoplastik nükleuslar bilgisayarlı görüntüleme analizinde belirlenerek kanser geliştirme riski yüksek vakalar belirlenmiştir. Bu işlemin bilgisayarlı görüntü analizi ile kolayca gerçekleştiği vurgulanmıştır (Dulewicz ve ark., 2003).

Bilgisayarlı görüntüleme analizinin, mesane tümörlerinde kullanıldığında, nükleer atipinin belirlenmesi ve derecelendirmede daha objektif değerler verdiği bildirilmiştir (Spyridonos ve ark., 2001).

Prostat karsinomlarını iyi huylu prostat hiperplazisi ve normal prostat dokusundan ayırımında bilgisayarlı görüntü analizi kullanılmıştır. Stromal elemanlar immünohistokimyasal ve vanGieson gibi konvansiyonel histokimyasal yöntemlerle boyanmıştır. Boyanma sonrası bilgisayarlı görüntü analizi yapılmış ve aralarında önemli farklılıklar olduğu gözlenmiştir. Böylelikle prostatik bölgede fark edilmesi oldukça zor olan karsinomların belirli lezyonlarla, bilgisayarlı görüntü analizi, immünohistokimya ve histokimya kullanılarak ayrılabilirdiğini göstermişlerdir (Zhang ve ark., 2003).

Bulanık sinir ağı modeliyle, akciğer bölgesinin histogramına göre bir eşik değeri seçilmiş ve ardından bu eşik değerinden yüksek yoğunluktaki yapılar ilgi alanı olarak tespit edilmiştir (Lin ve Yan, 2002).

Gri seviyeli görüntüler üzerinde eşik değerinin esas alındığı bir nodul tespit sistemi geliştirilmiştir. Sistemin başarı kistası olarak duyarlılık gösterilmiş ve %86 gibi bir başarı elde edilmiştir (Ko ve Naidich., 2003).

Android tabanlı acil alarm ve sağlık yönetimi sistemi GPS ve GSM ağlarını da kullanarak hasta bir sorunla karşılaştığında, hastaneye, doktora, hastanın ailesine veya arkadaşlarına hastanın konumu; arama, sms veya internet yoluyla iletilmektedir (Du ve ark., 2011).

Vücuda yerleştirilmiş sensörlerle Android cihaza bilgilerini bluetooth gibi teknolojilerle göndermekte cihaz ise topladığı bu bilgileri sistemin üçüncü ve son katmanı olan medikal uygulamaların bulunduğu sunucuya GPRS yoluyla gönderen bir uygulama geliştirilmiştir. (Boulmalf ve ark., 2012).

Mikroskoptan alınan kan hücreleri görüntüsünde hücre sayımı yapan Android uygulaması geliştirilmiştir. Görüntüler üzerinde Otsu eşikleme, morfolojik operasyonlar ve watershed algoritması uygulanmış, başarının %80 olduğu belirtilmiştir (Karunakar ve Kuwadekar, 2011).

Melanoma cilt kanserinin tespiti için görüntülerde kenar tespiti yapılarak şekil özellikleri belirlenmiş buna ek olarak renk bilgisi de kullanılarak, sınıflandırıcı tarafından görüntüler

sınıflandırılmıştır. Görüntü işleme için Android için OpenCV kütüphanesi kullanılmıştır. %66,7 oranında başarı elde edildiği belirtilmiştir. (Ramlakhan ve Shang, 2011).

Geliştirilen Android uygulamasıyla parkinson hastaları için spiral analizi uygulaması yapılan çalışmada, kullanıcılardan çizilmesi istenilen şekillerin olması gereken halleriyle kıyaslanması sonucu Parkinson hastalığı ölçütü olan parametrelerin ölçümleri yapılmıştır (Surangsritat ve Thanawattano, 2012).

Akıllı telefonlarda gömülü bulunan ivme sensörü sayesinde ivmelenme verisi ölçülerek Android için düşüş tespiti uygulaması geliştirilmiştir. Düşme tespit edilmesi durumunda daha önceden belirlenmiş kişilere uyarı mesajı gönderilmektedir (Fang ve ark., 2012).

Dört boyutlu MR imgelerinden kalbin hareketlerini detaylı olarak tanımlayan kişisel bir kalp modeli oluşturan bir teknik ve gerekli yazılım geliştirilmiştir. Çalışmada FISP türü kardiyak MR görüntülerinde, aktif deforme olabilen bir modelin, iç elastiklik ve çekilen MR imgelerindeki bilgiler yardımı ile kalbin sol karıncık yüzeyini otomatik olarak bulması sağlanmıştır. Kalbin ejeksiyon yüzdesi hesaplanmış ve sonuçlar uzmanların elde ettiği değerlerle karşılaştırılmıştır (Öztürk, 2005).

Sayısal görüntü işleme ve yapay sinir ağları teknikleri kullanılarak, tıbbi hacim bölütleme alanında iyileştirme yapılması hedeflenen çalışmada karaciğer nakli öncesi verici değerlendirmelerinde kullanılabilir olan bir bölütleme yöntemi geliştirilmiştir. Çalışmaya paralel olarak karaciğer bölütlenmesi için transfer fonksiyonu saptanmasını sağlayacak radyal tabanlı yapay sinir ağı modeli önerilmiş ve farklı görüntü serilerine uygulanması gerçekleştirilmiştir (Güzeliş ve ark., 2008).

Kanser ile ilgili bir çalışmada nesnel tanı ve derecelendirme için matematiksel kanser modellemesi ve akıllı tıbbi karar verme sistem tasarımı adlı bir çalışma yapılmış, çalışmada otomatik biyopsi görüntü analizi için, hesaplama dayanan yeni yöntemler tasarlanmış ve geliştirilmiştir. Bunlardan ilk grup, heterojen biyopsi görüntülerini homojen bölgelere ayıran bölütleme algoritmalarıdır. Diğer grup yöntem, ana olarak dokuların nicelenerek karar verme sistemleri tasarlanması üzerinedir. Bu amaçla, renksel, dokusal ve yapısal yöntemler incelenmiştir. Bu yöntemler, kolon dokularında otomatik kanser tanı ve derecelendirmesinde, kolon dokuları için immünohistokimyasal analizlerde ve beyin dokularında kanser derecelendirmesinde kullanılmıştır (Demir ve Sökmensüer, 2010).

Başka bir çalışmada çok ölçekli yaklaşımlar diye adlandırılabilir oldukça geniş bir görüntü işleme yöntem grubuna dâhil olan bazı metotlar için en azından aydınlatıcı yaklaşımlar bulmak ve bu yöntemlerin uygulamasında karşılaşılan sorunların bir kısmının ne olduğunu anlamak ve mümkünse çözebilmek için planlanmıştır. Üzerinde çalışılan yaklaşımlar aktif çevre yöntemleri, doğrusal olmayan yayılım süzgeçleri, çok yönlü ve çok ölçekli Gabor süzgeçleri ve genel olarak morfolojik yöntemler olarak adlandırılabilir. Yapılan çalışmalarda, bilhassa uygulama açısından, aktif çevre yöntemleri ve doğrusal olmayan yayılım süzgeçlerini işin bir parçası olarak kullanan kan hücresi bulma ve tanıma çalışmanın çok başarılı olduğu belirtilmiştir (Leblebicioğlu, 2003).

Türkçe doküman bölütleme ve tanıma sistemi ile ilgili projede elle veya makineyle yazılmış, imgesiz, Türkçe metinli dokümanları tanıyacak çevrimdışı bir sistem geliştirilmiştir. Çalışmada, sisteme bir blok halinde sunulan Türkçe metin taranarak elde edilen imgenin işlenmesi sonucu, buna karşılık gelen karakter kodunun bulunduğu ifade edilmektedir. Proje kapsamında geliştirilen sistemde doküman bölütleme ve tanıma ile Türkçe doğal dil işleme ve istatistiksel modelleme teknolojileri beraber kullanılmıştır ve pek çok uygulamaya (eski kitapların/gazetelerin arşivlenmesi, postane otomasyonu vb.) kaynak olabilecek bir sistem oluşturulduğu belirtilmiştir (Yanıkoglu ve Oflazer, 2004).

1.4. Tezin Organizasyonu

Tez altı bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde tez hakkında genel bilgilere yer verilmiş, amaç ve kapsamı detaylı olarak açıklanmıştır.

İkinci bölümde tezde materyal olarak kullanılan MR ve BT görüntüleme teknikleri hakkında bilgi verilmiş, bu iki görüntüleme tekniği kıyaslanarak avantajları ve dezavantajları değerlendirilmiştir. Ayrıca çalışmalarda kullanılan görüntülerin veri tipi olan DICOM dosyaları hakkında bilgi sunulmuştur.

Üçüncü bölümde çalışmalarda kullanılan tüm ortak ve özel yöntemlerin ayrıntılarından bahsedilmiştir. Öncelikle ikili görüntüler üzerinde uygulanan açma, kapama, aşınma, genişleme ve etiketleme yöntemleri açıklanmıştır. Daha sonra bölütleme için kullanılan tek başlangıç noktalı bölge genişletme (TBNBG) ve Otsu eşikleme yöntemleri ele alınmıştır. Bölütlenmiş serileri kullanarak üç boyutlu modeller oluşturulmasına yardımcı olan modelleme teknikleri de bu bölümde ayrıntılı olarak sunulmuştur. Ayrıca bölütlemelerin

başarımını ölçen ZSI, AHO, Çakışma hatası gibi başarımların ölçümleri bu bölümde bahsedilen son yöntemlerdir.

Dördüncü bölümde mobil uygulama için oluşturulan sunucu – istemci mimarisi ve uygulamanın kendisi hakkında bilgi verilmiştir.

Tezin en kapsamlı bölümü olan beşinci bölümde tezin amacı bölümünde de bahsedilen beş ayrı çalışma, görselleriyle beraber ayrıntılı olarak açıklanmış, her bir konu için önceki çalışmalar ve ilgili tıbbi görüntülerin anatomik yapılarından da bahsedilmiştir.

Altıncı ve son bölüm olan sonuçlar kısmında elde edilen tüm sonuçlar ayrıntılı bir şekilde verilmiş, elde edilen sonuçların başarısı tartışılmıştır.

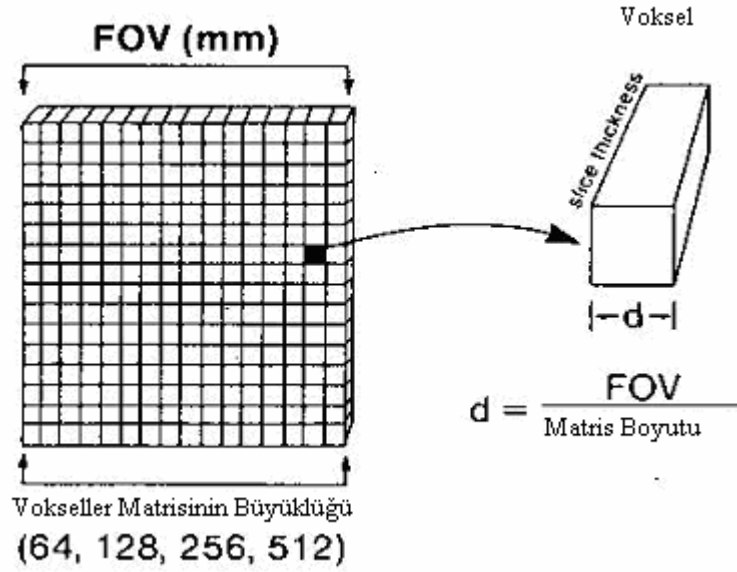
2. TIBBİ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ VE DOSYA FORMATLARI

2.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme

MR cihazının ilk prototipleri 1981 yılında geliştirilmiştir. Gerçek anlamda 1984 yılında tıbbi birimlerde hizmete girmiştir. Ülkemizde ise MR cihazı 1986 yılında hizmete alınarak, kullanılmaya başlanılmıştır.

Tanı amaçlı kullanılan MR cihazı protonların manyetik alan altındaki titreşimlerinden yola çıkarak oluşturulmuştur. Manyetik rezonans görüntüleme yöntemi, sadece en yüksek doku kontrastına sahip olması ile değil, çok düzlemde kesit alınabilmesi, kemik artefaktının olmaması gibi özellikleriyle de tercih sebebi olmuştur. X-ışını gibi zararlı etki göstermemesi önemli bir özelliğidir.

Manyetik rezonans görüntüsü temel birim olarak voksellerden oluşur. Bahsi geçen voksel (volüm-piksel) sinyalin alındığı dokunun hacmi ise buna karşılık ekrana yansıyan piksel o volümün intensitesidir. Piksellerin oluşturduğu sıra ve sütunlar görüntü matrisini belirler. Piksel sayısı arttıkça, görüntüdeki detay (çözünürlük) artmaktadır. Çözünürlük haricinde elde edilecek görüntünün kalitesini etkileyen, birbirleri ile ilişkili olan FOV (görüntüleme alanı), matris, NEX (uyarma sayısı) ve SNR gibi etkenlerdir. SNR, sinyal gürültü oranıdır. SNR değerinin yüksek olması görüntünün kalitesinin yüksek olmasına, düşük olması ise görüntünün granüllü ve kalitesinin anatomik detaydan yoksun olmasına sebep olur. Matris, ekrandaki piksel hacmini belirleyen faz kodlama ve frekans kodlama değerleri tarafından belirlenir. Matris değerinin yüksek olması çözünürlüğü artıracığından buna bağlı olarak görüntü kalitesi artmaktadır. FOV, ekrana yansıyan görüntüdeki dokunun mm cinsinden büyüklüğüdür. Eğer ilgilenilen doku alanı büyük ise FOV değeri de büyüktür. İlgilenilen doku alanı küçük ise FOV küçük olarak belirlenmelidir. FOV değeri ile çözünürlük ve SNR doğrudan ilişkilidir. Şekil 2.1.'de FOV ve voksel kavramları açıklanmıştır (Yüksel, 2010).



Şekil 2.1. FOV ve vksel kavramları (Yüksel, 2010).

2.1.1. MR cihazının avantaj ve dezavantajları

MR cihazının çözünürlüğünün BT cihazınkine kıyasla pek farkı yoktur. 64x64 düşük çözünürlükle başlayan MR görüntüleme artık 256x256, 512x512 1024x1024 gibi yüksek çözünürlüklü görüntüler üretebilmektedir. MR, çalışma prensipleri gereği yumuşak dokuları BT'ye oranla çok daha iyi görüntüleyebilmektedir. Bu durum doku görüntüleme MR görüntülemenin hassasiyetinin daha iyi olduğunu göstermektedir. MR cihazının yüksek hassasiyeti sayesinde birçok doku ve lezyon saptanabilmektedir. MR görüntülemenin hassaslık ve çözünürlük bakımından üstünlükleri olmasına rağmen bazı patolojik dokuların işaretleri birbirlerine oldukça benzemektedir. Bu dokuların kolaylıkla görüntülenebilmesine rağmen tanının tam olarak konulması zordur (Yüksel, 2010).

2.2. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografi cihazı konvansiyonel X-ışını cihazlardan tanıdığımız X-ışını tüplerinin bir benzerini kullanan, vücuttaki herhangi bir bölgenin kesit görüntüsünü oluşturabilen bir cihazdır. Ancak BT cihazı sürekli dönmekte olan GANTRY'ye bağlı olarak diğer X-ışını cihazlarının aksine her açıdan organların görüntülerini alabilir. Sürekli dönen bu tüp ve karşısındaki detektör aracılığıyla görüntüler alınarak bilgisayarda işlenir ve ilgili organın kesit görüntüsü oluşturulur.

BT’de ölçüm yapılan birimler aynı MR görüntülemeye de bahsedildiği gibi voksellerdir. Vokseller kesit kalınlığının yaptığı dikdörtgen prizmalardır. Her voksel için BT taraması boyunca X-ışını fotonu ile doğrusal olarak hareket ettirilir ve gönderilen radyasyon miktarı detektörler aracılığıyla ölçülür. İlgili kesitteki her bir noktadaki dokunun yoğunluk değeri hesaplanır. Hesaplanan bu yoğunluk değerleri bilgisayarlar aracılığıyla her bir vokselin X-ışınlarını tutma değerlerine dönüştürülmektedir. Daha sonra bu değerler suyun yoğunluk değeri baz alınarak bununla kıyaslanır ve Hounsfield Birimi (HU) cetveli üzerinde gösterilir. Hounsfield cetveli esas alınarak voksellere bir sayısal değer verilmektedir. Dokuların yoğunluğu bu sayısal değerden büyükse pozitif, değilse eksi değer alır. Son aşamada ise bu değerler siyah, beyaz ve arada olan gri değerlerin oluşturduğu piksel matrisiyle görüntüyü oluştururlar (Yüksel, 2010).

2.3. MR-BT Kıyaslaması

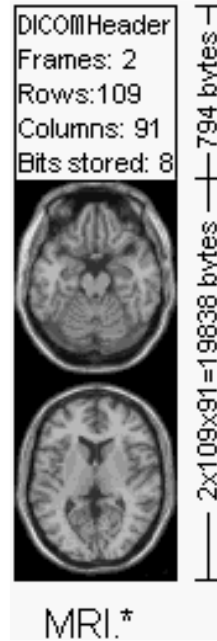
MR görüntüleme ile BT görüntülemenin benzer özellikleri ve farkları çizelge 2.1.’de karşılaştırılmıştır.

Çizelge 2.1. MR-BT Kıyaslaması.

MR- Manyetik Rezonans	BT- Bilgisayarlı Tomografi
Yumuşak dokuların incelenmesinde, kemikli dokulara göre daha başarılıdır.	Kemikli dokuların incelenmesinde, yumuşak dokulara göre daha başarılıdır.
Görüntülemenin başarısında dokulardaki H ⁺ iyonunun yoğunluğu etkilidir.	Görüntülemenin başarısında dokulardaki Ca elementi yoğunluğu etkilidir.
Kullanım alanı; yapısal bozukluklar, tümörler ve cerrahi travmalardır.	Kullanım alanı; nörolojik uygulamalar, nörolojik tümörler, karın bölgesi ve bağırsakların patolojik incelemesi ve kardiyo-vasküler inceleme konularıdır.
Dünya sağlık örgütünün güvenlik için belirlemiş olduğu SAR limitlerine uyulduğu sürece belirlenmiş bir zararı bulunmamaktadır.	X-ışını kullanılmasının insan sağlığına belirli oranlarda zararları vardır.
MR hastanın pozisyonu değiştirilmeksizin vücudun herhangi noktasından 3 ayrı eksenden kesitler alabilmektedir.	BT cihazı ancak bir eksende kesit alabilmektedir.

2.4. DICOM Veri Tipi

“Digital Imaging and Communications in Medicine” cümlesinin kısaltması olan DICOM, tıpta dijital görüntüleme ve iletişim anlamına gelmektedir. Bu tıbbi görüntüleme ve iletişim formatının standartları 1993 yılında Amerika’daki Ulusal Elektrik Üreticileri Birliği (NEMA) tarafından belirlenmiştir. Zaman içerisinde geliştirilen bu formatın 2016 yılı itibariyle DICOM standartları 20 bölümden oluşmaktadır. Her bölüm de kendi içerisinde sayısız bilgi ihtiva etmektedir. Bu standartlara ait güncel ve detaylı bilgilere dicom.nema.org adresinden ulaşılabilir (NEMA, 2016). DICOM standartlarının değişen yapısı ve oldukça ayrıntılı olduğu göze alındığında DICOM verilerini işleyebilmek için hazır kütüphaneler veya yazılımlar kullanmak daha cazip olabilir. Şekil 2.2’de basit bir örnek DICOM görüntü dosyası gösterilmektedir.



Şekil 2.2. Örnek DICOM görüntü dosyası.

Bu örnekte ilk 794 byte DICOM formatının başlığı olarak kullanılır. Tarama hakkındaki bilgileri ve resmin boyutlarını tutmaktadır. Başlık kısmının boyutu, içerisindeki bilgi miktarına bağlı olarak değişir. Bu örneğin başlık bilgilerinde, her bir pikselin 8 bit yani 1 byte olan ve boyutları 109x91 çözünürlükte 2 görüntüden oluştuğu bilgileri yer almaktadır. Bu bilgilere göre tüm görüntülerin toplam boyutu 19838 byte etmektedir. DICOM dosyasında, başlık bilgisinden sonra görüntüler yer almaktadır. Başlık ve görüntü verisi tek bir dosyada yer almaktadır (Yüksel, 2010).

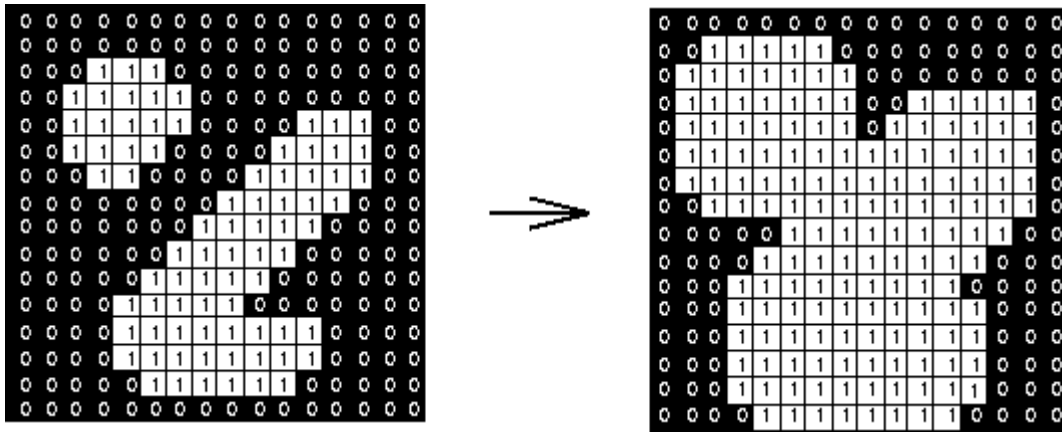
DICOM dosyalarında hastanın yaşı, kilosu, cinsiyeti gibi bilgilerinin yanı sıra çekime ait birçok parametre de tutulmaktadır. Bunlar; çekimin tipi, görüntü dizisindeki kaçınıcı görüntü olduğu, çekimin yapıldığı cihaz, çözünürlük, FOV gibi türlü bilgiler içermektedir. Tıbbi görüntü işleme alanında bu bilgiler oldukça faydalı olduğundan ve görüntüler işlenmemiş veya sıkıştırılmamış halde alınabildiğinden, DICOM verileri diğer sık kullanılan görüntü formatlarına göre tercih sebebi olmaktadır (Kuş, 2006).

3. YÖNTEMLER

3.1. İkili Görüntülerde Morfolojik İşlemler

3.1.1. Genleşme işlemi

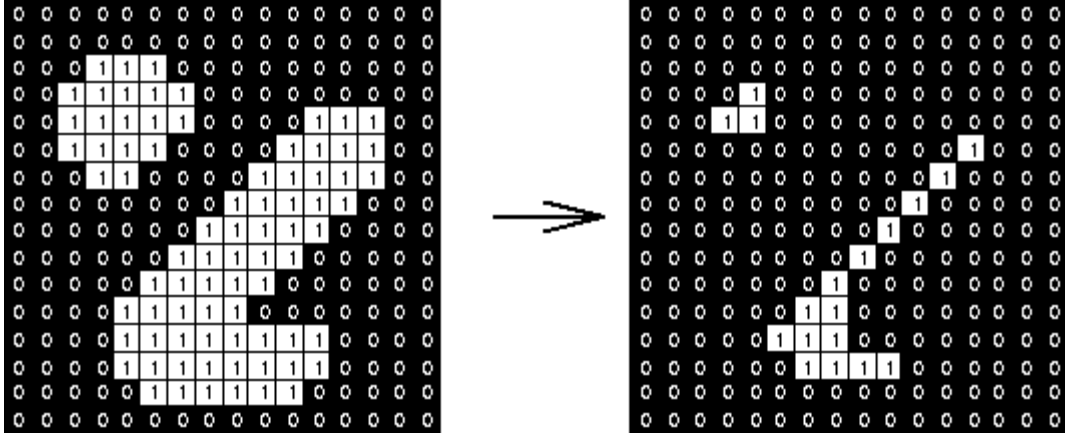
İkili görüntüdeki nesneyi büyütme yani kalınlaştırma işlemidir. Bu genişletme işlemi için yapısal eleman kullanılır. Nesneyi genişletmek, nesneyi yapısal elemanla kesiştiği bölümler kadar büyütme işlemidir. Yapısal eleman işlenecek nesnenin her bir pikseline oturtularak genişleme işlemi yapılmaktadır. Genleşme işlemi uygulanmış bir görüntüde içerisindeki yapısal elemandan küçük boşlukların doldurulması ve köşelerde yumuşama gözlenir. Şekil 3.1’de genişleme işlemi uygulanmış ikili görüntüler gösterilmektedir. (Karhan, 2011; Shapiro ve Stockman, 2000).



Şekil 3.1. Genleşme işlemi (Delmas, 2015).

3.1.2. Aşınma işlemi

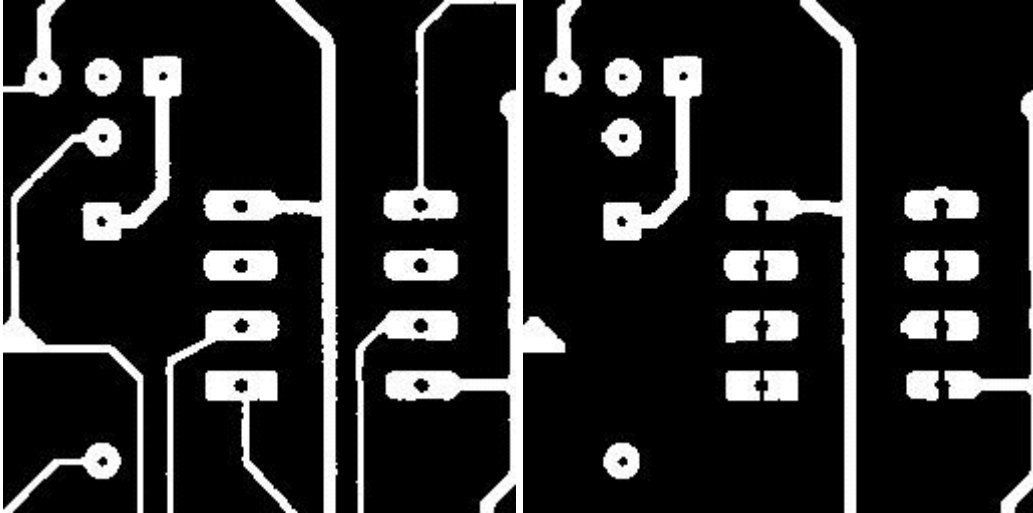
İkili görüntüdeki nesneyi küçültme yani inceltme işlemidir. Aşınma işlemi genişleme işleminin tam olarak olmasa da tersi gibidir. Görüntü içerisindeki nesnelere küçülür, boşluklar varsa genişler, Nesnelere ince yerlerinden ayrılabilirler. Şekil 3.2.’de ikili aşınma işlemi uygulanmış imgeler gösterilmektedir (Karhan, 2011; Shapiro ve Stockman, 2000).



Şekil 3.2. Aşınma işlemi (Delmas, 2015).

3.1.3. Açma işlemi

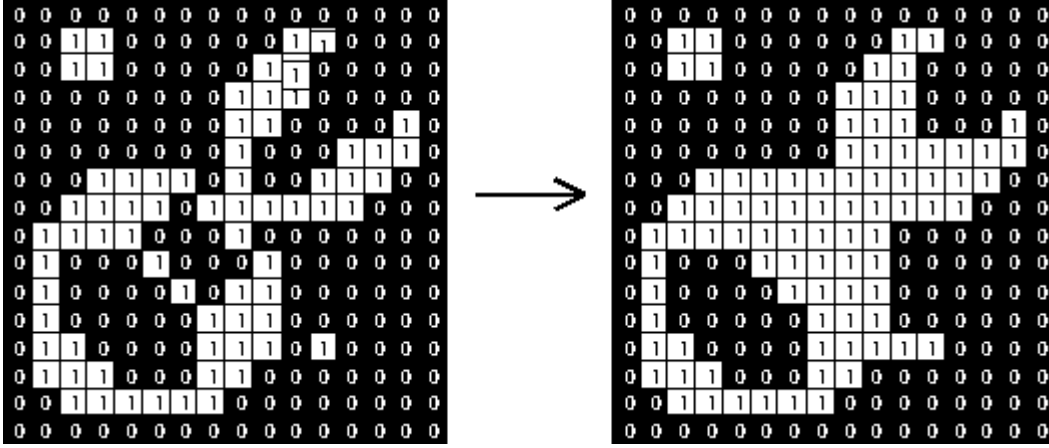
Görüntü üzerinde önce aşınma sonra genişleme işlemi uygulanması sonucu açma işlemi elde edilir. Yapısal elemanın büyüklüğüne ve şekline bağlı olarak ikili görüntü içerisindeki nesnelere ve nesnelere arasındaki boşluklar küçülür veya kapanır. Görüntü üzerinde kalan nesnelere ilk hallerinden biraz daha küçük hale gelebilir. Açma işlemi ile birbirine ince bir bağla bağlanan iki nesne görüntüde fazla değişim olmadan ayrılmış olurlar (Karhan ve ark., 2011; Günay ve ark., 2011). Şekil 3.3'te açma işlemi uygulanmış görüntü gösterilmektedir.



Şekil 3.3. Açma işlemi (Delmas, 2015).

3.1.4. Kapama işlemi

Görüntü üzerinde önce genişleme sonra aşınma işlemi uygulanması sonucu kapama işlemi elde edilir. Böylece birbirine yakın iki nesne imgede fazla bir değişim olmadan birbirine bağlanmış olur. Kapama işlemi sonunda görüntü içerisindeki boşluklar kapanarak görüntü üzerinde kalan nesneler, orijinal görüntüdeki şekillerine bürünürler (Karhan ve ark., 2011; Günay ve ark., 2011). Şekil 3.4’te kapama işlemi uygulanmış görüntü gösterilmektedir.



Şekil 3.4. Kapama işlemi (Delmas, 2015).

3.1.5. Bağlantılı bileşen etiketleme

Bölütleme veya eşikleme işlemleri sonucu ortaya çıkan ikili görüntüler üzerindeki ön planda bulunan nesnelerin daha sonradan yapılacak olan değerlendirmeler için birbirlerinden ayırt edilebilmeleri gerekmektedir. İkili görüntü üzerindeki bağımsız bileşenleri etiketleyen bu yöntemle bağlantılı bileşen etiketleme (BBE) yöntemi denilmektedir. Bu yöntem için birçok algoritma geliştirilmiştir. Bu algoritmalar 4 sınıfta toplanabilir (Tuncer, 2014).

1. Görüntü üzerinde iki geçiş yapan algoritmalar.
2. Görüntü üzerinde ileri-geri tekrarlı geçiş yapan algoritmalar.
3. Hiyerarşik ağaç yapıları kullanan algoritmalar.
4. Paralel yöntemler kullanan algoritmalar.

Tüm bu algoritmaların ortak amacı ikili görüntülerdeki ön plan nesnelerini etiketlemektir. Şekil 3.5'teki ikili örnek görüntü için iki geçiş yapan BBE ile etiketlenme algoritması şu şekilde işlemektedir:

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	0	0	1	1	0	0	1	1	0	0	1	1	0
0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0	0
0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0
0	0	1	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	1	1	0
0	1	1	1	0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	0
0	0	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	1	1	0
0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Şekil 3.5. Etiketleme işlemi için ikili örnek görüntü.

İlk geçişte 8'li komşuluk esas alınarak etiketleme yapmak için her bir piksel sırayla kontrol edilir. Arka plan pikselleri (0) için hiçbir etiketleme yapılmazken ön plan pikselleriyle (1) karşılaşıldığında eğer 8'li komşuluklarının hiçbiri etiketlenmemişse yeni bir etiket numarası alır, değilse etiketlenmiş komşularının en küçük etiket numarasına sahip olanının etiket numarasını alır. Ayrıca birden çok etiketlenmiş komşu ile karşılaşıldığında bu komşuların etiket numaraları eş etiketler tablosuna kaydedilir (CCL, 2016).

Bu durumda verilen etiket numaraları Şekil 3.6'daki gibi olacaktır.

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	0	0	2	2	0	0	3	3	0	0	4	4	0
0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	3	3	3	3	0	0
0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	3	3	3	3	0	0	0
0	0	1	1	1	1	0	0	0	3	3	3	0	0	3	3	0
0	1	1	1	0	0	1	1	0	0	0	3	3	3	0	0	0
0	0	1	1	0	0	0	0	0	5	3	0	0	0	3	3	0
0	0	0	0	0	0	6	6	5	3	0	0	7	3	3	3	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Şekil 3.6. İlk geçiş sonrası 1’den 7’ye kadar verilmiş etiket numaraları.

İlk geçiş sonrası 2 farklı nesne 7 etiketle belirtilmiştir. İkinci geçişte ise aynı nesne için verilmiş eş etiketler teke indirilerek her bir nesne için yalnız bir etiket verilmesi sağlanacaktır. Bu işlem için ilk geçişte elde edilen Çizelge 3.1.’deki eş etiketler tablosu kullanılacaktır (CCL, 2016).

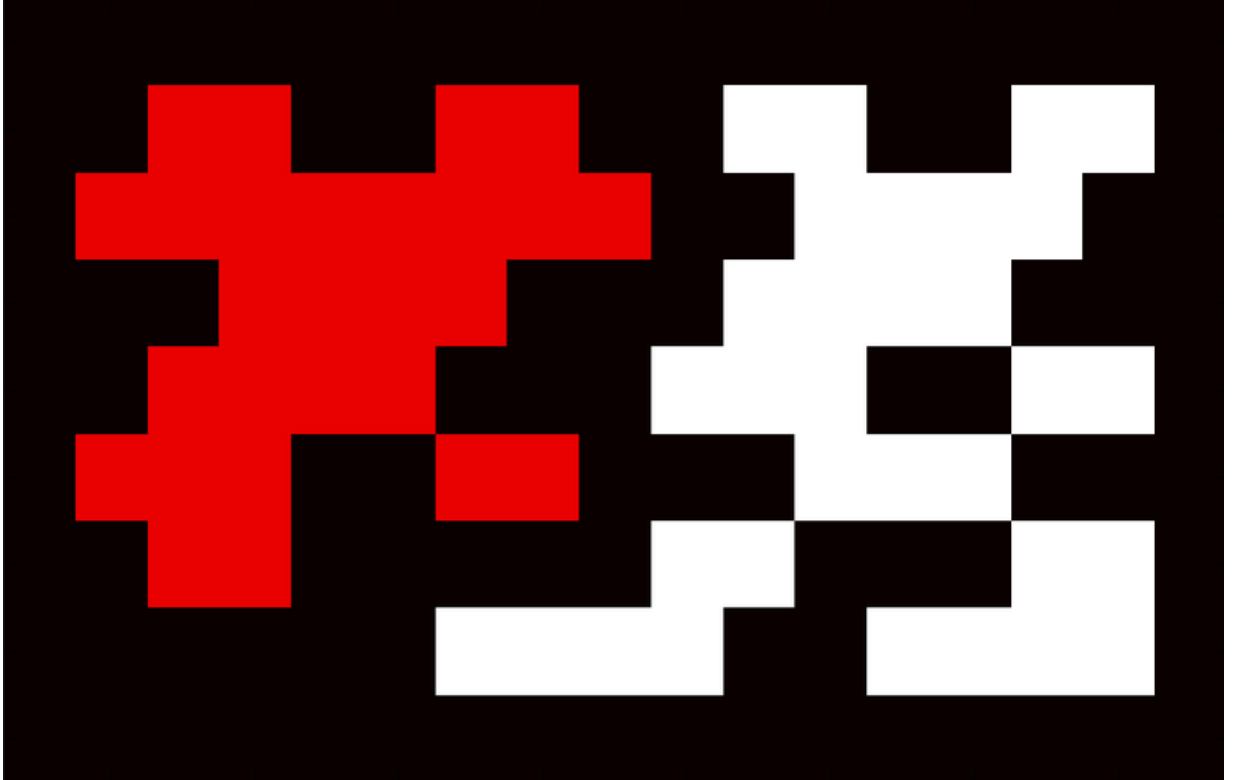
Çizelge 3.1. Eş etiketler tablosu

Etiket No.	Eş Etiketler
1	1,2
2	1,2
3	3,4,5,6,7
4	3,4,5,6,7
5	3,4,5,6,7
6	3,4,5,6,7
7	3,4,5,6,7

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	0	0	1	1	0	0	3	3	0	0	3	3	0
0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	3	3	3	3	0	0
0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	3	3	3	3	0	0	0
0	0	1	1	1	1	0	0	0	3	3	3	0	0	3	3	0
0	1	1	1	0	0	1	1	0	0	0	3	3	3	0	0	0
0	0	1	1	0	0	0	0	0	3	3	0	0	0	3	3	0
0	0	0	0	0	0	3	3	3	3	0	0	3	3	3	3	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Şekil 3.7. İkinci geçiş sonrası oluşan nihai etiketleme.

Şekil 3.7’de nihai etiketleme gösterilmiştir. Bu etiketlemeye bağlı olarak renklendirilen sonuç görüntüsü Şekil 3.8’deki gibi oluşmaktadır.



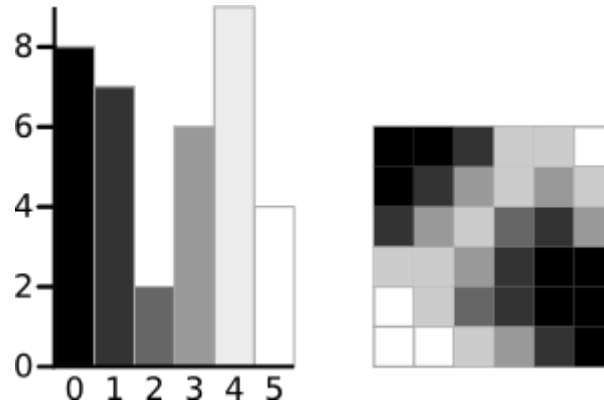
Şekil 3.8. Etiketleme işlemi sonuç görüntüsü.

3.2. Otsu Eşikleme

Gri seviye görüntülerin ikili görüntülere dönüştürülmesinde yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Yöntem gri seviyeden ikili görüntülere dönüşümün esası olan eşik değerinin belirlenmesini sağlamaktadır. İsmi yöntemi geliştiren Nobuyuki Otsu'dan alır (Otsu, 1975).

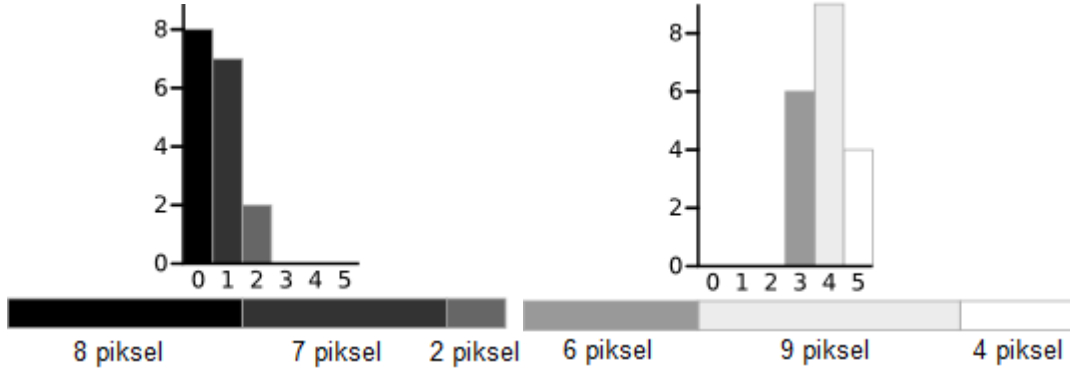
Otsu eşiklemenin algoritması temel olarak şöyledir: Arka plan ve ön planı birbirinden ayıracak olan eşik değerini belirlemek için gri seviye görüntüdeki tüm piksel değerleri için ön ve arka planın yayılım ölçümü yapılır. Ön plan ve arka plan için yayılımın en küçük olduğu değer eşik değeri olarak belirlenir (OT, 2016).

Algoritmayı 6x6'lık örnek bir görüntü üzerinde örnekleyelim. Görüntünün histogramı şekil 3.9'daki gibi olacaktır. Örneği basitleştirmek için sadece 6 gri seviye kullanılmıştır.



Şekil 3.9. 6 seviye gri tonlamalı görüntünün histogramı ve kendisi.

Altı seviye için de hesaplanacak değerlerden örnek olarak 3. seviyenin hesaplaması aşağıdaki gibidir.



Şekil 3.10. Eşik değerine göre arka plan ve ön plan histogramları.

Arka plan için:

$$\text{Ağırlık (A}_a\text{)} = (8+7+2)/36=0,4722$$

$$\text{Ortalama (O}_a\text{)} = (0*8+1*7+2*2)/17=0,6471$$

$$\text{Varyans (V}_a\text{)} = (((0-0,6471)^2*8) + ((1-0,6471)^2*7) + ((2-0,6471)^2*2))/17=0,4637$$

Ön plan için:

$$\text{Ağırlık (A}_o\text{)} = (6+9+4)/36=0,5278$$

$$\text{Ortalama (O}_o\text{)} = (3*6)+(4*9)+(5*4)/19=3,8947$$

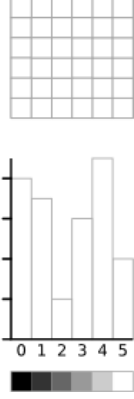
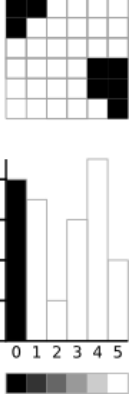
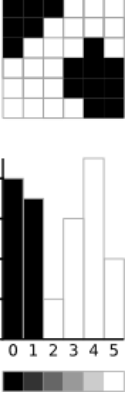
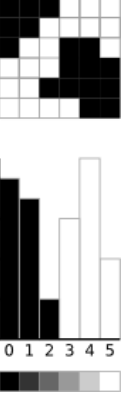
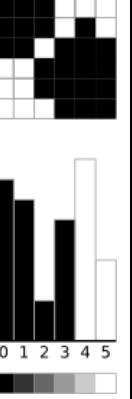
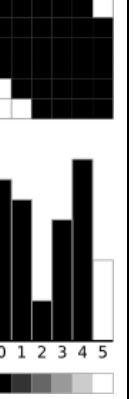
$$\text{Varyans (V}_o\text{)} = ((3-3,8947)^2*6) + ((4-3,8947)^2*9) + ((5-3,8947)^2*4)=0,5152$$

Bu eşik değeri için son adım olarak sınıflar arası varyans hesabı yapılır. Bunun için ise sınıfların ağırlık ve varyansı çarpılarak elde edilen değerler toplanır.

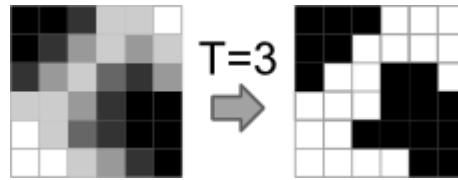
$$\text{Sınıflar Arası Varyans (V)} = A_a * V_a + A_o * V_o = 0,4722 * 0,4637 + 0,5278 * 0,5152 = 0,4909$$

Tüm gri seviye değerleri için bu sınıflar arası varyans hesaplandığında bulunan en küçük varyans değerine karşılık gelen gri seviye eşik olarak belirlenmiş olur.

Çizelge 3.2. Eşik değerlerine karşılık gelen ağırlıklı varyans değerleri.

Sonuç Görüntüsü ve Histogramı						
Eşik Değeri (T)	0	1	2	3	4	5
Sınıflar Arası Varyans	3,1196	1,5268	0,5561	0,4909	0,9779	2,2491

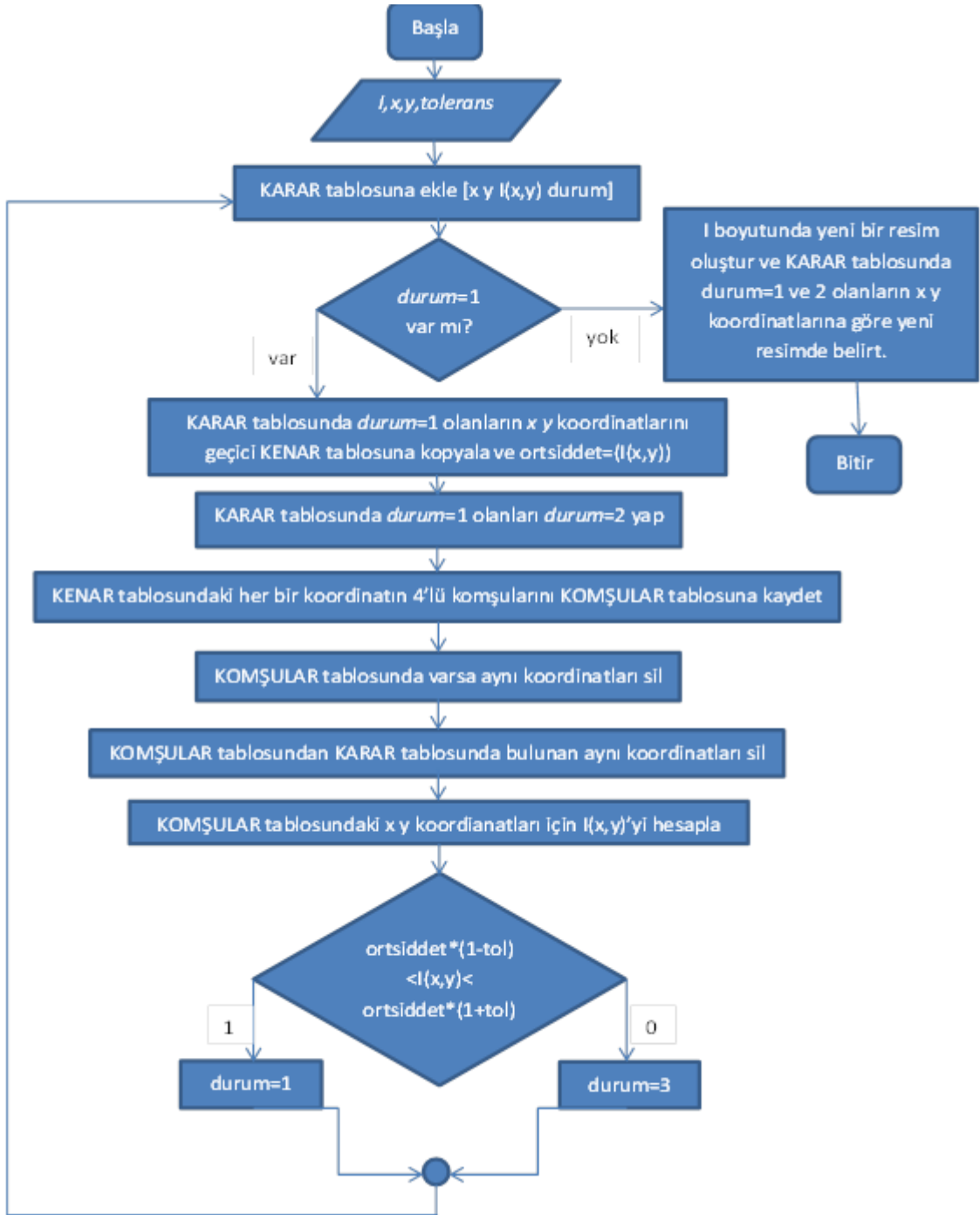
Verilen örnek için Çizelge 3.2’de görüleceği üzere en küçük sınıflar arası varyans 3 değeri için bulunmuştur. Ve böylece otsu eşiklemenin bulduğu bu eşik değerine göre 3’ten küçük olanlar arka plan, 3’e eşit veya 3’ten büyük olanlar ön plan olarak belirlenecektir. Sonuç görüntüsü aşağıdaki şekil 3.11’de gösterildiği gibi olacaktır (OT, 2016).



Şekil 3.11. Belirlenen eşik değerine göre oluşan ikili görüntü.

3.3. Tek Başlangıç Noktalı Bölge Genişletme Yöntemi

Bir bölütleme yöntemi olan bölge genişletme yöntemi, ilgilenilen bölgeden seçilen tek başlangıç noktasından genişleyerek tüm bölgenin bölütlenmesini hedefler. Bu amaçla ilk olarak başlangıç noktasının isteğe göre 4’lü veya 8’li komşuluklarına bakılır. Belirlenen tolerans veya eşik değerine göre komşu piksellerin ilgilenilen alana dâhil olup olmadıklarına karar verilir. Bölgeye yeni dâhil olan pikseller için de iteratif olarak bu işlemler ta ki bölgeye yeni piksel dâhil edilmeyinceye kadar sürer. Akış diyagramı şekil 3.12’de verilmiştir (Günay ve ark., 2011).



Şekil 3.12. TBNBG algoritması akış diyagramı

I: Giriş resmi

x,y: İlgili pikselin satır ve sütun koordinatları

I(x,y): İlgili pikselin şiddeti

durum: 1-Kenar(Sınır) pikseli; 2-Kabul edilmiş piksel; 3-Reddedilmiş piksel;

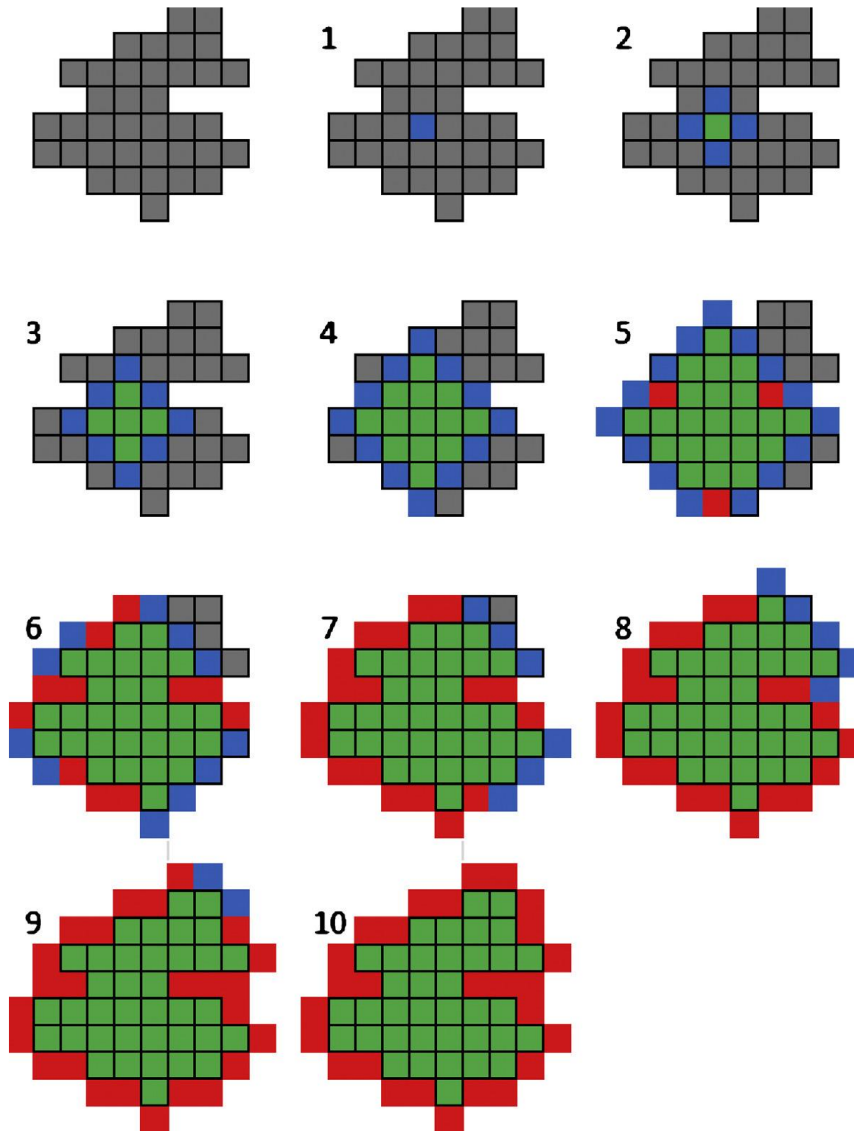
KARAR [x y I(x,y) durum]: pikselin koordinatları, şiddeti ve durumunun kaydedildiği tablo.

KENAR [x y]: Geçerli iterasyon için sınır pikseli (durum=1) olarak işaretlenen piksellerin koordinatlarının kaydedildiği tablo.

KOMŞULAR [x y]: Geçerli iterasyon için KENAR tablosunda tutulan piksel koordinatlarının eşsiz komşuluklarının kaydedildiği tablo

ortsiddet: KARAR tablosunda kabul edilmiş piksellerin (durum=2) şiddet ortalaması.

Bu algoritmanın örnek bir bölgeyi bölütlemesi aşağıdaki şekil3.13'te gösterilmiştir.



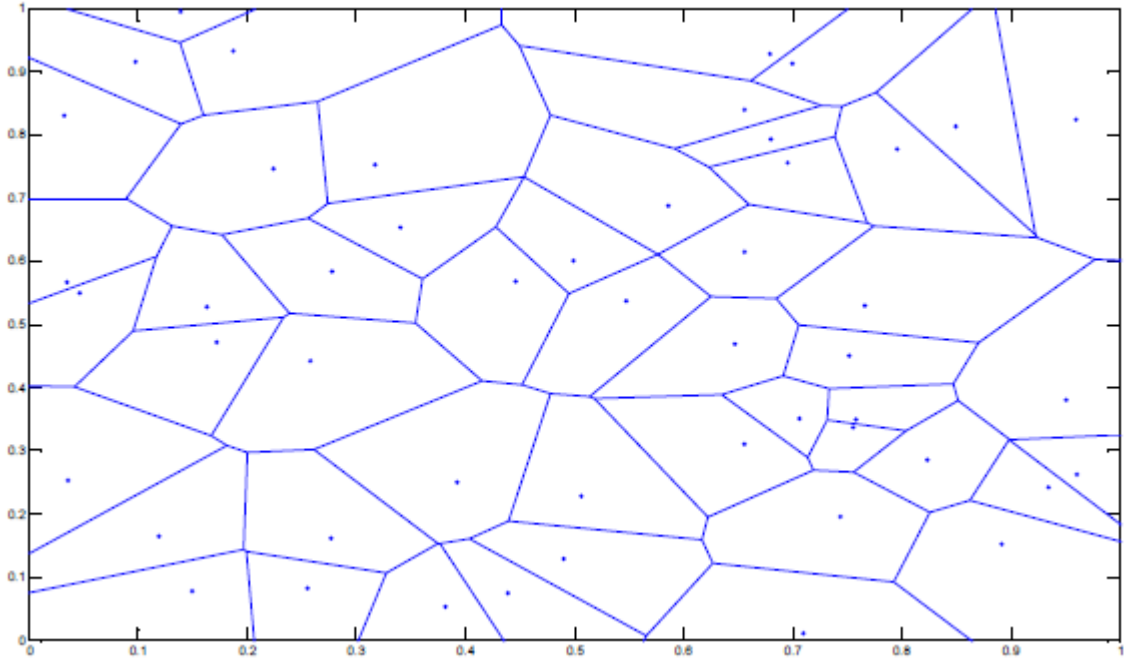
Şekil 3.13. Örnek bir bölgenin bölge genişletme algoritmasıyla bölütlenmesi.

Şekil 3.13'te Bölge büyütme algoritmasının dörtlü komşuluk kullanarak 10 adımda işleyişi gösterilmiştir. Şekilde 1.adımda başlangıç noktası gösterilmiştir. Daha sonraki adımlarda belirli bir eşik değeri kullanılarak komşu pikseller alana dâhil edilmiş ya da reddedilmiştir. Şekildeki mavi noktalar kenar pikselleri, yeşil noktalar alana dahil edilmiş pikselleri, kırmızı noktalar ise alana dahil edilmemiş pikselleri ifade etmektedir (Alkan ve ark., 2014).

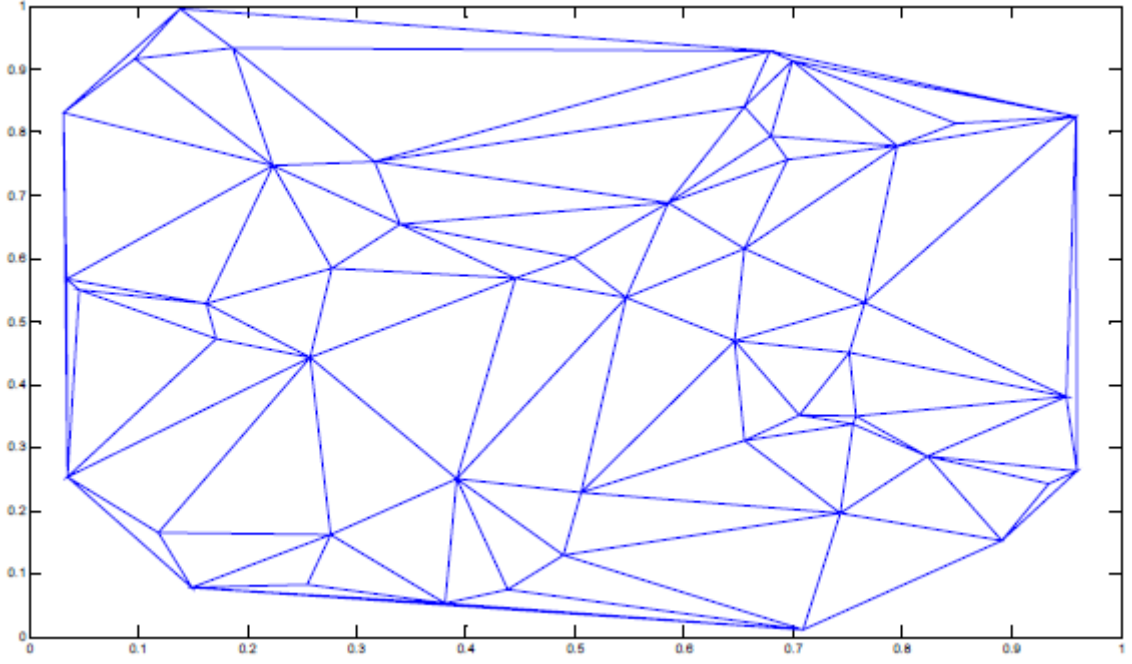
3.4. Üç Boyutlu Modelleme için Voronoi Diyagramı ve Delaunay Üçgenlemesi

Voronoi diyagramı ve Delaunay üçgenlemesi hesaplamalı geometri alanının önemli araçlarıdır. Üç boyutlu (3D) modelleme, yüzey örgüsü üretimi, alan hesaplamaları gibi konularda oldukça geniş kullanım alanı vardır. Örnek olarak Voronoi diyagramları, çalışılan uzayı alt bölgelere ayırmada kullanılır. Böylece yüzey modelleme gibi alanlarda çalışma alanı sağlar. Delaunay üçgenlemesi ise yüzeyi oluşturan nokta bulutunun örnek sayısına bağlı olarak yüksek kaliteli yüzey örgülerinin elde edilmesini sağlayabilir (Özbek, 2010).

Şekil 3.14 ve 3.15'de iki boyutlu düzlemde 50 nokta için Voronoi diyagramı ve Delaunay üçgenlemesi gösterilmiştir.



Şekil 3.14. Rastgele oluşturulmuş 50 noktalık nokta bulutu için Voronoi diyagramı.



Şekil 3.15. Rastgele oluşturulmuş 50 noktalık nokta bulutu için Delaunay üçgenlemesi.

3.4.1. Voronoi diyagramları

Dirichlet mozaikleme olarak da bilinen Voronoi diyagramı ayırık noktalar arasındaki uzaklıklarla tanımlanan metrik uzayın parçalanması yöntemidir. 17. yüzyıla kadar uzanan bu yöntemde R. Descartes çizimlerinde uzayı, merkezinde yıldızların olduğu konveks bölgelere parçalayarak göstermiştir. Dirichlet (1850 yılında) ve Voronoi (1908 yılında) isimindeki matematikçiler ise bu mozaiklemeyi resmi olarak tanımlayan ilk bilim adamlarıdır. Bir noktalar bulutunun Voronoi diyagramı; uzayı, her nokta için uzayın o noktaya, diğer bütün noktalardan daha yakın kısmını kapsayacak şekilde parçalara ayırır (Özbek, 2010).

3.4.2. Voronoi diyagramının uygulama alanları için örnekler

Yangın gözetleme kuleleri: Geniş bir orman arazisi içinde rastgele koordinatları belirlenmiş yangın gözetleme kulelerinin olduğunu farz edecek olursak, her bir yangın gözetleme kulesinin sorumluluk alanının sınırları Voronoi poligonuyla belirlenilebilir. Burada bir kule için sorumluluk şartı, alanı içindeki ağaçlara diğer kulelerin kendisinden daha yakın olmamasıdır. Örneği genişletecek olursak; bu kulelerin aynı anda yandığını kabul edelim. Yangın kulelerden dairesel olarak genişleyecek ve iki veya daha fazla

kulenin yangınlarının karşılaşacağı yerler Voronoi poligonlarının kenarları veya köşeleri olacaktır.

Tesis Konumu belirleme: Aynı sektörde bulunan birçok tesisin bulunduğu alana yeni bir tesis açılmak istensin. Nüfus yoğunluğunun eşit dağıldığı farz edilirse yeni tesisin konumu alan içindeki diğer tesislere en uzak nokta olmalıdır. Bu noktayı belirlemenin yolu ise yeni tesis alandaki en büyük boş dairesel alanın merkezine yerleştirmektir. Böylece yeni tesise diğer tesisler en büyük dairenin yarıçapından daha yakın olamayacaktır.

Güzergâh belirleme: Rastgele noktasal engellerin bulunduğu bir alanda hareket edecek dairesel bir cismin en güvenli güzergâhta (engellere en uzak yerlerden) hareket edebilmesi için Voronoi diyagramının kenarlarını kullanması gerekir. Böylece engellere en uzak noktadan geçerek çarpma riskini minimuma indirir (Özbek, 2010).

3.4.3. Delaunay üçgenlemesi

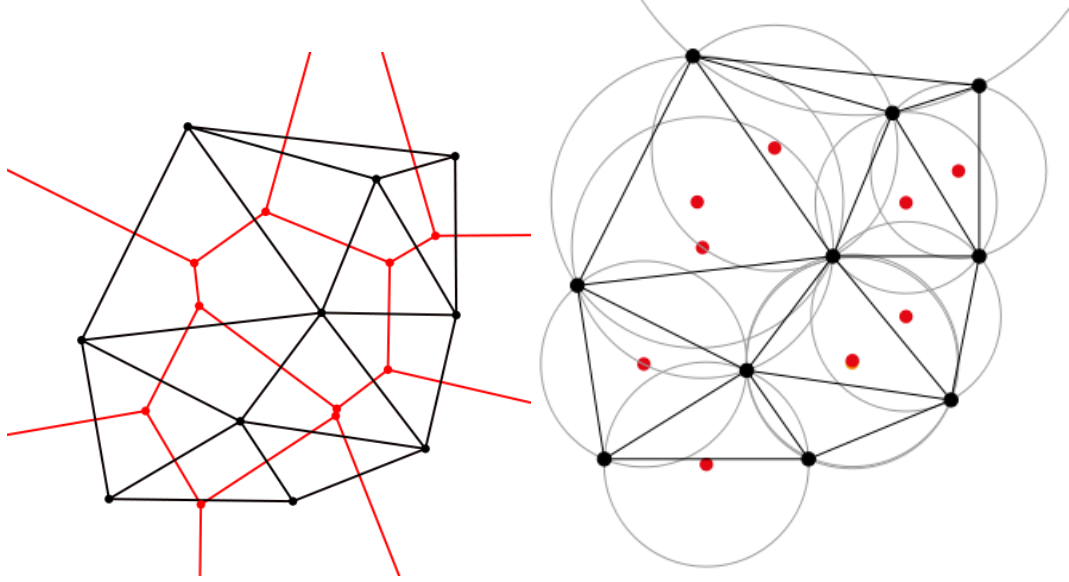
Delaunay tarafından 1934 yılında geliştirilen Delaunay üçgenlemesi yüzey örgüleri oluşturmada kullanılan bir araçtır (Delaunay, 1934). En önemli özelliklerinden biri verilen noktalar bulutunun bütün üçgenlemeleri boyunca minimum açığı maksimize etmesidir. Bir üçgenlemenin Delaunay üçgenlemesi olabilmesi için üçgenlemenin tüm kenar ve üçgenleri için Delaunay kriterini sağlaması gerekmektedir. Bu kriter sağlandığı takdirde üçgenleme en büyük minimum açığa sahip olur ve bu özellik sayesinde yüksek kaliteli yüzey örgüleri oluşturulur.

Üçgenleme işlemi çok yöntem vardır ve hangi üçgenlemenin kullanılacağı amaca en uygun olduğuna göre belirlenmelidir. Fakat üçgenleme yapılacak yüzeyin orijinal hali bilinmiyorsa ve sadece örneklenen noktaların koordinat bilgisi varsa bütün üçgenlemelerde aynı bilgi kullanılacağına göre bütün üçgenlemelerin eşit derecede yüzeyi ifade etmesi gerekmektedir (Özbek, 2010).

3.4.4. Voronoi - Delaunay ilişkisi

Voronoi diyagramının köşeleri Voronoi kenarlarının kesişim noktalarıdır. Bu köşeler Delaunay üçgenlemesinin oluşturulmasında çok önemli bir rol oynar. Şekil 3.16'da gösterildiği gibi Delaunay üçgenlerinin köşelerini barındıran çemberlerin merkez noktaları aynı zamanda Voronoi diyagramının köşe noktalarıdır. Tersten ifade edecek olursak

Voronoi diyagramının köşelerini oluşturan noktalar merkez alınmak kaydıyla; noktalar bulutundan bu merkezlerle eşit uzaklıkta olan en yakın üç noktanın birleştirilmesiyle Delaunay üçgenleri elde edilebilir.



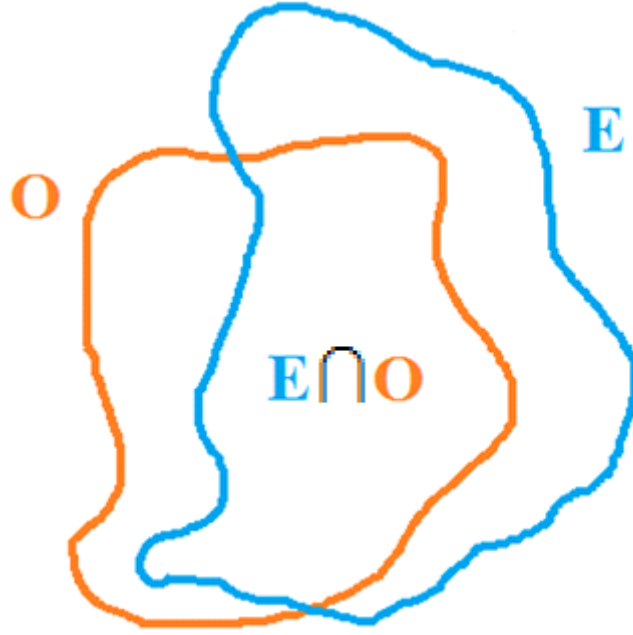
Şekil 3.16. Voronoi – Delaunay ilişkisi.

Şekil 3.16'daki grafiklerde siyah noktalar, noktalar bulutunun elemanları, kırmızı noktalar Voronoi diyagramının köşe noktalarıdır. Sol taraftaki grafik kırmızıyla Voronoi diyagramını, siyahla Delaunay üçgenlemesini göstermektedir. Sağ taraftaki grafik ise Voronoi - Delaunay ilişkisini göstermektedir. Bahsi geçen grafikten de anlaşılacağı üzere Voronoi köşeleri, Delaunay üçgenlerini oluşturan noktaları üzerinde barındıran, çemberlerin merkez noktalarıdır (DT, 2016).

Delaunay üçgenlemesi Voronoi diyagramı ile oluşturulabildiği gibi doğrudan Delaunay üçgenlemesi yapabilen birçok yöntem mevcuttur. Bu tez çalışmasında da MATLAB için oluşturulmuş Iso2Mesh (Iso2mesh, 2016) araç kutusu kullanılmıştır.

3.5. Bölütleme Başarı Değerlendirmeleri

Bölütlemelerin başarılarını değerlendirebilmek için bölütleme çalışmaları sonucu elde edilen bölgenin, ilgilenilen bölgeye ne kadar benzediğini skorlayan değerlendirme yöntemleri mevcuttur. Bu değerlendirmeler ilgilenilen alanların; otomatik bölütlemesi ile uzman (hekim) tarafından elle yapılan bölütlemesi arasında yapılmaktadır. Şekil 3.17'de elle (E) ve otomatik (O) bölütlenen bölgeler temsili olarak gösterilmektedir.



Şekil 3.17. Otomatik ve elle bölütlenen bölgeler.

Çalışmada kullanılan başarı değerlendirme yöntemleri alt başlıklarda açıklanmıştır.

3.5.1. Zijdenbos Similarity Index (ZSI)

Literatürde Sorensen veya Dice katsayıları olarak da bilinen ZSI, iki bölgenin ne kadar benzediğini 0-1 arasında indeksleyen bir yöntemdir. İndeksin 1 olması iki bölgenin birebir örtüştüğünü, 0 olması iki bölgenin hiçbir yerde kesişmediğini gösterdiğinden indeks 1'e ne kadar yakınsa o kadar iyidir. Hatta Zijdenbos ve ark. (1994)'a göre indeksin 0,7'den büyük olması mükemmel sonuç olarak değerlendirilmiştir. Yöntem kıyaslamaya tabi tutulan iki bölgenin kesişim alanının iki katının, bölgelerin alanlarının toplamına bölünmesiyle bulunur. Denklem 3.1'de formülize edilmiştir (Alkan ve ark., 2014).

$$ZSI = \frac{2 * (E \cap O)}{E + O} \quad (3.1)$$

ZSI hesaplanırken elle bölütlenen veya otomatik bölütlenen alan esas alınmaz. İki bölgenin de ağırlığı hesaplama için eşittir.

3.5.2. Alan Hata Oranı (AHO)

İki bölgenin birbirine benzerliğini ölçmekten ziyade esas alınan alana göre hesaplanan alanın benzerliğini ölçer. Hata oranını belirten yüzdeler bir sonuç verir. Sonucun 0 olması bölütlemelerin birebir örtüştüğünü, gösterir. Denklem 3.2'ye göre birleşim alanının kesişim alanına farkının, elle bölütlenen alana bölünmesiyle bulunur (Alkan ve ark., 2014). Bulunan bu değer 100'le çarpılarak sonuç yüzdeler oran haline getirilir.

$$AHO = \frac{(E \cup O) - (E \cap O)}{E} * 100 \quad (3.2)$$

3.5.3. Çakışma Hatası

AHO gibi hata oranını belirten yüzdeler bir sonuç verirken ZSI gibi otomatik ve elle bölütlenen alanlara hesaplamada eşit ağırlık verir. Kesişim alanının bileşim alanına bölünmesiyle elde edilen değer 1'den çıkarılmasıyla elde edilen değer 100'le çarpılmasıyla bulunur. Hata oranı 0-100 aralığındadır. Denklem 3.3'te formülize edilmiştir (Alkan ve ark., 2014).

$$\zeta H = \left(1 - \frac{E \cap O}{E \cup O} \right) * 100 \quad (3.3)$$

4. MOBİL UYGULAMA

4.1. Giriş

Bu bölümde mobil cihazlarda görüntü işleme için geliştirilen sunucu-istemci mimarisinden bahsedilecektir. İstemci tarafındaki uygulama Android işletim sistemi için yazıldığından Android hakkında genel bilgiler verilecektir. Ayrıca uygulamanın sunucu tarafıyla iletişim kurmasını sağlayan kütüphaneler hakkında da bilgi verilecektir. Bölümün sonunda ise sunucu-istemci mimarisinin işleyişi açıklanacaktır. Mobil uygulamanın ayrıntılarından ise “5.1.6 Corpus callosumun bölütlenmesi için mobil uygulama geliştirme” bölümünde bahsedilecektir.

4.2. Android İşletim Sistemi

Google’ın geliştirdiği Android işletim sistemi açık kaynak kodlu Linux çekirdeğine sahiptir. Android işletim sistemi, Android SDK (Software Development Kit, Yazılım Geliştirme Kiti) ve uygulama programlama ara yüzü (Application Programming Interface, API) ile Java programlama dilini kullanarak mobil uygulamalar geliştirmeyi sağlamaktadır. Android işletim sistemi günümüzde mobil telefonlar, tabletler, televizyonlar ve otomobiller gibi geniş bir kullanım alanına hitap etmektedir. Android işletim sistemi, kurulu olduğu mobil cihazın özelliklerine göre WiFi, 2G, 3G ve 4G teknolojilerini desteklemektedir (Çalhan, 2011; Dalkılıç, 2015).

Android, uygulamalar için Google tarafından geliştirilmiş Dalvik sanal makinesini (Dalvik VM) kullanmaktadır. Dalvik VM, Android telefonlar için geliştirilmiş dex (Dalvik Executable) dosyaları çalıştırmaktadır. Android SDK ise, uygulama geliştirmeyi sağlayan kütüphaneler içermektedir. Ayrıca birçok Java kütüphanesi de Java VM sayesinde kullanılabilir.

Android uygulamasında kullanılacak bileşenler AndroidManifest.xml dosyasında geliştirici tarafından listelenmektedirler. Bu xml dosyası vasıtasıyla geliştirilecek uygulamanın kabiliyetleri ve gerekli izinleri belirlenir.

Android uygulamaları birçok ekrandan oluşabilmektedir. Örneğin, aynı uygulamaya ait ekranın birinden bilgi girişi yapılabilirken diğer ekranlarda bu bilgilere bağlı sonuçlar üretilebilir.

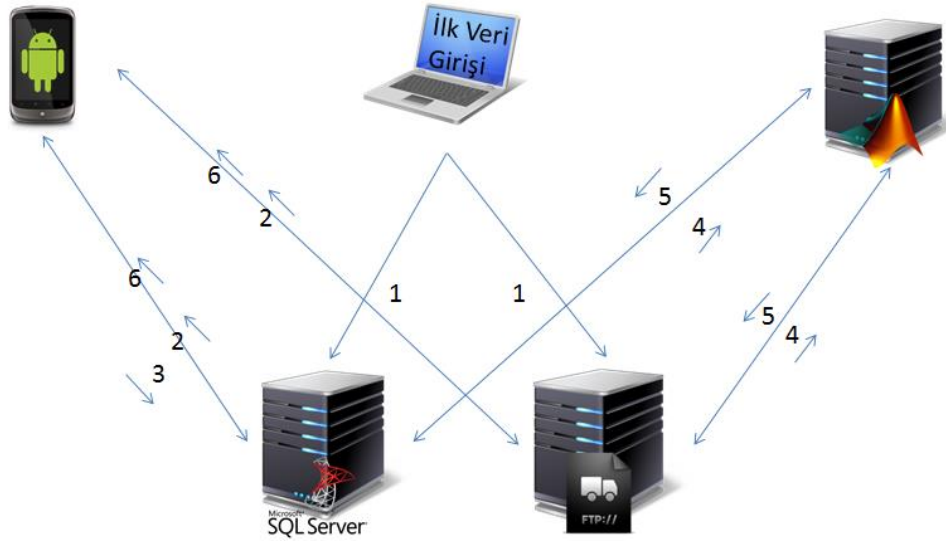
Günümüzde, çeşitli platformlara sahip mobil telefonlar piyasaya sürülmektedir. Telefonlar için iOS, Symbian, Windows Mobile gibi farklı işletim sistemleri mevcuttur. Ancak açık kaynak kodlu ve Linux tabanlı olması, birçok donanımı desteklemesi gibi sebeplerden dolayı Android telefonlar tercih edilebilmektedir (Çalhan, 2011). Ayrıca Çizelge 4.1deki verilere göre akıllı telefonlardaki Android Pazar payı oldukça yüksek olması da Android için tercih sebebi olabilir.

Çizelge 4.1. Yıllara göre akıllı telefon işletim sistemlerinin pazar payları (IDC, 2016).

Periyod	Android	iOS	Windows Mobile	BlackBerry OS	Diğer
2015 (2.Ç.)	%82,8	%13,9	%2,6	%0,3	%0,4
2014 (2.Ç.)	%84,8	%11,6	%2,5	%0,5	%0,7
2013 (2.Ç.)	%79,8	%12,9	%3,4	%2,8	%1,2
2012 (2.Ç.)	%69,3	%16,6	%3,1	%4,9	%6,1

4.3. Sunucu İstemci Mimarisi

Tanı destek sisteminin sunucu tarafında MATLAB görüntü işleme araç kutusu kullanılmıştır. Hekim için tanı destek sistemi geliştirilmesi amacıyla oluşturulan pilot uygulamanın asıl işlemleri sunucu tarafında yapılmaktadır. Bilgisayar ortamında bulunan tıbbi teşhiste kullanılabilecek vasıflardaki çalışmalar Android işletim sistemli mobil cihazların kullanımına açılarak, doktorların çalışma ortamlarından bağımsız olarak teşhiste işini kolaylaştıracak kullanışlı bir karar destek sistemi oluşturulması sağlanmıştır (Tuncer ve ark., 2014).



Şekil 4.1. Önerilen sistemin blok diyagramı

Önerilen sistemin blok diyagramı Şekil 4.1’de gösterilmiştir. Android işletim sistemli mobil cihazlar için geliştirilen sistemde MATLAB, MSSQL ve FTP sunucular kullanılmıştır. Sistemin işleyişi şu şekilde özetlenebilir:

1- Hasta bilgileri ve tıbbi görüntüleri hastane tarafından girilecek, görüntü dosyası FTP’ye kaydedilirken bu görüntüye ait bilgiler MSSQL veri tabanında saklanmaktadır.

2- Uzman (Doktor) kendine tanımlı hastaların bilgilerini projeye oluşturulacak Android uygulaması aracılığıyla görüntüleyebilmektedir. Bunun için program veri tabanından hasta bilgilerini çağırarak ve FTP’den aldığı ilgili görüntüyü görüntülemektedir.

3- Android uygulamasında kullanıcının seçimine göre oluşan parametreler veri tabanına gönderilmektedir.

4- MATLAB üzerindeki dinleyici, uzmanın mobil istemci üzerinde yaptığı değişikliklerle oluşan parametreler sonucu veri tabanındaki değişiklik üzerine tetiklenerek görüntü işleme ve tanı destek sistemine ait algoritmayı çalıştırmaktadır.

5- MATLAB’de elde edilen sayısal sonuçları veri tabanına, sonuç görüntüsünü ise FTP sunucusuna göndermektedir.

6- Son olarak Android uygulamasında oluşacak mobil tanı destek sonuç görüntüsü ve verileri görüntülenmektedir.

5. UYGULAMALAR

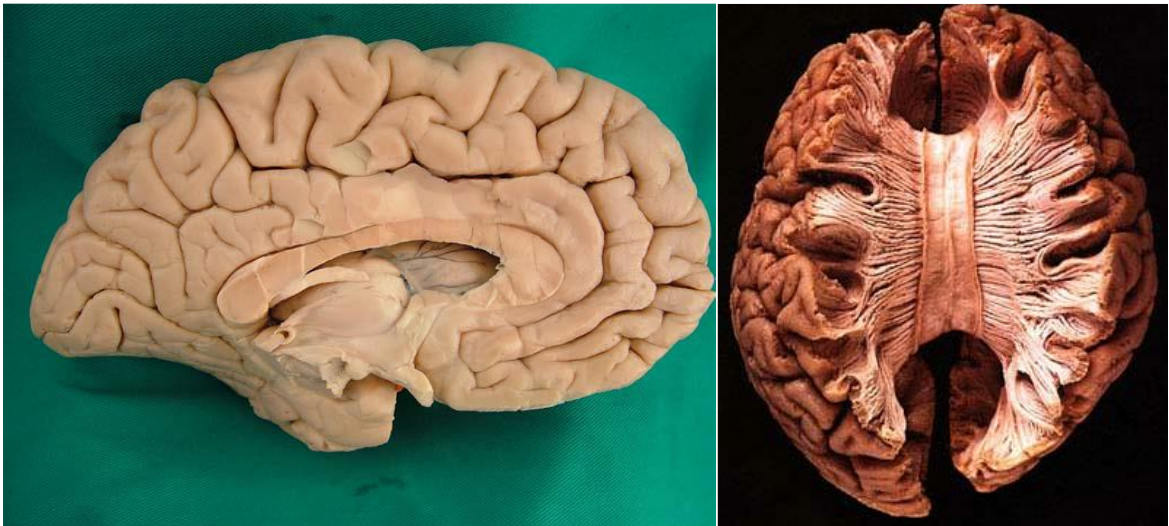
5.1. MR Görüntülerinden Corpus Callosumun Bölütlenmesi

Literatürde midsagittal kesit MR görüntülerinde corpus callosum detaylı olarak incelenmiş ve boyutları, bölümleri, morfolojisi, yaş ve cinsiyet değişiklikleri ile nöropsikiyatrik hastalıklara bağlı değişiklikler değerlendirilmiştir. Türkiye'deki lisansüstü çalışmalar anatomi, morfoloji, çocuk sağlığı ve hastalıkları, nöroloji, genetik, psikiyatri, fizyoloji, radyoloji ve nükleer tıp konularında yapılmıştır. Bu çalışmaların bir kısmı kadavralar üzerinde ölçüm yapılarak, birçoğu MR görüntüleri üzerinde manuel bölütleme yapılarak gerçekleştirilmiştir. MR görüntüleri üzerinde yapılan manuel bölütleme, veri setinin büyüklüğüne bağlı olarak yoğun emek ve zaman gerektirmektedir.

Bu çalışmada MR görüntüleri üzerinde otomatik bölütleme yapılarak morfolojik bilgiler elde edilmiş, emek ve zamandan tasarruf edilmiştir.

5.1.1. Corpus callosumun anatomisi

Beyin; beyincik, beyin sapı ve beyin yarım küreleri şeklinde makroskopik olarak üç temel bölüme ayrılır. İki yarımküredeki kortikal alanların iletişimini sağlayan corpus callosum temel beyaz cevherden oluşan fiber demetleridir (Kandemir, 2012).



Şekil 5.1. Midsagittal kesitte CC ve fibrillerinin iki hemisfer arasındaki görünümü.

CC, 200 milyon-350 milyon kadar sinir lifi içermektedir. Değişik cerrahi kesitlerden toplanan bulgularda motor, duysal; hafıza, anlama ve öğrenmeyi kuvvetlendiren uyarıları iki beyin yarım küresinde birbirine ulaştırdığı anlaşılmıştır (Cudi, 2001).

Temel görevi beynin iki yarım küresi arasında karşılıklı alanlar arasında bağlantılar kurarak hemisferlerin bilgi alışverişi ve koordinasyonunu sağlamak olan corpus callosumun uzunluğu 8 cm civarındadır. Bir yarım küreye gelen bilginin diğerine iletilmesinde kullanılan en mühim ve büyük yoldur (Öztürk, 2008).

Yapılan yoğun araştırmalara rağmen insan corpus callosumunun anatomisi ve fonksiyonu hakkında halen birçok şey bilinmemektedir. Corpus callosumun lifleri laterale doğru yelpaze şeklinde açılarak serebral korteksin muhtelif bölgelerine ulaşır. Corpus callosumun corpus kısmından geçen lifler laterale uzanırken splenium kısmından geçen lifler ise arkaya doğru uzanarak iki yarımküre arasında yoğun bağlantılar kurar. Histolojik olarak ise corpus callosum miyelinize sinir liflerinden oluşur. Corpus callosumun iletişimini sağladığı nöronlarda ya da serebral beyaz cevherde hasar oluştuğunda dolaylı olarak corpus callosum morfolojisi de etkilenir. Bu hasar gelişim tamamlanmadan önce oluşmuş ise hipognezi ya da agnezi; gelişim tamamlandıktan sonra oluşmuş ise atorfı olarak adlandırılır.

Corpus callosumun bilinen fonksiyonları şunlardır:

1- Beyin yarıküreleri arasındaki bağlantıyı geliştirmek ve aynı zamanda beynin plastisite özelliğini devreye sokmak: Bu fonksiyon ilk üç yaşta önemlidir ve beyin yarımkürelerinin organizasyonunu sağlar.

2- Bellek fonksiyonu: kısa bellek sorunu olan çocuklarda hiperaktivitenin sıkça görülmesi kallozal hipogenezis ile alakalı olabilir.

3-Hemisferler arası sensöryal bağlantıların sağlanması ve geliştirilmesi.

4-Motor sistemin sağlıklı işlemesi; Bimanuel motor koordinasyon, ipsilateral motor sistemin inhibisyonu ile motor sistemin düzgün işlemlerini sağlar.

5-Dikkat süresinin sağlanması.

6-İpsilateral görsel yarı alan fonksiyonu, füzyon olayı gerçekleşmesi, bakış görüş netliği sağlanması olarak sayılabilir.

Beyinde en sık yapısal bozukluk gösteren dokulardan biri de corpus callosumdur. Corpus callosumun morfolojik özellikleri iyi bilinmesine rağmen fonksiyonel bozuklukları tam olarak anlayamamıştır. Bu durum yarımküreler arasında iletişim bozukluğu olarak karşımıza çıkar (Kandemir, 2012).

5.1.2. Önceki çalışmalar

Fırat (2010) tez çalışmasında, geniş bir hasta popülasyonunda temporal lob epilepsisinin corpus callosum morfolojisine olan etkilerine bakmıştır. Corpus callosum midsagittal MR görüntülerinde detaylı bir şekilde incelenmiş; cinsiyet, el tercihi, yaş gibi özellikler açısından çalışma grubundan anlamlı bir fark görülmemiştir. Ancak hastalıkta rostrum dışındaki tüm kısımlarda hastalığa bağlı olarak anlamlı bir küçülme tespit edildiği belirtilmiştir.

Daştan (2003) “Cinsiyet, el tercihi ve yaş grubu farklılıklarında corpus callosumda görülen değişikliklerinin MRI ile incelenmesi” adlı doktora çalışmasında cinsiyet, yaş grubu ve el tercihi farklılığı olan olguların, corpus callosumun morfolojisinde ve alanında farklılığın olup olmadığını midsagittal düzlemde beyin MR görüntülerinde irdelemektedir. Elde edilen görüntülerin her birinde corpus callosum orta bölüm yüksekliği ve alanı ölçülmüştür. Elde edilen veriler; yaş grubu, el tercihi ve cinsiyet farklılığına göre gruplandırılmış, verilerin istatistiksel analizi yapılmıştır. Yapılan analiz, bu farkın el tercihleri ile ilişkisinin olmadığını göstermiştir. Corpus callosum yüksekliğinin yaş ile ters orantılı olduğu saptanmıştır. Lakin istatistiksel analizler bu tespitin de anlamlı olmadığını ortaya çıkarmıştır. Çalışmada; corpus callosumun cinsiyet diformizmi gösterdiği ve kadınların corpus callosum alanlarının erkeklerinkinden anlamlı düzeyde daha küçük olduğu belirtilmiştir. Yaş grubu ve el kullanım tercihi farklılıklarının corpus callosuma herhangi bir etkisinin bulunmadığı saptanmıştır.

Tuncer (2001), çalışmasında corpus callosumun alan ve boyut olarak geniş bir spektrumda MR görüntüleme yöntemi ile izlemiştir, lakin bahsedilen alan ve boyutların sınırları kesin bir şekilde belirlenememiştir. Radyodiagnostik ve Anatomi Anabilim dallarında yapılan çalışmalarda farklı yaş gruplarında cinsiyet ve el kullanım baskınlığı etkenleriyle corpus

callosum boyutları arasında ilişki aranmıştır. Çalışmada, boyut ve alan ölçümleri erişkinlerde el kullanım baskınlığı ve cinsiyet etkenleri dikkate alınarak corpus callosum morfolojisinde ne tür bir farklılığın olabileceği araştırılmıştır. Gruplar arasındaki parametreler student-t kullanılarak istatistiksel olarak kıyaslanmıştır. Sonuçta corpus callosumun uzunluk değerlerinde tüm gruplarda istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık görülememiştir.

Öztürk (1997) çalışmasında MR görüntüleri üzerinde 20 profesyonel müzisyen ile 20 müzisyen olmayan bireyde corpus callosumun muhtelif alan, kalınlık ve uzunluk ölçümlerini yapmıştır. Elde edilen veriler istatistiksel açıdan Mann-Whitney U testi ile değerlendirilip iki grup arasında kayda değer farklılıklar görülmüştür. Profesyonel müzisyenlerde daha büyük bulunan ön ve arka corpus callosum yanlarının, sırasıyla premotor ve supplementer motor alanlardaki ve planum temporale olarak da bilinen işitme korteksini de içeren bölgelerde hacimsel bir artışa bağlı olduğu düşünülmektedir.

Bayram (2012) tarafından yapılan doktora çalışmasının maksadı, corpus callosum gelişim anomalisi bulunan olgularda klinik bulgular ile kranyal MR bulgularının ilişkisinin değerlendirilmesidir. Çocuk Nöroloji bölümünde corpus callosum gelişim anomalisi saptanan olgular incelenmiştir. Hastalar corpus callosum gelişim anomalisi tipine göre hipoplazi, parsiyel agnezi ve total agnezi olarak sınıflandırılmıştır. Grupların radyolojik anormallikleri ve klinik semptomları arasındaki ilişki değerlendirilmiştir.

Nacak (2010) “Erişkinlerde korusus kallozum morfometrisi ve sinyal intensitesi üzerinde yaşlanmanın etkilerinin manyetik rezonans görüntüleme ile değerlendirilmesi” adlı tıpta uzmanlık çalışmasında alan oranlanmasıyla elde edilen indekste cinsiyetler arasında kayda değer farklılık bulamamıştır. Kalınlık ve alan ölçümlerinde yaş grupları arasında yapılan ikili karşılaştırmalarda 30-39 yaş grubunda önemli bir pik seviyesi görülmekte ve sonrasında yaş arttıkça ılımlı bir azalma olduğu dikkati çekmektedir. Bütün yaş grupları incelendiğinde erkeklerde de kadınlarda da yaş ile corpus callosum sinyal yoğunluğu oranlarının birlikte artış göstermesi istatistiksel analizde de anlamlı sonuç vermiştir. Sonuçta; aynı popülasyondaki sağlıklı erişkin bireylere ait MR görüntülerinden elde edilen değerlerin corpus callosum ile ilişkili nörolojik veya nöropsikiyatrik patolojilerde normal varyantın anormal durumlardan ayrılmasında fayda olduğu düşünülmüştür.

5.1.3. Materyal

Çalışmada 35 hastaya ait MR görüntüleri geçmişe dönük olarak değerlendirilmiştir. Çekimler 1.5T MR (GE Signa Excite HD, GE Medical Systems, Milwaukee, Wisconsin, ABD) üzerine uygulanmış ve rutin seri elde edilmiştir. Sonra T2 ağırlıklı MR görüntüleri alan ölçümü için diğer iş istasyonuna transfer edilmiştir. T2 ağırlıklı görüntüler için parametreler şöyledir: FOV: 240 mm, matris: 512x512, dilim kalınlığı: 5 mm, dilimler arası boşluk: 1 mm, NEX: 2-3, TR/TE: 7000/99 msec.

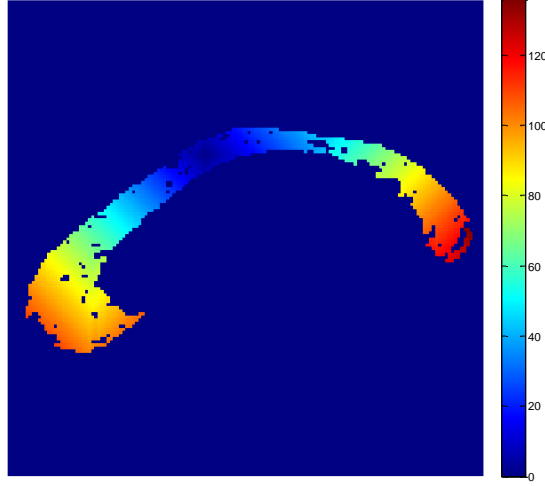
Kullanılan 512x512 boyutunda 8-bit gri seviyeli 35 MR görüntüsünden bir örnek şekil 5.2’de gösterilmektedir (Günay ve ark., 2011).



Şekil 5.2. Örnek ham görüntü.

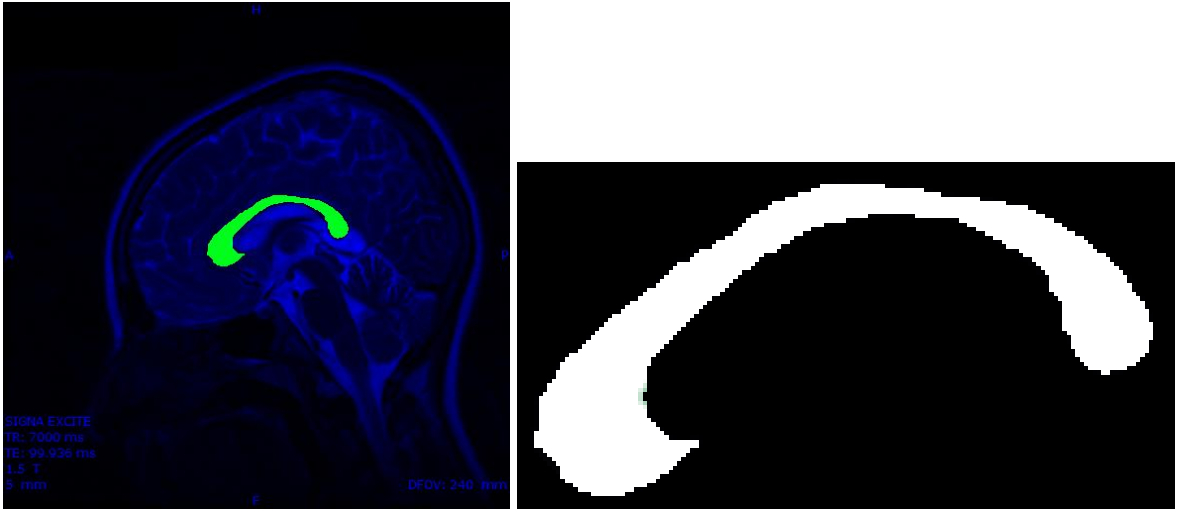
5.1.4. Uygulama

MR görüntülerindeki corpus callosumun bölütlenmesi ve alanının hesaplanması için sırasıyla tek başlangıç noktalı bölge genişletme (TBNBG) yöntemi ve morfolojik kapama işlemi (genleşme ardından aşınma işlemleri) uygulanmıştır. TBNBG yönteminde ilk olarak görüntüdeki CC içerisinde herhangi bir piksel başlangıç noktası olarak seçilmiştir. Bu bir piksellik alan dışardan girilen bir tolerans değerine göre (0,3) başlangıç noktasının komşularından başlayarak tüm CC’yi kapsayıcaya kadar benzer pikseller seçilir ve alan genişler.



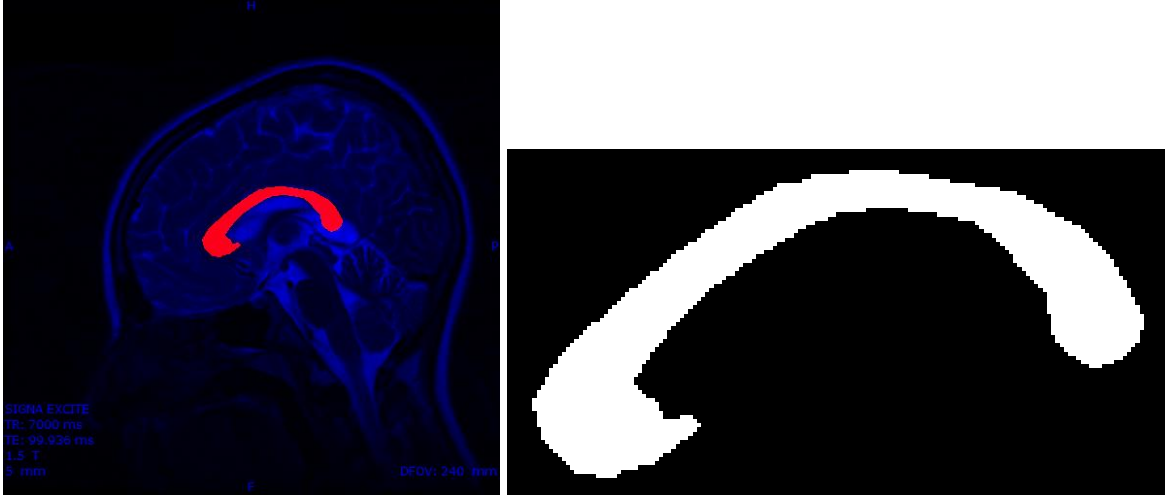
Şekil 5.3. TBNBG algoritmasının her iterasyon için renklendirilmiş hali.

Şekil 5.3'te de görüldüğü gibi örnek görüntü 136 iterasyonda CC bölütlenmiştir. Bu bölütleme sonucu oluşan ikili görüntüde gürültüler nedeniyle küçük delikler bulunabilmektedir. Aslında CC'ye dâhil olması gereken bu delikleri kapatmak için morfolojik kapama işlemi uygulanmıştır. Bunun sonucunda delikler kapanmış ve bölge şekil 5.4'teki son halini almıştır.



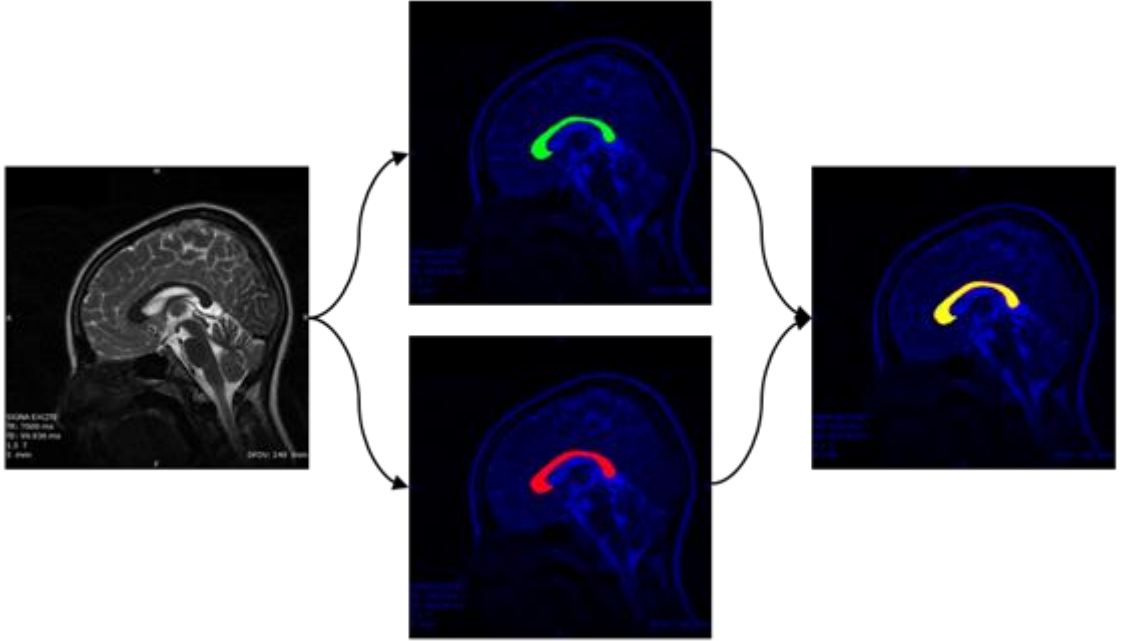
Şekil 5.4. Otomatik belirlenen CC'nin alanı (yeşil)

Bunun yanı sıra tüm MR görüntülerdeki CC'ler bir uzman tarafından elle belirlenmiş, seçilen alan ikili görüntü olarak kaydedilmiştir. Şekil 5.5'te elle bölütlenen örnek görüntü gösterilmektedir.



Şekil 5.5. Elle bölütlenen CC'nin alanı (kırmızı)

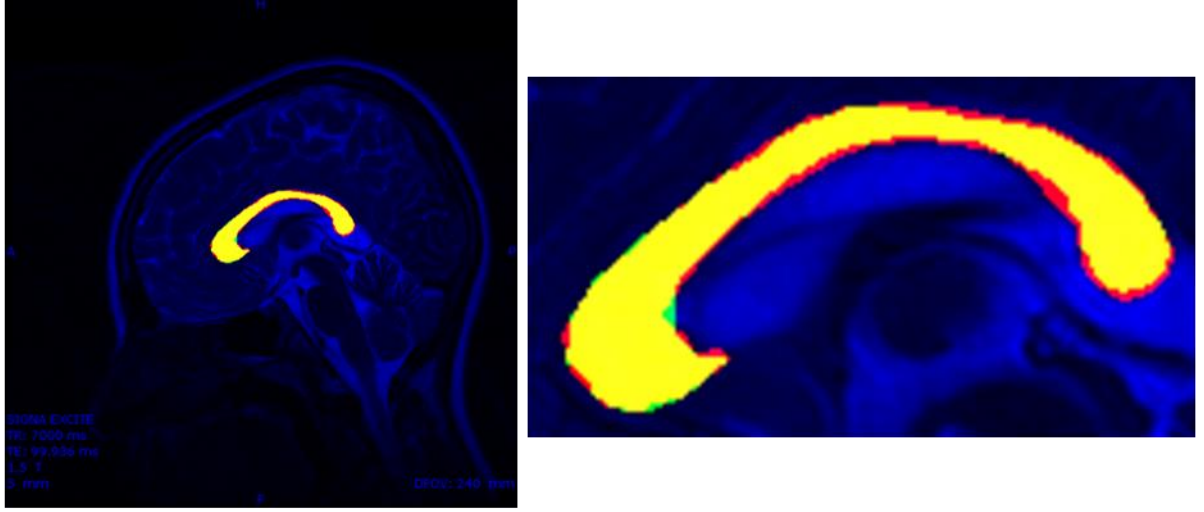
Program yardımıyla belirlenen ve elle seçilen bu alanları kıyaslamak için Zijdenbos Smilarity Indeks (ZSI) kullanılmıştır. Şekil 5.6.'da kıyaslama için görselleştirilen kesişim görüntüsünün oluşumu gösterilmiştir.



Şekil 5.6. Ham görüntüden (gri) elde edilen otomatik (yeşil) ve elle (kırmızı) bölütlemeler ve bu bölütlemelerden elde edilen kesişim görüntüsü

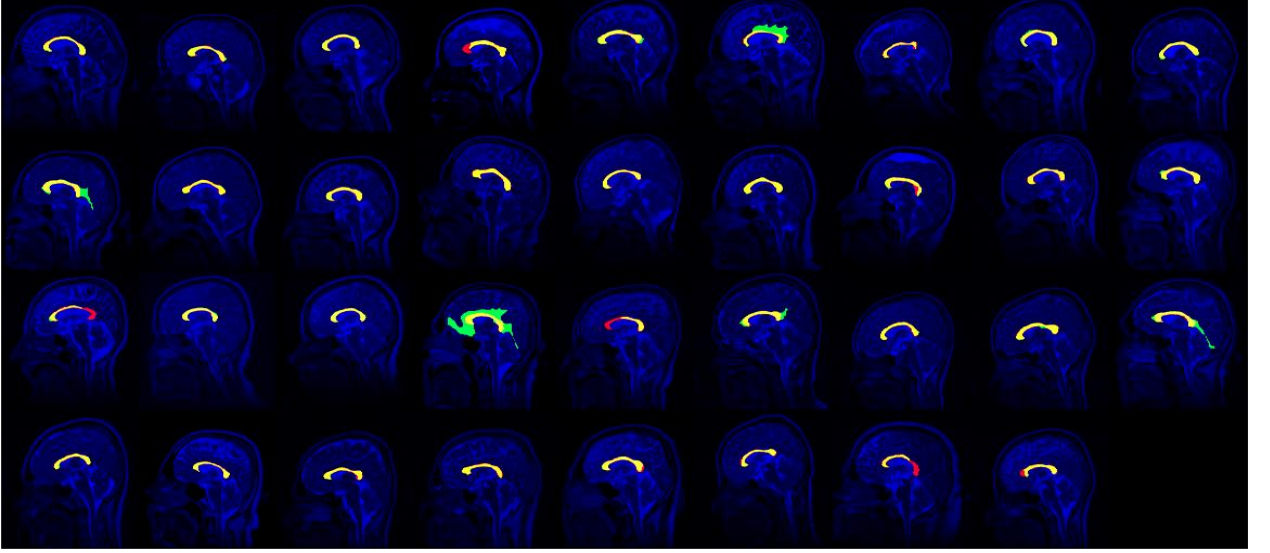
5.1.5. Sonuçlar

Şekil 5.7.'deki yakınlaŐtırılmıŐ CC bölütleme görüntüsünde; sarı bölgeler hem elle hem de otomatik bölütlenmiş bölgeleri, kırmızı bölgeler elle bölütlenmiş fakat program tarafından ilgilenilen bölgeye dâhil edilmemiş bölgeyi, yeşil alan ise program tarafından bölütlenmiş fakat elle bölütlenen alan içerisinde olmayan bölgeyi temsil etmektedir.



Şekil 5.7. Kesişim görüntüsü.

ZSI elle ve program yardımıyla belirlenen iki alanın ne kadar benzeŐtiĐini 0-1 arasında skorlayan bir kıyaslama yöntemidir. Sonuç 1'e ne kadar yakınsa bölütleme o kadar başarılı demektir. Bu yöntemde ne elle belirlenen bölge ne de programın belirlendiği bölge mutlak doğru kabul edilmemekte olup, iki seçimin de ağrılıkları hesaplamada eşittir.



Şekil 5.8. Çalışmadaki tüm görüntülerin kesişim görüntüleri.

ZSI skorunun yüksek olmasına kesişim görüntüsündeki sarı bölgelerin pozitif etkisi varken kırmızı ve yeşil bölgelerin negatif etkisi vardır.

Çizelge 5.1.'de elle bölütleme, programla bölütleme ve bölütlemelerin kesişim alanı piksel ve mm^2 cinsinden verilmiştir. Bu bilgiler vasıtasıyla ZSI skorları da hesaplanmıştır.

Çizelge 5.1. Bölütleme alanları ve ZSI skorları

Görüntü	Alanlar (piksel)			Alanlar (mm ²)			ZSI
	Elle	Prog.	Kesiş.	Elle	Prog.	Kesiş.	
1	2694	2480	2402	592	545	528	0,93
2	2380	2223	2106	523	488	463	0,92
3	2439	2349	2253	536	516	495	0,94
4	3247	2363	2292	713	519	504	0,82
5	2971	3139	2794	653	690	614	0,91
6	1990	4938	1598	437	1085	351	0,46
7	1743	1351	1340	383	297	294	0,87
8	2605	2737	2448	572	601	538	0,92
9	2523	2517	2359	554	553	518	0,94
10	2909	4238	2772	639	931	609	0,78
11	2596	2265	2243	570	498	493	0,92
12	2580	2344	2298	567	515	505	0,93
13	3244	2917	2883	713	641	633	0,94
14	2352	2113	2067	517	464	454	0,93
15	2820	2772	2697	620	609	593	0,96
16	2827	2325	2212	621	511	486	0,86
17	2465	2070	2043	542	455	449	0,9
18	2659	2630	2435	584	578	535	0,92
19	2462	1274	1140	541	280	250	0,61
20	2114	2140	1969	465	470	433	0,93
21	2036	2081	1937	447	457	426	0,94
22	2883	10684	2801	633	2348	615	0,41
23	2347	1120	1119	516	246	246	0,65
24	2595	3155	2386	570	693	524	0,83
25	2535	2292	2244	557	504	493	0,93
26	3165	3049	2891	695	670	635	0,93
27	2818	3797	2566	619	834	564	0,78
28	2158	1993	1928	474	438	424	0,93
29	1884	1629	1610	414	358	354	0,92
30	2345	2118	2080	515	465	457	0,93
31	2557	2247	2197	562	494	483	0,91
32	3072	2659	2594	675	584	570	0,91
33	2086	1794	1761	458	394	387	0,91
34	2438	1192	1187	536	262	261	0,65
35	2335	1845	1787	513	405	393	0,86
Ortalama	2539,3	2652,6	2155,4	557,9	582,8	473,6	0,85

Sonuç tablosu olan Çizelge 5.1'e bakıldığında Görüntü 6 ve 22'nin ZSI skoru diğerlerine göre oldukça düşüktür. Bunun sebebi programla bulunan alanların hatalı hesaplanmasıdır. Program diğer görüntüde oldukça başarılıyken bu iki görüntüde programın başarısız olmasının temel sebebi; görüntülerin tam orta kesit olmaması ve karşılığının az olmasıdır.

5.1.6. Corpus callosumun bölütlenmesi için mobil uygulama geliştirme

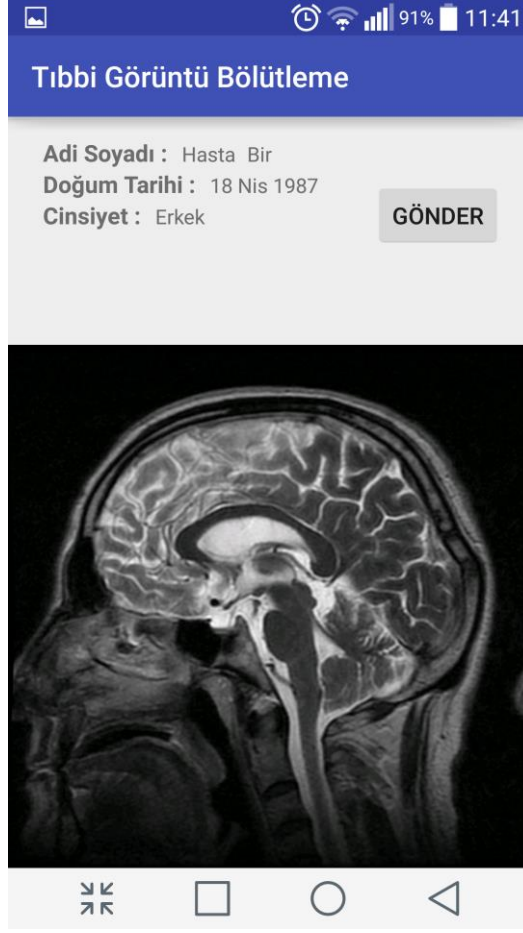
Corpus callosumun bölütlenmesi için yapılan çalışmalarda tek başlangıç noktalı bölge genişletme (TBNBG) yöntemi uygulanmıştır. Yöntemin adından da anlaşılacağı üzere ilgilenilen bölgenin bölütlenebilmesi için bölge üzerinden tek bir nokta seçmek gerekmektedir. Bu işlemler bahsi geçen sunucu istemci mimarisi için düşünüldüğünde; istemci yani mobil uygulama tarafında başlangıç noktası seçiminin yapılması ve sunucu yani MATLAB tarafında ise TBNBG yönteminin koşturulması olarak özetlenebilir. Sistemin adım adım işleyişi şu şekildedir:

Mobil uygulamada işlenecek görüntüler listelenir. Bu işlemin gerçekleşebilmesi için Android uygulaması web servis aracılığıyla JSON (JavaScript Object Notation) veri değişim formatını kullanarak, veri tabanının görüntüler tablosundan işlenecek verileri alarak liste şeklinde görüntüler. Kullanıcı bu liste üzerinden görüntü seçimini yapar.



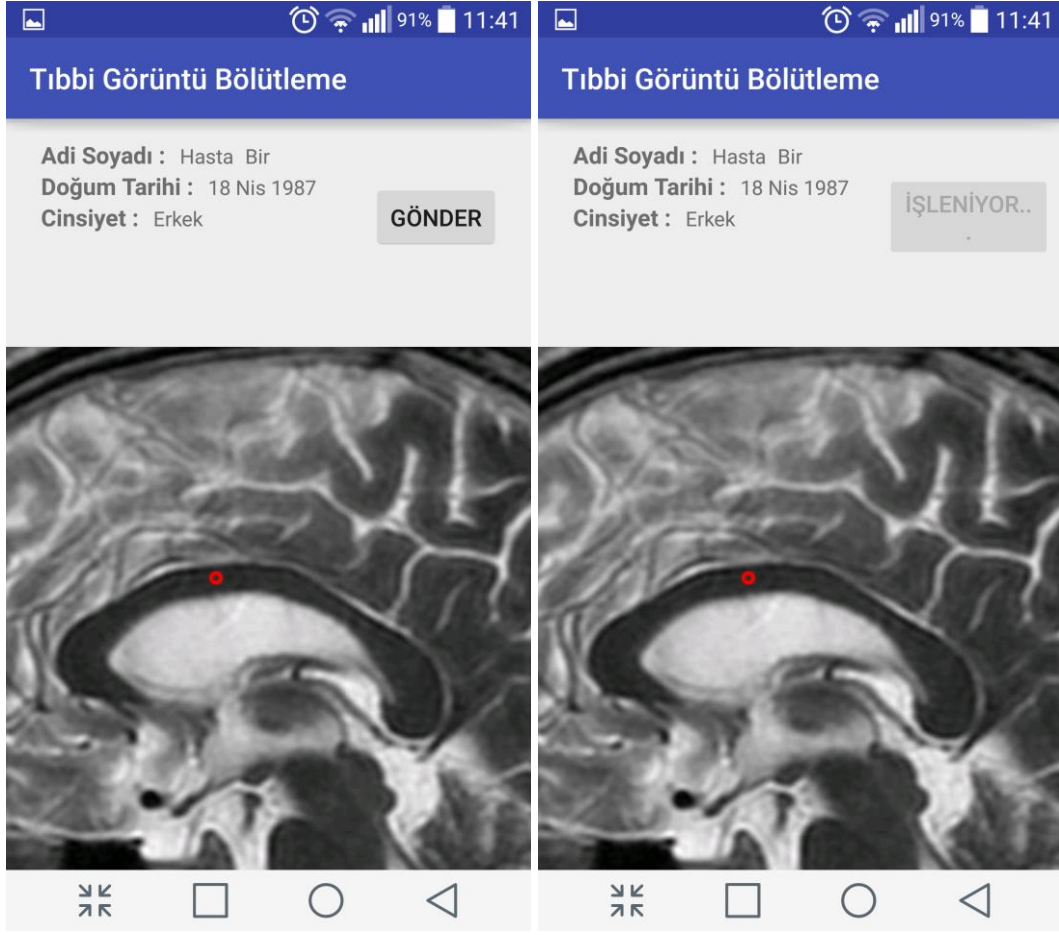
Şekil 5.9 Mobil uygulamanın tüm hasta listesini görüntüleyen ekran görüntüsü.

Seçilen görüntü web servis aracılığıyla FTP sunucudan çağrılır ve görüntülenir. Aynı zamanda hasta ve görüntüyle ilgili parametreler yine web servis aracılığıyla veri tabanından çağrılarak aynı ekranda gösterilir.



Şekil 5.10. Mobil uygulamanın hasta bilgilerini görüntüleyen ekran görüntüsü.

Kullanıcı mobil uygulama üzerinden TBNBG yöntemi için gerekli olan başlangıç noktasını belirler. Bu belirleme işlemi için kullanıcı isterse görüntüyü yakınlaştırabilir.



Şekil 5.11. Mobil uygulamada görüntü üzerinden başlangıç noktası seçimi.

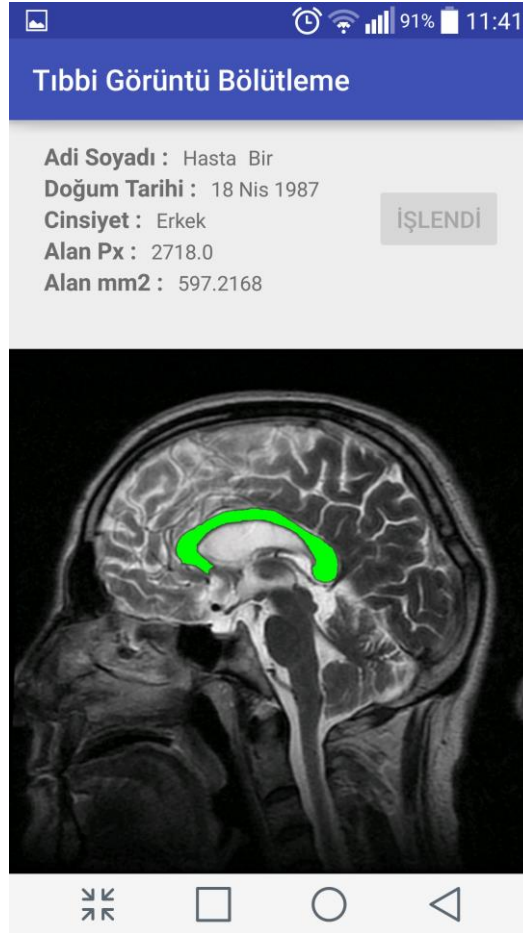
Seçilen pikselin koordinatları ve MATLAB dinleyicisini tetikleyen durum bilgisi (“0”), veri tabanındaki ilgili yere web servis aracılığıyla kaydedilir. Uygulama bu noktada sunucu tarafından gönderilecek sonuçları beklemeye başlar.

MATLAB tarafından belirli aralıklarla (5 saniye) dinlenen veri tabanında durum bilgisi “0” olan bir kayıt tespit edildiğinde, o kayıtla ilişkili görüntüler FTP sunucudan, parametreler ise veri tabanı sunucusundan çağrılır. MATLAB, FTP sunuculara bağlanmak için kendi araç kutularını kullanırken veri tabanına (MSSQL) bağlanmak için JDBC (Java Database Connectivity) sürücülerini kullanmaktadır.

İlgili görüntü ve başlangıç noktası parametreleri bilgileri kullanılarak bölütleme işlemi MATLAB tarafında hazırlanan fonksiyon aracılığıyla gerçekleştirilir.

Fonksiyonun sonuçlarından biri olan sonuç görüntüsü FTP sunucuya gönderilir. Bununla beraber bölütleme sonucunda elde edilen bilgiler (alan, sonuç görüntüsünün adı vb.) veri tabanındaki ilgili yerlere kaydedilir.

Beklemede bulunan Android uygulaması gönderilen sonuç görüntüsünü FTP sunucudan, sonuç bilgilerini ise veri tabanından web servis aracılığıyla alarak görüntüler.



Şekil 5.12. Mobil uygulamada bölütleme sonuçlarını gösteren ekran görüntüsü.

Tüm bu işlemler sonucunda mobil ortamda bölütleme işlemi gerçekleşmiş olup bu işlemde elde edilen sayısal sonuçlar da aynı ekranda görüntülenerek, hekime tanı koymada yardımcı olabilecek karar destek sistemi oluşturulmuştur. Ayrıca oluşturulan sistem görüntü işleme analizleri yapabilmesinin yanı sıra tıbbi görüntülerin her an ulaşılabilir olmasını mobil ortam aracılığıyla sağlamıştır. Sistemde bulunan veri tabanı ve FTP sunucusu sayesinde hekim, hastalarının tıbbi görüntülerine mobil ortamdan her an erişebilmektedir.

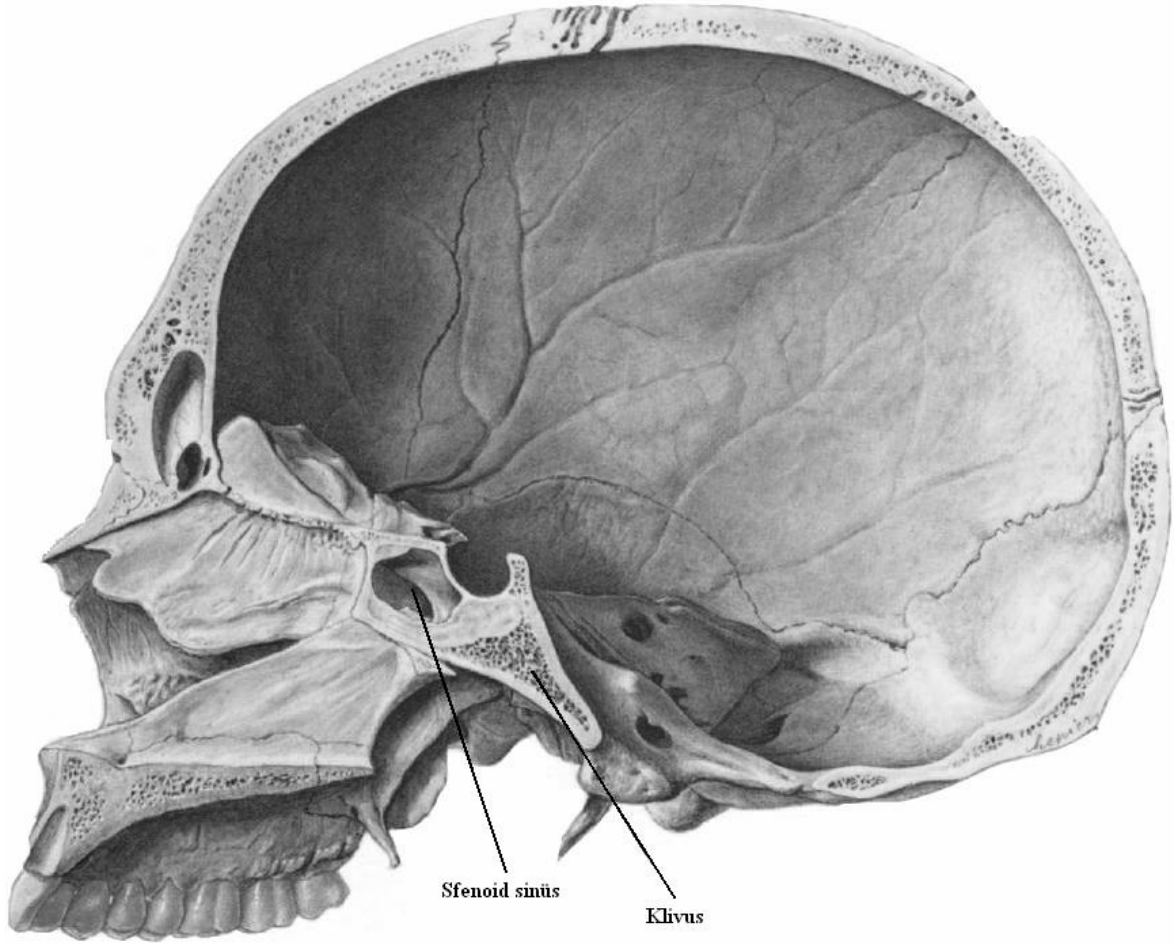
5.2. BT Görüntülerinden Sfenoid Sinüsün Bölütlenmesi

Hipofiz bezi tümörleri sık olarak görülmekle birlikte tedavide sfenoid sinüs aracılığıyla (transsfenoidal) endoskopi ile cerrahi uygulaması yaygınlaşmıştır. Bu alanla ilgili tecrübeler arttıkça ön beyin alt yerleşimli lezyonlar, beyin ana damarları (karotis arter) sorunları optik kiazma sorunları gibi sfenoid sinüs komşuluğundaki patolojilere sfenoid sinüs aracılığıyla ameliyat uygulama gelişmiştir. Sfenoid sinüsün ameliyatlarda kullanımının artması ile anatomik yapısı, varyasyonları hakkındaki bilgi önem kazanmaktadır. Sfenoid sinüsün üst yan duvarından her iki taraflı beyin ana damarları geçmektedir. Bu yapıların zarar görmesi hastada ölümcül olabilmektedir. Sfenoid sinüsün morfolojik bilgilerinin ölçülmesi ile doktora ameliyatın planlanmasında yardımcı olunacak ve beyin ana besleyici damarları ve görme sinirlerinin zedelenmesi gibi ameliyat esnasında hastaya zarar verme ihtimalleri azaltılmış olacaktır.

Bu çalışmada sfenoid sinüslerin bilgisayarlı tomografi görüntülerinden bölütlenmesi amacıyla 15 hastadan alınan görüntülere, Otsu eşikleme yöntemi uygulanmıştır. Yöntemin başarımını belirlemek için uzman tarafından elle bölütlenen görüntü ile önerilen bölütleme yöntemiyle bölütlenen görüntüler, ZSI yöntemi kullanılarak karşılaştırılmıştır.

Kullanılan yöntemle sfenoid sinüsler 0,95 ortalama ZSI değeri ile başarılı bir şekilde bölütlenmiştir.

5.2.1. Sfenoid sinüsün anatomisi



Şekil 5.13. Sfenoid sinüs (Koşan, 2010).

Sfenoid sinüs sfenoid kemiğin ortasında bulunan bir çift sinüştür. Sfenoid sinüs, orta hatta yer alan 0,6 mm kalınlığında tam bir kemik septum ile ayrılır. Nadiren iki sinüs birbiri ile fiziksel bağa sahiptir. Yetişkinlerde sinüs ortalama 23 mm uzunluğunda, 17 mm genişliğinde, 20 mm yüksekliğinde ve 0,1-30 ml (ortalama 5-7.5ml) hacindedir. Söz konusu sinüs çifti genellikle asimetric olarak gelişir ve birinin gelişimi diğerinin rudimenter boyunu etkiler.

Kranyumun ortasında yer alan sfenoid sinüs çeşitli önemli yapılara komşudur. Lateralinde karotid arter, optik sinir, kavernoöz sinüs ve 3. 4. 5.ve 6. kranyal sinirler bulunur. Bu yüzden sfenoid sinüs içindeki diseksiyonlar karotisin ve optik sinirin kazara hasarlanmasına sebep olabilir. Sağ ve sol sfenoid sinüsler oblik olarak duran bir septum ile ayrılırlar.

Ortalama yetişkin sfenoid sinüsünün yüzeyleri altı tanedir: Superior, inferior, anterior, posterior, medial ve lateral yüzler. Sfenoid sinüsün duvarları morfolojik olarak irregülerdir. Bilhassa lateralde ve üst duvarda olmak kaydıyla sinüs duvarlarında dehisanslar bulunabilir. Bu açıklıklar sebebi ile sinüs mukozası ile üzerini örten dura arasında yakın ilişki olabilir.

Sfenoid sinüs başın merkezinde yerleşimli olup bireylerin % 1-1,5'inde bulunmaz. Birçok mühim anatomik yapı ile çevrelenmiştir. Sinüsün üzerinde interkavernöz venöz ağ, serebral hipofiz, tractus olfactorius ve beyin frontal lobları bulunur. Üst kısmının önünde ise optik kiazma bulunur. Sfenoid kemiğin ön kenarı arka orbita duvarının ufak bir kısmını oluşturur.

Sinüsün alt duvarı nazofarinksin tavanına komşudur. Sinüs tabanının altında önden arkaya uzanan kan damarları ve pterigoid kanalın siniri geçer. Bu yapılar pterigoid kanalın kemik duvarı ile tamamen sarılmış olabilir veya sinüs mukozasının hemen altında olabilirler.

Arka tarafta ise kalın bir kemik tabakası sinüsü basilaris ve ponstan ayırır. Ön tarafta ise tam olmayan kemik duvar sinüs mukozasının nazal mukoza ve arka etmoid sinüs ile sınırını oluşturur.

İyi havalanmış sfenoid sinüslerde optik sinir ve karotid arter daha belirgindir. Birçok vakada sinüs içerisinde kabarıklık oluşturan yapılar arasında maksiller sinir görülebilir.

Sfenoid sinüsün açıklığı 2-3 mm çapındadır. Açıklık sinüs ön duvarının üst kısmında yerleşim gösterir. Nazal septumun 4-5 mm lateralinde, sinüsün taban hizasının ise 11-14 mm yukarisındadır. Açıklık burun tabanından 30 derece yukarıda aranmalıdır. Sfenoid etmoid ressesin arka bölümüne yani nazal konkaların en üst seviyesine drene olur (Koşan, 2010).

Sfenoid sinüs, aynı isimli kemiğin gövdesinde bulunur ve boyutları kişiden kişiye farklılıklar göstermektedir. Sinüs, ortada bulunan ve çoğunlukla bir tarafa eğik dikey bir septum ile iki kısma ayrılır. Bazen birden çok septum olabileceği gibi bazen de septum bulunmaz.

Sfenoid sinüsün önemli yapılarla olan komşuluğu, fonksiyonel endoskopik sinüs cerrahisi (FESC) sırasında muhtemel ciddi komplikasyonlara sebebiyet verebilir (Tunalı Döleş, 2010).

5.2.2. Önceki çalışmalar

Koşan (2010)'ın tıpta uzmanlık tez çalışmasında 18 yaş ve üzeri toplam 100 olgunun 5mm'lik MR kesitleri ile elde edilen T1 ağırlıklı serilerde; sfenoid sinüs hacmini belirleyebilmek maksadı ile sagittal ve koronal kesitler kullanılarak sfenoid sinüsün en geniş ön-arka, kraniokaudal ve transvers çapları alınıp hacim manuel olarak hesaplanmıştır. Klivus alanı sagittal kesitler arasından klivusun kortikal kemik konturunun en geniş olduğu kesit alınarak konturları manuel olarak çizildikten sonra alan cihaz tarafından otomatik olarak hesaplanmıştır. Sonuç olarak çalışma, sonlandırılan klivus alanı ile sfenoid sinüs hacmi arasında anlamlı ilişki olduğuna ve sfenoid sinüs havalanmasının bazı tiplerine sahip olguların farklı klivus alanları olabileceğine dair ön bilgi sunmaktadır.

Tunalı Döleş (2010)'in çalışmasında paranazal sinüsün bilgisayarlı tomografilerinde (PNS-BT) sfenoid sinüs bölgesindeki anormallikler ve patolojik bulgular arasındaki ilişki incelenmiş ve sfenoid sinüse ait varyasyonlar saptanmaya çalışılmıştır. Kasım 2008 - Mart 2009 tarihleri arasında Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji polikliniğinde PNS-BT çekimi yapılan 100'ü kadın ve 100'ü erkek olan toplam 200 olgu bu çalışmaya dahil edilmiştir. Bilgisayarlı tomografide yumuşak doku patolojileri (mukozal kalınlaşma) ve kemik doku anormallikleri (foramen rotundum ve internal karotis arter (İKA) kemik kanal protrüzyonu, vidiyan kanal, pterigoid çıkıntı ve anterior klinoid çıkıntı pnömatizasyonu, Onodi hücresi, multiple septasyon) incelenmiştir. Sinüslerin iki tarafı da değerlendirildiğinden 200BT'nin 400 tarafı incelenmiş ve çeşitli patolojiler gözlenmiştir. Olguların %34,25'inde vidiyan kanalın, %17,5'inde foramen rotundumun, %12,75'inde İKA'nın sfenoid sinüs içine protrüzyonu; %36,75'inde pterigoid çıkıntı, %21,25'inde anterior klinoid çıkıntı pnömatizasyonu; %8,25'inde onodi hücresi, %11,25'inde multipl septasyon, %16,75'inde mukozal kalınlaşma saptanmıştır. Çalışmada sfenoid sinüs pnömatizasyonu ile komşu damar ve sinir yapılarının sinüs içine projeksiyonunun arttığı belirlenmiştir. Sfenoid sinüs anatomisinin varyasyonlarının fazla olması bölgeye yönelik cerrahi operasyonları güçleştirebilmektedir. FESC öncesinde anatomik varyasyonların anlaşılması ve ameliyat sırasında oluşabilecek muhtemel komplikasyonları tahmin edebilmek açısından PNS-BT'nin önemini vurgulamak amaçlanmıştır.

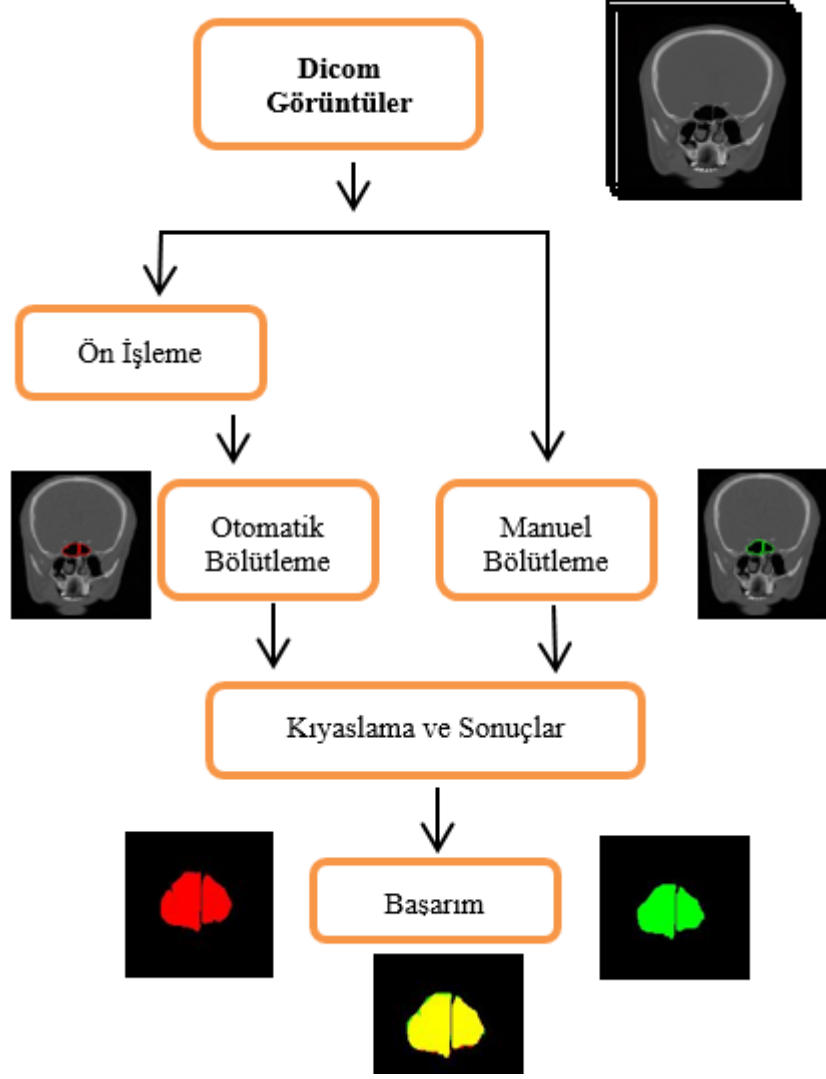
5.2.3. Materyal

Kullanılan görüntüler 512x512 piksel çözünürlükte 16-bit gri seviye DICOM formatında 15 adet hastaya ait BT görüntüleridir. DICOM formatında alınan verilerin işlenebilir hale getirilmesi ve DICOM parametrelerinin okunabilmesi için MATLAB Image Processing Toolbox'ta bulunan dicom fonksiyonları kullanılmıştır. 16-bitlik işaretli ham verinin yanısıra görüntüye ait parametreler de elde edilmiştir.

5.2.4. Uygulama

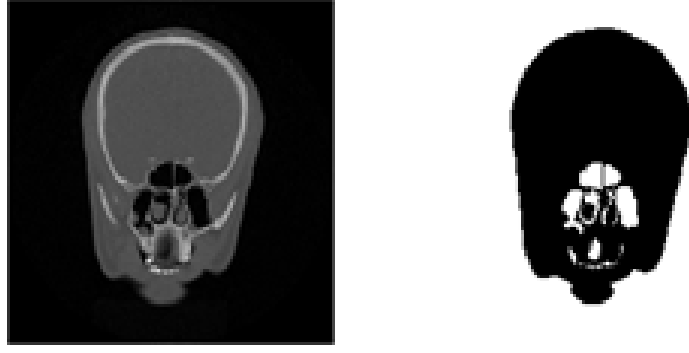
Eşikleme yöntemleri görüntüyü ikili hale getirmek için kullanılır. Gri seviye bir görüntünün siyah-beyaz bir görüntüye dönüştürülmesi için belirlenecek eşik seviyesinden düşük şiddetler siyah, yüksek şiddetler ise beyaz olarak belirlenir. Böylece görüntü bölütlemeye uygun hale gelir. Fakat belirlenen eşik bölütleme sonucuna direkt etki edeceğinden eşik belirleme işleminin her görüntü için otomatik olarak belirlenmesi daha doğru sonuçlar verebilmektedir (Tuncer ve Alkan, 2011). Bu amaçla kullanılan yaygın eşikleme yöntemlerinden biri Otsu eşikleme yöntemidir. Çalışmada yukarıda verilen veri setindeki görüntüler üzerinde MATLAB ortamında Otsu yöntemi ile sfenoid sinüs eşiklenmiştir. Daha sonra bağlantılı bileşen etiketleme yöntemi ile eşiklenmiş görüntülerden sfenoid sinüsler otomatik olarak bölütlenerek belirgin hale getirilmiştir (Gonzalez ve ark., 2003). Daha sonra elle bölütleme gerçekleştirilip önerilen yöntemin başarısı ZSI başarı ölçütü kullanılarak test edilmiştir.

Öncelikli olarak DICOM formatında arka plan negatif değerlerle belirtildiğinden bu değerler sıfıra eşitlenmiştir. Daha sonra minimum değer 0, maksimum değer 1 olmak üzere tüm pikseller 0-1 aralığına çekilerek bir ön işleme yapılmıştır. Çalışmaya ait akış diyagramı şekil 5.14'te gösterilmiştir.



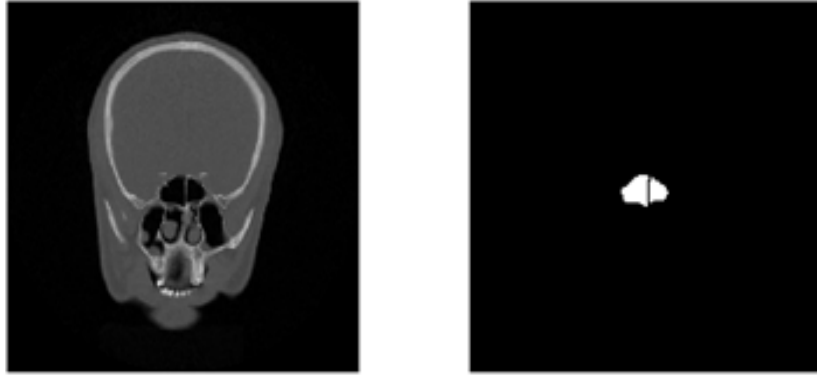
Şekil 5.14. Çalışmanın akış diyagramı.

Daha sonra ön işlemeden geçen görüntülere Otsu yöntemiyle eşikleme yapılmış olup görüntü siyah ve beyaz olmak üzere ikili seviyeye indirilmiştir. Şekil 5.15'te eşiklenmiş fakat bölütlenmemiş sfenoid sinüsün görüntüsü gösterilmektedir.



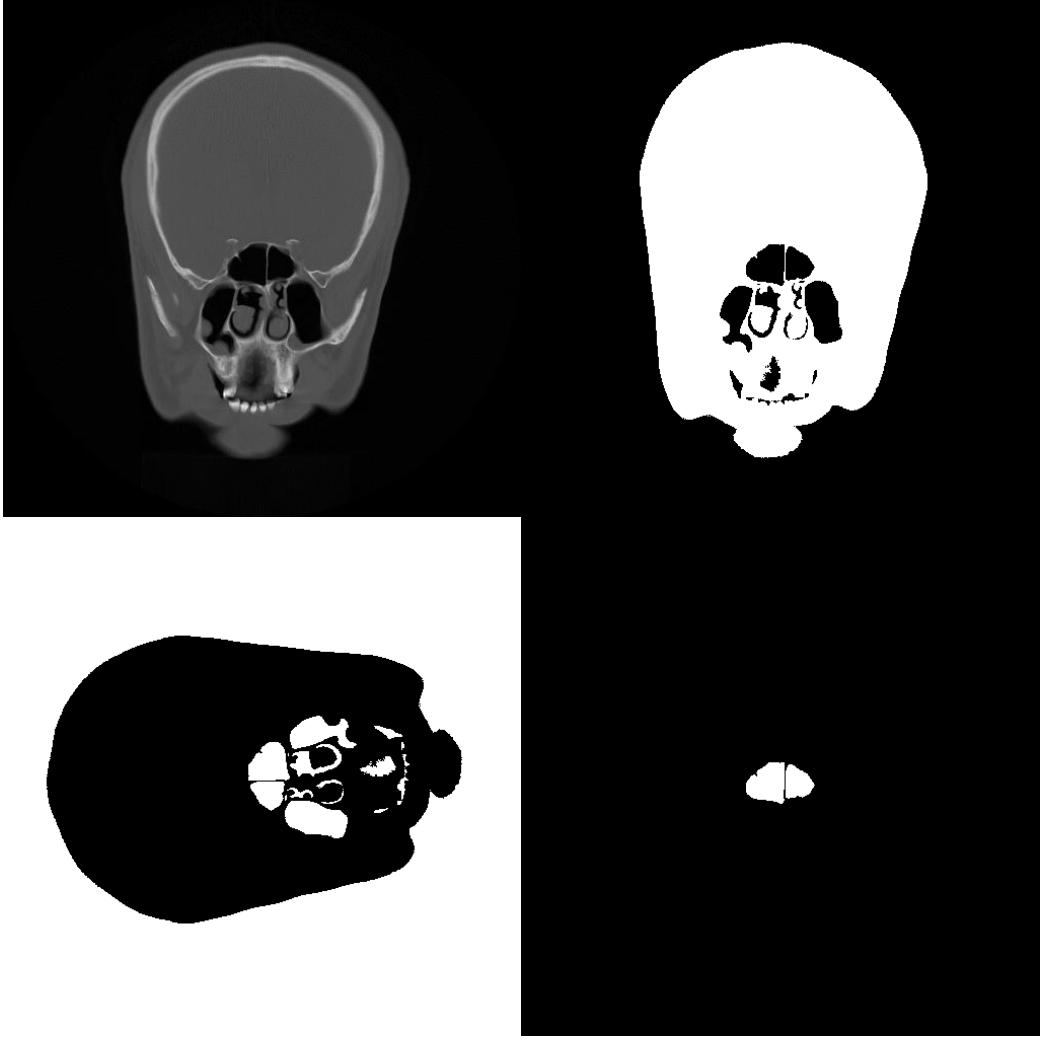
Şekil 5.15. Orijinal görüntü ve eşiklenmiş görüntü.

Eşiklenen görüntüler otomatik bölütlemeye hazır hale getirilmiştir. Daha sonra bağlantılı bileşen etiketleme yöntemiyle sfenoid sinüslerin otomatik olarak bölütlenmesi gerçekleştirilmiştir. Bölütlenen sfenoid sinüse ait görüntü şekil 5.16’da gösterilmiştir.



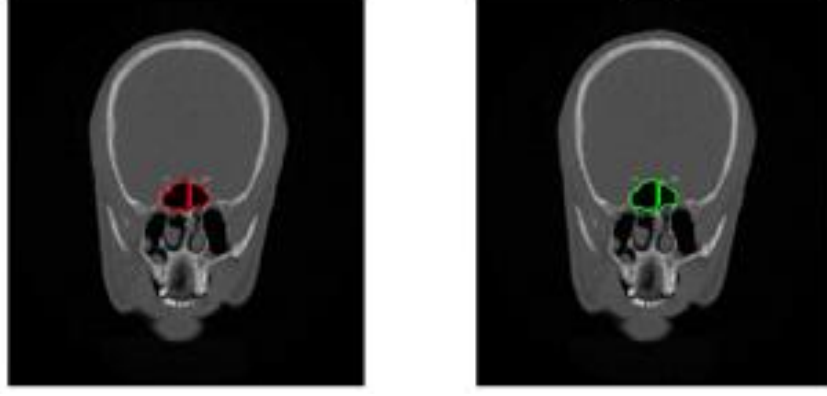
Şekil 5.16. Orijinal görüntü ve otomatik bölütlenmiş görüntü.

Otomatik bölütleme için yapılan tüm işlem adımları için Şekil 5.17’deki görüntüler elde edilmiştir.



Şekil 5.17. Sırasıyla; orijinal, eşiklenmiş, değil işlemi uygulanmış, BBE ile bölütlenmiş görüntüler.

Daha sonra ImageJ programında uzman yardımıyla elle bölütleme yapılmıştır. Otomatik ve elle bölütleme sonucu sfenoid sinüsün sınırları çıkartılmıştır. Sınırlar şekil 5.18’de gösterilmiştir.



Şekil 5.18. Otomatik bölütlenmiş görüntü ve elle bölütlenmiş görüntü.

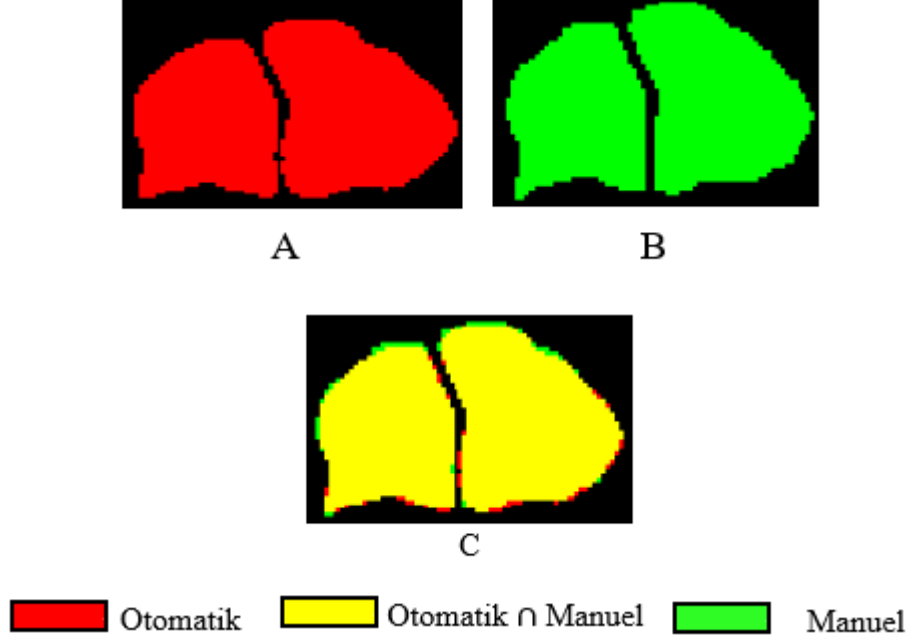
5.2.5. Sonuçlar

Çizelge 5.2’de otomatik ve manuel bölütleme sonucu elde edilen sfenoid sinüslerin kesit alanları karşılaştırmalı olarak ZSI skorlarıyla birlikte gösterilmiştir. Otomatik bölütleme sonucu elde edilen sfenoid sinüslere ait kesit alanları ortalama $5,06 \text{ cm}^2$ iken elle bölütleme sonucu elde edilen kesit alanları ortalama $4,86 \text{ cm}^2$ civarındadır. ZSI indeksinin 0,7 den büyük olması mükemmel sonuç olarak kabul edilir (Zijdenbos ve ark., 1994). ZSI değerlerinin ortalama 0,95 olması uygulamada sonucun oldukça başarılı olduğunu göstermektedir.

Çizelge 5.2. Otomatik ve elle bölütleme sonucu elde edilen sfenoid kesit alanları ve ZSI.

Görüntü No	Sfenoid Sinus alanı(cm ²)		Başarım
	Otomatik	Manuel	ZSI
1	3,62	3,53	0,95
2	6,37	6,47	0,96
3	5,64	5,28	0,94
4	6,33	6,24	0,95
5	3,73	3,52	0,94
6	6,00	5,97	0,96
7	5,91	5,96	0,97
8	5,43	5,40	0,98
9	3,65	3,67	0,97
10	6,81	5,36	0,84
11	4,44	4,37	0,98
12	4,78	4,62	0,97
13	5,35	5,03	0,96
14	3,98	3,83	0,97
15	3,82	3,71	0,97
Ortalama	5,06	4,86	0,95

Şekil 5.18 incelendiğinde otomatik bölütleme ile elle bölütleme arasındaki farklılıklar gözle görülemeyecek kadar küçüktür bu durum çizelge 5.2'deki başarım değerlerinde de görülebilmektedir. Şekil 5.19'da ise elde edilen sfenoid sinüsün kesit alanları kırmızı (otomatik), yeşil (manuel) ve sarı (otomatik ve manuel'in kesişimi) olmak üzere ayrı renklerde gösterilmiştir.



Şekil 5.19. A. Otomatik bölütleme sonucu elde edilen sfenoid sinüs B. Manuel bölütleme sonucu elde edilen sfenoid sinüs C. A ve B'nin üst üste çakıştırılması.

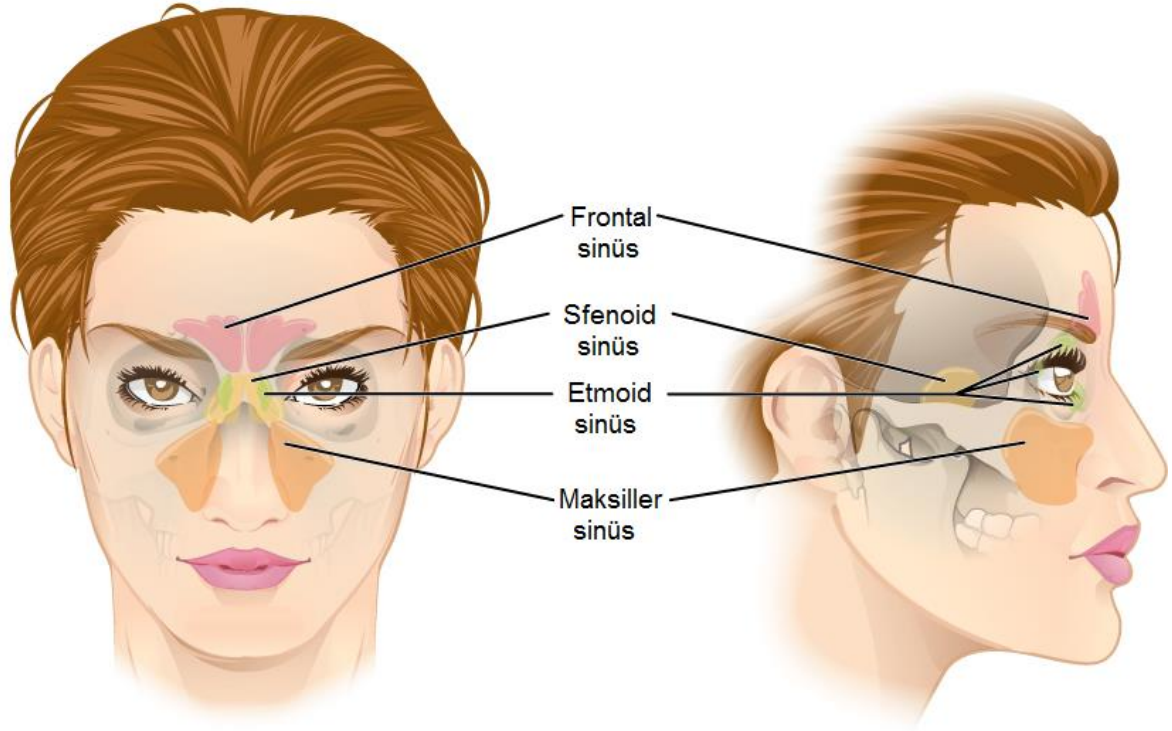
Sonuç olarak bu çalışmada otomatik olarak sfenoid sinüsün bölütlenmesine yönelik bir uygulama gerçekleştirilmiş olup tablo ve şekiller yardımıyla elde edilen sonuçlar açıklanmaya çalışılmıştır. Elde edilen sonuçlar sfenoid sinüs için önerilen otomatik bölütleme yönteminin elle bölütlemeye kıyaslandığında ZSI'da ortalama 0,95 başarımlı indeksine sahip olduğunu göstermektedir.

5.3. BT Görüntülerinden Paranasal Sinüslerin Üç Boyutlu Modellenmesi

Paranasal sinüsler; frontal, sfenoidal, etmoidal ve maksiller kemikler içinde bulunan boşluklardır. İçleri hava ile dolu olan bu boşluklar küçük delikler ile nazal boşluğa açılırlar. İnsanda çokça anatomik varyasyonlar gösteren bölgelerden biridir. Cerrahi yöntemin doğru seçilmesinde ve cerrahi girişimin güvenli bir şekilde uygulanmasında varyasyonlarının operasyon öncesi cerraha bildirmesi önemlidir. Kullanılan görüntüler 512x512 çözünürlükte 16-bit gri seviye DICOM formatında 92 adetten oluşan seri halinde BT görüntüleridir. Modelleme işlemi tamamen otomatik olarak gerçekleştirilmektedir. İlk olarak tüm görüntülere sırasıyla Otsu eşikleme, mantıksal değil, bağlantılı bileşen etiketleme işlemleri uygulanmaktadır. Bu işlem sonucunda 512x512x92 boyutlarında ikili bir matris oluşturulmaktadır. Son olarak temelde Delaunay üçgenlemesini kullanılarak paranasal sinüsler modellenmektedir. Oluşturulan model, konusunda uzman hekim

tarafından görsel olarak değerlendirilmiş nazal kavite ve sinüslerin belirgin bir şekilde modellendiği vurgulanmış ve başarılı bulunmuştur.

5.3.1. Paranasal sinüslerin anatomisi



Şekil 5.20. Paranasal sinüsler (PS, 2016)

Frontal, sfenoidal, etmoidal ve maksiller kemikler içinde bulunan aynı isimdeki boşluklardır. Sinüs maksillaris paranasal sinüslerin en büyük sinüsüdür. Doğumda rudimenter şekildedir ve 8 yaşından itibaren belirgin bir genişleme gösterip ergenlikte hakiki boyutuna erişir. Piramit şeklinde olan sinüs maksillaris maksillanın gövdesinde yer alır. Tabanı nazal kavitenin dış yan duvarını oluşturur, tepesi maksillanın proc. zygomaticus içerisinde yer alır. Tavanını orbitanın döşemesi tabanını ise processus alveolaris yapar. Birinci ikinci ve üçüncü premolar dişlerin kökleri ve bazen kaninlerin kökleri sinüs maksillarse çıkıntı yapabilir. Bu sebeple diş çekiminde fistül veya sinüzit gibi komplikasyonlar oluşabilir. Sinüs maksillaris iç yan duvarının üst kısmında bulunan hiatus semilunaris aracılığı ile orta meatusa açılır bu yüzden sinüste kolaylıkla sıvı birikebilir. Sinüs frontalis ve anterior etmoid hücreler infundibulum ve oradan da hiatus semilunaris açıldığından bu sinüslerdeki enfeksiyonun sinüs maksillarse yayılma ihtimali gayet

yüksektir. Sinüs maksillarisin duysal innervasyonu infraorbital anterior middle ve posterior süperior alveolar sinirler tarafından sağlanır. Sinüsün beslenmesini ise fasyal, infraorbital, süperior alveolar ve majör palatin arterler sağlarken venöz drenajı da aynı isimli venler yaparlar. Lenfatik drenajını ise submandibuler lenf nodlarına dökerler. Etmoidal hücreler etmoid kemik içerisinde burun ile orbita arasında bulunun küçük hücrelerdir. Ön, orta ve arka etmoid hücreler olarak üç ana gruba ayrılırlar. Ön etmoid hücreler doğumda rudimenter şekilde olurlar ve 6-8 yaşlarda diğer hücrelerle birlikte gelişimini tamamlarlar. Arka grup süperior meatusa, orta grup orta meatusa (bulla etmoidalis veya üstüne), ön grup ise infundibulumu açılır. Bu hücreleri orbitadan ayıran kemik tabakası ince olduğundan söz konusu bir enfeksiyon kolayca orbitaya yayılabilir.

Sinüs etmoidalisin duysal innervasyonunu ön ve arka etmoidal sinirler sağlar. Sinüsün beslenmesini sfenopalatin arter anterior ve posterior etmoidal arterler yaparken; venöz drenajı ise aynı isimdeki venler yaparlar. Lenfatik drenajı ön ve orta etmoidal hücreler submandibular lenf nodlarına arka etmoidal hücreler ise retrofaringeal lenf nodlarına yaparlar. Frontal kemikte iki adet sinüs frontalis vardır. Yeni doğanda bulunmasa da 7 yaşındaki çocuklarda saptanması mümkündür. Lakin son hallerini pubertede alırlar. Orta hattan sağa veya sola sapan bir kemik septum ile sinüsler birbirinden ayrılır. Her bir frontal sinüs yaklaşık bir üçgen şeklinde olup infundibulum ile orta meatusa açılırlar. Frontal sinüslerin duysal innervasyonu supro orbital sinir tarafından yapılır. Sinüsün beslenmesini superior oftalmik arter ve anterior etmoidal arterler sağlamaktadır. Venöz drenajı da supraorbital ve süperior oftalmik venler sağlar. Lenfatik drenajları ise submandibular lenf nodlarına aktarılmaktadır. Sfenoidal kemik korpusunda bulunan iki adet sfenoid sinüs süperior konka üzerinde resessus sfenoetmoidalise açılırlar. Posterior etmoid hücrelerin sfenoid kemiğin gövdesine 2 yaşlarında ilerlemesi ile oluşmaya başlarlar. Sfenoid sinüsleri duysal innervasyonu posterior etmoidal sinir tarafından alınır. Sinüsün beslenmesini ise posterior etmoidal arterer sağlar. Venöz drenajı da aynı isimdeki ven sağlamaktadır. Retrofaringeal lenf nodları da sinüsün lenfatik drenajının döküldüğü noddur (Cerrah, 2009).

5.3.2. Önceki çalışmalar

Sievers ve ark. (2000) çalışmalarında BT serilerini ve 3D MR görüntülerini kullanarak paranasal sinüsü üç boyutlu olarak modelleyerek karşılaştırmasını yapmışlardır. BT'nin kemiksel bölgelerde, MR görüntülemenin ise yumuşak dokularda daha üstün görüntüleme

yöntemleri olduğu belirtilmiştir. 3D modellemenin kafa ve boyun tümörlerinin anatomik yapısını ayrıntılı şekilde görüntülediğinden patoloji sonuçlarına katkıda bulunacağı savunulmuştur.

Pirner ve ark. (2009) çalışmalarında 150-200 koronal kesitten oluşan paranazal BT veri setininin, 8-10 saatte elle bölütlenen modeliyle, model temelli anında otomatik bölütlenen modeli kıyaslamışlardır. Otomatik bölütleme ve modellemenin elle bölütlenene oldukça yakın olduğu ifade edilmiştir. Ayrıca çalıştıkları yöntemin 3D modeldeki riskli alanları belirleyerek vurgulandığını belirtmişlerdir.

Dedeoğlu (2004) çalışmasında diş hekimliği radyolojisinde yer alan Dental Volumetrik Tomografi kullanarak paranazal sinüsler ve nazal kavitenin anatomik varyasyonlarını değerlendirmektedir. Çalışmada 251 hastanın Dental Volumetrik Tomografi (Newtom 5G, Verona Italy) görüntülerini kullanarak paranazal sinüsler ve nazal kavitenin anatomik varyasyonları değerlendirilmiştir. Çalışmada paranazal sinüsler ve nazal kavitede en sık rastlanılan anatomik varyasyonlar ager nazi hücresi (%95,6), konka bulloza (%80,1), nazal septal deviasyon (%73,7) olup, en az rastlanılan varyasyonlar ise atelektatik unsinat çıkıntı (%1,6), paradoks alt konka (%1,6), alt konka pnömatizasyonu (%0,8) ve sfenoid sinüs aplazisi (%0,8) olarak bulunmuştur. Sfenoid sinüsün havalanmasının artması sebebi ile ortaya çıkan anterior klinoid çıkıntı, büyük kanat ve pterigoid çıkıntıda pnömatizasyon gelişmesiyle, optik sinir, maksiller sinir ve vidian sinirin sfenoid sinüs içerisine protruze oldukları saptanmıştır. Tüm bu bilgiler ışığında sonuç olarak Paranazal sinüsler ve nazal kavitenin anatomik varyasyonlarının değerlendirilmesinde altın standart olarak görülen BT'ye alternatif olarak, esasen nispeten düşük radyasyon dozu ve maliyete sahip olmak üzere birçok avantajı olan Dental Volumetrik Tomografi tercih edilebileceği belirtilmiştir.

Güngör (2012)'ün çalışmasında kemik ve yumuşak doku çözümü üstünlüğü, son yıllarda yaygınlaşan çok dedektörlü aygıtlar ile çok planda ve kaliteli rekonstrüksiyon kabiliyeti ile koronal planda çekilen paranazal sinüs BT, endoskopik sinüs cerrahisi öncesinde hastanın değerlendirilmesinde altın standart olarak kullanılan bir görüntüleme yöntemi olduğu belirtilmiştir. Bu sayede cerrahi yöntemin doğru seçilmesi, cerrahi girişimin güvenli bir şekilde uygulanması ve komplikasyonların minimuma indirilmesinin sağlanmış olacağının önemi vurgulanmıştır. Çalışmada ise cerrahi girişimde oluşabilecek komplikasyonlardan kaçınılması için dikkate alınması gereken anatomik varyasyonların BT inceleme ile irdelenmesi amaçlanmıştır. Materyal olarak Ekim 2008 - Ağustos 2011

tarihleri arasında Afyon Kocatepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Kulak Burun Boğaz (KBB) Hastalıkları Polikliniği'nde muayene olmuş, anamnez ve fizik muayene bulgularına göre sinonazal patoloji düşünülen ve paranazal sinüs bilgisayarlı tomografisi çekilen 320 vakanın paranazal sinüs BT'leri geriye dönük olarak incelenerek, sinonazal bölgenin anatomik varyasyonları araştırılmıştır. Sinonazal bölgede en sık belirlenen anatomik varyasyon %86,3 (n=276) ile ager nazi hücresi, en az saptanan anatomik varyasyonlar %0 (n=0) ile bifid alt konka ve pnömatize alt konka olarak saptanmıştır. Bu varyasyonlardan bir kısmının operasyon öncesi tespit edilmemesi durumunda cerrahi girişim sırasında önemli komplikasyonlara yol açabileceği, bir kısmının mukosilier drenaj ve havalanma problemlerine predispozisyon oluşturduğu ve bir kısmının ise kayda değer bir önemi olmadığı kanaatine varılmıştır.

Balakan (2010) çalışmasında radyologların, insanda çokça anatomik varyasyonlar gösteren bölgelerden biri olan sinonazal bölge anatomisini ve onun varyasyonlarını iyi bilmesi ve patoloji ile birlikte mevcut tüm varyasyonları operasyon öncesi cerraha bildirmesi, cerrahi yöntemin doğru seçilip, cerrahi girişimin güvenli bir şekilde uygulanması ve komplikasyonlardan kaçınılabilmesi açısından gayet önemli olduğu belirtilmiştir. Gün geçtikçe önemi artan ve paranazal sinüs hastalıklarının tedavisinde güvenle uygulanan bir yöntem olan FESC'nin sıkça ve tecrübeyle orantılı sınırlarının genişleyerek uygulanması, cerrahi öncesinde anatominin ve mevcut patolojinin iyi bilinmesini mecburi hale getirmektedir. Kemik ve yumuşak doku çözümü üstünlüğü, aksiyel ve koronal planda görüntüleme kabiliyeti ve son yıllarda yaygınlaşan multi-dedektörlü cihazlar ile çok planda ve kaliteli rekonstrüksiyon kabiliyeti olan BT, endoskopik sinüs cerrahisinden önce paranazal sinüslerin değerlendirilmesinde altın standart olarak kullanılan bir görüntüleme yöntemi olduğu vurgulanmıştır. Çalışmada ise cerrahi girişimde oluşabilecek komplikasyonlardan kaçınmak için dikkate alınması elzem olan anatomik varyasyonların belirlenmesi amaçlanmıştır. Çalışmada Mayıs 2007-Kasım 2008 tarihleri arasında Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi KBB Hastalıkları Polikliniği'nde muayene olmuş, anamnez ve fizik muayene bulgularına göre sinüs patolojisi düşünülen ve paranazal sinüs bilgisayarlı tomografisi çekilen 344 olgunun paranazal sinüs BT'leri geriye dönük olarak incelenerek, sinonazal kavitenin anatomik varyasyonları araştırılmıştır. Elde edilen tıbbi bulgular sonucunda sinonazal bölgeye ait kayda değer oranda anatomik varyasyon izlenmiş ve bunların belirlenmesinde paranazal sinüs BT'nin tartışmasız çok mühim olduğu tekrar vurgulanmıştır.

Cerrah (2009)'ın çalışmasında, paranazal sinüs anatomisinin ve mevcut patolojisinin detaylı şekilde incelenmesinin sinonazal bölge paranazal sinüs hastalıklarının tanısında ve tedavisinde büyük önem taşıdığı belirtilmiştir. Bilgisayarlı tomografinin paranazal sinüslerin anatomilerini ve patolojilerini en üst düzeyde gösteren inceleme yöntemi olduğu belirtilmiştir. BT'nin mukozal patolojileri göstermedeki üstün başarısı ile birlikte, klinisyenlere kronik sinüzitlere predispozisyon oluşturan ve direkt grafilerde, hatta bazen nazal endoskopide bile tespit edilemeyebilen anatomik yapıdaki varyasyonları ve patolojileri tespit edebilmesi açısından yüksek bir avantaj sağladığı vurgulanmıştır. Bu çalışmada sinonazal şikayetlerle Cumhuriyet Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Kulak Burun Boğaz kliniğine Ocak 1999-Ocak 2009 tarihleri arasında başvuran 1008 hastanın bilgisayarlı tomografileri (Koronal kesit) geriye dönük olarak incelenmiştir. Anatomik varyasyonların görülme sıklığının belirlenmesi hedeflenmiştir.

Çalışmaya alınan 1008 vakanın bilgisayarlı tomografileri incelendiğinde 645 (% 64) olguda mukozal değişiklik görüldü (Grup 1), 363 (% 36) olguda ise herhangi bir mukozal değişiklik görülmedi (Grup 2). Çalışmadaki vakaların hepsi anatomik varyasyonlar açısından değerlendirildiğinde; en sık görülen anatomik varyasyon 541 (%53.7) olgu ile agger nazidir. Bunları sırasıyla 419 (%41.6) konka bulloza, 309 (%30.7) septum deviasyonu (SD) , 184 (%18.3) pterigoid proçes pnömotizasyonu, 183 (%18.2) unsinat bulla, 172 (%17.1) Haller hücresi, 169 (%16,8) anterior klinoid pnömotizasyonu, 142 (%14.1) onodi hücresi, 126 (%12.5) pnömotize krista galli, 119 (%11.8) septum pnömotizasyonu, 94 (%9.3) etmoid bulla, 85 (%8.4) paradoksal orta konka ve 49 (%4.9) olgu ile kıvrımlı unsinat proçes takip etmektedir.

Paranazal sinüslerde görülen varyasyonların prevalansı hakkında literatürde kesin sonuçlar bulunmamaktadır. Geniş bir seri üzerinde yapılmış olan bu geriye dönük çalışmada elde edilen sonuçlardaki farklılıkların cinsiyet, genetik ve ırksal farklılıklarla beraber değerlendirmenin sadece koronal kesitli BT'ler kullanılarak yapılmasından ötürü olduğu kanaati belirtilmiştir.

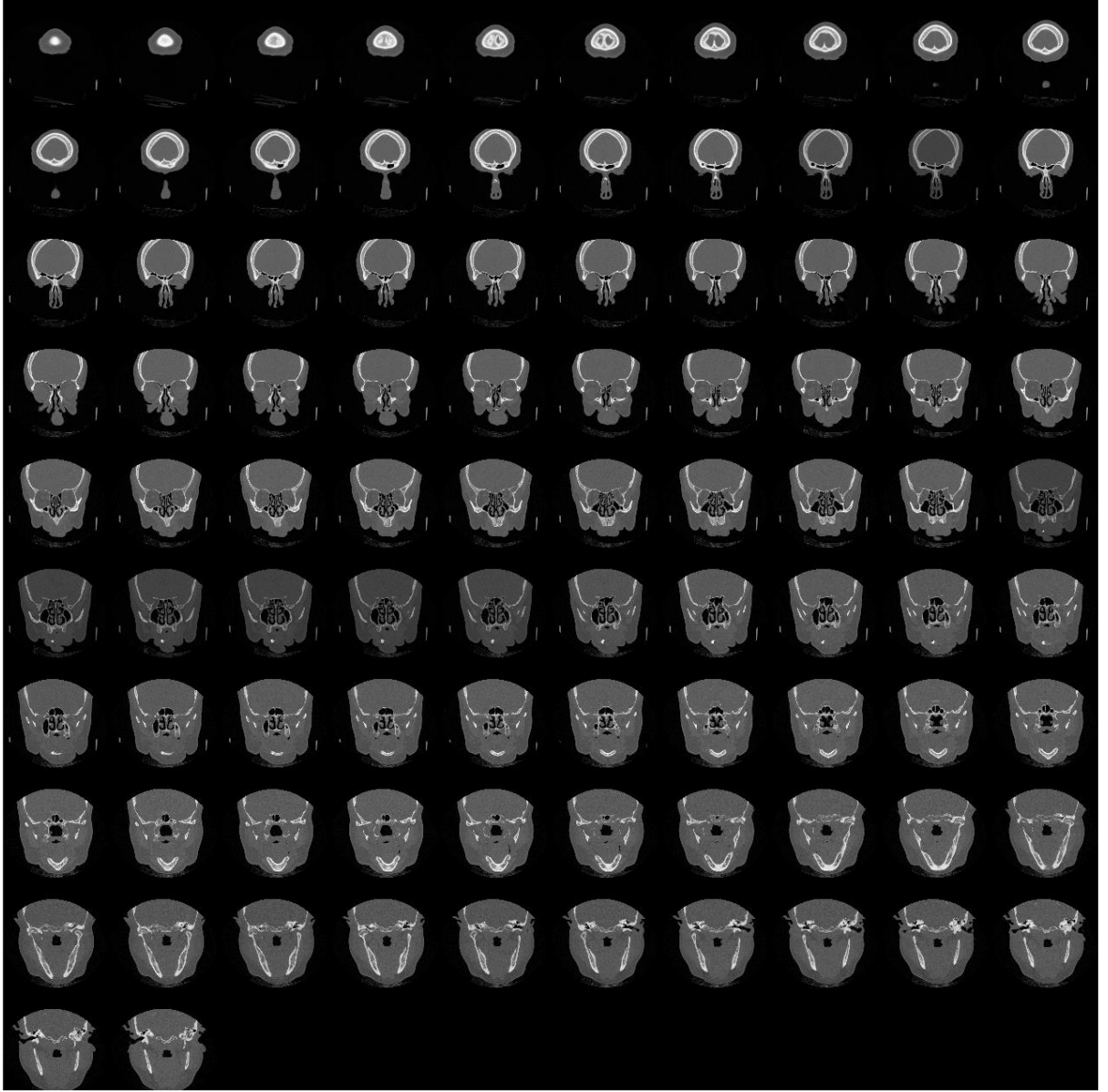
Koç (2004)'un çalışmasında PNS tümörü düşünülen 50 vakanın 9 tanesine sadece BT, 2 tanesine sadece MRG incelemeleri yapılmıştır. 39 tanesine ise BT ve MRG incelemeleri birlikte yapılmıştır. Radyolojik olarak 30 olgu selim, 20 olgu ise habis karakter göstermektedir. Radyolojik olarak habis özellik gösteren 3 olguda doğru tam histopatolojik olarak konmuştur. BT'nin, kemik destrüksiyonlarını ve tumoral lezyonlardaki

kalsifikasyonları değerlendirmede tercih edilen yöntemlerden biri olduğu belirtilmiştir. MR görüntülemenin ise lezyonların ve çevre dokular ile olan ilişkilerini göstermede BT'den daha verimli bir metot olduğu açıklanmıştır. Bu yüzden her iki radyolojik tekniğin karşılaştırmalı olarak kullanılmasının faydalı olacağı belirtilmiştir.

Kaçmaz (2004)'ın çalışmasında, pediatrik vakalarda, koronal düzlemdeki paranasal sinüs BT kesitlerinde, paranasal sinüslerin ve lateral nazal duvarın anatomik varyasyonlarının prevalansının belirlenmiştir. Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalında Aralık 2002 ve Haziran 2005 tarihleri arasında paranasal sinüs koronal BT'si çekilen toplam 200 pediatrik olgunun paranasal sinüs BT'leri geriye dönük olarak değerlendirilmiştir. 129 hastadan 55'i (%42,6) kız, 74'ü (%57,4) erkekti. Olguların en küçüğü 4 yaşında, en büyüğü ise 18 yaşında olup, ortalama yaş 12'dir. Vakalarda, Bilgisayarlı tomografi ile saptanan paranasal sinüslerin kemik yapılarındaki anatomik varyasyon oranları hesaplanmıştır. Pediatrik vakalarda saptanan kemik yapıdaki anatomik varyasyon oranları ile literatürde pediatrik ve erişkin gruplar için bildirilen anatomik varyasyon oranları arasında anlamlı bir fark saptanamamıştır.

5.3.3. Materyal

Kullanılan görüntüler 512x512 piksel çözünürlükte 16-bit gri seviye DICOM formatında BT görüntüleridir. DICOM formatında alınan dataların işlenebilir hale getirilmesi ve DICOM parametrelerinin okunabilmesi için MATLAB Image Processing Toolbox'ta bulunan DICOM fonksiyonları kullanılmıştır. 16-bitlik işaretli ham verinin yanısıra görüntüye ait parametreler de elde edilmiştir. Üç boyutlu hale getirilecek 92 adetten oluşan seri görüntüler şekil 5.21'de verilmiştir. Ayrıca örnek olarak görüntü dizisine ait 58. görüntüsü şekil 5.22'de verilmiştir.



Şekil 5.21. 92 adet seri paranazal BT görüntüsü.



Şekil 5.22. Görüntü dizisine ait 58. görüntü.

5.3.4. Uygulama

BT görüntülerinden paranasal sinüslerin bölütlenmesi ve modelleme işlemi tamamen otomatik olarak gerçekleştirilmektedir. Oluşturulan fonksiyona giriş olarak görüntü serisinin bulunduğu dizini göstermek yeterlidir.

İlk olarak tüm görüntüler DICOM bilgilerinde bulunan sıra numarasına göre Otsu eşikleme kullanılarak eşiklenmektedir. Bu işlem sonucunda sinüsler ve arka plan “0” dokular ve kemikler “1” değerini almaktadır.

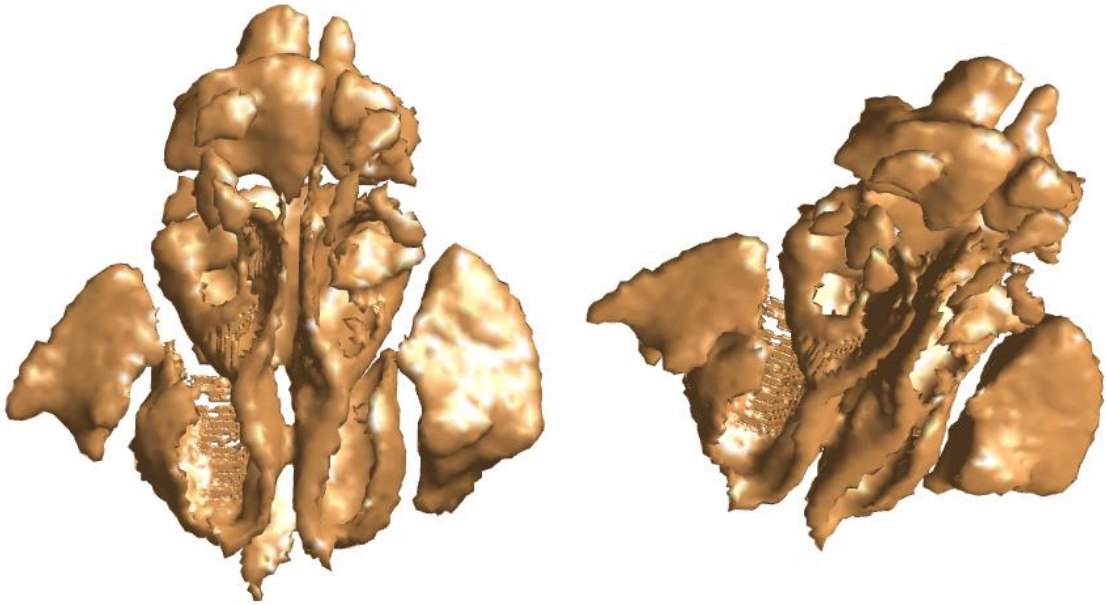
Otsu eşiklemeden elde edilen ikili görüntüler mantıksal değil (not) işlemine tabi tutularak sinüsler ve arka plan “1”, geri kalanlar ise “0” olarak belirlenir.

Arka planı görüntüden çıkarmak için elde edilen ikili görüntüye bağlantılı bileşen etiketleme uygulanır. Bu durumda ikili görüntü içerisindeki “1” olan bağlantısız nesnelere, nesne sayısına etiketlenir.

Burada önemli olan husus; arka plan, ilk pikseli de kapsadığından daima 1 numaralı etiketi almasıdır. İşte bu bilgi kullanılarak etiketi 1 olanlar da ikili görüntüde “0” olarak belirlenir. Böylece elimizde sadece bölütlenmiş sinüslerin ikili görüntü serisi bulunmaktadır.

Bölütlenmiş görüntüler ise sıra numarasına göre katman katman eklenerek üç boyutlu ikili tipte matris elde edilmektedir. Böylece elimizde tüm değerleri 0 veya 1 olan 512x512x92 boyutlarında bir ikili bir matris bulunmaktadır.

Son olarak temelde Delaunay üçgenlemesini kullanarak üç boyutlu ikili tipteki matrislerin üç boyutlu yüzey modellemesini gerçekleştiren Iso2Mesh kütüphanesi kullanılarak paranasal sinüsler modellenmiştir. Oluşturulan model Şekil 5.23’te farklı açılardan gösterilmiştir.



Şekil 5.23. 92 görüntülük seriden elde edilen farklı açılardan 3D paranasal sinüs modeli

MATLAB ve Octave için geliştirilen Iso2Mesh ücretsiz ve açık kaynak kodlu, yüzey örgüsü oluşturma ve işleme araç kutusudur. Bölütlenmiş MR/BT görüntüleri gibi 3D ikili veya gri seviye hacimsel görüntülerden 3D sonlu elemanlı yüzey örgüsü oluşturabilir (Fang ve Boas, 2009). 2008 yılında yayınlanan ve literatürdeki birçok benzer çalışmalarda

da kullanılan bu araç kutusu son güncellemesi Eylül 2015'te gerçekleşmiştir(Iso2Mesh, 2016). Delaunay üçgenleme yöntemini kullanan, 3D modelleme için birçok yeteneği barındıran araç kutusu çalışmamızda sadece 3D ikili görüntüye yüzey oluşturulması amacıyla kullanılmıştır.

5.3.5. Sonuçlar

Elde edilen 3D modelin nicel olarak başarısının ölçülebilmesi için kıyaslanabileceği bir 3D modele ihtiyaç vardır. Bu kıyaslanabilecek 3D model ise ancak bir uzman (hekim) tarafından oluşturulduğu takdirde esas alınabilir. Bir model için 92 adet görüntünün elle bölütlenmesi yoğun emek ve uzun zaman gerektirdiğinden, oluşturulan model uzman tarafından görsel olarak değerlendirilmiş nazal kavite ve sinüslerin belirgin bir şekilde modellendiği vurgulanmış ve başarılı bulunmuştur.

5.4. MR Görüntülerinden Tiroit Nodüllerinin Bölütlenmesi

İnsanların yarısından fazlasında bulunan tiroit nodüllerinin yaklaşık %5'i kanserli olma eğilimindedir. Her ne kadar nodüllerin kanser olma olasılığının düşük de olsa, söz konusu insan hayatı olduğundan, hekim tarafından nodüllerin belirlenmesi ve değerlendirilmesi önem taşımaktadır (Van Herle ve ark., 1982; Feld, 1999). Bu amaçla tiroit nodüllerinin bölütlenmesi için tek başlangıç noktalı bölge genişletme (TBNBG) yöntemi uygulanmıştır. Yöntem sonucunda bölütlenen alanlar elle bölütlenen alanlarla üç farklı başarı değerlendirme yöntemiyle kıyaslanmıştır.

5.4.1. Tiroit bezi ve nodüllerinin anatomisi

Tiroid bezi endokrin bezlerin en büyüğüdür. Larinks ve trakeanın anterior ve lateral yüzlerini kaplar. Tiroid, iki lateral lob ve bunlar arasında bir isthmustan oluşur. Toplumda yaklaşık %80 oranında piramidal lob bulunabilir ve umumiyetle isthmus ve hyoid kemik arasında lokalizedir.

Her bir lateral lobun boyu 4-5 cm, eni 2-3 cm, kalınlığı 2-4 cm'dir. İsthmusun kalınlığı ise 0,2-0,6 cm'dir. Loblar trakeanın lateralinde yer alır. Üstünde tiroid kartilajı, lateralinde karotis kılıfı ve sternokleidomastoid kası, önünde sternotiroid ve sternohyoid kasları bulunur.

Tiroid bezinin iki tane kapsülü bulunmaktadır. İçteki kapsüle fibröz kapsül adı verilir. Bağ dokusundan oluşan bu kapsül, bezin içerisine septalar halinde uzanır ve organın stromasını yapar. Bu, tiroid bezinin gerçek kapsülüdür. Bunun dışında yalancı kapsül (veya cerrahi kapsül) bulunur ve bu doku, derin servikal fasyadan oluşan pretrakeal fasyadan kaynaklanır. Lamina pretrakealis denilen bu kapsül, içteki hakiki kapsüle gevşek bir şekilde bağlanır. Bu nedenle bezden kolayca ayrılabilir.

İki kapsül arasında paratiroid bezleri, a.tiroidea inferior ve n. laringeus rekürrens isimli arterler vardır. Tiroit oldukça damarlı bir organdır. Başlıca iki arter tarafından kanlanması sağlanır: a. tiroidea süperior ve a. tiroidea inferior. a. tiroidea süperior, a. karotis eksterna'dan; a. Tiroidea inferior ise subklavian arterin bir yan dalı olan trunkus tiroservikalis'ten çıkar. A. Tiroidea ima tiroidin kan akımına katkıda bulunan üçüncü bir arterdir ve %1,5-12,2 oranında görülmektedir.

Tiroid nodülleri, tiroid bezinde bulunan ve bezin normal dokusuna benzemeyen muhtelif büyüklükte kitlelerdir. Toplumda çok yaygın olmakla birlikte, sıklığı önemli ölçüde çalışmanın yapıldığı bölgenin iyot alımına ve nodüllerin saptanması için kullanılan tekniğe bağlı varyasyon göstermektedir. İyot eksikliğinin iyot profilaksisi ile düzeltildiği ülkelerde palpabl nodüllerin oranı %4-7 arasında iken, iyot yetersizliğinin devam ettiği ülkelerde bu oran söz konusu ülkelere kıyasla daha yüksektir. Tiroit bezinin görüntülenmesinde yüksek çözünürlüklü USG kullanımı ile bu oran %67, otopsi serilerinde de %50 olarak saptanmıştır.

Tiroit bezinin nodüler transformasyonundan birçok faktörün sorumlu olduğu düşünülmektedir. İyot eksikliği olan bölgelerde, eksikliği kompanse etmek için erken dönemde tiroitte diffüz hiperplazi meydana gelmektedir. Artmış proliferasyona bağlı olarak ortaya çıkan serbest radikaller mutasyon oranını da arttırmaktadır. Bu mutasyonlardan bazılarının TSH reseptör geninde meydana gelerek cAMP yolağını aktive ettiği belirlenmiştir. Bunların sonucunda somatik mutasyon içeren çeşitli hücre kopyalarının otonom fonksiyon gösteren nodüler yapılar oluşturduğu düşünülmektedir. Aynı mekanizma sonucu meydana gelen RAS onkogen mutasyonlarına, tiroid adenomlarında ve adenomatöz nodüllerde karşılaşılmaktadır. Sonuçta iyot eksikliğini kompanse etmek adına oluşan hiperplazik süreç, nodül oluşumuna sebebiyet vermektedir.

Tiroit bezi bilhassa çocukluk döneminde, radyasyonun karsinojenik etkisine karşı çok zayıftır. Çocukluk yaşında baş ve boyun bölgesine uygulanan radyoterapinin karsinojenik mutasyonlara neden olarak tiroit kanseri sıklığını arttırdığı bilinmektedir.

Radyasyon uygulanması sonrası ilk 5 sene içerisinde yeni nodül gelişme oranı yılda %2,5'tir. En yüksek sıklığa radyasyon sonrası ilk 30 sene içerisinde ulaşılır ve 40 sene boyunca bu oran yüksek kalır.

Tiroit nodüllerinin kadınlarda daha sık olmasından kaynaklı östrojenin tetikleyici rolü üzerine çalışmalar yapılmış fakat yeterince veri bulunamamıştır (Karakan, 2011).

5.4.2. Önceki çalışmalar

Tiroit nodüllerini tespit etmek için birçok yöntem kullanılmaktadır. Nodüller ultrasonografik inceleme (US)/ doppler US, bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRG), pozitron-emisyon-tomografi (PET)-BT, US rehberliğinde ince iğne aspirasyon biyopsisi (İİAB) gibi yöntemlerle tespit edilebilmektedir (Rojeski ve Gharib, 1985). Literatürde bölütlenen tiroit nodüllerinin sınıflandırılmasında ve nodüllerin bölütlenmesinde destek vektör makinesi, karar ağaçları ve dalgacık dönüşümü gibi yöntemler kullanılmıştır (Maroulis ve ark., 2005; Tsantis ve ark., 2006). ultrason görüntülerinde tiroit nodüllerinin kenar çıkarma tabanlı bir yöntem olan gelişmiş Karınca Koloni Algoritması uygulanmıştır (Zhu ve ark., 2006). Ayrıca sonografik doku özellikleri kullanılarak, sınıflandırmalar yapılmış ve tiroit nodüllerinin tespitinde görüntü analiz programları önerilmiştir (Iakovidis ve ark., 2010; Chen ve ark., 2009; Keramidas ve ark., 2007).

Özer (2011)'in geriye dönük olarak yapılan çalışmasında rutin boyun MR görüntülemeleri yapılmış olan hastalarda DAG ile histopatolojik sonuçları kıyaslamıştır. Bu amaçla 06.01.2010-05.06.2011 tarihleri arasında GE Signa HDx 1.5 T cihazı ile rutin boyun MRG tetkiki yapılan hastalardan toplam 46 tane nodül incelenmiştir. Boyun MR görüntülemesinde sagittal T2, aksiyel T2, aksiyel T1, difüzyon b 500 ve b 800 sekansları kullanılmıştır. ADC haritaları oluşturulup nodüllerin kistik ve hemorajik olmayan bölgelerinden uygun ROI aralığı ile ADC değerleri ölçülmüştür. Ölçümler neticesinde 46 nodülden 37'si selim 9'u habis olarak değerlendirilmiştir.

Çağlar (2010) çalışmasında tiroit nodüllerinin selim habis ayrımında etkili olabileceğini düşündüğü difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntülemenin etkinliğinin günümüzde en etkili yöntem olduğu düşünülen ince iğne aspirasyon biyopsisi sonuçları ile kıyaslamıştır. Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Dr. Rıdvan Ege Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı'na tiroit ultrasonografi (US) talebiyle gelen ve yapılan incelemede nodül boyutu 1.5 cm'den büyük olan, pür kistik olmayan ve parankiminde tiroidit lehine bulgu saptanmayan 56 olgu Grup 1 kapsamında değerlendirilmiştir. Öte yandan aynı taleple gelen ve tiroid US sonuçları normal olarak değerlendirilen 40 olgu Grup 2'ye dahil edilmiştir. Grup 1'deki vakalarda saptanan 65 nodüle ilk olarak difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DAG) uygulandı. ADC (Apperent diffusion coefficient) değerleri b-100, b-200 ve b-300 mm²/s olarak üç farklı b faktör kullanılarak nodülden ve nodül dışında sağlıklı görünen parankimden elde edilmiştir. Sonra ise nodülün üç farklı yerinden ince iğne aspirasyon biyopsisi uygulanmıştır. Grup 2'deki vakalara ise sadece difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme ile her iki lobdan b-100, b-200 ve b-300 faktörleri kullanılarak ölçümler yapıldı. Elde edilen bulgular neticesinde difüzyon ağırlıklı görüntülemenin; tiroit nodüllerinin selim habis ayrımında, iyi seçilmiş olgularda invazif olmayan ve güvenilir etkin bir yöntem olabileceğinin düşünüldüğü belirtilmiştir.

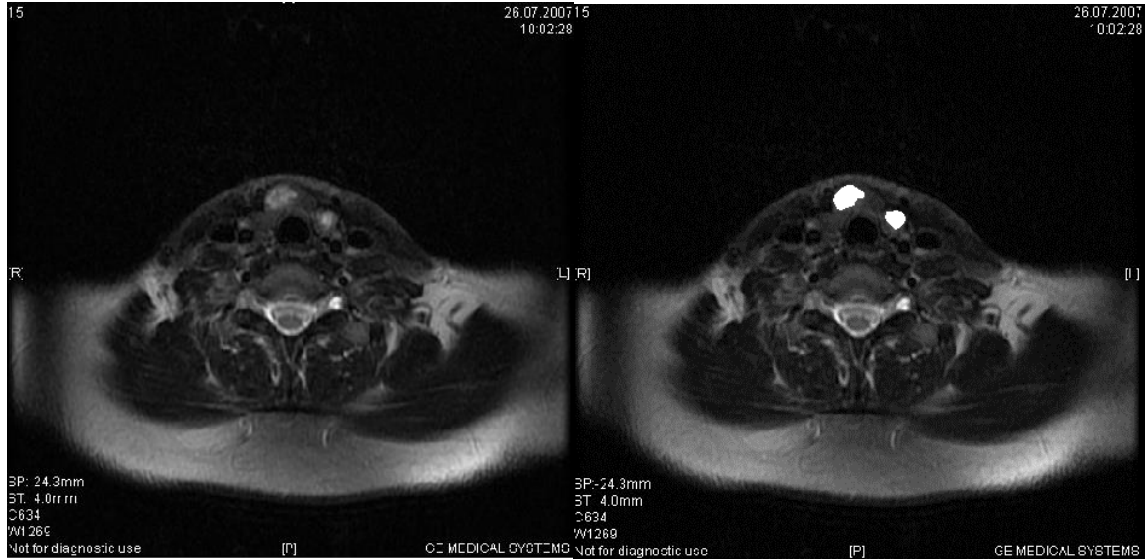
Karakan (2011) çalışmasında tiroit nodüllerinin 3T Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) sisteminde difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DAG) ile incelenmesi ve bulguların histopatolojik korelasyonu hesaplanmıştır. Çalışmada operasyonu planlanmış soliter nodüllü ya da multinodüler 32 hastanın ve 20 sağlıklı gönüllü olgunun tiroid bezi MRG ile incelenmiştir. MRG protokolü aksiyel T1, T2 ağırlıklı görüntüler, sagittal STIR ve maksimum b değerinin 500 ve 1000 olarak alındığı aksiyel difüzyon ağırlıklı görüntüleri ihtiva etmektedir. 32 hastada toplam 13 habis, 63 selim nodül değerlendirildi. Uygulanan yöntem ile habis selim nodül ayrımında daha yüksek sensitivite ve spesifite değerleri sağladığı (sensitivite %100, spesifite %92-100) açıklanmıştır. Sonuç olarak DAG ile kantitatif ADC değerlerinin hesaplanması, tiroit nodüllerinin selim habis ayrımında faydalı nonivaziv bir tanısal yöntemi olduğu belirtilmiştir.

Ten (2011) çalışmasında nodüler tiroid hastalıklarında biyopsi ve olası operasyon öncesinde etkin değerlendirme difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme (DAG) kullanmanın önemini araştırmıştır. Difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntülemenin dokulardaki su moleküllerinin mikroskobik hareketlerini esas alarak tanısal bilgi sağlayan

fonksiyonel bir görüntüleme yöntemi olmakla beraber, değişik vücut bölgelerinde farklı patolojilerin tanınmasında veya birbirinden ayırt edilmesinde gitgide daha yaygın şekilde kullanıldığı belirtilmektedir. Çalışmada, DAG'nin tiroit nodüllerinin karakterizasyonundaki yeri irdelenmiştir. Tiroit nodülüne yönelik US, tiroit sintigrafisi yapılan ve İİAS yapılacak olan hastalara İİAS öncesinde DAG uygulanmıştır. Elde edilen bulgular ışığında DAG'nin malin nodülleri saptamadaki duyarlılığı %50 iken özgüllüğü %100 olarak saptanmıştır. Tiroit DAG'de malin düşünülen nodüllerde sintigrafi ve İİAS'ye gerek duyulmadan doğru tanıya varılabileceği, DAG'de selim düşünülen nodüllerde ise tiroit sintigrafisi ve ihtiyaç duyulursa İİAS sonuçları ile birlikte incelemenin daha doğru olacağı belirtilmiştir.

5.4.3. Materyal

Veri seti 1.5 T MR görüntüleme cihazıyla elde edilmiş 43 adet, en az 1 tane tiroit nodülü içeren MR görüntülerinden oluşmaktadır. 8-bit gri seviye Tagged Image File Format (TIFF) görüntülerden oluşan bu veri seti 512x512 çözünürlükte ve FOV:240mm'dir. Bu görüntülerin ham haliyle birlikte doktor tarafından elle bölütlenmiş 43 adet görüntüsü de mevcuttur. Şekil 5.24'te örnek görüntüler gösterilmektedir.



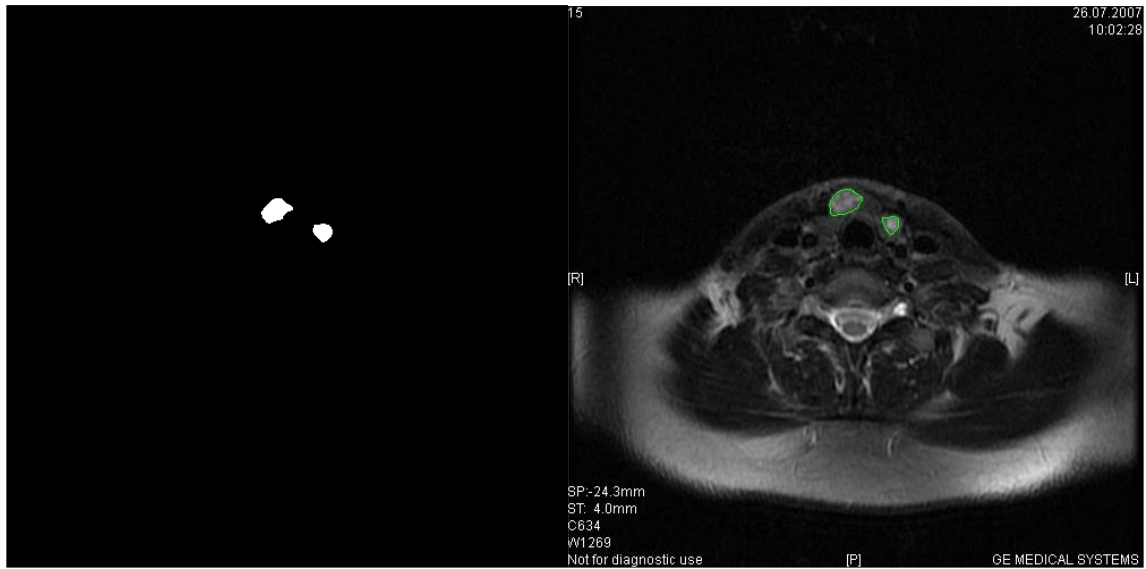
Şekil 5.24. Ham görüntü ve doktor tarafından elle bölütlenmiş görüntü

5.4.4. Uygulama

Yapılan çalışmada, doktor tarafından elle yapılan bölütleme işleminin görüntü işleme metotlarıyla gerçekleştirilmesi amaçlanmaktadır. Bu amaçla ham görüntüye ön işleme

yöntemi olarak, görüntü iyileştirme algoritması olan histogram eşitleme yöntemi uygulanmıştır. Bu yöntemin uygulanması sonucunda, gözle görülür bir iyileşme fark edilmese de morfolojik işlemlerden önce sıkça kullanılan bu yöntem, kontrast aralığının genişlemesine sebep olarak nodülün sınırlarının belirlenmesine katkı sağlamıştır.

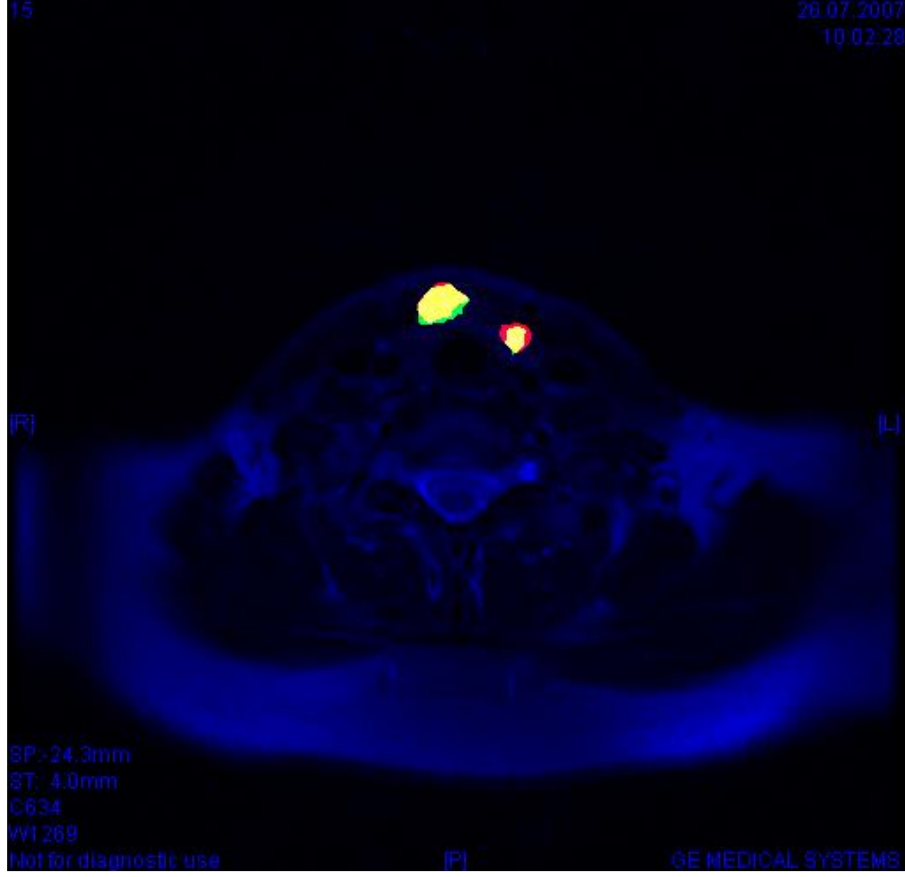
Önişleme sonucu elde edilen görüntüde ise tiroit nodüllerini bölütlemek için tek başlangıç noktalı bölge genişletme (TBNBG) yöntemi kullanılmıştır. Görüntüdeki nodül sayısına yani her bir ilgilenilen alan için bir başlangıç noktası seçilmiştir. Bir pikselle başlayan bu alanlar nodülün sınırlarına kadar TBNBG algoritmasına göre genişlemiştir. Böylece ilgilenilen bölgeler yani tiroit nodülleri tespit edilmiştir.



Şekil 5.25. TBNBG algoritmasıyla bölütlenmiş alanların ikili görüntüsü ve orijinal görüntüdeki yeri.

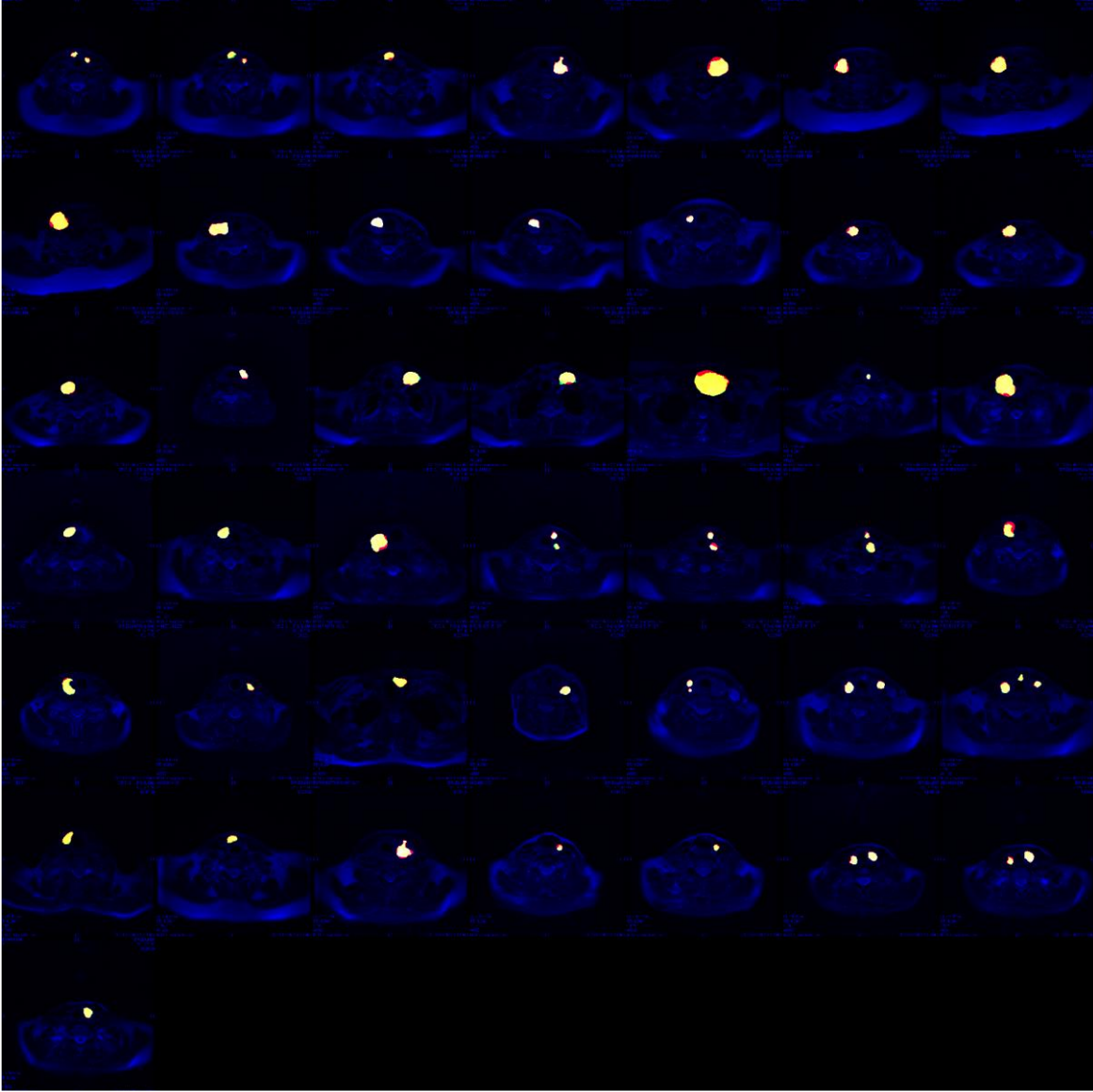
5.4.5. Sonuçlar

Bölütleme yöntemi sonucu, elde edilen görüntünün doğruluğunu ölçmek için doktor tarafından manuel olarak bölütlenmiş görüntülerle kıyaslanmıştır.



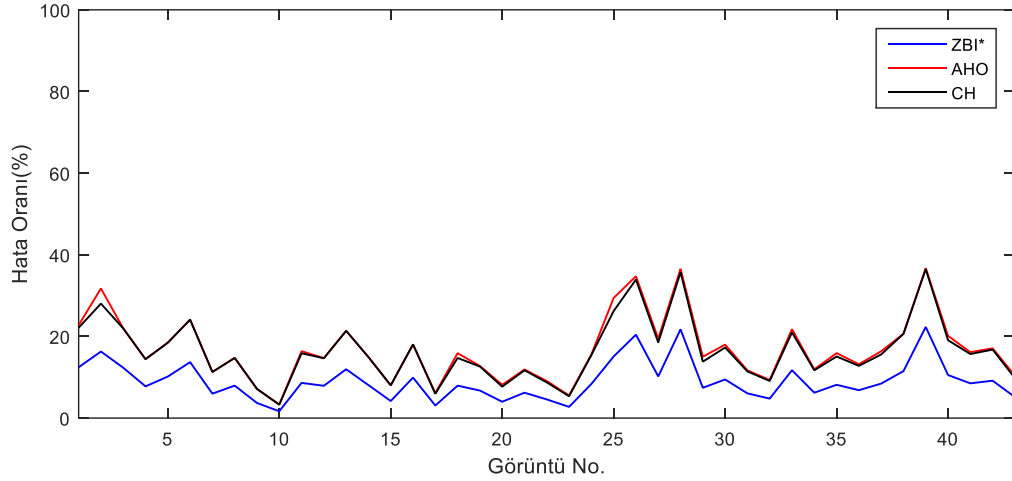
Şekil 5.26. Otomatik ve elle bölütlenen alanların kesişim görüntüsü.

Şekil 5.26’da otomatik ve elle bölütlenen alanların görüntüleri karşılaştırılmıştır. Sarı bölgeler hem elle hem de otomatik bölütlenmiş ortak bölgeleri, kırmızı bölgeler elle bölütlenmiş fakat program tarafından ilgilenilen bölgeye dâhil edilmemiş bölgeyi, yeşil alan ise program tarafından bölütlenmiş fakat elle bölütlenen alan içerisinde olmayan bölgeyi temsil etmektedir. Tüm görüntüler için ise kesişim görüntüleri şekil 5.27’de verilmiştir.



Şekil 5.27. Tüm Otomatik ve elle bölütlenen alanların kesişim görüntüsü.

Kıyaslama yöntemleri olarak; Zijdenbos benzerlik indeksi (ZSI), alan hata oranı (AHO), çakışma hatası(ÇH) yöntemleri kullanılmıştır. Şekil 5.28’de karşılaştırılmalı grafiği, Çizelge 5.3’te ise ayrıntılı sayısal sonuçlar gösterilmektedir. Yalnız grafikte benzerlik indeksini (ZSI) hata oranlarıyla beraber görüntüleyebilmek için $ZBI^*=(1-ZSI)*100$ şeklinde bir benzetim yapılmış ve ZBI* değerleri grafikte gösterilmiştir.



Şekil 5.28. Kıyaslama yöntemlerinin karşılaştırmalı sonuç grafiği.

Şekil 5.28’de bulunan grafiğe bakıldığında her üç başarı değerlendirme yöntemi sonuçlarının da paralellik gösterdiği söylenebilir. Çizelge 5.3’teki değerlere bakıldığında ise oldukça başarılı sonuçlar elde edildiği görülmektedir. ZSI için en kötü 0,78 değeri elde edilmiştir. Zijdenbos (1994)’e göre 0,7’nin üzerindeki değerler mükemmel sonuçlardır. ZSI için ortalama değer 0,91 gibi yüksek bir başarımın elde edildiğini göstermektedir. Aynı zamanda elde edilen ortalama hata oranları da %16’dır. Tüm bu değerler göz önüne alınarak tiroit nodülleri için gayet başarılı bir bölütleme yapıldığı söylenebilir.

Çizelge 5.3. Tüm görüntüler için ZSI, AHO, ÇH değerleri ile piksel ve alan olarak bölge büyüklükleri

Sıra	ZSI	AHO	ÇH	MPS	OPS	MA	OA
1	0,88	22,75	22,14	501	415	110	91,19
2	0,84	31,75	28,03	633	600	139	131,8
3	0,88	21,97	21,97	742	579	163	127,2
4	0,92	14,43	14,42	1691	1449	372	318,4
5	0,9	18,5	18,46	3417	2797	751	614,6
6	0,86	24,11	24,11	1738	1319	382	289,8
7	0,94	11,3	11,29	2124	1886	467	414,4
8	0,92	14,74	14,73	2748	2347	604	515,7
9	0,96	7,159	7,136	2207	2063	485	453,3
10	0,98	3,323	3,285	963	953	212	209,4
11	0,91	16,4	15,87	750	677	165	148,8
12	0,92	14,66	14,66	416	355	91,4	78
13	0,88	21,38	21,38	959	754	211	165,7
14	0,92	14,94	14,94	1345	1144	296	251,4

15	0,96	8,02	8,015	1596	1470	351	323
16	0,9	18,05	18,05	626	513	138	112,7
17	0,97	6,092	5,963	1855	1822	408	400,3
18	0,92	15,9	14,72	1667	1668	366	366,5
19	0,93	12,76	12,63	6973	6225	1532	1368
20	0,96	8,14	7,692	172	178	37,8	39,11
21	0,94	11,91	11,71	3687	3372	810	740,9
22	0,95	9,082	8,743	980	967	215	212,5
23	0,97	5,545	5,347	1028	1047	226	230,1
24	0,92	15,57	15,42	2543	2197	559	482,7
25	0,85	29,42	26,21	588	559	129,2	122,8
26	0,8	34,74	33,93	878	615	192,92	135,1
27	0,9	19,44	18,51	998	904	219,29	198,6
28	0,78	36,54	35,71	1505	1025	330,69	225,2
29	0,93	15,03	13,82	1377	1412	302,56	310,3
30	0,91	17,99	17,28	389	351	85,474	77,12
31	0,94	11,68	11,43	1027	953	225,66	209,4
32	0,95	9,346	9,091	749	721	164,58	158,4
33	0,88	21,78	20,99	450	386	98,877	84,81
34	0,94	11,95	11,7	1398	1289	307,18	283,2
35	0,92	15,91	15,08	1496	1422	328,71	312,5
36	0,93	13,19	12,79	910	846	199,95	185,9
37	0,92	16,37	15,58	611	573	134,25	125,9
38	0,88	20,63	20,63	1832	1454	402,54	319,5
39	0,78	36,72	36,5	335	216	73,608	47,46
40	0,89	20,14	19,08	288	262	63,281	57,57
41	0,91	16,15	15,68	1331	1196	292,46	262,8
42	0,91	17,09	16,78	1311	1135	288,06	249,4
43	0,95	10,39	9,796	741	754	162,82	165,7

Maks.	0,98	36,72	36,50	MPS: Manuel Piksel Sayısı
Min.	0,78	3,32	3,29	OPS: Otomatik Piksel Sayısı
Ort.	0,91	16,81	16,31	MA: Manuel Alan (mm ²)
				OA: Otomatik Alan (mm ²)

5.5. Lomber MR Omur Bölütlemesi ve Omur İntensitelerinin Kemik Dansitometri Raporlarıyla Karşılaştırılması

Bu çalışmanın amacı MR görüntülerindeki L1-L4 omurlarını bölütlenmesi ve omur intensiteleri ile kemik dansitometri sonuçları arasındaki korelasyonun incelenmesidir. Pozitif korelasyon tespit edilmesi durumunda MR çektiren hastalar için ayrıca DXA çekimleri yapılmasına gerek kalmayacağı düşünülmüştür. Bu hedef doğrultusunda ilk

olarak intensitelerin belirleneceği omurları bölütleyecek bir dizi görüntü işleme yöntemi uygulanmıştır. Omurlar bölütlendikten sonra omurların ortalama intensiteleri ile kemik dansitometri raporlarındaki T skoru, Z skoru ve kemik mineral yoğunluğu değerleri kıyaslanmıştır.

5.5.1. Kemik mineral yoğunluğu

Erişkinlerde düşük kemik yoğunluğunun kırıkların öngörülmesinde faydalı olduğu ispatlanmıştır. DXA ile ölçülen KMY yetişkinlerde osteoporozun tanımında ve tanısının konulmasında yer almaktadır.

Çocuklarda kemik mineral muhtevasının ve kemik mineral yoğunluğunun değerlendirilmesi için kullanılabilir çok sayıda teknik mevcuttur. Direkt grafiler, ‘dual energy X-ray absorptiometry’ (DXA), ‘quantitative computed tomography’ (kantitatif bilgisayarlı tomografi, QCT), ‘peripheral quantitative computed tomography’ (periferal kantitatif bilgisayarlı tomografi, pQCT), ‘quantitative ultrasonography’ (kantitatif ultrasonografi, QUS) ve ‘magnetic resonance imaging’ (manyetik rezonans görüntüleme, MRG) sıkça kullanılan tekniklerdir. Bu yöntemler ölçüm doğruluğu ve kesinliği, kullanım kolaylığı, radyasyon miktarı ve erişilebilirlik, sonuçların tekrar edilebilirliği, ölçülebilen iskelet bölgesi ve pediatrik referans verilerinin varlığı açısından varyasyon gösterir (Gümüş, 2014).

5.5.2 Dual Energy X-ray Absorptiometry (DXA)

Her tekniğin bazı artı ve eksileri bulunmasına rağmen günümüzde KMY’nin ölçümünde DXA tercih edilen metottur. Bunun sebepleri kolay ulaşılabilir olması, sonuçların tekrar edilebilir olması, seri ve kesin sonuç vermesi, düşük iyonize edici radyasyon miktarı, düşük maliyet ve kullanıma hazır pediatrik referans verilerinin bulunmasıdır.

DXA ile ölçülen kemik kütlesi kemik mineral içeriği (KMİ, g) veya alansal kemik mineral yoğunluğu (aKMY, g/cm²) şeklinde rapor edilir. Ölçüm ile elde edilen sonuçlar, beklenen ortalamadan sapma durumunu gösteren (sapmanın kaç standart deviasyon olduğunu gösteren) bir Z-skoru elde edebilmek için benzer yaş, cinsiyet ve eğer mümkünse etnik kökene sahip sağlıklı gençlerden elde edilen referans değerleri ile kıyaslanır. Çocuklarda zirve kemik kütlesine varılmamış olduğundan KMY’nin irdelenmesinde yetişkinde kullanılan T-skoru kullanılmamalıdır.

DXA ile ölçülen KMY'yi etkilediği bilinen etkenler yaş, cinsiyet, vücut ağırlığı, etnik köken/ırk, boy, vücut bileşimi ve pubertal gelişme evresidir.

DXA tekniğinin belirli limitasyonları ve eksileri vardır. Konvansiyonel DXA volümetrik KMY (hKMY) ve kemik şekli hakkında veri sağlamaz. Bununla beraber DXA ile kortikal ve trabeküler kemik de ayırt edilemez. DXA ile iyonize edici radyasyona maruz kalınır lakin maruz kalınan radyasyonun dozu 5-6 μSv civarındadır ve herhangi bir sağlık problemine neden olmaz. DXA tekniğinde dikkat edilmesi gereken mühim bir husus ise sonuçların yorumlanmasıdır. Çocuklarda yapılan DXA ölçümlerinin gerektiği gibi yorumlanmaması ebeveynlerin psikolojik olarak yıpranmalarına, ekonomik olarak yorucu ve gereksiz farmakolojik tedavilerin uygulanmasına ve fiziksel aktivitenin lüzumsuz bir şekilde sınırlandırılmasına neden olabilir (Gümüş, 2014).

5.5.3. KMY ölçümünde kullanılan diğer yöntemler

Ultrasonografi, mobilitesi, düşük ekonomik maliyete sahip olması, iyonize edici radyasyona maruz kalınmaması ve kemiğin geometrisi hakkında bilgi sağlaması gibi avantajları olan bir ölçüm yöntemidir. QUS ile elde edilen verilerin QCT ve DXA sonuçları ile iyi korelasyon gösterdiği saptanmıştır. QCT ile gerçek hKMY (g/cm^3) saptanır ve bu nedenle günümüzde kemik yoğunluğunun belirlenmesinde altın standart olarak görülmektedir. Kırık riskini öngörmede de DXA'dan daha üstündür. QCT kortikal ve trabeküler kemik ayrımında da kullanılabilir. Kullanımı kısıtlayan en önemli dezavantajı ise iyonize edici radyasyon miktarının yüksek olmasıdır.

MR görüntülemenin ekonomik maliyetinin yüksek olması, erişilebilirliğinin kısıtlı olması, tetkik süresinin fazla olması; bu yöntemin genellikle sadece araştırma amaçlı çalışmalarda kullanılmasına sebep olmuştur. Osteopeni, kemik yoğunluğundaki azalmadır ancak %30'u geçtiğinde standart direkt grafilere tanı koyulabilir. Bu yüzden direkt grafilere osteoporozun erken tanısında veya kemik yoğunluğunun irdelenmesinde uygun bir yöntem değildir. Düşük kemik mineral yoğunluğundan kaynaklanan kırıkların tespit ve takibinde kullanılabilir. Direkt grafilere bilhassa vertebral kemiklerin kırık açısından incelenmesinde kullanışlı bilgiler sağlar (Gümüş, 2014).

5.5.4. Önceki çalışmalar

Kröger ve ark. (1995)'in çalışmalarında; DXA kullanılarak ölçülen KMY ölçümleri genellikle alansal yoğunlukla (g/cm^2) belirttiğinden, alansal KMY'nin kemiğin boyutlarına bağlı olduğu belirtilmiştir. Kemiğin hacminin hesaplanmasının ise KMY değerinin hacimsel olarak hesaplanmasına olanak sağladığından Lomber MR görüntülerini kullanarak L3 omurunun hacmi hesaplanmıştır. DXA alansal yoğunluk verisinden hacimsel yoğunluk verisi hesaplanmıştır. Düzeltilmiş hacimsel verinin alansal ölçümün hatalı etkisini azalttığı bildirilmiştir.

Aktaş ve ark. (2015) çalışmalarında 110 menopoz sonrası kadın hastaya yapılan KMY ölçümü ve MRG tetkiki arasındaki korelasyonu incelemişlerdir. T1 ve T2 ağırlıklı Lomber MR görüntülerinin orta kesitleri üzerinde omurlar üzerinde elle ilgili alanlar belirlenerek sinyal değerlerini ölçmüşlerdir. Ölçülen sinyal değerleri daha sonra KMY değerleri ile korelasyona tabi tutulduğunda herhangi bir korelasyon olmadığı sonucuna varılmıştır.

5.5.5. Materyal

2013-2015 yıllarına ait 50 hasta için 512x512 boyutlarında 16 bit gri-seviye DICOM formatında MR vertebra lomber çekimlerini içeren görüntü dizileri alınmıştır. Görüntü dizelerindeki toplam 6465 görüntüden 620'ser T1 ve T2 MR vertebra lomber görüntüleri DICOM bilgilerini kullanan algoritma vasıtasıyla çalışma için belirlenmiştir. Her çalışma dizisi 12 veya 14 sıralı görüntüden oluşmaktadır.

5.5.6. Uygulama

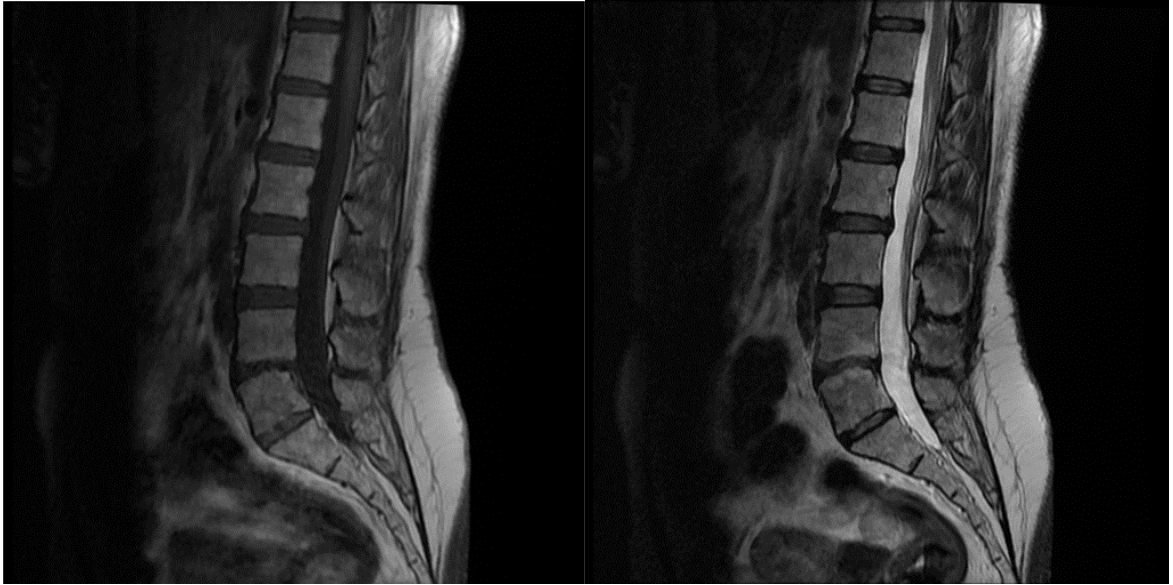
Materyal kısmında da bahsedildiği gibi ilk olarak görüntüler DICOM bilgileri kullanılarak ayrıştırılmıştır. DICOM verilerinde 'SeriesDescription' bilgisi 'Lom.Sag T2 frFSE' olanlar T2, 'Lom.Sag T1 FSE' olanlar T1 görüntü olarak seçilmiştir. Seçilen bu görüntülerden dosya yolu, hasta numarası, doğum tarihi, cinsiyeti, yaşı, kilosu, çekim tarihi, çalışma id'si, görüntü sırası bilgileri alınarak görüntüler için bir veri tablosu hazırlanmıştır. Veri tablosunun ekran görüntüsü şekil 5.29'da verilmiştir.

2484x9 table

	1 dosya	2 tip	3 hasta	4 tarih	5 calisma	6 sira	7 cinsiyet	8 yas	9 kilo
1		2	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	1	'F'	'047Y'	105
2	'1.2.840.113...	2	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	2	'F'	'047Y'	105
3	'1.2.840.113...	2	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	3	'F'	'047Y'	105
4	'1.2.840.113...	2	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	4	'F'	'047Y'	105
5	'1.2.840.113...	2	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	5	'F'	'047Y'	105
6	'1.2.840.113...	2	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	6	'F'	'047Y'	105
7	'1.2.840.113...	2	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	7	'F'	'047Y'	105
8	'1.2.840.113...	2	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	8	'F'	'047Y'	105
9	'1.2.840.113...	2	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	9	'F'	'047Y'	105
10	'1.2.840.113...	2	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	10	'F'	'047Y'	105
11	'1.2.840.113...	2	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	11	'F'	'047Y'	105
12	'1.2.840.113...	2	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	12	'F'	'047Y'	105
13	'1.2.840.113...	1	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	1	'F'	'047Y'	105
14	'1.2.840.113...	1	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	2	'F'	'047Y'	105
15	'1.2.840.113...	1	'2700184899...	'20150821'	'1.2.840.113...	3	'F'	'047Y'	105

Şekil 5.29. Veri tablosu.

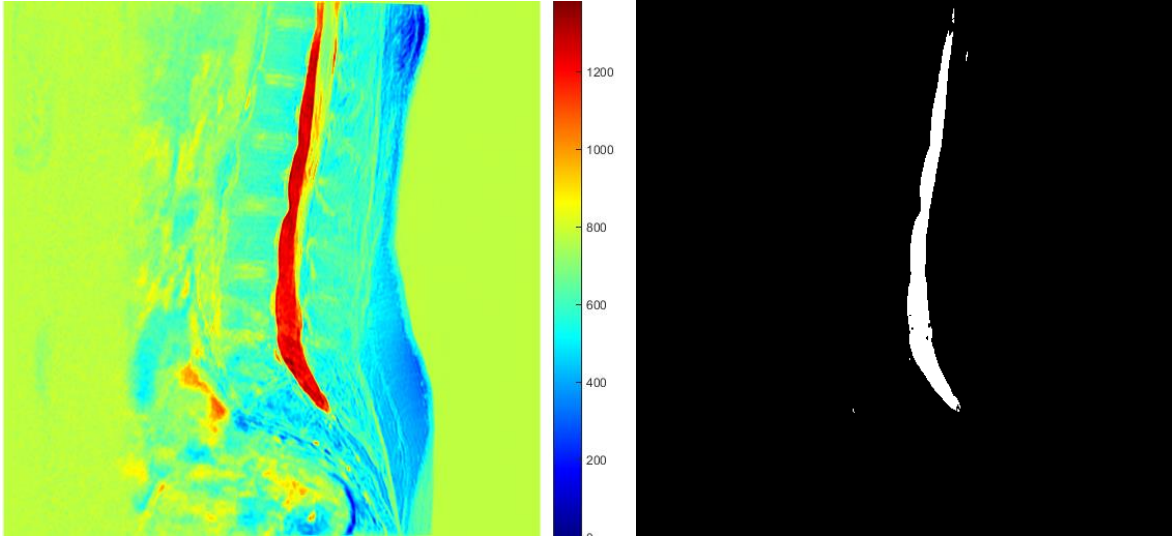
Oluşturulan veri tablosu kullanılarak hastaya ait midsagittal kesitteki T1 ve T2 görüntüleri tespit edilmektedir.



Şekil 5.30. Midsagittal kesitteki T1 ve T2 lomber MR görüntüleri.

Midsagittal kesitin belirlenmesi için veri tablosundan ilgili görüntü dizisinin eleman sayısı bulunur. Genelde eleman sayıları çifttir. Bu yüzden midsagittal kesit ortadaki 2 görüntüden birinde olabilir. Örnek verecek olursak 12 elemandan oluşan bir görüntü dizisinin midsagittal kesiti 6. veya 7. görüntüdür. Midsagittal kesitin tam olarak belirlenebilmesi için

aynı sıra numarasına ait T1 ve T2 görüntülerinin fark görüntüsü alınarak, fark görüntüsü sabit bir eşik değeriyle eşiklenir.



Şekil 5.31. T1-T2 fark görüntüsü ve beyin omurilik sıvısının eşiklenmiş görüntüsü.

Aslında bu işlem yapılarak T1 ve T2 görüntüsü arasındaki en belirgin intansite farkına sahip olan beyin omurilik sıvısı (BOS) tespit edilmiş olur. Şekil 5.31’de de görüldüğü üzere BOS omurların bitişik komşusudur.

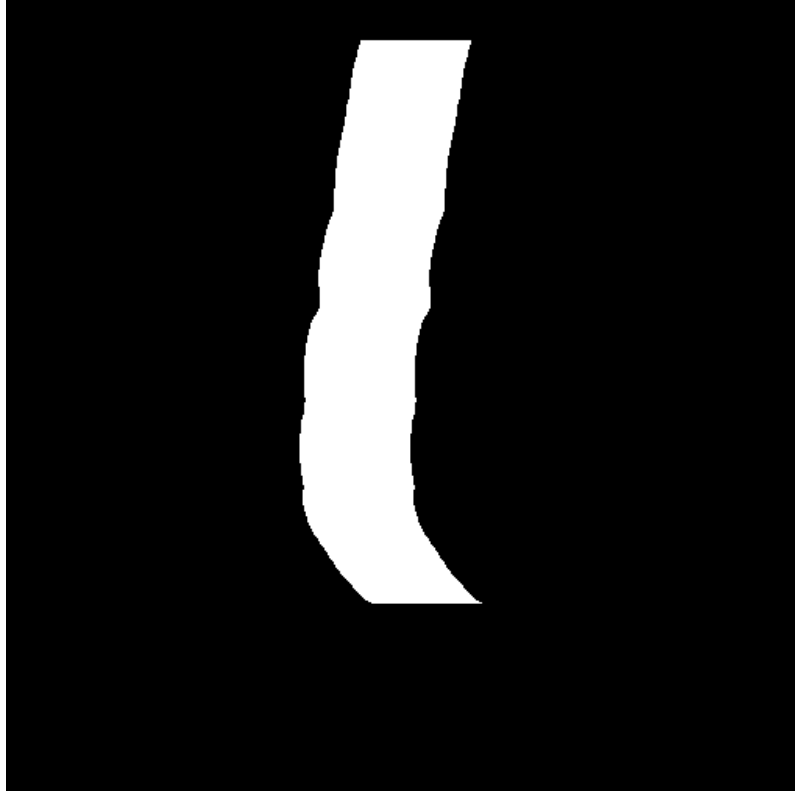
Eşikleme sonucu oluşan ikili görüntülerden hangisinin 1 değeri daha çoksa (toplamı daha büyükse) midsagittal kesitin eşiklenmiş fark görüntüsü olarak seçilir ve diğer işlemler seçilen ikili görüntü üzerinde devam ettirilir.

Bir sonraki adımda BBE ile en büyük alana sahip bölge haricindeki bölgeler görüntüden kaldırılır. Bu işlem sonucunda ikili görüntü sadece bir bölgeden oluşan nesne içermektedir.



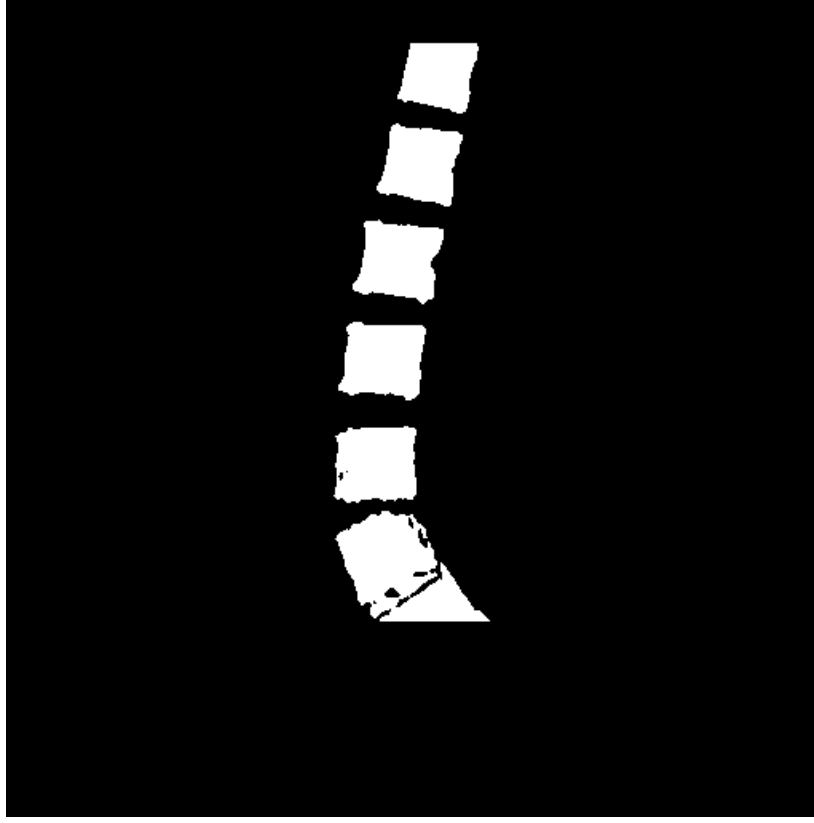
Şekil 5.32. En büyük bölge seçimi yapılmış görüntü ve boşlukları doldurulmuş hali.

Varsa bu nesnenin içindeki boşluklar doldurulur. Oluşan ikili görüntüdeki bölge tam olarak BOS'un sınırlarını belirler. Şekil 5.32'de bölütlenmiş BOS alanı gösterilmektedir. Aynı zamanda BOS'un sol kenarı, omurları ve diskleri barındıran omurganın sağ kenarıdır. Buradan yola çıkarak BOS'un sol kenarı tespit edilerek omurganın sağ sınırları belirlenmiş olur. Ayrıca omurganın kavisi ile BOS'un kavisinin benzer olması sebebiyle omurganın sağ sınırından 70 piksel solundaki piksellere kadar olan bölge omurların belirlenmesi için seçilmiştir.



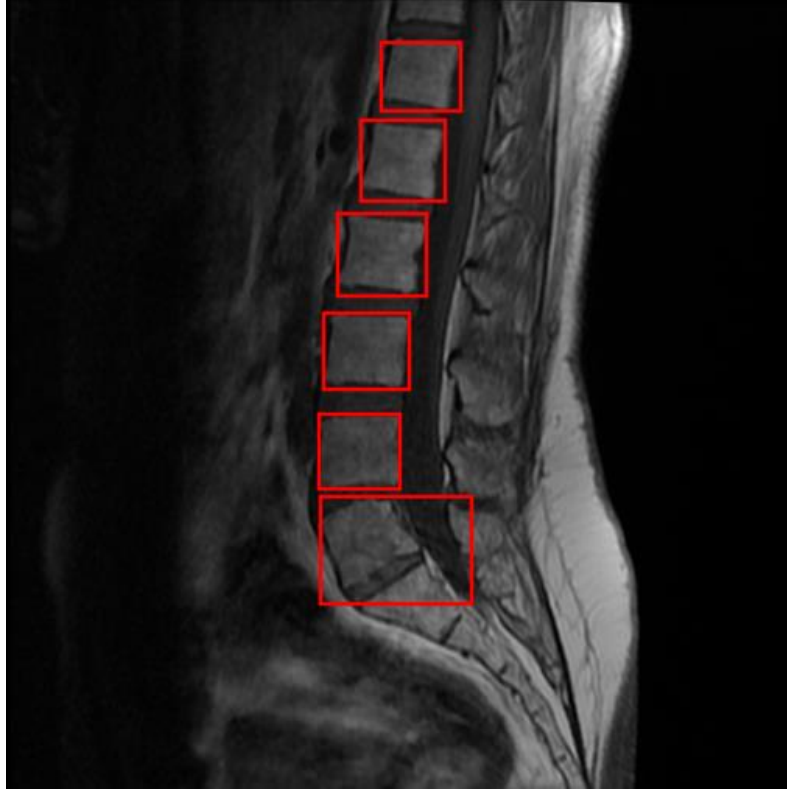
Şekil 5.33. BOS'un sol kenarı ile 70 piksel solu arasında kalan bölge.

Şekil 5.33'de gösterilen bu ikili görüntü bir maske gibi kullanılarak işlenmemiş T1 görüntüsüyle birebir çarpılmıştır. Bu işlem sonucunda maskedeki 1 olan bölgelere karşılık gelen gri seviye T1 görüntüsündeki değerler aynı kalırken bunların haricindeki değerler 0 olur. Dolayısıyla içinde neredeyse sadece omur görüntülerini barındıran görüntü elde edilmiş olur. Bu görüntüye de Otsu eşikleme uygulanılır ve Şekil 5.34'deki ikili görüntü elde edilir.



Şekil 5.34. Belirlenen bölgeye Otsu eşikleme uygulanmış hali

Elde edilen ikili görüntüdeki her bir nesne (omur) için yine BBE kullanılarak etiketleme yapılır. Sonrasında her bir nesneyi içine alan en küçük kutuların konumları hesaplanır.



Şekil 5.35. Omurları içine alan en küçük kutular

Şekil 5.35'te de görüldüğü gibi ilgilenilen L4 ve üstündeki omurlar kendileri için oluşturulan kutuların alanlarını oldukça doldururken en alttaki kutuda bulunan L5 omuru S1'e olan yakınlığı nedeniyle diğer omurlara göre kutusunu dolduramamaktadır.

Bu nedenle kendi kutusunun alanını %70 kadar dolduramayan ilk nesne L5 omurunu içeren nesnedir. Bu tespit yapıldıktan sonra merkez koordinatlarına göre L5'e en yakından en uzağa doğru sırasıyla L4, L3, L2, L1 omurlarının bölgeleri tespit edilmiş olur.



Şekil 5.36. Sonuç görüntüsü.

Artık istisnai görüntüler dışında lomber MR görüntülerinden L1-L4 omurları tespit edilebilmektedir. Şekil 5.36’da sonuç görüntüsü gösterilmektedir.

5.5.7. Sonuçlar

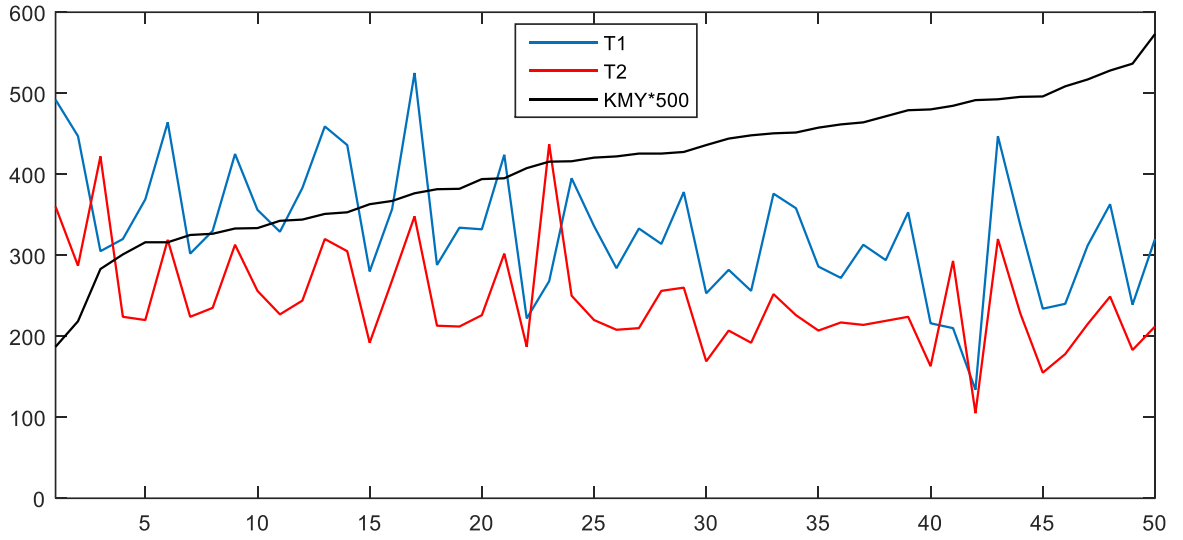
Çalışmanın ikinci aşamasında hastaların ilgili omurlarının intensiteleri (bölütlenen bölgelerin ortalama intensiteleri) ile kemik dansitometri raporunda bulunan kemik mineral yoğunluğu, T skoru ve Z skoru arasındaki ilişki incelenmiştir.

Çizelge 5.4. Omur intensite ölçümleri ve kemik dansitometri raporu sonuçları

No	T1 omur intensiteleri					T2 omur intensiteleri					K. Dans. Ölç.		
	L4	L3	L2	L1	Ort.	L4	L3	L2	L1	Ort.	KMY	T.Sk.	Z.Sk.
1	316	611	571	469	492	357	403	377	302	360	0,374	-5,9	-3,6
2	400	410	461	517	447	251	281	293	323	287	0,437	-5,3	-3,3
3	278	257	350	335	305	389	387	474	437	422	0,566	-4,3	-2,1
4	312	340	321	309	320	225	231	225	214	224	0,602	-4	-2,3
5	340	351	422	363	369	199	187	256	240	220	0,632	-3,7	-1,8
6	420	438	514	485	464	277	322	332	345	319	0,632	-3,7	-1,5
7	311	327	282	287	302	235	247	221	194	224	0,65	-3,6	-1,6

8	290	359	346	326	330	211	247	229	255	235	0,653	-3,5	-1,6
9	385	485	281	549	425	321	346	192	392	313	0,666	-3,4	-1,2
10	349	357	370	347	356	250	269	271	232	256	0,667	-3,4	-2,5
11	337	325	322	331	329	224	219	232	231	227	0,685	-3,3	-1,2
12	410	419	362	340	383	264	265	231	216	244	0,688	-3,2	-1,6
13	448	457	461	471	459	307	332	316	326	320	0,702	-3,1	-1,8
14	491	441	441	372	436	407	294	282	236	305	0,706	-3,1	-1,1
15	272	249	301	298	280	191	162	205	212	192	0,726	-2,9	-0,7
16	331	392	344	359	357	269	280	255	270	269	0,734	-2,9	-0,8
17	555	634	619	292	525	370	381	455	188	348	0,753	-2,7	-0,8
18	276	287	299	289	288	211	208	219	212	213	0,763	-2,6	-1,6
19	373	308	327	326	334	225	217	197	209	212	0,764	-2,6	-0,5
20	304	303	439	280	332	200	201	311	193	226	0,788	-2,4	-0,3
21	423	424	441	406	424	309	306	306	285	302	0,79	-2,4	-0,5
22	229	226	221	213	222	194	193	184	179	187	0,815	-2,2	-2,2
23	289	273	220	289	268	449	424	377	498	437	0,831	-2,1	0
24	353	378	424	426	395	247	228	263	260	250	0,832	-2	-1,5
25	348	321	332	344	336	233	205	215	228	220	0,841	-2	-1,7
26	287	284	288	277	284	202	208	221	200	208	0,844	-2	-2
27	308	329	317	378	333	197	219	196	227	210	0,851	-1,9	-1,9
28	168	267	331	490	314	142	244	260	380	256	0,851	-1,9	0,3
29	381	412	378	343	378	273	286	244	235	260	0,855	-1,9	0,2
30	249	255	262	246	253	159	175	178	163	169	0,872	-1,7	-0,4
31	301	293	276	260	282	213	225	191	200	207	0,888	-1,6	-0,4
32	272	335	152	263	256	202	248	100	218	192	0,896	-1,7	-0,4
33	398	365	375	368	376	254	257	250	246	252	0,901	-1,5	-0,5
34	346	382	351	353	358	224	239	227	215	226	0,903	-1,5	0,6
35	287	276	285	295	286	203	201	210	216	207	0,915	-1,4	-0,7
36	250	233	369	237	272	208	177	300	181	217	0,923	-1,3	0,4
37	341	337	291	283	313	229	230	199	197	214	0,928	-1,3	0,3
38	300	309	282	284	294	228	219	207	223	219	0,943	-1,1	0,8
39	366	404	339	303	353	223	282	210	181	224	0,958	-1	0,7
40	221	200	225	219	216	153	149	176	175	163	0,96	-1	-0,4
41	210	230	207	194	210	294	313	290	273	293	0,969	-0,9	-0,9
42	58	130	212	135	134	43	116	154	106	105	0,983	-1,5	0,5
43	433	384	503	470	447	296	262	414	306	320	0,985	-1	1,1
44	274	310	374	391	337	173	204	258	276	228	0,991	-0,7	0,2
45	231	227	236	242	234	145	160	156	159	155	0,992	-0,7	0,4
46	239	257	246	219	240	188	191	178	155	178	1,017	-0,5	-0,5
47	315	329	300	305	312	204	235	209	211	215	1,034	-0,4	1,5
48	338	325	422	366	363	225	222	322	228	249	1,056	-0,2	1,3
49	305	238	212	201	239	234	188	155	156	183	1,073	0	0,4
50	313	335	322	310	320	203	221	219	205	212	1,146	0,6	1

Çizelge 5.4'e bakıldığında 50 hastanın her bir omuru için T1 ve T2 ağırlıklı görüntülerden elde edilen intensite değerleri ile bunların ortalamaları, ayrıca bu değerlere karşılık gelen hastaların kemik dansitometri raporlarındaki kemik mineral yoğunluğu, T Skoru ve Z skoru değerleri bulunmaktadır. Çizelge 5.4'teki değerler göz önüne alındığında, yapılan çalışma sonucunda hastanın lomber MR görüntülerinden otomatik olarak hesaplanan omur intensite değerleriyle hastanın kemik dansitometri raporu sonuçları arasında ilişki bulunamamıştır.



Şekil 5.37. T1 ve T2 ağırlıklı MR görüntülerinde omur intensitesi ile KMY ilişkisi

Şekil 5.37'deki grafikte ise KMY değeri 500 kat artırılarak görsel açıdan T1 ve T2 omur intensitesi ile kıyaslandığında ilişkinin olmadığı görülmektedir. Çizelge 5.5'de ise elde edilen omurların ortalama intensite değerleriyle kemik dansitometri sonuçları için Pearson korelasyon değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.5. Pearson korelasyon değerleri

	KMY	T Skoru	Z skoru
T1 Ort.	-0,5109	-0,49024	-0,29589
T2 Ort.	-0,48134	-0,46852	-0,279

Korelasyon değerlerinin tamamı negatif çıkmış, bulunan intensite değerleri ile kemik dansitometri raporlarının sonuçları arasında minimum korelasyon dahi tespit edilememiştir.

6. SONUÇLAR

Tezde yapılan tüm çalışmalarda hekimlerin de görüşleri alınarak, hekimlere teşhiste yardımcı olabilecek uygulamalar geliştirilmesi hedeflenmiştir. Bu hedef doğrultusunda tez çalışması süresince birçok tıbbi görüntü üzerinde farklı çalışmalar yapılmıştır. Her çalışma için birçok yöntem denenmiş, başarı elde edilen çalışma ve yöntemlerine bu tezde ayrıntılı olarak yer verilmiştir.

Tez çalışmasında beş temel çalışma konusundan bahsedilmektedir. Bu çalışmalardan corpus callosumun bölütlenmesi, tiroit nodüllerinin bölütlenmesi ve lomber omur intensitelerinin belirlenmesi çalışmalarında MR görüntüleri; sfenoid sinüsün bölütlenmesi ve paranasal sinüslerin 3D modellenmesi çalışmalarında BT görüntüleri kullanılmıştır. Bu çalışmalardan elde edilen sonuçlar şu şekildedir.

Corpus callosumun morfolojik yapısı konusu literatürde detaylı olarak incelenmiştir. Literatürde boyutları, bölümleri, morfolojisi, yaş ve cinsiyet değişiklikleri ile nöropsikiyatrik hastalıklara bağlı değişiklikler değerlendirilmiştir. Bu çalışmaların bir kısmı kadvralar üzerinde ölçüm yapılarak, birçoğu MR görüntüleri üzerinde elle bölütleme yapılarak gerçekleştirilmiştir. MR görüntüleri üzerinde yapılan elle bölütleme, veri setinin büyüklüğüne bağlı olarak yoğun emek ve zaman gerektirmektedir. Bu çalışmada MR görüntüleri üzerinde corpus callosumun bölütlenmesi için tek başlangıç noktalı bölge genişletme (TBNBG) metodu uygulanmıştır. Elde edilen ikili görüntü üzerinde morfolojik işlemler uygulanarak sonuç görüntüsü elde edilmiştir. Sonuç görüntüsü üzerinde DICOM bilgileri de kullanılarak bölütlenen bölgenin alanı hem piksel hem de metrik olarak ölçülmüştür. Çalışılan 35 MR görüntüsündeki bölütleme başarısını değerlendirmek için ZSI kullanılmış 0,85 gibi oldukça başarılı bir bölütleme skoru elde edilmiştir.

Sfenoid sinüsün bölütlenmesi konusunun önemi ise hipofiz bezi tümörlerinin tedavisinde sfenoid sinüs aracılığıyla endoskopiyle cerrahi uygulamasının yaygınlaşmış olmasıdır. Ayrıca ön beyin alt yerleşimli lezyonlar, beyin ana damarları (karotis arter) sorunları, optik kiazma sorunları gibi sfenoid sinüs komşuğundaki patolojilere sfenoid sinüs aracılığıyla ameliyat uygulamaları gelişmiştir. Sfenoid sinüsün ameliyatlarda kullanımı artması ile anatomik yapısı, varyasyonları hakkında bilgi önem kazanmaktadır. Sfenoid sinüsün üst yan duvarından her iki taraflı beyin ana damarları geçmektedir. Bu yapıların zarar

görmesi hastada ölümcül olabilmektedir. Sfenoid sinüsün morfolojik bilgilerinin ölçülmesi ile doktora ameliyatın planlanmasında yardımcı olunması amaçlanmaktadır. ve beynin ana besleyici damarları ve görme sinirlerinin zedelenmesi gibi ameliyat esnasında hastaya zarar verme ihtimali azaltılmış olacaktır. Bu çalışmada 15 hastadan alınan görüntülere Otsu eşikleme yöntemi ve sonrasında bağlantılı bileşen etiketleme yöntemleri uygulanmıştır. Tamamen otomatik gerçekleşen bu bölütleme sonucunda ilgilenilen bölgenin alanı cm^2 cinsinden hesaplanmıştır. Otomatik bölütleme sonucu elde edilen sfenoid sinüslere ait kesit alanları ortalama $5,06 cm^2$ iken manuel bölütleme sonucu elde edilen kesit alanları ortalama $4,86 cm^2$ 'dir. Yöntemin başarımını belirlemek için uzman tarafından manuel olarak elde edilen sonuçlar ile önerilen bölütleme yöntemiyle elde edilen sonuçlar ZSI yöntemi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Kullanılan yöntemle sfenoid sinüsler 0,95 ortalama ZSI değeri ile başarılı bir şekilde bölütlenmiştir.

Paranasal sinüslerin 3D modellemesi çalışmasında ise özellikle radyologların insanda çokça anatomik varyasyonlar gösteren bölgelerden biri olan sinonazal bölge anatomisini ve onun varyasyonlarını iyi bilmesi ve patoloji ile birlikte mevcut tüm varyasyonları operasyon öncesi cerraha bildirmesi, cerrahi yöntemin doğru seçilip, cerrahi girişimin güvenli bir şekilde uygulanması ve komplikasyonlardan kaçınılabilmesi açısından gayet önemlidir. Gün geçtikçe önemi artan ve paranasal sinüs hastalıklarının tedavisinde güvenle uygulanan bir yöntem olan FESC(Fonksiyonel endoskopik sinüs cerrahisi)'nin sıkça uygulanması, cerrahi öncesinde anatominin ve mevcut patolojinin iyi bilinmesini mecburi hale getirmektedir. Bu nedenlerle paranasal sinüslerin 3D modellemesi oldukça önemlidir. Bu çalışmada BT görüntülerinden paranasal sinüslerin bölütlenmesi ve modelleme işlemi tamamen otomatik olarak gerçekleştirilmektedir. İlk olarak tüm görüntüler DICOM bilgilerinde bulunan sıra numarasına göre Otsu eşikleme kullanılarak eşiklenmektedir. Oluşan ikili görüntünün mantıksal değili alınır. Bağlantılı bileşen etiketleme yöntemiyle ilk nesne olan arka plan görüntüden kaldırılır. Böylece elimizde sadece bölütlenmiş sinüslerin ikili görüntü serisi bulunmaktadır. Bölütlenmiş görüntüler ise sıra numarasına göre katman katman eklenerek üç boyutlu ikili tipte matris elde edilmektedir. Bu matris temelde Delaunay üçgenlemesini kullanarak üç boyutlu ikili tipteki matrislerin üç boyutlu yüzey modellemesini gerçekleştiren Iso2Mesh kütüphanesi kullanılarak modellenmiştir. Elde edilen 3D paranasal sinüs modelinin nicel olarak başarısının ölçülebilmesi için kıyaslanabileceği bir 3D modele ihtiyaç vardır. Bu kıyaslanabilecek 3D model ise ancak bir uzman (hekim) tarafından oluşturulduğu takdirde esas alınabilir. Bir model için 92 adet

görüntünün elle bölütlenmesi yoğun emek ve uzun zaman gerektirdiğinden, oluşturulan model uzman tarafından görsel olarak değerlendirilmiş nazal kavite ve sinüslerin belirgin bir şekilde modellendiği vurgulanmış ve başarılı bulunmuştur.

Tiroit nodüllerinin yaklaşık %5'i kanserli olma eğilimindedir. Her ne kadar nodüllerin kanser olma olasılığının düşük de olsa, söz konusu insan hayatı olduğundan, hekim tarafından nodüllerin belirlenmesi ve değerlendirilmesi önem taşımaktadır. Bu amaçla tiroit nodüllerinin bölütlenmesi için tek başlangıç noktalı bölge genişletme (TBNBG) yöntemi uygulanmıştır. Yöntem sonucunda bölütlenen alanlar elle bölütlenen alanlarla üç farklı başarı değerlendirme yöntemiyle kıyaslanmıştır. Ortalama ZSI 0,91, ortalama alan hata oranı (AHO) %16,81, ortalama çakışma hatası %16,31 olarak belirlenmiştir. Yüksek ZSI ve düşük hata oranları bölütlemenin başarılı bir şekilde yapıldığını göstermektedir.

Lomber MR omur bölütlemesi ve omur intensitelerinin kemik dansitometri raporlarıyla karşılaştırılması çalışmasında amaç; omur görüntülerini bölütlemek ve intensiteleri ile kemik dansitometri sonuçları arasında korelasyon tespit edilmesi durumunda MR çektiren hastaların ayrıca DXA çekimleri yapılmasına gerek kalmamasıydı. Bu hedef doğrultusunda ilk olarak intensitelerin belirleneceği omurları bölütleyecek bir dizi görüntü işleme yöntemi uygulanmıştır. İlk olarak DICOM bilgileri kullanılarak hastanın T1 ve T2 ağırlıklı midsagittal lomber MR görüntüleri tespit edilmiştir. T1 ve T2 görüntülerinin fark görüntüsü alınarak beyin omurilik sıvısı (BOS) daha belirgin hale getirilmiştir. İlgilenilen omurların sağdaki komşusu BOS eşikleme yöntemiyle bölütlenerek omurların sağ sınırı belirlenmiştir. Bu sınırın 70 piksel solundaki piksellerle arasında kalan bölge dışındaki alanlar orijinal görüntüden silinerek içerisinde omurları, diskleri ve biraz da ilgilenilmeyen diğer yapıları barındıran görüntü elde edilmiştir. Elde edilen görüntüye Otsu eşikleme uygulanarak omurların bölütlenmesi sağlanmıştır. Bölütlenen omurlar arasından ilgilenilen L1-L2-L3-L4 omurlarını seçmek için bölütlenen tüm omurlar kendilerini içine alan en küçük dörtgenlerle çevrelenir. Dörtgenin içinde %70'den az alan kaplayan omur L5 olarak belirlenir. L5'in üzerindeki dört omur ise ilgilenilen L1-L4 omurlarıdır. İlgilenilen omurların her biri için ayrı ayrı ortalama intensiteler hesaplanarak bu değerler, hastaya ait kemik dansitometri raporunda bulunan KMY, T skoru, Z skoru değerleri ayrı ayrı korelasyona tabi tutulmuştur. Omurlar başarılı bir şekilde bölütlenmiş olsa da korelasyon değerlerinin tamamı negatif çıkmış bulunan intensite değerleri ile kemik dansitometri raporlarının sonuçları arasında minimum korelasyon dahi tespit edilememiştir.

Bu beş çalışmaya ek olarak tıbbi görüntülerin bölütlenebilmesi için bir sunucu istemci mimarisi geliştirilmiştir. Geliştirilen mimaride Android işletim sistemli mobil cihaz için MR görüntüsünden corpus callosumu TBNBG yöntemi ile bölütleyebilecek bir uygulama geliştirilmiştir. İstemci tarafında, geliştirilen Android uygulamasını çalıştıran mobil cihaz bulunurken, sunucu tarafında; veriler için MSSQL veri tabanı, görüntü dosyaları için FTP ve görüntü işleme algoritmalarının koşturulduğu MATLAB sunucuları bulunmaktadır. Özetle; Android uygulaması aracılığıyla yapılmak istenilen bölütleme işlemleri MATLAB'e, aracı veri tabanı ve FTP sunucuları vasıtasıyla iletilmektedir. MATLAB tarafında yapılan bölütleme işleminin sonuçları ise yine aracı sunucular olan veri tabanı ve FTP aracılığıyla Android uygulamasına iletilmektedir. Tüm bu işlemler sonucunda mobil ortamda bölütleme işlemi gerçekleşmiş olup bu işlemde elde edilen sayısal sonuçlar da aynı ekranda görüntülenerek, hekime tanı koymada yardımcı olabilecek karar destek sistemi oluşturulmuştur. Ayrıca oluşturulan sistem görüntü işleme analizleri yapabilmesinin yanı sıra tıbbi görüntülerin her an ulaşılabilir olmasını, mobil ortam aracılığıyla sağlamıştır. Sistemde bulunan veri tabanı ve FTP sunucusu sayesinde hekim, hastalarının tıbbi görüntülerine ve bilgilerine mobil ortamdan her an erişebilmektedir. Android uygulaması her ne kadar corpus callosumun bölütlenmesi için düzenlenmiş olsa da oluşturulan sunucu altyapısı sayesinde mobil uygulama ara yüzünde yapılabilecek basit değişikliklerle, çalışılan diğer konular için de bölütlemeler yapılabilmesi mümkündür.

KAYNAKLAR

- Alkan, A., Tuncer, S. A., Gunay, M. 2014. Comparative MR Image Analysis for Thyroid Nodule Detection and Quantification. *Measurement*, 47, 861-868.
- Balakan, T., 2010. Paranasal Sinüslerin Anatomik Varyasyonlarının Bilgisayarlı Tomografi ile İncelenmesi. Tıpta Uzmanlık Tezi. Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı. Kahramanmaraş.
- Bayram, E., 2012. Korpus Kallozum Anormalliği Saptanan Olgularda Kranial Manyetik Rezonans Bulguların İle Klinik Özelliklerin Karşılaştırması. Doktora Tezi. Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı Çocuk Nörolojisi Bilim Dalı. İzmir.
- Bilgen, M.Ö., 2011. Tiroid Nodüllerin Tanısında Difüzyon Ağırlıklı Manyetik Rezonans Görüntüleme. Tıpta Uzmanlık Tezi. Celal Bayar Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı. Manisa.
- Boulmalf, M., Belgana, A., Sadiki, T., Hussein, S., Aouam, T., Harroud, H. 2012. A Lightweight Middleware for an E-Health WSN Based System Using Android Technology. In *Multimedia Computing and Systems (ICMCS)*, 2012 International Conference on (pp. 551-556). IEEE.
- Canzonieri, V., Carbone, A. 1998. Clinical and Biological Applications of Image Analysis in Non-Hodgkin's Lymphomas. *Hematological Oncology*, 16(1), 15-28.
- CCL (Connected Component Labeling), Wikipedia 2016. https://en.wikipedia.org/wiki/Connected-component_labeling
- Cerrah, Y.S.S., 2009. Koronal Düzlem Paranasal Sinüs Bilgisayarlı Tomografilerindeki Anatomik Varyasyonların Değerlendirilmesi. Tıpta Uzmanlık Tezi. Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Hastalıkları Anabilim Dalı. Sivas.
- Chen, S. J., Yu, S. N., Tzeng, J. E., Chen, Y. T., Chang, K. Y., Cheng, K. S., Wei, C. K. 2009. Characterization of the Major Histopathological Components of Thyroid Nodules using Sonographic Textural Features for Clinical Diagnosis and Management. *Ultrasound in Medicine Biology*, 35(2), 201-208.
- Çağlar, O., 2010. Difüzyon Ağırlıklı Manyetik Rezonans Görüntülemenin Tiroid Nodüllerinin Benign Malign Ayrımındaki Etkinliğinin İnce İğne Aspirasyon Biyopsisi Sonuçları ile Karşılaştırılması. Tıpta Uzmanlık Tezi. Ufuk Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı. Ankara.
- Çalhan, A. 2011. Yeni Nesil Gezgin Haberleşme Teknolojileri için Yapay Zeka Tabanlı Dikey El Değiştirme Yöntemi ve Uygulaması. Doktora Tezi. Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik-Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalı. Koaceli.
- Daştan, A., 2003. Cinsiyet, El Tercihi ve Yaş Grubu Farklılıklarında Corpus Calosumda Görülen Değişikliklerinin MRI ile İncelenmesi. Doktora Tezi. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı. Erzurum.

- Dedeoğlu, N., 2014. Nazal Kavite ve Paranasal Sinüslerin Anatomik Varyasyonlarının Dental Volumetrik Tomografi ile Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı. Erzurum.
- Delaunay, B. 1934. BN Delone. Sur la sphère vide, Izvestia Akad Nauk SSSR Otdel. Mat. Sov. Nauk, 7, 793-800.
- Delmas, P., 2016. <https://www.cs.auckland.ac.nz/courses/compsci773s1c/lectures/ImageProcessing-html/topic4.htm>
- Demir, Ç., Sökmensüer, C., 2010. Nesnel Tanı ve Derecelendirme için Matematiksel Kanser Modellemesi ve Akıllı Tıbbi Karar Verme Sistem Tasarımı. TÜBİTAK EEEAG Proje 106E118, 2010: 1-367
- DT (Delaunay triangulation), Wikipedia. 2016. https://en.wikipedia.org/wiki/Delaunay_triangulation.
- Du, Y., Chen, Y., Wang, D., Liu, J., Lu, Y. 2011. An Android-Based Emergency Alarm And Healthcare Management System. in IT in Medicine and Education (ITME), 2011 International Symposium on (Vol. 1, pp. 375-379). IEEE.
- Dulewicz, A., Pietka, B. D., Jaszczak, P., Nechay, A., Sawicki, W., Pykalo, R., Borkowski, A. 2001. Computer Identification of Neoplastic Urothelial Nuclei from the bBadder. Analytical and Quantitative Cytology and Histology/the International Academy of Cytology [and] American Society of Cytology, 23(5), 321-329.
- Fang, Q., Boas, D. A. 2009. Tetrahedral Mesh Generation from Volumetric Binary and Grayscale Images. In Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI'09. IEEE International Symposium on (pp. 1142-1145). IEEE.
- Fang, S. H., Liang, Y. C., Chiu, K. M. 2012. Developing a Mobile Phone-based Fall Detection System on Android Platform. In Computing, Communications and Applications Conference (ComComAp), 2012 (pp. 143-146). IEEE
- Feld, S. 1999. AACE Clinical Practice Guidelines for the Diagnosis and Management of Thyroid Nodules. *American Association of Clinical Endocrinologists*.
- Fırat, A., 2010. Lobus Temporalis Epilepsisi Olan Hastalarda Corpus Callosum'un Değerlendirilmesi. Tıpta Uzmanlık Tezi. Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakóltesi Anatomi Anabilim Dalı. Ankara.
- Gonzalez R. C., Woods R. E., 2002. Digital Image Processing, PrenticeHall.
- Gümüş, E., 2014. Ergenlerde Farklı Spor Tiplerinin Kemik Mineral Dansitesi Üzerine Etkisi. Tıpta Uzmanlık Tezi. Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakóltesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı. Ankara.

- Günay, M., Alkan, A., Özkan, F., Özbağ, D., Tuğtağ, B. Corpus Callosum Kesit Yüzey Alanının Komşuluk Takibi Yöntemiyle Segmentasyonu. Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu 2011, Fırat Üniversitesi-Elazığ.
- Güngör, G., 2012. Paranasal Sinüs ve Nazal Kavite Varyasyonlarının Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi. Tıpta Uzmanlık Tezi. Afyon Kocatepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı. Afyon.
- Güzeliş, C., Dicle, O., Hillen, W., Demir, G. K., Doğan, H., Fischer, F., Selver, M. A. 2008. Radyal Tabanlı Yapay Sinir Ağları ve Tıbbi Hacim Bölütleme ve Klinik Uygulamalarda Kullanılan bir Tıbbi Görüntüleme Yazılımına Tümüleştirilmesi. TÜBİTAK EEEAG Proje 104E178, 2008: 1-11
- Iakovidis, D. K., Keramidas, E. G., Maroulis, D. 2010. Fusion of Fuzzy Statistical Distributions for Classification of Thyroid Ultrasound Patterns. *Artificial Intelligence in Medicine*, 50(1), 33-41.
- Iso2Mesh 2016. <http://iso2mesh.sourceforge.net/cgi-bin/index.cgi>.
- Kahiloğuları, G., 2011. Corpus Callosum ve Glandula Pinealis'in Artelyel Vaskülarizasyonu. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı. Ankara.
- Kandemir, N., 2012. Serebral Palsili Çocuklarda Korpus Kallozum Hacminin Stereolojik Yöntemle Değerlendirilmesi. Tıpta Uzmanlık Tezi. Pamukkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı. Denizli.
- Karakan, P., 2011. Tiroid Nodüllerinin 3 Tesla MRG Sisteminde Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme ile Değerlendirilmesi ve Bulguların Histopatolojik Korelasyonu. Tıpta Uzmanlık Tezi. Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı. İzmir.
- Karhan, M., Oktay, M.O., Karhan, Z., Demir, H. 2011. Morfolojik Görüntü İşleme Yöntemleri ile Kayıslarda Yaprak Delen (Çil) Hastalığı Sonucu Oluşan Lekelerin Tespiti. 6th International Advanced Technologies Symposium (IATS'11), 16-18 May 2011, Elazığ
- Karunakar, Y., Kuwadekar, A. 2011. An Unparagoned Application for Red Blood Cell Counting using Marker Controlled Watershed Algorithm for Android Mobile. In Next Generation Mobile Applications, Services and Technologies (NGMAST), 2011 5th International Conference on (pp. 100-104). IEEE.
- Kat Kaçmaz, N., 2004. Paranasal Sinüs Anatomik Varyasyonlarının Koronal Düzlem Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi. Tıpta Uzmanlık Tezi. Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı. Şanlıurfa.
- Keramidas, E. G., Iakovidis, D. K., Maroulis, D., Karkanis, S. 2007. Efficient and Effective Ultrasound Image Analysis Scheme for Thyroid Nodule Detection. In Image Analysis and Recognition (pp. 1052-1060). Springer Berlin Heidelberg.
- Ko, J. P., Naidich, D. P. 2003. Lung Nodule Detection and Characterization With Multislice CT. *Radiologic Clinics of North America*, 41(3), 575-597.

- Koç, O., 2004. Paranasal Sinüslerin Tümöral Lezyonlarında Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans Görüntülemenin Yeri. Tıpta Uzmanlık Tezi. Selçuk Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı. Konya.
- Koşan, U., 2010. Klivus Morfometrisi ve Sfenoid Sinüs Gelişimi ile İlişkisi. Tıpta Uzmanlık Tezi. Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı. Kırıkkale.
- Kuş, R., 2006. Hacimsel Veri Görüntüleme ve Web Tabanlı Tıbbi Görüntü Arşivleme İletim Sistemi. Yüksek Lisans Tezi. Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı. Trabzon.
- Leblebicioğlu, M. K., 2003. Bazı Çok Ölçekli Yaklaşımlarla Görüntü Süzme ve Bölütme. TÜBİTAK EEEAG Proje No: 198E008, 2003: 1-45
- Lin, D. T., Yan, C. R. 2002. Lung Nodules Identification Rules Extraction with Neural Fuzzy Network. In Neural Information Processing, 2002. ICONIP'02. Proceedings of the 9th International Conference on (Vol. 4, pp. 2049-2053). IEEE.
- Maroulis, D. E., Savelonas, M. A., Karkanis, S. A., Iakovidis, D. K., Dimitropoulos, N. 2005. Computer-aided Thyroid Nodule Detection in Ultrasound Images. In Computer-Based Medical Systems, 2005. Proceedings. 18th IEEE Symposium on (pp. 271-276). IEEE.
- Nacak, M., 2010. Erişkinlerde Korpus Kallozum Morfometrisi ve Sinyal İntensitesi Üzerinde Yaşlanmanın Etkilerinin Manyetik Rezonans Görüntüleme ile Değerlendirilmesi. Tıpta Uzmanlık Tezi. Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı. Sivas.
- NEMA, 2016. National Electrical Manufacturers Association, <http://dicom.nema.org>.
- OT (Otsu Thresholding) 2016. <http://www.labbookpages.co.uk/software/imgProc/otsuThreshold.html>.
- Otsu, N. 1975. A Threshold Selection Method From Gray-Level Histograms. *Automatica*, 11(285-296), 23-27.
- Özbek, B., 2010. İki ve Üç Boyutlu Cisimlerin Voronoi Diyagramının Çıkarılması ve Delaunay Mozaiklemesinin Gerçekleştirilmesi. Yüksek Lisans Tezi. Ankara Üniversitesi / Fen Bilimleri Enstitüsü / Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı. Ankara.
- Öztürk, A.H., 1997. Müzisyenlerde ve Müzisyen Olmayanlarda Corpus Calosum'un Manyetik Rezonans Görüntüleme ile Morfometrik Olarak Kıyaslanması. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı. Ankara.
- Öztürk, C., 2005. Deforme Olabilen Yüzey Modeller: Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Uygulaması. TÜBİTAK EEEAG Proje 102E020, 2005: 1-25

- Öztürk, N.C., 2008. Prenatal Etanol Uygulamasının Corpus Callosum Oluşumunda Rol Oynayan Kilit Akson Büyüme Proteinlerinden GAP-43 ekspresyonu üzerine etkisi. Yüksek Lisans Tezi. Mersin Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı. Mersin.
- Pirner, S., Tingelhoff, K., Wagner, I., Westphal, R., Rilk, M., Wahl, F. M., Eichhorn, K. W. 2009. CT-Based Manual Segmentation And Evaluation Of Paranasal Sinuses. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 266(4), 507-518.
- PS (Paranasal sinuses), Wikipedia. 2016. https://en.wikipedia.org/wiki/Paranasal_sinuses.
- Ramlakhan, K., Shang, Y. 2011. A Mobile Automated Skin Lesion Classification System. In Tools with Artificial Intelligence (ICTAI), 2011 23rd IEEE International Conference on (pp. 138-141). IEEE.
- Rojeski, M. T., Gharib, H. 1985. Nodular Thyroid Disease: Evaluation and Management. *New England Journal of Medicine*, 313(7), 428-436.
- Shapiro, L.G., Stockman, G.C. 2000. Computer Vision. Prentice Hall, ISBN 978-0130307965
- Sievers, K. W., Greess, H., Baum, U., Dobritz, M., Lenz, M. 2000. Paranasal Sinuses and Nasopharynx CT and MRI. *European journal of radiology*, 33(3), 185-202.
- Spyridonos, P. Ravazoula, D. Cavouras, K. Berberidis, G. Nikiforidis, P. 2001. Computer-Based Grading of Haematoxylin-Eosin Stained Tissue Sections of Urinary Bladder Carcinomas. *Medical Informatics and The Internet in Medicine*, 26(3), 179-190.
- Surangsirat, D., Thanawattano, C. 2012. Android Application for Spiral Analysis in Parkinson's Disease. In Southeastcon, 2012 Proceedings of IEEE (pp. 1-6). IEEE.
- Ten, B., 2011. Nodüler Tiroid Hastalıklarının Değerlendirilmesinde Difüzyon MRG'nin yeri. Tıpta Uzmanlık Tezi. Mersin Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı. Mersin.
- Tsantis, S., Dimitropoulos, N., Cavouras, D., Nikiforidis, G. 2006. A Hybrid Multi-Scale Model for Thyroid Nodule Boundary Detection on Ultrasound Images. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 84(2), 86-98.
- Tunalı Döleş, F., 2010. Sfenoid Sinüs İlişkili Anatomik Varyasyonlarda Cinsiyet ve Taraf İlişkisinin Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi. Tıpta Uzmanlık Tezi. Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı. Sivas.
- Tuncer, M.C., 2001. Corpus Callosum Alan ve Boyut Ölçümlerinin Erişkin Bireylerde Cinsiyet ve El Kullanım Dominantlığı ile Olan İlişkisinin MR ile incelenmesi. Doktora Tezi. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı. Diyarbakır.
- Tuncer, S.A., 2014. Radyolojik Görüntülerden Organ/Doku/Lezyon Bölütlenmesi Temelli Tanı Destek Sistemi Geliştirilmesi ve Mobil Ortama Aktarılması. Doktora Tezi.

Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı. Kahramanmaraş.

- Tuncer, S.A., Alkan, A. 2011. Tiroid Nodüllerinin Bölge Tabanlı Aktif Şekil (Kontör) Yöntemi ile Bölütlenmesi, Elektrik-Elektronik Bilgisayar Sempozyumu, Elazığ.
- Tuncer, S. A., Gunay, M., Alkan, A. 2013. Tiroit Nodüllerinin Android Tabanlı Mobil Cihazlarda Sunucu - İstemci Uygulamasıyla Bölütlenmesi. 6. Mühendislik ve Teknoloji Sempozyumu 25-26 Nisan 2013, Çankaya Üniversitesi, Ankara.
- Van Herle, A. J., Rich, P., Ljung, B. M. E., Ashcraft, M. W., Solomon, D. H., Keeler, E. B. 1982. The Thyroid Nodule. *Annals of Internal Medicine*, 96(2), 221-232.
- Yanikoğlu, B., Oflazer, K., 2004. Türkçe Doküman Bölütleme ve Tanıma Sistemi. TÜBİTAK EEEAG Proje No: 101E012, 2004: 1-11
- Yüksel, H., 2010. Medikal Görüntü İşleme için Fraktal Geometri Kullanarak Üç Boyutlu Modelleme ve Hızlı Prototipleme Yazılımının Geliştirilmesi. Yüksek Lisans Tezi. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Bilgisayar Sistemleri Eğitimi Anabilim Dalı. Isparta.
- Zhang, Y., Nojima, S., Nakayama, H., Jin, Y., Enza, H. 2003. Characteristics of Normal Stromal Components and Their Correlation with Cancer Occurrence in Human Prostate. *Oncology reports*, 10(1), 207-211.
- Zhu, L., Shi, X., Liu, Y., Tian, X. 2006. Edge Extraction Of Thyroid Nodule in Ultrasound Images Based on Improved Ant Colony Algorithm. *Jisuanji Gongcheng/Computer Engineering*, 32(24), 178-179.
- Zijdenbos, A. P., Dawant, B. M., Margolin, R. A., Palmer, A. C. 1994. Morphometric Analysis of White Matter Lesions in MR Images: Method and Validation. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 13(4), 716-724.

EKLER

KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	Araştırmanın Başlığı	Tıbbi Görüntülerin Bölütlenmesi ve Karar Destek Sistemi İçin Mobil İstemci uygulama Geliştirme		
	Sorumlu Araştırmacı	Doç. Dr. Ahmet ALKAN		
	Başvuru Tarihi	05.01.2016		
	Protokol No	09		
ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Dosya ve görüntü kayıtları gibi retrospektif arşiv taramaları			
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>
KARAR BİLGİLERİ	Oturum No: 2016/01	Karar No: 15	Tarih: 11.01.2016	
	Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma dosyası; araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel yönden sakınca bulunmadığı toplantıya katılan üyelerin oy birliği ile KABUL EDİLMİŞTİR.			

KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI	Prof. Dr. Gökhan ÖZDEMİR

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Araştırma ile ilişki		Katılım		İmza
Prof. Dr. Gökhan ÖZDEMİR Başkan	Göz Hastalıkları	KSÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Metin KILINÇ Üye	Tıbbi Biyokimya	KSÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ertan BÜLBÜLOĞLU Üye	Genel Cerrahi	KSÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mustafa GÖKÇE Üye	Nöroloji	KSÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mehmet BEKEREÇİOĞLU Üye	Plastik, Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi	KSÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Perihan ÖZTÜRK Üye	Dermatoloji	KSÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Kamile GÜL Üye	Endokrinoloji	KSÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Ekrem KİREÇCİ Üye	Tıbbi Mikrobiyoloji	KSÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. B. Nurten AKKEÇECİ Üye	Fizyoloji	KSÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
ŞERH (VARSA)							

Ek Şekil 1. Etik Kurul Onay Sayfası

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı, soyadı : Mücahid GÜNAY
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 29.08.1984 Kahramanmaraş
Medeni hali : Evli
Telefon : 0 (344) 280 11 04
Faks : 0 (344) 280 11 01
e-posta : mucahidgunay@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	K.S.Ü. /Elektrik-Elektronik Mühendisliği A.B.D.	2011
Lisans	Erciyes Üniversitesi/ Bilgisayar Mühendisliği	2007
Lise	Gülizar-Şamil Aktaş Lisesi (Kahramanmaraş)	2002

İş Denevimi

Yıl	Yer	Görev
2007	Kahramanmaraş Yenişehir Devlet Hast.	Bilgisayar Mühendisi
2007-2010	Kahramanmaraş Belediyesi	Bilgisayar Mühendisi
2010-2011	K.S.Ü. Elektrik-Elektronik Müh. A.B.D.	Araştırma Görevlisi
2011-	K.S.Ü. Kahramanmaraş M.Y.O.	Uzman

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler:

Alkan, A., Tuncer, S. A., Günay, M. 2014. Comparative MR Image Analysis for Thyroid Nodule Detection and Quantification. *Measurement*, 47, 861-868.

Alkan, A., Günay, M. 2012. Identification of EMG Signals Using Discriminant Analysis and SVM Classifier. *Expert Systems with Applications*, 39(1), 44-47.

Diğer dergilerde yayınlanan makaleler:

- Alkan, A., Günay, M., Ergün, S. 2015. Color Detection Based Human - Computer Interface Design. *Global Journal of NeuroEngineering*, 1, 1-6.
- Özer, O., Günay, M., Alkan, A. 2011. EEG İşaretlerinin Sınıflandırma ve Kümeleme Teknikleri ile analizi. *e-Journal of New World Sciences Academy*, 6(1), 477-485.
- Günay, M., Alkan, A. 2010. Spektral Yöntemler ve DVM Sınıflandırıcı ile EMG İşaretlerinin Tasnifi. *KSÜ Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 13(2), 63-69.
- Günay, M., Alkan, A. 2009. EMG İşaretlerinin K-Ortalama Algoritması Kullanılarak Öbektirilmesi. *KSÜ Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 12(2), 25-29.

Hakemli konf./sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar (Uluslararası):

- Alkan, A., Günay, M. 2013. Time Domain Features Based Analysis of EMG Signals By Using Clustering Techniques. In 3rd International Symposium on Computing in Science & Engineering. Proceedings (p. 200). Gediz University, Engineering and Architecture Faculty.
- Alkan, A., Günay, M. 2010. Identification of EMG signals using discriminant analysis and SVM classifier. In 1st International Symposium on Computing in Science & Engineering. Proceedings. Gediz University, Engineering and Architecture Faculty.

Hakemli konf./sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar (Ulusal):

- Küsmüş, A., Günay, M., Alkan, A. 2014. Online Ek Ders Otomasyon Sistemi, Akademik Bilişim 2014, Mersin, Türkiye.
- Solmaz, R., Günay, M., Alkan, A. 2014. Fonksiyonel Tiroit Hastalığı Tanısında Naive Bayes Sınıflandırıcısının Kullanılması, Akademik Bilişim 2014, Mersin, Türkiye.
- Tuncer, S. A., Günay, M., Alkan, A. 2013. Tiroit Nodüllerinin Android Tabanlı Mobil Cihazlarda Sunucu - İstemci Uygulamasıyla Bölütlenmesi, 6. Mühendislik ve Teknoloji Sempozyumu, Ankara, Türkiye.
- Solmaz, R., Günay, M., Alkan, A. 2013. Uzman Sistemlerin Tiroit Teşhisinde Kullanılması, Akademik Bilişim 2013, Antalya, Türkiye.
- Ergün, S., Günay, M., Alkan, A. 2012. El Hareketi Tanıma Tabanlı İnsan - Bilgisayar Ara Yüz Tasarımı, ELECO'2012 Elektrik - Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu, Bursa, Türkiye.
- Günay, M., Alkan, A. 2012. Sınıflandırma ve Kümeleme Teknikleriyle EMG İşaretinin Analizi, 5. Mühendislik ve Teknoloji Sempozyumu, Ankara, Türkiye.
- Günay, M., Alkan, A., Özkan, F., Özbağ, D., Tuğtağ, B. 2011. Corpus Callosum Kesit Yüzey Alanının Komşuluk Takibi Yöntemiyle Segmentasyonu, Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu 2011, Elazığ, Türkiye.

Özer, O., Günay, M., Alkan, A. 2010. EEG İşaretlerinin Sınıflandırılması ve Kümelenmesi, Bilimde Modern Yöntemler Sempozyumu-BMYS 2010, Diyarbakır, Türkiye.

Projeler:

Tıbbi görüntülerin bölütlenmesi ve karar destek sistemi için mobil istemci uygulama geliştirme, KSÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi, 2014/2-28D, Araştırma Projesinde Araştırmacı.

Android İşletim Sistemi Tabanlı Mobil Cihazlarda Uzman Sistemlerin Tiroit Teşhisinde Kullanılması, KSÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi, 2013/4-30M, Bireysel Araştırma Projesinde Araştırmacı.

Kümeleme ve Sınıflandırma Tekniklerinin Migren Teşhisinde Uygulamaları, KSÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi, 2011/2, Bireysel Araştırma Projesinde Araştırmacı.

Protez kollar için EMG İşaretlerinin Sınıflandırılması ve Tanımlanması, KSÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi, 2010/5-8 YLS, Araştırma Projesinde araştırmacı.