



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



YÜKSEK LİSANS TEZİ

**BEYİN TÜMÖRLERİNİN GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ
KULLANILARAK BİLGİSAYAR DESTEKLİ TESPİTİ**

Nurşah DİNCER

**DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Pelin GÖRGEL**

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Bilgisayar Mühendisliği Programı

İSTANBUL-2018

Bu çalışma 04.12.2018 Tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Bilgisayar Mühendisliğı Anabilim Dalı, Bilgisayar Mühendisliğı Tezli Yüksek Lisans Programı Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

TEZ JÜRİSİ



Dr.Öğr.Üyesi Pelin GÖRGEL
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Mühendislik Fakültesi



Prof. Dr. Ahmet SERTBAŐ
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Mühendislik Fakültesi



Dr.Öğr.Üyesi Yusuf YASLAN
İstanbul Teknik Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi



20.04.2016 tarihli Resmi Gazete’de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa’nın aboneli olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Lisansüstü Eğitim Enstitüsü’nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

ÖNSÖZ

Tez çalışmamda tecrübesi ve bilgisiyle bana yol gösteren ve yardımlarıyla çalışmamın son haline gelmesini sağlayan saygıdeğer hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Pelin GÖRGEL'e, manevi olarak her an yanımda olan ve beni destekleyen aileme ve arkadaşlarıma sonsuz teşekkür ederim, sevgilerimi sunarım.

Aralık 2018

Nurşah DİNCER



İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
ŞEKİL LİSTESİ	vii
TABLO LİSTESİ.....	xi
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ	xii
ÖZET	xv
SUMMARY	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL KISIMLAR	3
2.1. BEYİN YAPISI VE BÖLÜMLERİ	3
2.1.1. Beynin Bölümleri ve Görevleri	3
2.1.2. Beyinde Gelişen Çeşitli Hastalıklar.....	4
2.1.2.1. <i>Beyin İltihabı (Anseptik Menenjit)</i>	4
2.1.2.2. <i>Beyin Kanaması</i>	4
2.1.2.3. <i>Beyin Sarsıntısı ya da Beyin Travması</i>	5
2.1.2.4. <i>Beyin Ambolisi</i>	5
2.1.2.5. <i>Beyin Trombozu</i>	5
2.1.2.6. <i>Beyin Tümörü</i>	5
2.1.3. Beyin Tümörü Çeşitleri	6
2.1.3.1. <i>İyi huylu beyin tümörleri</i>	6
2.1.3.2. <i>Kötü huylu beyin tümörleri</i>	7
2.2. BİYOMEDİKAL GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ	7
2.2.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	7
2.2.2. Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography)	10
2.3. GÖRÜNTÜ İŞLEME.....	11
2.3.1. İmge (Görüntü) Kavramı	12
2.3.2. Sayısal görüntü	13
2.3.3. İmgenin Sayısallaştırılması	13
2.3.3.1. <i>İkili görüntü</i>	15
2.3.3.2. <i>Gri Seviye Görüntü</i>	16

2.3.3.3. Renkli görüntü	17
2.3.8. Sayısal Görüntü Dosya Formatları	18
2.3.8.1. Dicom.....	19
2.4 BEYİN TÜMÖRÜYLE İLGİLİ BİLGİSAYAR DESTEKLİ TANI ÇALIŞMALARI.....	20
3. MALZEME VE YÖNTEM.....	26
3.1. BEYİN MR GÖRÜNTÜLERİNİN ÖN İŞLENMESİ (PREPROCESSING).....	26
3.1.1. Kafatası Çıkarımı (Skull Extraction).....	27
3.1.2. Görüntülerde Bulunan Gürültülerin Temizlenmesi (Image Denoising).....	28
3.1.3. Görüntülerin Bulanıklaştırılması (Image Blurring).....	31
3.1.4. Önemli Detayların Vurgulanması (Emphasize Fine Details).....	34
3.1.5. Kontrast İyileştirme (Contrast Enhancement)	37
3.1.6. Görüntüleri Aşındırma (Image Erosion)	41
3.1.7. MR Görüntülerindeki Gereksiz Detayların Kaldırılması (Removal of Unnecessary Details)	43
3.2. BÖLÜTLEME (SEGMENTATION).....	47
3.2.1. Sıra İstatistikleri İle İşaretlenmiş Watershed Dönüşümü ile MR Görüntülerinin Bölütlenmesi (Image Segmentation with Order Statistics Marked Watershed Transform)	47
4. BULGULAR.....	52
4.1. VERİ SETİ.....	52
4.2. MR GÖRÜNTÜLERİNİN ÖN İŞLENMESİ (PREPROCESSING).....	53
4.3. SIRA İSTATİSTİKLERİ İLE İŞARETLENMİŞ WATERSHED DÖNÜŞÜMÜYLE MR GÖRÜNTÜLERİNİN BÖLÜTLENMESİ (SEGMENTATION WITH ORDER STATISTICS MARKED WATERSHED TRANSFORM)	61
4.4. KURALA DAYALI ELİMİNASYON İLE MR GÖRÜNTÜLERİNDEKİ YANLIŞ POZİTİFLERİN ELENMESİ (REMOVAL OF FALSE POSITIVE ELIMINATION WITH RULE BASED ELIMINATION).....	64
4.5. KİTLE TESPİT SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ.....	67
4.6. KURALA DAYALI ELİMİNASYON İLE ELDE EDİLEN SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	71
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	75
KAYNAKLAR.....	77
ÖZGEÇMİŞ.....	81

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa No
Şekil 2.1: Beynin Bölümleri (ABTA, 2018).....	4
Şekil 2.2: Beyindeki Tümörün Aksiyal ve Sagittal MR Görüntüleri (Bandıl, 2015).	6
Şekil 2.3: MRG Cihazı (Bandıl, 2015).	8
Şekil 2.4: Damadian Tarafından Geliştirilen MRG Metodu ve Aparatı (Bandıl, 2015).	9
Şekil 2.5: Beynin Farklı Kesitlerinin MR Görüntüleri (Bandıl, 2015).....	10
Şekil 2.6: BT Cihazı (TÜRKOĞLU, 2013).....	11
Şekil 2.7: Görüntü İşleme (Okur, 2015).	12
Şekil 2.8: Dijital bir Görüntü ve Belli Bir Bölgenin Piksellerinin Büyütülmüş Hali (Tomasi ve Manduchi, 1998).	13
Şekil 2.9: a) Gerçek Görüntü, b) Sayısal Görüntü (Okur, 2015).....	14
Şekil 2.10: Dijital Görüntünün Bir Pikseline Ait f Fonksiyonu.	14
Şekil 2.11: Görüntü Üzerindeki Pikseller (Kazdal, 2013).....	15
Şekil 2.12: İkili Görüntü (Kazdal, 2013).....	16
Şekil 2.13: Gri Seviye Değer Aralığı (Kazdal, 2013).....	16
Şekil 2.14: Farklı Bit Sayılarının Görüntüye Olan Etkisi.....	17
Şekil 2.15: RGB Uzayı (Özkan, 2012).	18
Şekil 2.16: DICOM görüntülerde merkez ve genişliğin etkisi (Kazdal, 2013).	20
Şekil 3.1: Yöntemin Akış Diyagramı.	26
Şekil 3.2: Ön İşleme Aşamaları.	27
Şekil 3.3: Kafatası Çıkarımı (Skull Extraction).	28
Şekil 3.4: Varyansların Aldığı Farklı Değerlere Göre Sonuçlar a) $\sigma_s = 50$ b) $\sigma_s = 0,1$ c) $\sigma_r = 50$ d) $\sigma_r = 0,1$ olduğu durumlardaki görüntü çıktıları.	30
Şekil 3.5: a) Orijinal görüntü b) Gürültüleri temizlenmiş MR görüntüsü.	31

Şekil 3.6: Ortalama = 0, $\sigma = 1$ olduğu durumda bir boyutlu Gauss Dağılımı (Çelik, Sayan ve Demirci, 2015).	32
Şekil 3.7: İki Boyutlu Gauss Dağılımı (Kaplan, 2015).	32
Şekil 3.8: Farklı Varyans Değerlerine Göre Gauss Çekirdekleri (Çelik, Sayan ve Demirci, 2015).	33
Şekil 3.9: Farklı Varyans Değerleri Sonucunda Gauss Çıktıları a) Çift yönlü filtre çıkışı ve b) $\sigma = 0.2$, c) $\sigma = 3$ olduğu durumlardaki çıkışlar.	34
Şekil 3.10: a) Orijinal görüntü b) Gürültüleri temizlenmiş MR görüntüsü c) Bulanıklaştırılmış MR görüntüsü.	34
Şekil 3.11: a) Orijinal görüntü b) Önemli detayları vurgulanmış görüntü.	37
Şekil 3.12: 512×512'lik görüntünün karesel bölgelere ayrılmış yapısı (Kurt ve Nabiye, 2010).	38
Şekil 3.13: a) Bir IR bölgesi komşuları ile b) (i, j) bölgesinin 1. çeyreği ve ona en yakın dört bölge ile ilişkileri (Kurt ve Nabiye, 2010).	39
Şekil 3.14: CR Grubu Bölgesi ve Komşulukları (Kurt ve Nabiye, 2010).	40
Şekil 3.15: a) Orijinal MR görüntüsü b) Kontrastı iyileştirilmiş MR görüntüsü.	41
Şekil 3.16: Aşındırma İşlemi (Özçelik, 2012).	42
Şekil 3.17: Pikseller üzerindeki aşındırma işlemi gösterimi a) orijinal görüntü b) yapısal eleman c) sonuç görüntüsü (Özçelik, 2012).	43
Şekil 3.18: a) Orijinal MR görüntüsü b) Aşındırılmış MR görüntüsü.	43
Şekil 3.19: Median Filtre Örneği (Çayıroğlu, 2018).	45
Şekil 3.20: Filtre boyutları a) [2, 2] b) [10, 10] c) [20, 20] d) [30, 30] olarak seçildiğinde oluşan sonuçlar.	46
Şekil 3.21: a) Orijinal MR görüntüsü b) Gereksiz detayları kaldırılmış MR görüntüsü.	47
Şekil 3.22: a) Gri seviye sentetik görüntü b) Piksel yoğunluğu artışına bağlı olarak boşluktaki noktaların renklerinin sarıya dönüştüğü üç boyutlu yüzey grafiği (Arslan, 2012).	49
Şekil 3.23: a) Orijinal Beyin MR Görüntüsü b) Watershed dönüşümü sonrası MR görüntüsü.	50
Şekil 3.24: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işleme yapılmış MR görüntüsü c) Bölütlenmiş MR görüntüsü.	51
Şekil 4.1: RIDER ve REMBRANDT veri setlerinden örnek MR görüntüleri.	52

Şekil 4.2: Medikal Park Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nden edinilen veri setinden örnek MR görüntüleri.....	52
Şekil 4.3: a) Orijinal MR görüntüleri b) Kafatası çıkarılmış MR görüntüleri.....	54
Şekil 4.4: a) Kafatası çıkarılmış MR görüntüler b) Gürültüleri temizlenmiş MR görüntüleri.	55
Şekil 4.5: a) Orijinal MR görüntüler b) Gürültüleri temizlenmiş MR görüntüleri c) Bulanıklaştırılmış MR görüntüleri.	56
Şekil 4.6: a) Orijinal MR görüntüler b) Önemli detayları vurgulanmış MR görüntüleri.	57
Şekil 4.7: a) Orijinal MR görüntüleri b) Kontrastları iyileştirilmiş MR görüntüleri.....	58
Şekil 4.8: a) Orijinal MR görüntüleri b) Gürültü temizleme, bulanıklaştırma, önemli detayların vurgulanması, kontrast iyileştirme ve aşındırma işlemlerinden geçirilmiş MR görüntüleri.	59
Şekil 4.9: a) Yüksek geçiren filtre sonucu MR görüntüleri b) Gereksiz detayları kaldırılmış MR görüntüleri.....	60
Şekil 4.10: a) Orijinal MR görüntüleri b) Bölütlenmiş MR görüntüleri.	62
Şekil 4.11: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işlenmiş MR görüntüsü c) Sıra istatistikleri ile işaretlenmiş watershed dönüşümü ile bölütlenmiş MR görüntüsü d) Sadece watershed dönüşümü ile bölütlenmiş MR görüntüsü.	63
Şekil 4.12: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işlenmiş MR görüntüsü c) Sıra istatistikleri ile işaretlenmiş watershed dönüşümü ile bölütlenmiş MR görüntüsü d) Sadece watershed dönüşümü ile bölütlenmiş MR görüntüsü.	64
Şekil 4.13: a) Orijinal MR görüntüleri b) Tespit edilen kitle.	66
Şekil 4.14: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işleme yapılmış MR görüntüsü c) Bölütlenmiş MR görüntüsü d) Tespit edilen kitle.	67
Şekil 4.15: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işleme yapılmış MR görüntüsü c) Bölütlenmiş MR görüntüsü d) Tespit edilen kitle.	68
Şekil 4.16: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işleme yapılmış MR görüntüsü c) Bölütlenmiş MR görüntüsü d) Tespit edilen kitle.	69
Şekil 4.17: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işleme yapılmış MR görüntüsü c) Bölütlenmiş MR görüntüsü d) Tespit edilen kitle.	70
Şekil 4.18: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işleme yapılmış MR görüntüsü c) Bölütlenmiş MR görüntüsü d) Tespit edilen kitle.	71
Şekil 4.19: Doğru tespit edilen tümör örneği (TP=true positive) a) orijinal MR görüntüsü b) Tespit edilen kitle.....	72

Şekil 4.20: Kitle olmadığı halde sonuçta elde edilen bölge (FP-false positive) örneği a)
Orijinal MR görüntüsü b) Sonuç MR görüntüsü.....73

Şekil 4.21: Kitle varolduğu halde sonuçta kaybolan MR görüntüsü örneği a) Orijinal
MR görüntüsü b) Sonuç MR görüntüsü.73



TABLO LİSTESİ

	Sayfa No
Tablo 4.1: Önerilen yöntem ile tespit edilen kitleler ve sayıları	72
Tablo 4.2: Önerilen yöntem için performans parametreleri	74



SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
$f(x, y)$: Sayısal görüntüye ait f fonksiyonu.
f	: Bir şiddet birimi.
x, y	: Görüntünün gerçek koordinatları.
I	: Giriş görüntüsü.
p	: Görüntü üzerinde filtreye girecek pikselin konumu.
k	: Filtre için kullanılacak olan komşu pikseller.
$(F_p[I]_p)$: Bir I görüntüsü üzerindeki bir p pikselinin çift yönlü filtre çıkışı.
N_p	: Normalizasyon parametresi.
G_{σ_s}	: Uzamsal Gauss kerneli.
G_{σ_r}	: Yoğunluk Gauss kerneli.
S	: Komşuluk değeri.
σ_r	: Uzaklık parametresi.
σ_s	: Uzamsal parametre.
σ	: Standart sapma.
F_{yg}	: Yüksek geçiren filtre.
F_{ag}	: Alçak geçiren filtre.
$\frac{\partial f}{\partial x}$: Birinci derece türev.
$\frac{\partial^2 f}{\partial x^2}$: İkinci derece türev.
Y	: Yapısal eleman.
$\{X_i\}$: N adet gözlemden oluşan sıra istatistikleri.
$F(X_1, X_2, \dots, X_N)$: Sıra istatistikleri filtresi.
w	: Gri seviye.
w_{min}	: I 'nin en küçük değeri.
w_{max}	: I 'nin en büyük değeri.
X_w	: Havza kümesi
$T_{w_{min}}$: w_{min} değerine sahip noktalar kümesi.
MIN_w	: w yüksekliğinde bulunan minimuma ait noktalar kümesi.
$X_{w_{max}}$: Özyineleme işleminden elde edilen I imgesinin havzalar kümesi.

$I(R_i)$: i indeksine sahip olan bölgenin yoğunluğu.
$M(R)$: Bölgelerin ortalaması.
T	: Eşik(threshold).
$R_i = 0$: Bölgenin elimine edildiği ifadesi.
$R_i = TP$: Bölgenin gerçek bir tümöre sahip olduğu ifadesi (True positive - TP).

Kısaltmalar

Açıklama

WHO	: World Health Organization
MSS	: Merkezi Sinir Sistemi
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MS	: Multiple Skleroz
RGB	: Red Green Blue
CMY	: Cyan Magenta Yellow
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
NEMA	: National Electrical Manufacturers Association
TCP/IP	: Transmission Control Protocol / Internet Protocol
BDT	: Bilgisayar Destekli Tanı
FCM	: Fuzzy C-Means
YSA	: Yapay Sinir Ağı
BOS	: Beyin Omurilik Sıvısı
PFS	: Potential Field Segmentation
ASM	: Angular Second Moment
IDM	: Inverse Difference Moment
GLCM	: Gray Level Co-occurrence Matrix
RF	: Random Forest

NSCT	: Nonsubsampled Contourlet Transform
DWT	: Discrete Wavelet Transform
CANFIS	: Co-active Neuro Fuzzy Inference System
GM	: Grey Matter
WM	: White Matter
CSF	: Cerebro Spinal Fluid
CLAHE	: Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization
CDF	: Cumulative Distribution Function
FIR	: Finite Impulse Response
OSF	: Ordes Statistics Filter
TP	: True Positive
FP	: False Positive
FN	: False Negative

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BEYİN TÜMÖRLERİNİN GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ KULLANILARAK BİLGİSAYAR DESTEKLİ TESPİTİ

Nurşah DİNCER

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman : Dr. Öğr. Üyesi Pelin GÖRGEL

Kanser, son zamanlarda geniş bir çevrede görülebilen ve ölümlere yol açabilen ciddi bir hastalıktır. Bu hastalığın en çok görüldüğü yerlerden birisi de beyindir. Beyinde bulunan tümörün doğru tedavisinde erken teşhis ve hekimin tümörün yerini doğru tespiti çok büyük önem taşımaktadır. Tümörün doğru tespiti aşaması çok karmaşık bir süreç haline gelebilir. Genellikle doktor ya da radyologlar bu konuda doğru tespitleri yapabiliyor olsalar da hataları en aza indirebilmek için çalışmalar yapılmakta ve yeni yöntemler araştırılmaktadır. Bu yüzden de bu alanda çalışan insanların bilgisayar destekli sistemlerin yardımını almaları gerekmektedir. Bu tez çalışmasında, MR görüntüleri veri olarak kullanarak, radyologların karar verme aşamalarında yardımcı olabilecek, beyin tümörlerinin tespitini başarılı bir şekilde yapan bilgisayar destekli bir yaklaşım önerilmiştir.

Aralık 2018, 97 sayfa.

Anahtar kelimeler: beyin tümörü, watershed dönüşümü, görüntü işleme, kurala dayalı eliminasyon, kanser

SUMMARY

M.Sc. THESIS

COMPUTER AIDED DETECTION OF BRAIN TUMORS USING IMAGE PROCESSING TECHNIQUES

Nurşah DİNCER

**Istanbul University-Cerrahpasa
Institute of Graduate Studies
Department of Computer Engineering**

Supervisor : Assist. Prof. Dr. Pelin GÖRGEL

Cancer is a serious disease that can be seen in a wide range of environment and can lead to death. One of the most seen places is the brain. Early diagnosis of the tumor in the brain and the correct diagnosis of the tumor is very important. Accurate detection of the tumor can become a very complex process. Generally, doctors or radiologists are able to make accurate determinations on this issue, but studies are being done to minimize errors and new methods are being investigated. Therefore, people working in this area should get the help of computer aided systems. In this thesis, using MRI images as a data, a computer aided approach was proposed which could be helpful in the decision-making process of radiologists and to successfully detect brain tumors.

December 2018, 97 pages.

Keywords: brain tumor, watershed transform, image processing, rule based elimination, cancer

1. GİRİŞ

Bilindiği gibi insan vücudundaki normal olan vücut hücreleri büyür, yeni hücrelere bölünür ve ölür. Yaşamın ilk yıllarında, daha hızlı bölünen bu normal hücreler kişinin gelişimini tamamlamasını sağlar. Yetişkinlik çağındaki hücrelerin çoğu, yıpranmış veya ölen hücreleri değiştirmek ya da hasarları gidermek amacıyla bölünmektedir. Eğer vücudun herhangi bir bölümünde yer alan hücreler kontrol dışında büyümeye başlarsa ve normal olmayan değişikliklere neden olurlarsa, bu durum o vücutta kanser hastalığının varlığını gösterir. Bunun yanında kanserli olan hücrelerin büyümesi de normal hücreye göre farklılık arz etmektedir. Bu hücreler ölmeden sürekli büyüyerek normal çalışmayan yeni hücreler oluştururlar. Başka dokular üzerinde dolaşırlar ve onlara yayılırlar. Bu duruma metastaz denir ve bu DNA'ya da zarar verir. DNA tüm hücredeki olayları yönetir ve düzenler. Normalde DNA'da bir hasar oluştuğunda onarılır veya o hücre öldürülür. Hücre kanserli olduğunda ise hasarlı DNA onarılmaz, öldürülmez. Bunun yerine vücudun ihtiyacı olmadığı halde yeni hücreler oluşturmaya devam eder. Bu yeni oluşturulan hücrelerin de DNA'ları hasarlıdır (American Cancer Society, 2013). Metastaz dışında da birçok kanser tipi vardır. Fakat hepsinin ortak özelliği anormal hücrelerin kontrolsüz bir şekilde çoğalmasıyla başlamasıdır (Bandıl, 2015).

Dünya Sağlık Örgütü'nden (World Health Organization - WHO) 4 Şubat Dünya Kanser Günü alınan bilgilere göre, 2015 yılında küresel çapta 8.8 milyon kişinin ölüm nedeninin kanser olduğu tespit edilmiştir. Bu rapora göre, 2012'de yaklaşık 14 milyon kanser vakası tespit edildiği de göz önünde bulundurularak 20 yıl içinde yeni kanser vakaları %70 artabilir ¹.

Bilindiği üzere kanser hastalığının tedavi edilebilmesi için erken tanı ve doğru teşhis çok önemlidir. Günümüzde bu işlemleri doktor ve radyologlar MRG ve BT gibi görüntüleme cihazlarından elde ettikleri görüntüler yardımıyla yapmaktadırlar. Fakat bu şekilde yapılan teşhisler teşhisi yapan kişinin tecrübe ve işindeki yeteneğine bağlı olarak değişebilmektedir. Ayrıca tezde kullanılan görüntü çeşidi olan beyin MR görüntülerinden kanserli bölgenin teşhisi daha zor olabilmektedir. Gürültü, görüntüleme tekniği, kontrast ayarı ve homojen olmayan yoğunluk gibi sebepler de bu zorluğun derecesini artırmaktadır. Tüm bu sebepler ve

¹ BBC NEWS, <https://www.bbc.com/turkce/haberler-dunya-42936386>, Ziyaret Tarihi: 30.08.2018.

teknolojinin gelişmesi bu alanda bilgisayar destekli sistemlerin geliştirilmesine neden olmuştur. Yapılan çalışmalarla ve geliştirilen sistemlerle kanserin daha hızlı ve doğru tespit edilebilmesi amaçlanmıştır.

Bu tez çalışmasında literatürdeki çalışmalara alternatif olabilecek beyin MR görüntüleri üzerindeki çalışan ve kitleye sahip bölgeleri otomatik olarak tespit edebilen yeni bir yöntem önerilmiştir. Önerilen yöntem üç bölümden oluşmaktadır. Bu bölümler görüntülerin ön işleme (preprocessing), bölütleme (segmentation) ve kitle tespittir (detection). Ön işleme bölümünde öncelikle görüntülerin gürültülerinden arındırılması için çift yönlü filtre (bilateral filter) kullanılmıştır. Daha sonra görüntülere gauss filtre ile bulanıklaştırma yapılarak daha sade bir yapı elde edilmiştir. İstenilen yapı elde edildiğinde beyin MR görüntüsünün önemli detaylarını vurgulamak için yüksek geçiren filtre (high pass filter) uygulanmıştır. Detayları vurgulanan görüntülerin kontrast ayarlaması için kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme (contrast limited adaptive histogram equalization - CLAHE) yöntemi kullanılmıştır. Son olarak görüntü aşındırma (image erosion) ve medyan filtre kullanılarak görüntülerdeki gereksiz detaylar ortadan kaldırılmıştır. Bölütleme bölümünde sıra istatistikleri ile işaretlenmiş watershed dönüşümü kullanılmıştır. Bunun için ilk olarak görüntülere sıra istatistikleri filtresi (order statistics filter) uygulanmıştır. Bu filtre ile watershed dönüşümünden önce görüntü bölgelerinin işaretlenmesi yapılmıştır. Daha sonra watershed dönüşümü kullanılarak beyin MR görüntüleri çeşitli bölgelere ayrılmıştır. Son bölüm olan kitle tespiti aşamasında kuralla dayalı eliminasyon yöntemi kullanılmıştır. Yöntemde segmentasyon aşamasından elde edilen bölgelerin yoğunlukları kullanılarak bir eşik değeri belirlenmiş ve bu eşik değerine bağlı olarak tümör dışındaki bölgelerin elenmesi sağlanmıştır.

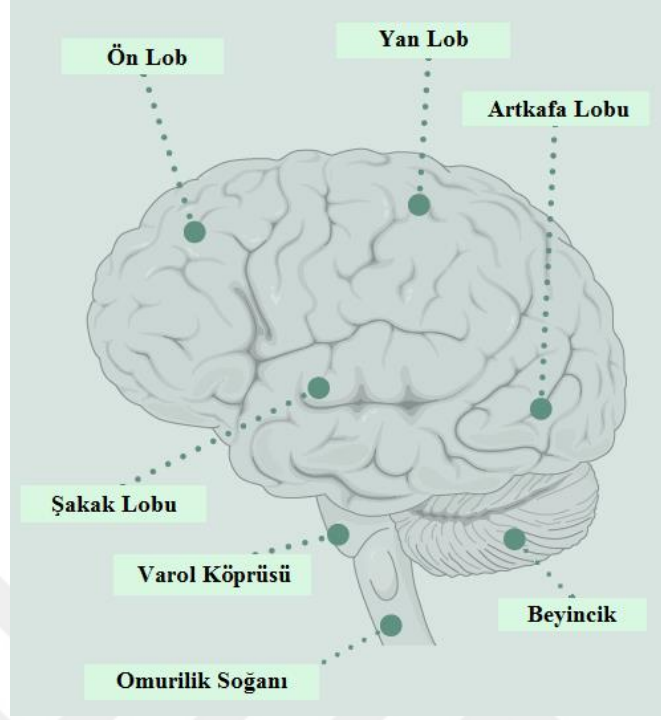
2. GENEL KISIMLAR

2.1. BEYİN YAPISI VE BÖLÜMLERİ

Beyin, dokulardan oluşan ve omuriliğin bağılı bulunduğu sinir hücreleri tarafından da desteklenen yumuşak kitlenin adıdır. Hem beyinde hem de omurilikte bulunan sinirler mesajları vücudun diğer kısımlarına iletmekle görevlidirler. Merkezi sinir sistemi (MSS), beyin ve omuriliğin birleşmesiyle oluşur. Şekil 2.1'de beyin ana bölümleri gösterilmektedir (Bandıl, 2015).

2.1.1. Beynin Bölümleri ve Görevleri

Ön (frontal) lob; bilinçli düşünmeyi sağlarken, yan (parietal) lob; farklı duyu organlarından gelen bilgilerin birleştirilmesini sağlar. Arka (occipital) lob, görme ile ilgili işlemlerin yapıldığı lobdur. Şakak (temporal) lobu, ses ve koku algısını sağlamasının yanında yüzler, yerler gibi uyarıların işlenmesi de bu lobda yapılır. Beyincik, duyu ve hareket arasında ilişkilendirmeyi sağlar. Aynı zamanda dengenin sağlanmasında da önemli paya sahiptir. Omurilik soğanı, beyin ile omurilik arasında olan bu kısım beyin ile diğer organlar arasındaki bağlantıyı sağlar ve refleksleri kontrol eder. Varol köprüsü (Pons), beyinciğin iki yarım küresi arasında impuls iletimini sağlar (Bandıl, 2015).



Şekil 2.1: Beynin Bölümleri (ABTA, 2018).

2.1.2. Beyinde Gelişen Çeşitli Hastalıklar

Beyin gelişen çeşitli hastalıklardan bazıları şunlardır:

2.1.2.1. Beyin İltihabı (*Anseptik Menenjit*)

Merkezi sinir sisteminde virüslerden dolayı oluşan rahatsızlıklara ansefalit denir. Bu rahatsızlık ense sertliği ve aşırı derecede baş ağrısı ya da yüksek ateş gibi belirtilerle etkisini gösterir ².

2.1.2.2. Beyin Kanaması

Beynin normal fonksiyonlarının bozulması sonucu oluşan hastalığa inme veya felç denir. Bu çeşit bozulmalar üç şekilde oluşur. Bu çeşitlerden biri olan Serebral Hemoraji yani beyin kanaması, 50 yaş ve üstündeki insanlarda damar sertliği ve yüksek tansiyona bağlı olarak meydana gelmektedir ³. Bir diğeri yani Serebral Tromboz (beyin trombozu), çoğunlukla damar sertliğine sahip kişilerde oluşan bir hastalıktır. Son olarak da Serebral Amboli (beyin ambolisi),

² <https://www.hastaligi.gen.tr/beyin-hastaliklari.html>, Ziyaret Tarihi: 29.08.2018.

³ Epsikiyatri Nöropsikiyatri Portalı, <https://www.e-psikiyatri.com/beyin-hastaliklari-hakkinda-bilmedikleriniz-64301>, Ziyaret Tarihi: 29.08.2018.

her yaştan insanda ortaya çıkabilen bir hastalıktır. Genç yaştaki kişilerde sıklıkla ani bilinç kaybı ile ortaya çıkmaktadır ³.

2.1.2.3. Beyin Sarsıntısı ya da Beyin Travması

Beyin dokusunu zedeleyebilecek kafatası kırılması ya da sarsılması gibi durumlar sonucunda oluşabilen bir hastalıktır ³.

2.1.2.4. Beyin Ambolisi

Beyin hastalıkları arasında önemli bir yere sahiptir. Bu hastalığın görülmesi için herhangi bir yaş aralığı ya da herhangi bir cinsiyet yoktur. Genç bir kişi için bilinç kaybı ile hemipleji(inme) sorunu birlikte görülmesi halinde bu sorunun yaşandığı düşünülebilir. Kalp hastalarında sıklıkla görülebilen bu rahatsızlık kanın pıhtılaşması problemine karşı kullanılacak ilaçlar ile önlem alınabilir ².

2.1.2.5. Beyin Trombozu

Damar sertliği olan hastalarda daha sık görülen beyin hastalıklarından biri olan bu sorunun bir diğer adı da arterioskleroz (damar sertleşmesi ya da kireçlemesi)'dur. Bu rahatsızlık kişinin gece uykularını bölünmesine ve sürekli tuvalete çıkmasına sebep olur. Tuvalete giderken kişi bilinç kaybı yaşamadığı halde bu rahatsızlık kişiyi yere düşürür. Daha ağır vakalarda bilinç bulanıklaşır ve en sonunda hastanın komaya girmesine bile sebep olabilir ².

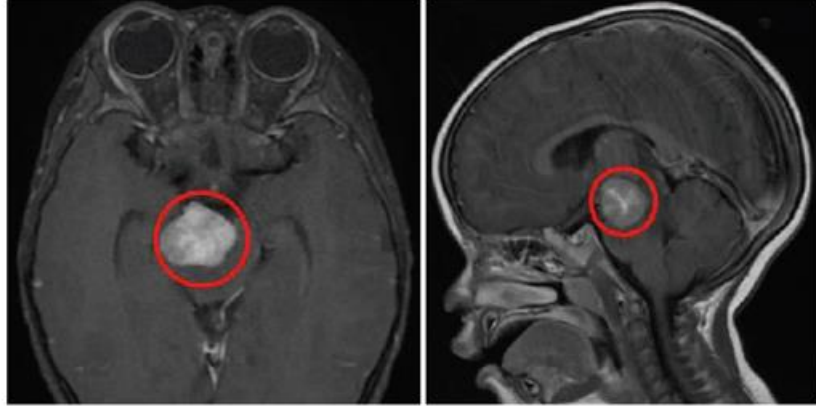
2.1.2.6. Beyin Tümörü

Beynin farklı bölümlerinde ortaya çıkabilen ırlar nedeniyle kafa boşluğunda görülen beyin hastalıklarından biridir. Bu hastalık beyin ödemi ile birlikte kafanın içinde yer alan basıncı artırır ve kişinin birçok sorunla karşılaşmasına neden olur. Bu sorunlar ise kusma, baş dönmesi baş ağrıları ya da konvülsiyon (geçici nörolojik işlev bozukluğu) gibi durumlardır (ABTA, 2018). Bu hastalık kişilik değişikliklerine ya da ruhsal bozukluklara da neden olabileceğinden kişinin karakteristik özelliklerine de ayrıca dikkat etmek gerekir ².

Beyin kanserleri insanların beyninde gelişen ve günümüzde yakalanma oranı ciddi artış gösteren kanser türlerindedir (Bandıl, 2015). Bu tümörler kafatasının içindeki bir yerde

büyüyerek beyin üzerine baskı oluşturur. Bu baskı sonucunda da farklı belirtilerle ortaya çıkar (Bandıl, 2015).

Bir beyin dokusuna ait tümörün aksiyel ve sagittal MR görüntüleri Şekil 2.2’de gösterilmiştir (Bandıl, 2015).



Şekil 2.2: Beyindeki Tümörün Aksiyel ve Sagittal MR Görüntüleri (Bandıl, 2015).

2.1.3. Beyin Tümörü Çeşitleri

Beyin tümörleri birincil (primer) ve ikincil (seconder) beyin tümörleri olarak ikiye ayrılmaktadır. Birincil beyin tümörleri beynin kendi hücrelerinden oluşur ve iyi huylu (benign) ya da kötü huylu (malign) olabilirler. İkincil beyin tümörleri ise, beynin kendi hücrelerinden oluşmayan, vücudun başka herhangi bir noktasında beliren kanserli hücrelerin daha sonra beyne sıçramasıyla oluşur ⁴.

2.1.3.1. İyi huylu beyin tümörleri

İyi huylu beyin tümörleri, birincil beyin tümörlerinden olduğu için beyin hücresi kaynaklı değildir. Bu tümör çeşidi yavaş üreme hızına sahiptir ve beyin dokusundan kolayca ayrılabilir bir yapıya sahiptir ⁴. Bu sayede iyi huylu tümörlerin tümü ya da tümüne yakın kısmı çıkarılabilir. Vücuttan cerrahi müdahale ile alınan bu beyin tümörünün tekrar oluşumu nadiren görülür. Ayrıca vücudun diğer bölgelerine yayılma ihtimalleri de yoktur. İyi huylu beyin

⁴ MEMORIAL, 2016, <https://www.memorial.com.tr/saglik-rehberleri/beyin-tumoru/>, Ziyaret Tarihi: 29.08.2018.

tümörleri belli bir büyüklüğe geldiğinde kanserli değilse bile beynin hassas bölgelerine baskı yapabilir ve bunun sonucunda da ciddi sorunlara sebep olabilir. Bunun yanında iyi huylu beyin tümörlerinin zamanla kanserli beyin tümörüne dönüşme ihtimali de bulunmaktadır ⁴.

2.1.3.2. Kötü huylu beyin tümörleri

Kötü huylu beyin tümörleri kanserli hücrelerle oluşur. Bu tümörler iyi huylu tümörlere göre daha hızlı büyüme gerçekleştirirler ve yakınındaki beyin dokusuna da zarar verebilirler. Bu özellik ameliyatla tamamen alınmalarını zorlaştırır. Çünkü kötü huylu beyin tümörlerinde tümörleşen doku beyin fonksiyonlarını gerçekleştiren dokular olduğundan cerrahi müdahale ile alınan her doku fonksiyon kaybı anlamına gelir. Bu tümör türünde ameliyat sonrasında tümörde yeniden büyüme durumu oluşabilir ⁴.

2.2. BİYOMEDİKAL GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

Vücutta bulunan herhangi bir organın ya da bölgenin görüntülenmesi için geleneksel olarak kullanılan görüntüleme tekniği X-ışınlarıdır. Fakat kafatası ya da omurgadaki sert kemiklerin arka kısmında bulunan tümörler X-ışınları ile görüntülenemez. Beyin tümörleri teşhis ve takibi için daha yaygın olarak kullanılan görüntüleme yöntemleri BT (Bilgisayarlı Tomografi) ve MRG (Manyetik Rezonans Görüntüleme)'dir. Her iki görüntüleme yöntemi de beyin görüntüsünü meydana getirebilmek için bilgisayar grafiklerini kullanırlar. Anormal olan dokunun daha belirgin olarak görüntülenmesi amacıyla tarama esnasında iğne ile kontrast madde verilir (Bandıl, 2015).

2.2.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

Manyetik rezonans görüntüleme, vücudun organlar, yumuşak dokular, kemikler ve diğer tüm iç yapılarının görüntülenmesi için güçlü bir manyetik alan ve radyo dalgaları kullanır. Direkt grafi ve bilgisayarlı tomografi gibi tekniklerdeki radyasyon MRG'de bulunmaz ⁵.

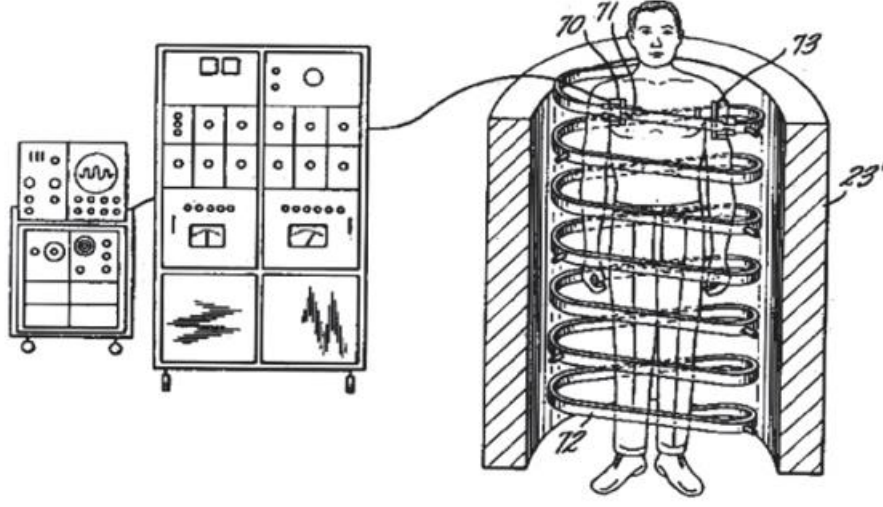
⁵ Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi, <http://tip.baskent.edu.tr/kw/genel.php?birim=600&id=5536>, Ziyaret Tarihi: 31.08.2018.

Bir MRG tarayıcısı, hastanın iç kısmına uzandığı tünel şeklinde geniş bir aygıttır (Taşcı, 2013). Büyük bir mıknatısı bulunan ve kuvvetli bir manyetik alana sahip bu aygıt içine hasta yerleştirilir. Daha sonra üzerine radyo frekans dalgaları gönderilir. Bu dalgalar ile hastanın vücudundaki hidrojen atomu protonları uyarılır. Uyarılmış olan protonların oluşturduğu sinyaller özel antenlerle toplanır ve yüksek kapasiteli bilgisayarlarda işlenir. İşlenen bu sinyaller vücudun kesitsel görüntülerini oluşturur. Bu sayede vücudun bölümleri farklı açılarda (sağdan sola, önden arkaya, yukarıdan aşağıya) ince kesitler şeklinde gösterilmiş olur⁵. Şekil 2.3'te MRG cihazı görülmektedir.



Şekil 2.3: MRG Cihazı (Bandıl, 2015).

MRG'nin teorisi, 1971 yılında Paul C. Lauterbur tarafından geliştirilmiş ve 1973 yılında yayınlanmıştır (Lauterbur, 1973). 1971 yılında Raymond Damadian (1971) ise, nükleer MRG ile normal dokular ile tümörlerin birbirinden ayrılabilceği gerçeğini ortaya koymuştur. Şekil 2.4'de bu çalışmada geliştirdiği yöntem ve aparat gösterilmektedir. MRG, yeni görüntüleme teknolojileri arasında en etkileyici ve en zararsız olanıdır (Bandıl, 2015).



Şekil 2.4: Damadian Tarafından Geliştirilen MRG Metodu ve Aparatı (Bandıl, 2015).

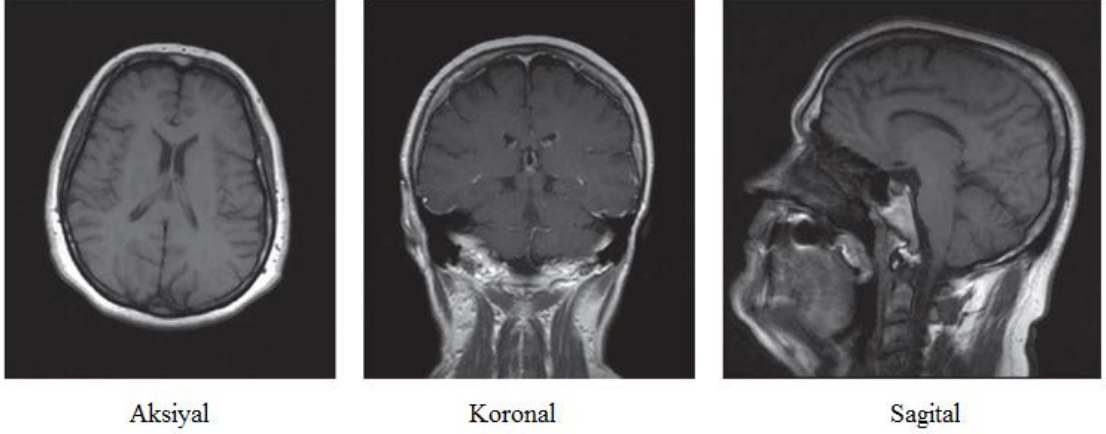
Bu yöntem ile iyi değerlendirilemeyen yumuşak doku hastalıkları, özellikle de beyin-omurilik, boyun ve kas-iskelet sistemi ile ilişkili hastalıklarda kullanılan en gelişmiş kesitsel görüntüleme yöntemidir. Bunların yanı sıra karaciğer, pankreas gibi karın içi organlarda, kalp ve damar hastalıklarında da kullanılır ⁵.

MRG'nin avantajlarından bazıları şöyle sıralanabilir:

- Farklı bölgelerin yumuşak dokuları arasında iyi bir karşıtlık sağlar.
- Kemiklerin iç kısımlarının da görüntülenmesini sağlar (Bandıl, 2015).
- Beyin tümörü tespiti kafatasının içine bakılıp yapılabilir.
- MS (Multiple - Skleroz) belirtilerini araştırmak için sinir kılıflarını incelemek, beyin kanaması ve eklem rahatsızlıklarını değerlendirme gibi normalde karışık ve zor olan işlemler gerçekleştirilebilir.
- Bunların yanında bağlar, kaslar, kalp, kan damarları, böbrek ve karaciğer gibi organların net olarak görüntülenmesi sağlanır.
- Beyin yapısının değerlendirilmesine de olanak sağladığı için ruhsal bozuklukların incelenmesinde de kullanılabilir (Bandıl, 2015). Dolayısıyla MRG, günümüzde beyin

ve omurilik hastalıklarının görüntülenmesinde en önemli görüntüleme yöntemidir (Bandıl, 2015).

MR taramaları; aksiyal, koronal ve sagittal olan üç farklı görünüm düzeyi ile ifade edilir. Aksiyal görünümde; kesitler yukarıdan aşağıya (baştan ayaklara) doğru, koronal görünümde; kesitler arkadan öne doğru ve sagittal görünümde ise; soldan sağa doğru elde edilir (Şekil 2.5) (Bandıl, 2015).



Şekil 2.5: Beynin Farklı Kesitlerinin MR Görüntüleri (Bandıl, 2015).

2.2.2. Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography)

Amerikalı fizik profesörü A. Cormak tarafından geliştirilen BT teorisi, İngiliz fizikçi Dr. G. Hounsfield tarafından 1972 yılında tanı alanına sokulmuştur. Bu yöntem, x-ışınının keşfinden bu yana yapılmış en büyük ilerleme olarak kabul edilir. Aynı zamanda iki bilim adamına da 1979’da Nobel ödülü kazandırmıştır ⁶.

İlk defa beynin incelenmesinde kullanılan yöntemin adına Komputerize Aksiyel tomografi (CAT) denilmiştir. Ülkemizde ilk defa 1975 yılında Hacettepe Üniversitesi’nde uygulanmaya başlanmış ve bu yönetime “Bilgisayarlı Beyin Tomografisi” (BBT) ismi verilmiştir ⁶. Aygıtların gelişmesiyle tüm vücudu inceleyen “Tüm Vücut” BT (“Whole Body” CT) ve yaygın kullanımıyla da Bilgisayarlı Tomografi oluşmuştur ⁶.

⁶ Onlinefizik, 2007, <https://www.onlinefizik.com/bilgisayarli-tomografi/>, Ziyaret Tarihi: 01.09.2018.

Bir X-ışını aygıtı ile bir bilgisayarın birleştiği tarama şekline bilgisayarlı tomografi denir. Bazı tümör tipleri için, BT görüntüleri önemli ek bilgiler elde etmek için kontrast iyileştirme ile ya da kontrast iyileştirmesi olmadan kullanılabilir. Kontrast kullanılması durumunda, çoğunlukla birkaç görüntü alındıktan sonra BT uygulanmaktadır. Şekil 2.6'da gösterilen BT cihazındaki kayan masaya hasta MRG'deki gibi yatırılır. Daha sonra BT tarayıcı baş etrafında döndürülür. Bu sayede X-ışınlarının farklı yönlerden beynin içerisine girmesi sağlanmaktadır. Bu şekilde beyin tarafından emilen X-ışını, taranan dokuya göre değişiklik gösterebilmektedir. Beyin etrafında dönen tarayıcı bir görüntü yerine seri şeklinde birçok görüntü elde eder. Elde edilen bu görüntüler daha sonra bilgisayar ortamında vücudun dilimleri olarak birleştirilir. BT ile X-ışınına göre vücuttaki bir doku ile ilgili daha detaylı bir bilgi elde edilebilir (Bandıl, 2015).

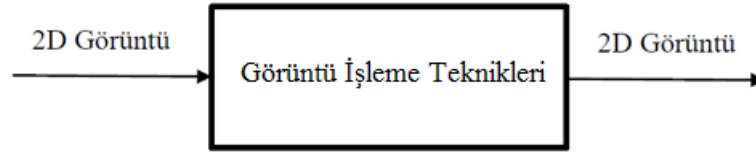
Birçok doku anormalliği teşhisi için BT tarama genel olarak kullanılan bir tekniktir. Fakat beyin ve omurilik söz konusu olduğunda MRG daha çok tercih edilir. BT çoğunlukla MRG'nin kullanılmadığı durumlarda tercih edilmektedir. Yapılan son araştırmalara bakıldığında BT tarama ile radyasyona maruz kalındığı için farklı görüntüleme tekniklerini seçme yönelimi sıklığının arttığı görülmektedir (Bandıl, 2015).



Şekil 2.6: BT Cihazı (TÜRKOĞLU, 2013).

2.3. GÖRÜNTÜ İŞLEME

Görüntü işleme, dijital hale getirilmiş olan görüntülerin, girdi olarak alınıp çeşitli görüntü işleme teknikleri ile işlenerek, görüntü özelliklerinin ve görüntüsünün değiştirilmesi sonucu Şekil 2.7’de gösterildiği gibi yeni bir dijital görüntünün elde edilmesidir (Okur, 2015).



Şekil 2.7: Görüntü İşleme (Okur, 2015).

Bilgisayar teknolojisi birçok alanda gelişim sağladığı gibi görsellikte de gelişim göstermiştir. Günümüzde uygulamalar tarafından görsel olarak analiz ve inceleme amacıyla kullanılmaktadır. Bu durum görüntü işlemenin önem kazanmasına neden olmuştur. Aynı zamanda bilgisayar dalları arasında da en önemli alanlardan biri olmayı başarmıştır. Geliştirilen yeni bilgisayarlar ve bununla birlikte üretilen yeni donanım ve yazılımlar görüntü işleme alanında yapılan araştırmaları daha da kolay hale getirmiştir (Türkoğlu, 2013). Bu da insanların bu alana daha fazla ilgi duymasına sebep olmuştur. Bütün bunların sonucu olarak da günümüzde görüntü işleme tıp, endüstri, güvenlik, üretim ve savunma gibi birçok alanda kullanılmakta ve büyük kolaylıklar elde edilmektedir. Bunun yanında hastalık teşhisi, tanı ve tedavisinde de daha iyi sonuçlara ulaşılmasına yardımcı olmaktadır (Türkoğlu, 2013).

Görüntü işleme tıp alanında mikroskop, BT veya MRG gibi cihazlardan elde edilen görüntülere belirli teknikler uygulanarak belli bir bölgenin elde edilmesini sağlar. Bununla birlikte sınıflandırma ve tanıma gibi birçok işlem de görüntü işleme sayesinde yapılabilmektedir (Türkoğlu, 2013).

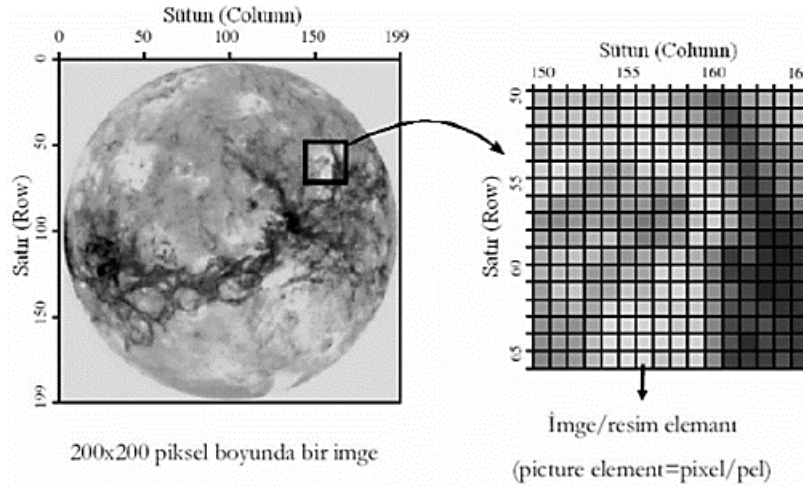
2.3.1. İmge (Görüntü) Kavramı

Görüntü yani imge görüntü işlemenin temelini oluşturur. Farklı yollarla alınan bilgilerin görüntü olarak tutulmasını ve gösterilmesini sağlayan resimlere imge denir. İki boyutlu her

türdeki bilgi imge olarak saklanabilir. Kullanılacak iki boyutlu bu imgeler üç boyutlu gerçek uzaydan sadece iki boyutun alınması ile ortaya çıkarılır (Ural, 2016).

2.3.2. Sayısal görüntü

Görüntü üzerinde işlem yapabilmek için öncelikle görüntünün bilgisayarın anlayabileceği hale getirilmesi gerekir. Bunun için yapılan işleme sayısallaştırma denir. Bu işlemin yapıldığı görüntüye de sayısal görüntü denir. Sayısal görüntü üzerinde görüntü işleme işlemleri yapılabilir. Sayısallaştırma işlemi görüntünün her pikselinin bir sayı olarak hafızada depolanacak şekilde karelere bölünmesi ile gerçekleştirilir. Tüm pikseller bu işlemde geçirildiğinde görüntü tamsayılar matrisi haline dönüşür ve artık bu görüntü istenilen yazılım ile işlenmeye uygundur (Okur, 2015). Şekil 2.8’de dijital bir görüntü örneği ve belli bir bölgesinin piksellerinin büyütülmüş hali gösterilmektedir.

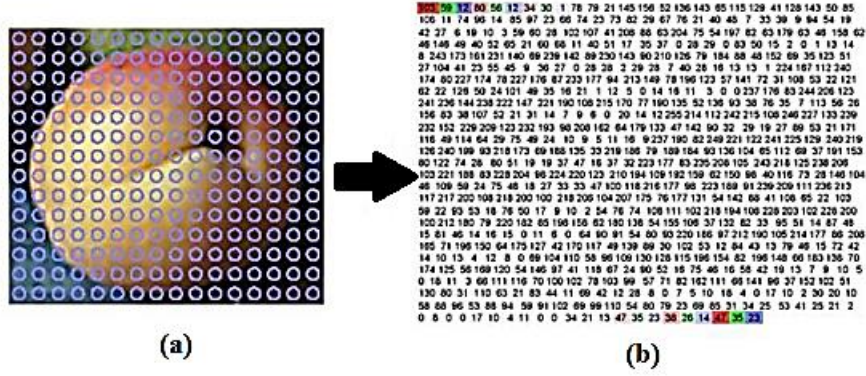


Şekil 2.8: Dijital bir Görüntü ve Belli Bir Bölgenin Piksellerinin Büyütülmüş Hali (Tomasi ve Manduchi, 1998).

2.3.3. İmgenin Sayısallaştırılması

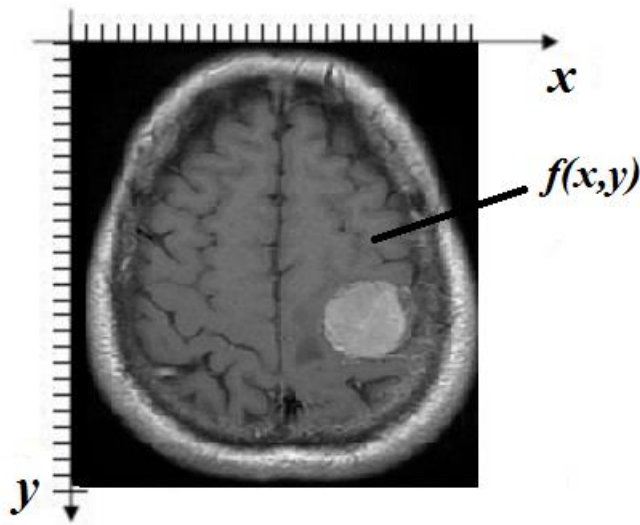
Sayısallaştırma işlemi için görüntüye örnekleme ve nicemeleme aşamalarının uygulanması gerekir. Bu aşamalardan biri olan örnekleme, belirli zamanlarda görüntüden örnekler alınmasıdır. Bir diğer sayısallaştırma aşaması olan nicemeleme ise genlik seviyesi olarak sadece

belli değerlerin alınmasıdır. Bu iki aşama sonucunda görüntü sayısallaştırılmış olur (Okur, 2015). Şekil 2.9’da görüldüğü gibi her bir pikselin parlaklık değeri sayılarla bir matris biçiminde tutulmaktadır.



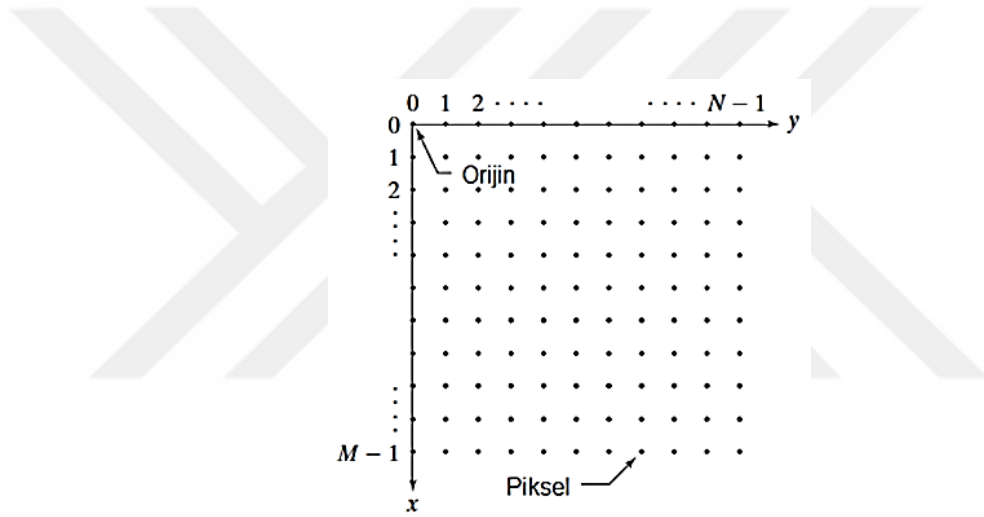
Şekil 2.9: a) Gerçek Görüntü b) Sayısal Görüntü (Okur, 2015).

Sayısal bir görüntü veya resim gerçek yaşamda basit iki değişkenin bir fonksiyonu şeklinde ifade edilir. $f(x,y)$ olan fonksiyonla ifade edilen bir görüntüde f bir şiddet birimi, x ve y değişkenleri ise görüntünün gerçek koordinatlarını ifade eder. Sayısal görüntüdeki herhangi bir piksele ait f fonksiyonu Şekil 2.10’da gösterilmiştir (Kazdal, 2013).



Şekil 2.10: Dijital Görüntünün Bir Pikseline Ait f Fonksiyonu.

Şekli dörtgen olan en küçük görüntü birimine piksel denir. Piksel, dörtgen şeklinde olan en küçük görüntü birimidir (Şekil 2.11). Tüm sayısal görüntüler bu piksellerin bir araya gelmesiyle oluşmaktadır. Görüntünün eninde ve boyunda bulunan piksel sayısı görüntünün boyutunu verir. Tek başına pikselin bir en ya da boy değeri yoktur. Farklı bir gerekçe gösterilmediği takdirde piksel en ve boy oranı eşit kabul edilir. Piksel alanı önemsenmeksizin her bir piksel tek bir renk değerine sahiptir. Piksellerin her biri parçası bulunduğu görüntüye ait parlaklık ve renk bilgisini taşıyan bir numaraya sahiptir. Görüntü işleme yazılımları görüntüye yaptıkları işlemlerde piksel birimini kullanırlar. Bunun sebebi bütün işlemlerin piksellere uygulanmasıdır (Kazdal, 2013). Şekil 2.11’de görüntü üzerindeki piksellerin yerleşimi gösterilmektedir.



Şekil 2.11: Görüntü Üzerindeki Pikseller (Kazdal, 2013).

Sayısal görüntü; görüntü matrisinin sayısal değerlerine bağlı olarak üç türe ayrılır: İkili (binary), gri seviye (gray scale) ve renkli (Özkan, 2012).

2.3.3.1. İkili görüntü

Görüntünün sayısallaştırılmasının açıklanması için ilk olarak siyah-beyaz görüntü değerlendirilmiştir. Bu görüntüler iki gri değer dışında bir değer buldurmeyen görüntülerdir. Bu tip bir görüntüde bütün pikseller ya siyah ya da beyazdır. Sembolik olarak ise siyah pikseller 0, beyaz pikseller 1 ile ifade edilir (Özkan, 2012). Yani 0 ve 1’lerle ifade edilmiş piksellere sahip tüm görüntülere ikili görüntü (binary image) denir. Bir görüntüyü ikili görüntü haline getirmek iki yolla mümkündür. Birincisi, gri seviyeli görüntülerden ikili görüntü elde etmektir.

İkili görüntüye çevirme işleminde, piksellerin parlaklık değerleri [0-255] aralığının orta değeri 128 olarak kabul edilir. Daha sonra 128'den küçük parlaklık değerine sahip olan pikseller 0, 128'den büyük olan pikseller ise 255'e çevrilir. Bu şekilde görüntüde sadece siyah ve beyaz renklerin bulunması sağlanmış olur (Özkan, 2012). Şekil 2.12'de ikili bir görüntü örneği gösterilmektedir.

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

Şekil 2.12: İkili Görüntü (Kazdal, 2013).

Görüntü işleme yöntemlerinden biri olan eşikleme (thresholding) yönteminde 128 olarak belirtilen eşik değerini kullanıcı belirler. Örneğin kullanıcı eşik değerini 200 olarak belirlerse, 200'ün altındaki değerler 0 olacak şekilde görüntü ikili görüntüye çevrilir (Özkan, 2012).

2.3.3.2. Gri Seviye Görüntü

Gri seviyeden oluşan görüntülerde, görüntüler değişik gri seviye değerlerine sahiptir. Bu değer aralıkları $\{0, 1, 2, \dots, 255\}$ ile gösterilir (Kazdal, 2013). Bahsedilen gri seviye değer aralığı Şekil 2.13'de gösterilmektedir.

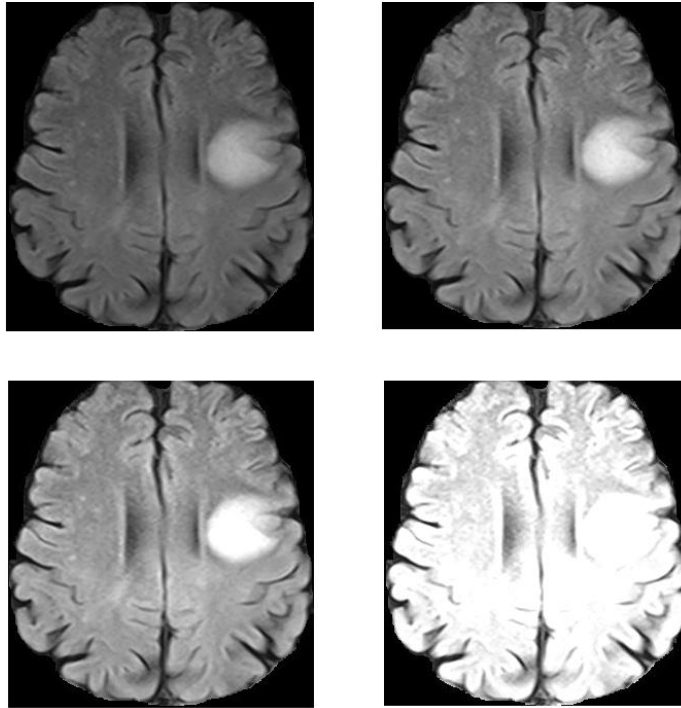


Şekil 2.13: Gri Seviye Değer Aralığı (Kazdal, 2013).

Bilgisayarda bir karakter 8 bit olarak ifade edildiğinden, gri seviyeye sahip bir görüntü 256 tane farklı gri ton değerine sahip olabilir. (1 byte = 8 bit, $2^8 = 256$ bit) Bu değerlerden 0 siyahı, 255 ise beyazı ifade eder. Bu iki değer arasındaki diğer değerler ise gri seviyeleri temsil eder (Özkan, 2012).

Görüntü üzerindeki piksel seviyelerinin farklı olması aydınlatma değerlerinin farklı olmasına neden olur. Eğer görüntü siyah-beyaz bir görüntüyse, görüntüdeki her bir nokta gri seviye renk değerleri ile temsil edilir. Görüntüdeki noktaların farklılığına göre aydınlatma düzeyini belirten bit yerleşimleri de farklı olacaktır. Bu şekilde oluşturulan görüntüler gri seviye ile gösterilir. Farklı seviyelerden oluşan görüntüler gri seviye olarak ifade edilebilirler. Bunun sebebi, gri seviye görüntülerle işlem yapmanın renkli görüntülere göre daha kolay olmasıdır. Gri seviyede bir pikselin değerini ifade etmek için 4 bit kullanılır ve 16 gri seviye bulunur. Renkli görüntüler ise 24 bitlik bir renk uzayına sahiptir. Bit sayıları farklılığına göre görüntülerdeki değişiklik Şekil 2.14'de gösterilmektedir. RGB (Red-Green-Blue, Kırmızı-Yeşil-Mavi) bir görüntü gri seviye görüntüye çevrilmek istenirse Denklem 2.1 kullanılır (Özkan, 2012).

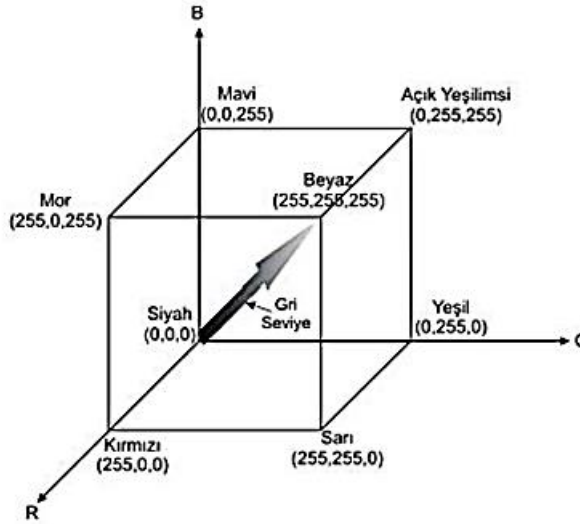
$$\text{Gri ölçek yoğunluğu} = 0.333G + 0.333B + 0.333R. \quad (2.1)$$



Şekil 2.14: Farklı Bit Sayılarının Görüntüye Olan Etkisi.

2.3.3.3. Renkli görüntü

RGB olarak kısaltılan kırmızı (Red), yeşil (Green) ve mavinin (Blue) 0 ile 255 arasında değiştiği parlaklık değerlerine sahip formatta ifade edilen görüntülere renkli görüntü denir. Diğer renkler bu üç ana rengin farklı oranlarda karıştırılmasıyla elde edilir. Renkler koordinat sistemi ile açıklanmak istenirse başlangıç noktası olan (0, 0, 0) siyahı, (255, 255, 255) ise beyazı temsil edecektir. Şekil 2.15’de en az iki rengin birleşmesiyle oluşan ikincil renkler görülmektedir. Birincil renkler ile oluşturulan modele RGB, ikincil renkler ile oluşturulan modele ise CMY (Cyan, Magenta, Yellow) denilmektedir (Özkan, 2012).



Şekil 2.15: RGB Uzayı (Özkan, 2012).

Bilgisayar ekranlarındaki renkli görüntüler 24 bite sahip veriler halindedir. Görüntüleme işlemi RGB olarak kodlanmış aynı nesneye sahip üç gri seviye görüntünün üst üste ekrana iletilmesi ile yapılır. Bu sebeptendir ki renkli görüntüye ait $f(x, y)$ fonksiyonunun gri seviyeli görüntüden farkı; 0-255 arasında sayısal bir değer yerine üç elemana sahip bir vektör olmasıdır (Özkan, 2012).

2.3.8. Sayısal Görüntü Dosya Formatları

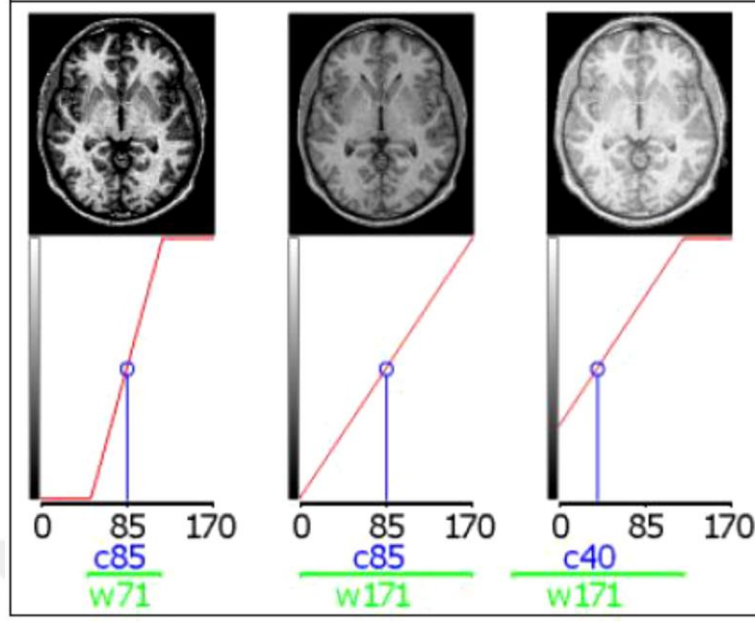
Sayısal görüntü dosya formatları, görüntülerden elde edilen verilerin organizasyonunu ve kaydedilmesini standartlaştırılmış metotlarla sağlar (Kazdal, 2013). Bu tezde görüntü ve görüntüye dair diğer verileri saklayan sayısal görüntü dosya formatlarından DICOM standardı

hakkında genel bir bilgi verilmektedir. Görüntü dosyaları piksel ya da vektör verilerinden oluşur. Vektör tabanlı bazı görüntüleme cihazları dışındaki tüm uygulamalarda görüntüler piksellere çevrilerek kullanılır. Görüntüyü oluşturan pikseller, satır ve sütunlardan meydana gelen bir ızgara şeklindedir. Her bir piksel görüntüye ait o noktadaki rengi, parlaklığı, karşıtlığı gibi sayısal verileri içerir (Kazdal, 2013).

2.3.8.1. Dicom

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine); BT, MRG ve ultrason gibi medikal alandaki görüntülerin elde edilmesi, saklanması, iletilmesi ve çıktıya dönüştürülmesi için geliştirilmiş olan standartlar bütünüdür. Ulusal Elektrik Üreticileri Birliği (National Electrical Manufacturers Association - NEMA) tarafından ortaya çıkarılmıştır. Bir dosya formatı ve ağ iletişim protokolüne sahiptir. TCP/IP (Transmission Control Protocol / Internet Protocol) iletişim protokolü olarak kullanılarak sistemler arası iletişimi sağlayan bir uygulamadır (Kazdal, 2013).

Bir DICOM dosyası, hastadan alınan görüntü bilgisini ve hastayla ilgili diğer bilgileri içinde barındırır. Bu format, medikal taramalarda en çok tercih edilenidir. Pencere genişliği ve pencere merkezi, BT ve MRG cihazlarından alınan DICOM görüntüleri için sık kullanılan terimlerdir. Görüntünün parlaklık ve karşıtlık değerleri hakkında bilgi veren bu terimler Şekil 2.16'da gösterilmektedir. Bu özelliğinden dolayı bu formattaki görüntülerin görünürlüğünü etkiler ve bu sayede farklı yapıların (kemik, doku, ...v.b.) gösterilmesinde de etkili olur (Kazdal, 2013).



Şekil 2.16: DICOM görüntülerde merkez ve genişliğin etkisi (Kazdal, 2013).

2.4 BEYİN TÜMÖRÜYLE İLGİLİ BİLGİSAYAR DESTEKLİ TANI ÇALIŞMALARI

Beyin görüntüleme teknolojilerinin gelişmesi ve MRG'nin yaygınlaşması ile son yıllarda meme kanserini tespit etme ve tanı koyma amaçlı birçok BDT (Bilgisayar Destekli Tanı) çalışması geliştirilmiştir. Kullanılan yöntemler çok çeşitli olup amaç radyoloğa yardımcı olacak ikinci bir araç geliştirmektir.

Dandıl (2015) doktora tezinde öncelikle MRG taramalarının sebep olduğu gürültüleri gidermek amacıyla görüntüleme bu görüntülerin giderilmesi ve daha iyi bir kaliteye sahip olması için Medyan filtre uygulanmıştır. Bu filtrenin uygulanmasından sonra Laplacian filtresi uygulanarak tümörün sınırlarının daha keskin hale gelmesi sağlanmıştır. Bu iki filtrenin yanında görüntü üzerinde oluşmuş ya da oluşabilecek kontrast farklılıklarını azaltmak için de görüntüleme Histogram Eşitleme filtresi uygulanmıştır. Kafatası çıkarımı için yeni bir yöntem önerilmiştir. Bu yöntemde göre gri seviyeye sahip giriş görüntüleri double değerler içeren görüntüler haline getirilir. Sonrasında bu formattaki görüntülerin piksellerine üst eşik değerine sahip olanlara 1, alt eşik değerine sahip olanlara 0 değeri ataması yapılmıştır. Bu sayede görüntülerin kenarlarından parlak alanların kaldırılması sağlanmıştır. Kenarlardaki parlak

alanların kaldırılmasından sonra double olan görüntüler ikili görüntüye çevrilip, bu görüntülere aşındırma (eroding), yayma (dilating) ve doldurma (filling) morfolojik işlemleri yapılır. Morfolojik işlemlerden sonra gri seviyeye çevrilen görüntüler artık kafatasından ayrılmış hale gelmiş olur. Beyin MR görüntülerinin bölütlenmesi aşamasında uzaysal - Bulanık C-Ortalamları (spatial - Fuzzy C-Means - FCM) metodu kullanılmıştır. Geleneksel FCM'ye göre daha başarılı sonuçlar elde edilebildiği için bu yöntem tercih edilmiş ve bunun daha iyi bir gürültü temizleme sonucu elde edilmiştir. Bu algortimanın uygulanması sonucunda arka plan, tümör bölgesi ve bunlar dışındaki diğer kısımlar olmak üzere 3 sınıf elde edilmiştir. Bölütleme aşamasından sonra tümörün iyi huylu ya da kötü huylu olduğuna karar verebilmek için tümörün şekil, histogram, doku, enerji ve sınır özellikleri çıkarılmıştır. Çıkarılan 151 özellik sıralı ileri hareketli seçim (sequential floating forward selection) ve Relief-F yöntemleri ile 15 tane özelliğe indirgenmiştir. Son olarak da iyi huylu ve kötü huylu tümör ayrımı ve değerlendirilmesi için diğer sınıflandırma yöntemleri ile performans değeri olarak karşılaştırma yapılmış ve en iyi değere sahip olan YSA (yapay sinir ağı) kullanılmıştır.

Kazdal (2013) yaptığı çalışmada ön işleme aşamasında MR görüntülerine medyan filtre ve histogram eşitleme uygulanmıştır. Görüntüleri bölütleme için yoğunluk tabanlı bir eşikleme yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntemden sonra görüntülerdeki ilgi alanları belirlemek için sekiz yönlü tarama işlemi yapılmıştır. Bu yöntemde öncelikle tümör olabilecek bölgelerin çapları incelenmiş, minimum ve maksimum uzunluk eşiği belirlenmiştir. Belirlenen bu eşiklere dâhil olmayanların tümör bölgesine dâhil olmayacağı mantığına göre bu tarama gerçekleştirilmiştir. Sekiz yönlü taramadan sonra görüntülere morfolojik yapılandırma işlemi uygulanmıştır. Tümör tespiti için belirlenen ilgi alanlarına etiketleme yapılarak tekrar sekiz yönlü tarama yapılmış, fakat bu sefer belli bir koordinat üzerinden işlemler yürütülmüştür. Son olarak da kural tabanlı bir tespit işlemi uygulanmıştır. Bu işlem için elde edilen alanların şekilleri incelenmiş ve bunun için iki kural kullanılmıştır. Bu kurallardan birincisi alanların öklid uzunlukları, diğeri ise bu öklid uzunluklarının kalınlığa oranlanmasıdır. Bu iki kural sonucunda elde edilen alanların biçim değerleri değerlendirilmektedir.

Demirhan (2012) yaptığı çalışmada görüntülere eşyönsüz dağılım filtresi (anisotropic diffusion filter) uygulanmış ve koordinat sistemi üzerinde gösterilmiştir. Görüntülerden beyin dokusu haricindeki kısımları kaldırmak için eşikleme ve morfolojik işlemler bir arada uygulanmıştır. Daha sonra özellik çıkarımı aşaması için dalgacık dönüşümü ve bölütleme işlemini

gerçekleştirmek için de danışmansız bir yapay sinir ağı olan özörgütlemeli harita (self organizing map) ağı kullanılmıştır. Bu ağ manuel olarak etiketlenen görüntü bölgeleri ile ağın çıkış nöronlarının histogramına dayalı algoritmayla etiketleme yapılmıştır. Öğrenmeli vektör nicemeleme algoritması ile ağıdaki nöronların en iyi konumu ayarlanmıştır.

Fersak (2007) hazırladığı yüksek lisans tezinde görüntülerdeki simetrisizliği ele alarak MR görüntülerindeki tümör bölgelerini bulan bir algoritma geliştirmiştir. Bu işlem için ilk olarak MR görüntüsü iki ve üç dokuya farklı renkler verilmek suretiyle bölütleme işlemi yapılmıştır. İki dokuya bölütlendiği durumda görüntü kafa ve arka plan olmak üzere iki parçaya ayrılması sağlanmıştır. Çalışılan görüntüde kafa üzerindeki piksel değerleri belli bir açı değeri ile belirlenmiştir. Adı Teta1 olan bu açı kafanın görüntüdeki y eksenini ifade etmektedir. MR çekimi esnasında hasta başını düzgün şekilde tuttuysa bu açı sıfır değerine sahip olacaktır. MR görüntüsünün üç dokuya bölündüğü durumda ise, kafanın içinde bulunan dokuların iki ayrı renge boyanması işlemleri gerçekleştirilir. Eğer görüntü üzerinde tümör yoksa kafa içinde iki renge boyanan dokular arasında Teta1'e göre tam simetri sonucu oluşmaktadır. Ayrıca kafa içindeki bu dokulardan biri esas alınarak açı hesabı yapıldığında da ikinci açı olan Teta2'nin Teta1 ile aynı değeri taşıdığı görülür. Görüntü içinde tümör bulunması durumunda tümör bölgesi kafa içinde boyanmış iki renkten biri ile ifade edilir. Dolayısıyla böyle bir durumda Teta2 açısı Teta1 açısından farklı bir değere sahip olacaktır. Tümör tespiti içinde farklı olan bu iki değer arasındaki fark $|Teta1 - Teta2|$ değeri birinci parametre olarak kullanılır. Teta1 açısı ile görüntünün ağırlık merkezine göre sağ ve sol bölgelerdeki bölütlenmiş bölgelerdeki piksellerin histogramının hesaplanmasıyla ikinci parametre bulunur. Beynin sağ ve sol loblarının histogram vektörlerine ait elemanları birbirlerinden çıkarılıp mutlak değerleri toplanır ve bu şekilde de ikinci simetrisizlik parametresi elde edilir. Üçüncü parametre de Teta1 ile ağırlık merkezinden geçen doğruya dik satır satır histogram hesabı ile bulunur. Sonuç olarak elde edilmiş olan iki matrisin sol ve sağ tarafa ait elemanlarının arasındaki farkların mutlak değerlerinin toplamından skaler bir değer elde edilir. Aynı zamanda bu histogramlar tümörün yeri hakkında da bilgi sahibi olunmasını sağlamaktadır. Bölütleme işlemi için tez kapsamında iki öznitelik yöntemi değerlendirilmiştir. Bunlardan birincisi, komşu piksel gri seviye değerleri ile özniteliklerin belirlenmesidir. Diğeri ise, sürekli dalgacık yöntemi ile görüntünün sekiz bantta incelenmesidir. Bölütlemeye daha yüksek bir başarı elde edebilmek için öz-düzenlemeli bir yapay sinir ağı kullanılmıştır. Test işlemleri bir tane suni fantom kafa görüntüsü ve dört tane tümörlü MR kafa görüntüsünde yapılmıştır. Birinci ve ikinci parametrelerin tümör olup

olmadığını araştırma, üçüncü parametre de tümör varsa nerede bulunduğunu bulma konusunda başarılı bir şekilde çalışabileceği görülmüştür.

Cabria ve Gondra (2016) yaptıkları çalışmada Potansiyel Alan Segmentasyonu (Potential Field Segmentation - PFS) adında yeni bir bölütleme yöntemini beyin MR görüntüleri üzerinde incelemişlerdir. PFS yöntemi, fizikteki potansiyel alan ile bir benzerliğe dayanan Potansiyel Alan Kümelemesi olarak önerilmiş bir kümeleme algoritmasıdır. MR görüntüsü üzerindeki bir pikselin yoğunluğu bir potansiyel alanı oluşturan kitle (mass) olarak kabul edilir. Daha sonra görüntü üzerindeki her piksel için bu potansiyel alan hesaplanır. Eğer adaptif potansiyel eşik değerinden küçükse, o pikselin tümör bölgesi içinde bulunduğu anlamına gelmektedir. Belirtilen bu “küçük potansiyel” bölütleme kriteri sezgisel olarak geçerlidir. Çünkü tümör pikselleri daha büyük “kitleye” sahiptir ve bu nedenle çevredeki bölgelerin potansiyeli de daha küçük veya hiç “kitle” olmayan diğer bölgelere göre daha büyüktür. Önerilen yöntem ve diğer bölütleme yaklaşımları BRATS veritabanı üzerinde değerlendirilmiştir.

Anitha ve Raja (2017) bu makalede, beyin görüntüsünü sınıflandırmak amacıyla rasgele orman sınıflandırıcı (random forest classifier) tabanlı beyin tümörü belirleme ve segmentasyon yöntemi önermişlerdir. Ön işleme adımında beyin MR görüntüsündeki kenar pikselleri koruması sebebiyle görüntülere 3×3 boyuta sahip bir adaptif medyan filtre uygulanmıştır. Daha sonra tümörlü bölgeleri diğerlerinden ayırt edebilmek için özellik çıkarımı işlemi yapılmıştır. Açısal ikinci moment (angular second moment - ASM), ters fark momenti (inverse difference moment - IDM), varyans eylemsizliği (variance inertia), enerji, farklılık (dissimilarity) ve homojenlik özellikleri, 90 derecenin başlangıç yönündeki gri seviye ortak oluşum matrisinden (grey level co-occurrence matrix - GLCM) elde edilmiştir. Beyin MR görüntülerini tümörlü ve tümör olmayan görüntüler olarak sınıflandırabilmek için rasgele orman (random forest - RF) sınıflandırıcısından faydalanılmıştır. Bu sınıflandırıcı, beyin görüntülerinin şiddet tanısını sınıflandırmak için ağırlıklı oylama tekniğini (weighted voting technique) kullanır. RF sınıflandırıcı, görüntüleri eğitim ve test özelliklerine göre sınıflandırır.

Arunachalam ve Savarimuthu (2017) bu makalede, beyin tümörü için bilgisayar destekli otomatik tespit ve bölütleme sistemi önermiştir. Önerilen sistemde beyin MR görüntüleri iyileştirme için shift-invariant shearlet dönüşümü kullanılmıştır. Ayrıca yine ön işleme safhasında görüntülere uzamsal etki alanı gelişmiş görüntüyü çok çözünürlüklü görüntüye dönüştüren altörneklemsiz contourlet dönüşümü (nonsampled contourlet transform - NSCT)

uygulanmıştır. Gri seviye eşdizimlilik matrisi (grey level co-occurrence matrix – GLCM), Gabor ve ayrık dalgacık dönüşümünden (discrete wavelet transform - DWT) elde edilen doku öznelikleri, NSCT dönüştürülmüş görüntünün alt bandını yaklaşık olarak çıkarır. Bu çıkarılan özellikler, geri beslemeli sinir ağları (feed forward back propagation neural networks) kullanılarak normal veya glioblastoma beyin görüntüsüne göre eğitilmiş ve sınıflandırılmıştır. Daha sonra K-means kümeleme algoritması, glioblastoma beyin görüntüsü olarak sınıflandırılmış tümör bölgesini segmente etmek için kullanılmıştır.

Kathirvel ve Batri (2017) yaptıkları çalışmada beyin MR görüntülerine ön işleme yapmak için piksel yoğunluk değerlerini 0 ile 1 arasında değişen yeni yoğunluk değerlerine çevirerek normalize etmişlerdir. Bu işlemden sonra görüntülere düşük artıklık (redundancy) seviyesinden dolayı contourlet dönüşümü uygulanmıştır. Özellik çıkarımı için gri seviye ve sezgisel (heuristic) özellikler kullanılmıştır. Sınıflandırma aşaması için verimli bir yöntem olan CANFIS (Co-active Neuro Fuzzy System) sınıflandırıcısı önerilmektedir. Son olarak tümör bölgelerinin segmentasyonunu gerçekleştirmek için graf kesim algoritması (graph cut algorithm) görüntülere uygulanmıştır.

ShanmugaPriya ve Valarmathi (2018) çekirdek (kernel) tabanlı fuzzy c-means yaklaşımı ve kafatası ayırmaya dayanan ödem ve tümör segmentasyonu üzerinde çalışmışlardır. Kümeleme (clustering) süreci, uzamsal bilgiye bağlı olarak çoklu çekirdeğin birleştirilmesiyle geliştirildi. Çok seviyeli segmentasyon yaklaşımı, görüntü dağılımları arasındaki geniş çaplı eşleme bilgilerine dayanır ve hesaplama karmaşıklığını azaltan piksel bilgisine ihtiyaç duymaz. Graphcut algoritması ödemi tümörden ayırma amacıyla tümör ve ödem arasında kesin bir kesme noktası tanımlamak için bu çalışmaya dâhil edilmiştir. Bu yaklaşımda ödemin daha net bir şekilde görüntülenmesi mümkündür ve tümör uygun ayırım için ekstra alan ile tanımlıdır.

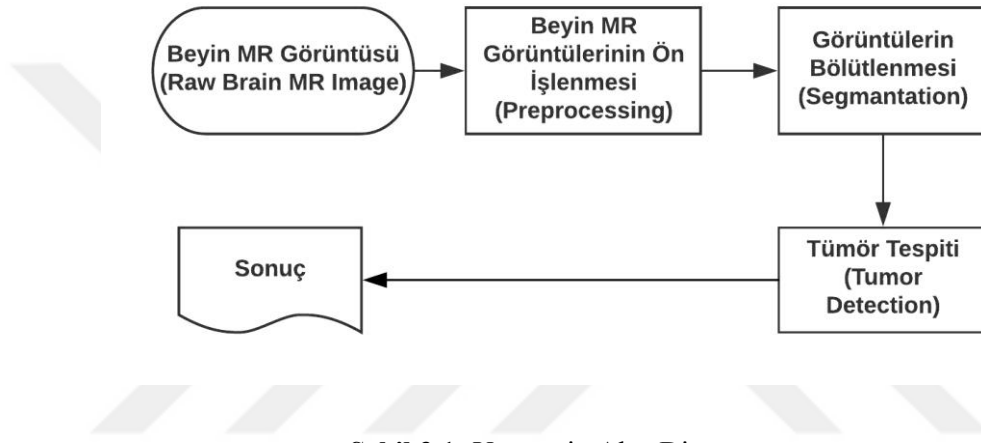
Rufus ve Selvathi (2017) bu çalışmasında, Eş-Aktif Uyarlamalı Nöro Bulanık Çıkarım Sistemi (Co-Active Adaptive Neuro Fuzzy Inference System - CANFIS) sınıflamasına dayalı beyin tümörü tespiti ve derecelendirme sistemi önermişlerdir. Önerilen yöntem, beyin tümörü segmentasyonu ve beyin dokusu segmentasyonu olmak üzere iki evreye sahiptir. Beyin tümörü segmentasyonunda, test beyin görüntüsünü iyi huylu veya kötü huylu olarak sınıflandırmak için CANFIS sınıflandırıcı kullanılmıştır. Daha sonra, beyin görüntülerinde tümör bölgelerini bölütlemek için kötü huylu tümör içeren görüntü üzerine morfolojik işlemler uygulanmıştır. K-means sınıflandırıcı, beyin dokularını Gri Madde (Grey Matter - GM), Beyaz Madde (White

Matter - WM) ve beyin omurilik sıvısı (Cerebro Spinal Fluid - CSF) olan üç beyin bölgesine sınıflandırmak için kullanılmıştır. Daha sonra, beyin dokularında bölütlenmiş olan tümör hafif, orta ya da şiddetli olarak derecelendirilir.



3. MALZEME VE YÖNTEM

Beyin üzerinde bulunan tümörlerin tespiti için bu alanda çalışan insanlara yardımcı olmak amacıyla sayısal beyin görüntüleri üzerinde birçok çalışma yapılmıştır. Bu tez çalışmasında da sıra istatistikleri ile işaretlenmiş watershed ve kural tabanlı eliminasyon yöntemi ile beyin MR görüntüleri üzerindeki tümör tespiti gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.1’de belirlenen yöntemin aşamalarının bulunduğu akış diyagramı gösterilmektedir.

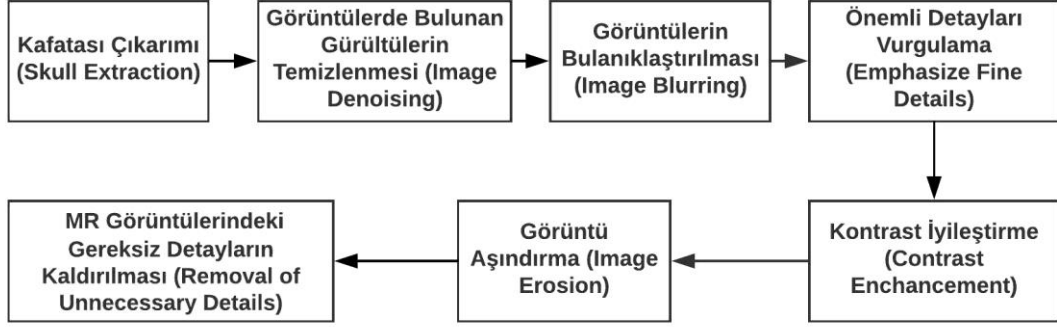


Şekil 3.1: Yöntemin Akış Diyagramı.

Şekil 3.1’deki akış diyagramından da görülebilceği gibi dijital beyin MR görüntüleri çeşitli gürültü vb. diğer dış faktörlerden arındırılarak tümörlü bölgenin elde edilmesi amaçlanmıştır.

3.1. BEYİN MR GÖRÜNTÜLERİNİN ÖN İŞLENMESİ (PREPROCESSING)

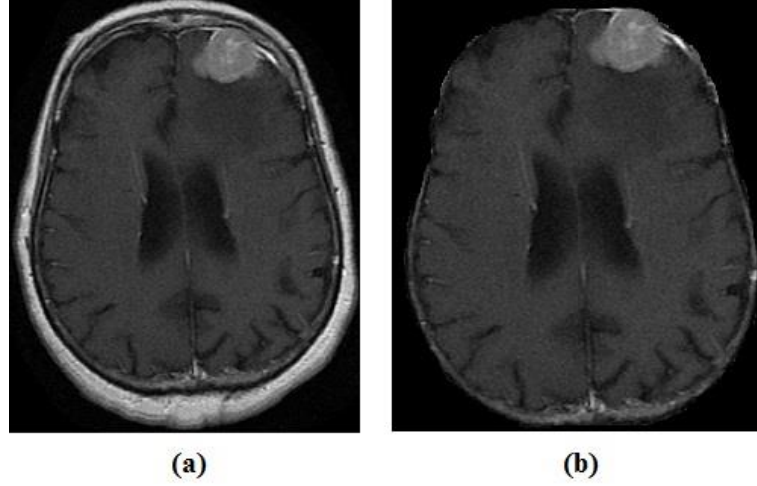
Beyin MR görüntüleri üzerinde tümör bulunan bölgeyi bulmak için ilk olarak bu görüntülerin bazı ön işlemlerden geçirilmesi gerekmektedir. Bu işlemlerin amacı kullanılacak görüntülerde varsa bozulmaları gidermek, gürültüleri temizlemek ve beyin dokusu üzerinde gereksiz bölgeleri ortadan kaldırmaktır. Bütün yapılan iyileştirmelerin amacı, görüntülerdeki kanserli bölge tespiti için yapılacak işlemleri daha kolay hale getirmektir. Şekil 3.2’de ön işleme aşamalarını gösteren akış şeması gösterilmektedir.



Şekil 3.2: Ön İşleme Aşamaları.

3.1.1. Kafatası Çıkarımı (Skull Extraction)

Görüntüler üzerinde çalışma yapabilmek için öncelikle işlenecek olan bölgenin belirlenmesi ve bunun dışında kalan diğer kısımların temizlenmesi gerekmektedir. Çünkü görüntülerdeki bu ve benzeri yapıların varlığı görüntü işlemenin zorlaşmasına ve gereksiz işlem yüküne sebep olmaktadır. Çalışmada kullanılacak olan beyin görüntülerinde de atılacak olan kısım kafatası bölümüdür. Beyin görüntülerinden kafatasının çıkarılması işlemi manuel olarak gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.3'te bu işlemin sonucu örnek bir beyin MR görüntüsü üzerinde gösterilmektedir. Şekil 3.3.a'da orijinal bir beyin MR görüntüsü ve şekil 3.3.b'de ise kafatası çıkarılmış görüntü verilmektedir.



Şekil 3.3: Kafatası Çıkarımı (Skull Extraction).

3.1.2. Görüntülerde Bulunan Gürültülerin Temizlenmesi (Image Denoising)

Beyin MR görüntüleri üzerinde cihazlardaki çekimlerden kaynaklanan ışık bozulmaları bulunabilir. Bunun yanı sıra bazı bölgeler kanser kitlesine benzer yapıda olabilirler. Karşılaşılan bu ve benzer durumlar kanserli bölge tespitini zorlaştıran durumlardır. Daha iyi sonuçlar elde edebilmek için gürültü olarak tanımlanan bu yapıların görüntülerden temizlenmesi gerekmektedir. Gürültü temizleme işlemi için çift yönlü filtre (bilateral filter) kullanılmıştır.

Çift yönlü filtre, doğrusal ve tekrarlaması olmayan bir filtredir (Akar, Kara, Akdemir ve Kırış, 2015). Tomasi ve Manduchi (1998) tarafından geliştirilmiştir. Filtrenin uygulanmasında piksellerin gri seviyedeki benzerlikleri ile geometrik uzaklıkları değerlendirilir. Ayrıca bu filtrede yerel komşuluğa sahip olan piksel değerlerinin ağırlıklı toplamı da alınmaktadır. Bahsedilen ağırlık uzamsal mesafe ve piksel değerinin yoğunluk mesafesi ölçüsünde farklılaşabilmektedir. Filtreyle hem gürültü azaltılır hem de görüntüdeki kenar gibi gerekli detayların korunması sağlanır (Akar, Kara, Akdemir ve Kırış, 2015).

Çift yönlü filtreler, Gauss filtreleri gibi yumuşatma (smoothing) işlemi yaparlar. Bu filtrelerin Gauss filtrelerinden farkı, görüntü üzerinde yumuşatma yaparken yakın olan piksellerin değerlerini de göz önüne alarak kenar bilgilerini kaybetmemeleridir (Kaplan, 2015).

Çift yönlü bir filtre, uzaktaki pikseller yerine yakındakileri tercih eder. Bununla birlikte geometrik yakınlık ve fotometrik benzerlikleri ele alan bir yoğunluk değeri birleşimi oluşturur. Geometrik yakınlık, uzamsal olarak benzerlik demektir. Fotometrik benzerlik ise, spektral benzerlik olarak ifade edilir. Yani bilateral filtrenin spektral ve uzamsal olan iki Gauss süzgeci birleşimi olduğu kabul edilebilir (Kaplan, 2015). Giriş görüntüsünü I , görüntü üzerinde süzgece girecek pikselin konumunu p , süzgeç için kullanılacak olan komşu pikselleri de k ile ifade edilirse, bir I görüntüsü üzerindeki bir p pikselinin çift yönlü filtre çıkışı ($F_p[I]_p$) Denklem 3.1'deki gibi gösterilebilir (Kaplan, 2015).

$$F_b[I]_p = \frac{1}{N_p} \sum_{k \in S} G_{\sigma_s}(\|p - k\|) G_{\sigma_r}(\|I_p - I_k\|) I_k \quad (3.1)$$

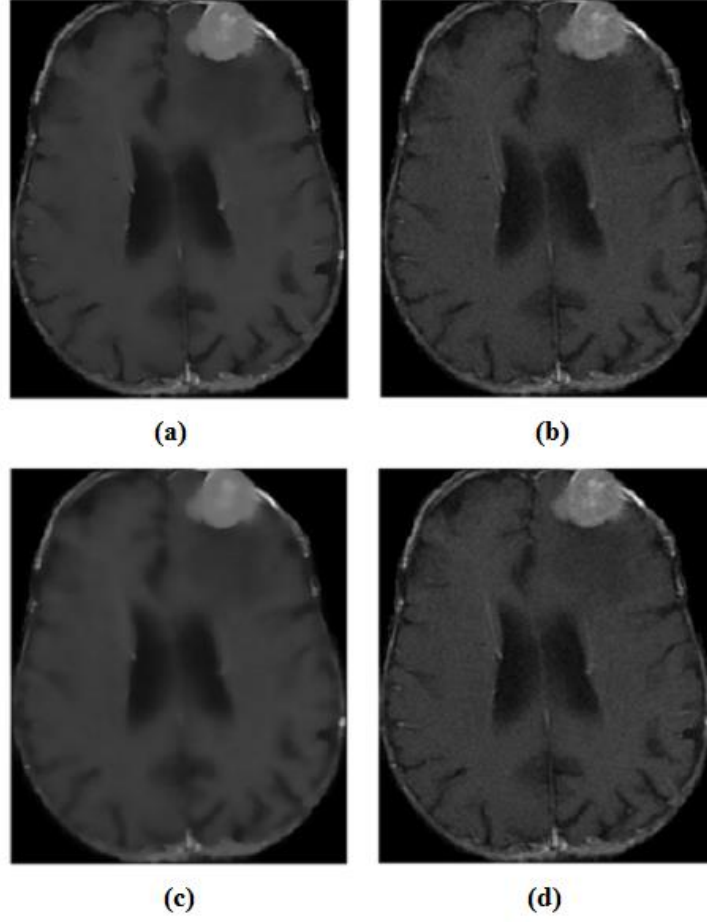
N_p , normalizasyon parametresidir ve formülü Denklem 3.2 gibidir (Kaplan, 2015):

$$N_p = \sum_{k \in S} G_{\sigma_s}(\|p - k\|) G_{\sigma_r}(\|I_p - I_k\|) \quad (3.2)$$

$$\text{Gauss kerneli: } G_{\sigma}(x) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \quad (3.3)$$

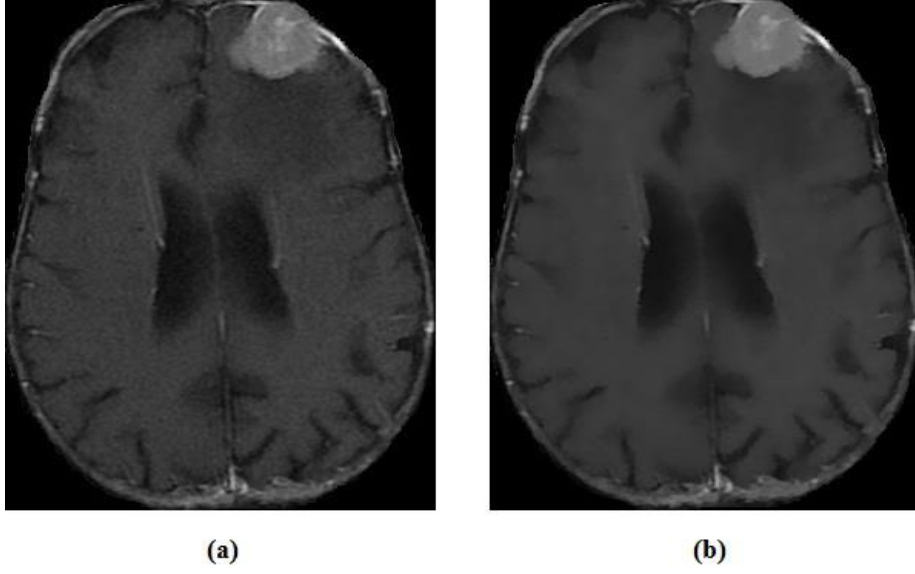
Denklem 3.1, 3.2 ve 3.3'deki, G_{σ_s} ; uzamsal Gauss kernelini, G_{σ_r} ise yoğunluk Gauss kernelini ifade eder. Uzamsal gauss kerneli, uzak piksellerin etkisini düşürür. Yoğunluk gauss kerneli de S komşuluğundaki k pikselinin yoğunluk değerini p 'den farklı bir değere sahipse etkisini azaltır. Komşuluk değeri olan S çoğunlukla merkez olarak p pikselini kabul eden karesel bir pencereye karşılık gelir (Kaplan, 2015).

Gauss kernelinde bulunan σ_r (uzaklık parametresi) ve σ_s (uzamsal parametre) parametreleri bu filtreyi asıl etkileyen parametrelerdir. σ_r parametresi değerlerinin büyük seçilmesi bilateral filtre sonucunun Gauss filtre yumuşatmasına benzemesine neden olur. Bunun sebebi, σ_r değeri arttıkça piksel arasındaki değer farkının yok sayılmasıdır. σ_s parametresi değerlerinin büyük seçilmesi ise büyük ayrıntıların kaybedilmesiyle sonuçlanır. İki parametrenin de "0" a birlikte ya da tek tek yaklaşması durumlarında hemen hemen hiç yumuşatma olmaz. σ_r 'nin sabit ve σ_s 'nin büyük veya küçük değerli olduğu durumlardaki görüntü çıktıları, σ_s 'nin sabit ve σ_r 'nin büyük veya küçük değerli olduğu durumlardaki görüntü çıktıları Şekil 3.4'de gösterilmektedir (Kaplan, 2015).



Şekil 3.4: Varyansların Aldığı Farklı Değerlere Göre Sonuçlar **a)** $\sigma_s = 50$ **b)** $\sigma_s = 0,1$ **c)** $\sigma_r = 50$ **d)** $\sigma_r = 0,1$ olduğu durumlardaki görüntü çıktıları.

Çalışmada çeşitli denemeler sonucunda Şekil 3.5'deki sonucu veren değerler σ_s için 5 ve σ_r için 15 sayısal değeridir.



Şekil 3.5: a) Orijinal görüntü b) Gürültüleri temizlenmiş MR görüntüsü.

3.1.3. Görüntülerin Bulanıklaştırılması (Image Blurring)

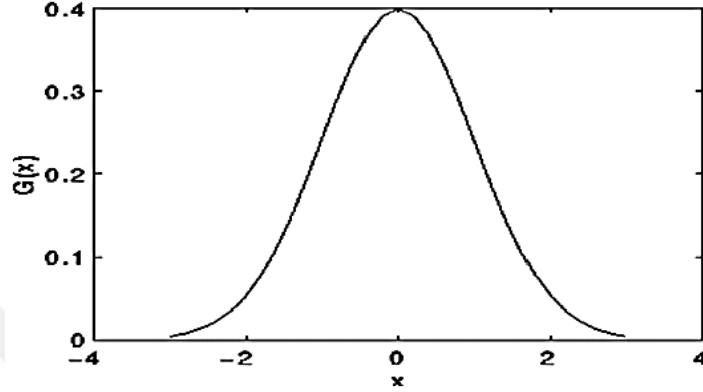
Çift yönlü filtre ile varolan gürültüler temizlendikten sonra ekstradan ilgilenilmesi gerekmeyen detayların azaltılması için bu aşamada gauss filtresi uygulanmıştır. Gauss filtresi ile görüntü üzerinde bulanıklaştırma yapılarak istenilen amaca ulaşılmıştır.

Gauss filtresi, gereksiz ayrıntı ya da gürültüyü kaldırmak amacıyla görüntüleri bulanıklaştıran kullanılan iki boyutlu bir konvolüsyon operatörüdür.(konvolüsyon: çekirdek (kernel) matris ile görüntü üzerindeki piksellerin çarpımı) Mean(ortalama) filtreye bu özelliğinden dolayı benzemektedir. Fakat Gauss filtre aşağıdaki grafikte gösterildiği gibi farklı bir çekirdek(kernel) matrisi kullanır (Gökhan, 2018).

Sıfır ortalama değerine sahip bir Gauss dağılımı Denklem 3.4'deki gibi verilebilir.

$$G(x, y) = \frac{1}{\sqrt{2 \times \pi \times \sigma}} \times \exp\left(-\frac{x^2}{2 \times \sigma^2}\right) \quad (3.4)$$

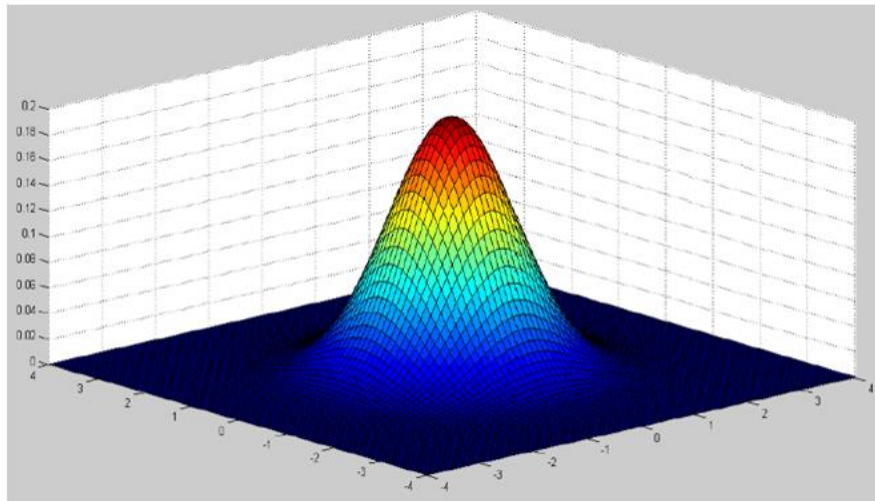
σ , dağılımın standart sapmasını ifade eder. Ortalama değeri sıfır değilse, denklem 3.4'deki tüm x değerleri, $(x - x_0)$ ile değiştirilmelidir. Burada x_0 , ortalama değerdir. Bu dağılım Şekil 3.6'da gösterilmektedir (Gökhan, 2018).



Şekil 3.6: Ortalama = 0, $\sigma = 1$ olduğu durumda bir boyutlu Gauss Dağılımı (Çelik, Sayan ve Demirci, 2015).

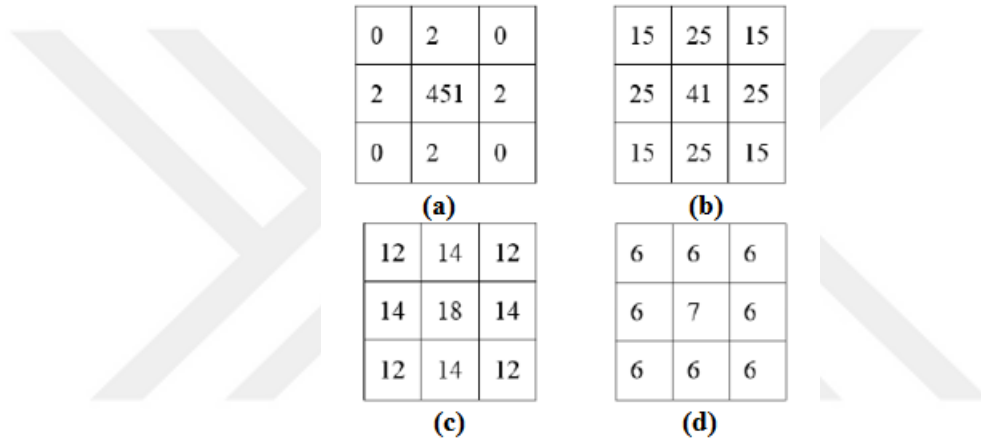
İki boyutlu Gauss dağılımı Denklem 3.5'de, gösterimi ise Şekil 3.7'de verilmiştir (Gökhan, 2018)[18].

$$G(x, y) = \frac{1}{2 \times \pi \times \sigma^2} \times \exp\left(-\frac{(x^2) + (y^2)}{2 \times \sigma^2}\right) \quad (3.5)$$



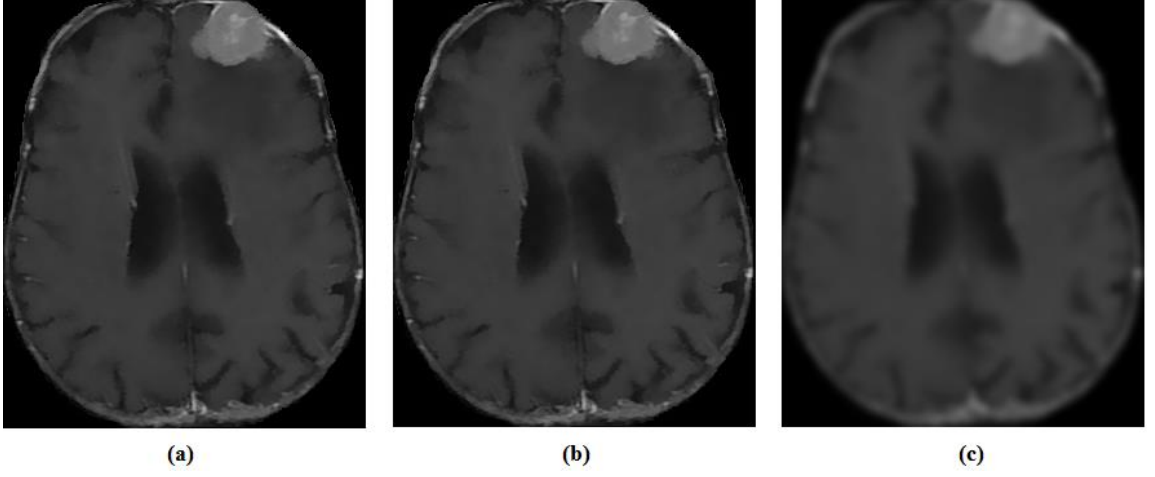
Şekil 3.7: İki Boyutlu Gauss Dağılımı (Kaplan, 2015).

İki boyutlu Gauss dağılımı denklemindeki varyans değeri için σ (standart sapma) değerini kullanıcı belirler. Aynı zamanda da bu değer görüntünün bütün pikselleri için sabit bir değer olarak alınmaktadır. Varyans olarak belirlenen değerin büyük seçilmesi durumu gürültü azaltma oranını arttırmaktadır. Bununla birlikte de hem görüntü üzerinde bulanıklaşmaya hem de görüntüdeki kenarların kaybolmasına neden olmaktadır. Değer küçük seçilmesi ise gürültü azaltma oranı azaltmaktadır. Fakat görüntüdeki kenarların ve ayrıntıların korunması oranını arttırmaktadır. Aşağıdaki Şekil 3.8’de farklı varyans değerlerine göre üretilen Gauss çekirdekleri gösterilmektedir (Çelik, Sayan ve Demirci, 2015).



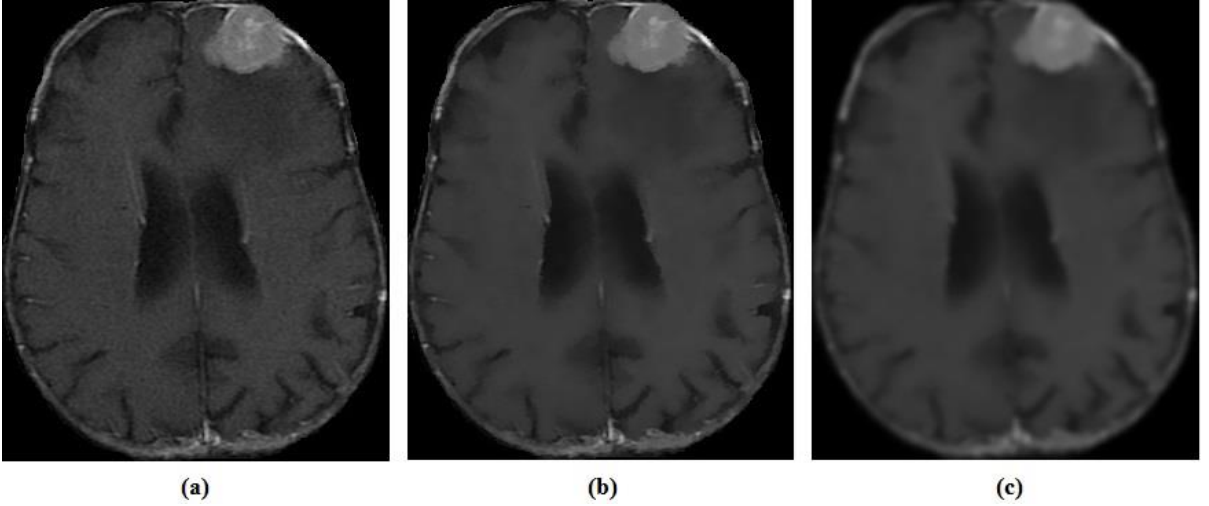
Şekil 3.8: Farklı Varyans Değerlerine Göre Gauss Çekirdekleri (Çelik, Sayan ve Demirci, 2015).

Varyans seçimindeki farklılıktan dolayı oluşabilecek farklılıklar Şekil 3.9’da görülebilmektedir.



Şekil 3.9: Farklı Varyans Değerleri Sonucunda Gauss Çıktıları **a)** Çift yönlü filtre çıkışı **ve b)** $\sigma = 0.2$ **c)** $\sigma = 3$ olduğu durumlardaki çıkışlar.

Gauss filtredeki σ değerinin 0.3'den küçük olması durumunda, görüntüye etkisi olmamaktadır. Aynı değer 2.5'dan büyük olduğu durumda ise filtre ortalama filtreye dönüşmektedir. Bu yüzden, σ değerinin 0.3 ile 2.5 seçilmesi daha uygundur. Bu çalışmada uygulamada yapılan denemeler sonucunda varyans değerinin 2 olmasının daha uygun olduğu anlaşılmıştır. Varyansın 2 olduğu durumdaki çıktı Şekil 3.10'da gösterilmektedir.



Şekil 3.10: **a)** Orijinal görüntü **b)** Gürültüleri temizlenmiş MR görüntüsü **c)** Bulanıklaştırılmış MR görüntüsü.

3.1.4. Önemli Detayların Vurgulanması (Emphasize Fine Details)

Gürültü ve benzeri gereksiz detaylardan arındırılan görüntünün bu bölümde kalan önemli bölgelerini daha belirgin hale getirmek amaçlanmıştır. Bu sebeple de yüksek geçiren filtre kullanılmıştır.

Yüksek geçiren filtre; yüksek frekansları geçiren, sınır frekansından küçük frekans değerlerini azaltan bir filtredir. Görüntü detaylarının keskinleştirilmesi (sharpening) işlemi de temelinde frekans uzayında yüksek geçiş işlemidir. Bant geçiren (butterworth) ve Gauss filtreleri standart yüksek geçiren filtre örneklerindedir.

Yüksek geçiren filtrenin (F_{yg}) alçak geçiren (F_{ag}) filtrenin birbiri ile ilişkisi aşağıdaki Denklem 3.6 ile tanımlanabilir (Makandar ve Halalli, 2015):

$$F_{yg} = 1 - F_{ag} \quad (3.6)$$

Yüksek geçiren filtre parlaklığı birbirinden çok az farklı olan alanlar arasında keskinleştirme yaparak görüntüyü iyileştirir. Bu filtrenin çekirdeği görüntünün orta pikselinin parlaklığını komşu piksellere göre artırmak üzere tasarlanmıştır. Çekirdek dizisi genellikle sadece merkezinde pozitif bir sayı olan geri kalanların negatif sayılardan oluştuğu bir dizidir ⁷.

Yüksek geçiren filtre aslında alçak geçiren filtre ile aynı mantıkta çalışır. Fakat farklı çekirdek matrisi kullanır. Matrislerdeki eksi işaretlerine dikkat edilmelidir. Eğer şiddette bir değişiklik olmazsa herhangi bir değişiklik olmaz. Ama eğer bir pikselin değeri komşularınıninkinden fazla ise o derece de artış olur ⁷.

Alçak geçiren filtre gürültüyü azaltabilirken, yüksek geçiren filtre tam tersi olarak gürültüyü arttırabilir. Bu durum orijinal görüntü çok gürültülü değilse oluşmaz. Fakat gürültülü bir görüntü ise yüksek geçiren filtre ile gürültü görüntüyü altedebilir. Ayrıca yüksek geçiren filtre orijinal görüntüdeki küçük ya da zayıf olan detayların belirginleştirilmesini de sağlayabilir. Tüm bu sebeplerden dolayı yüksek geçiren filtre çoğunlukla görüntülerdeki ayrıntıları

⁷ https://diffractionlimited.com/help/maximdl/High-Pass_Filtering.htm, Ziyaret Tarihi: 11.09.2018.

keskinleştirerek iyileştirebilir ve aynı zamanda da değerler aşırı olduğunda görüntü kalitesini belirgin miktarlarda düşürebilir ⁷.

Yüksek geçiren filtreler, birinci dereceden türev kullanılarak aşağıdaki Denklem 3.7 ile oluşturulabilir ⁸:

$$\frac{\partial f}{\partial x} = f(x + 1) - f(x) \quad (3.7)$$

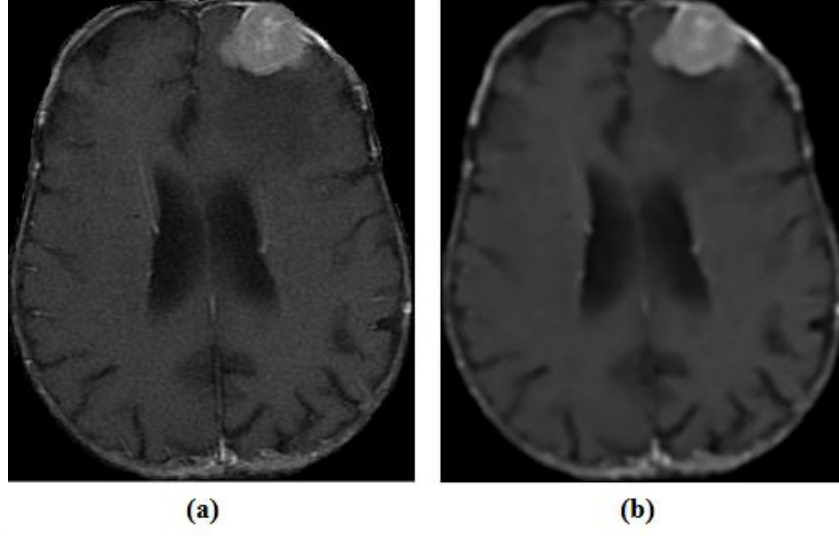
Yüksek frekansa sahip verileri ayıklamak için ise ikinci dereceden türeve sahip Denklem 3.8 ile kullanılabilir ⁸:

$$\frac{\partial^2 f}{\partial x^2} = f(x + 1) + f(x - 1) - 2f(x) \quad (3.8)$$

Çalışmada bu filtre kullanılarak görüntüde keskinleştirme işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu sayede görüntü üzerinde anlamlı detaylar vurgulanmış ve ön plana çıkarılmıştır.

Filtreye verilen parametre değerlerine göre filtrenin keskinleştirme etkisi değişmektedir. Bahsedilen bu parametrelerden biri keskinleştirme etkisinin gücü, diğeri ise standart sapma değeridir. Çeşitli denemeler yapılarak bu iki değer için standart sapma değeri için 4, keskinleştirme etkisi için kullanılan güç parametresi için de 1 değeri uygun görülmüştür. Şekil 3.11.d'deki sonuç bu değerler verilerek elde edilmiştir.

⁸ [http://ceng503.cankaya.edu.tr/uploads/files/file/Digital%20Image%20Processing-3\(1\).pdf](http://ceng503.cankaya.edu.tr/uploads/files/file/Digital%20Image%20Processing-3(1).pdf), Ziyaret Tarihi: 11.09.2018.



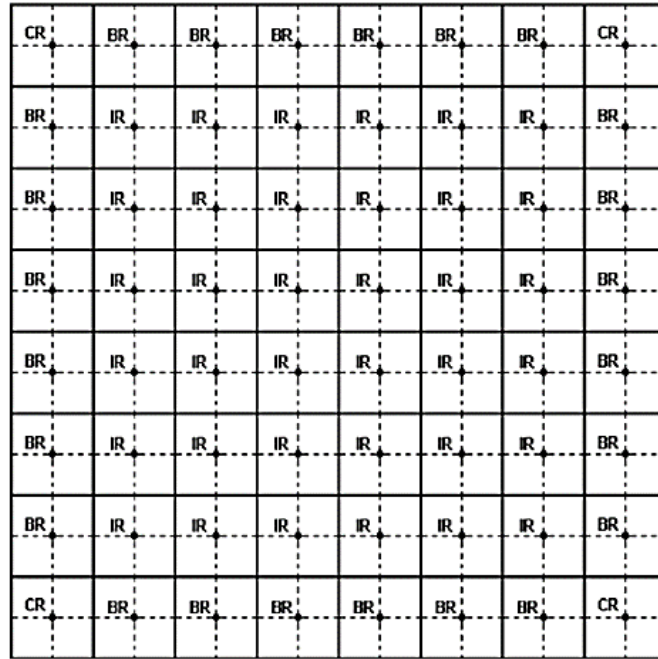
Şekil 3.11: a) Orijinal görüntü b) Önemli detayları vurgulanmış görüntü.

3.1.5. Kontrast İyileştirme (Contrast Enhancement)

Önceki aşamalarda MR görüntüsünde ilgilenilmek istenen bölgenin harici faktörlerden arındırılması sağlanmaya çalışıldı. Bu bölümde de belirlenen bölgenin kontrastı daha belirgin hale getirilme işlemi gerçekleştirilmiştir. Bunu yapabilmek için Kontrast Sınırlı Adaptif Histogram Eşitleme (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization - CLAHE) yöntemi kullanılmıştır.

Histogram eşitleme, tüm görüntü histogramı ile yoğunluk dinamik aralığı genişletilerek görüntünün kalitesini iyileştirebilen ve görüntü işlemede sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde öncelikle görüntü yoğunluk dağılımı normalize edilir. Bunun sonucunda da düzgün yoğunluk dağılımına sahip görüntüsü elde edilmiş ve iyileştirme işlemi gerçekleştirilmiş olur. Ama bu yöntemde bütün görüntünün yoğunluk dağılımı kullanıldığı için bu durum görüntüler ortalama yoğunluk seviyesine getirildiğinde soluk bir görüntüye neden olabilir (Kurt ve Nabiyev, 2010). Aynı zamanda küçük bir bölgede kalabalık bir yoğunluk dağılımına sahip görüntüler için de aynı durum gürültü oluşumuna sebep olabilir. Tüm bu sorunlara çözüm bulmak için adaptif histogram eşitleme yöntemleri bulunmuştur (Kurt ve Nabiyev, 2010).

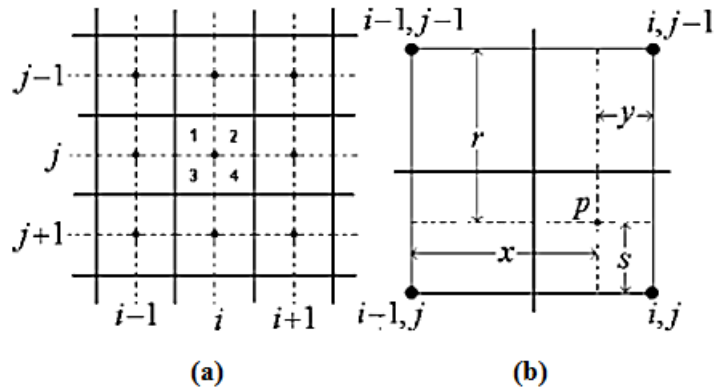
Adaptif histogram eşitleme, yerel veriler üzerinde iyileştirme işlemi yapan bir histogram eşitleme işlemidir. Bu yöntemde görüntü ızgara şeklindeki dikdörtgen bölgelere bölünür. Daha sonra ayrılan her bölgeye standart histogram eşitleme uygulanır. Bölge sayısı ve boyutlarının optimum değerleri görüntüden görüntüye farklılık göstermektedir (Kurt ve Nabiyev, 2010). Alt bölgelere ayrılan görüntü histogram eşitleme işleminden sonra bi-lineer enterpolasyon yöntemi de bu bölgelere uygulanarak iyileştirilmiş sonuç görüntüsü elde edilir. Fakat bu eşitleme yönteminde gürültü problemi oluşmuştur. Bu sorundan kurtulmak için homojen olan bölgeler için kontrast iyileştirme sınırlaması yapılması gereklidir. Bunu sağlamak için de Pizer (1987) tarafından kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme yöntemi geliştirilmiştir (Kurt ve Nabiyev, 2010). Şekil 3.12’de görüntünün karesel bölgelere ayrılmış yapısı gösterilmektedir. Şekildeki CR bölgeleri köşeleri, BR bölgeleri kenarları ve IR bölgeleri de diğer iki bölge dışında kalan iç bölgeyi temsil etmektedir.



Şekil 3.12: 512×512’lik görüntünün karesel bölgelere ayrılmış yapısı (Kurt ve Nabiyev, 2010).

Kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme yönteminde ilk olarak her bölgenin histogramı hesaplanır ve istenilen kontrast genişlik sınırına bağlı olarak histogramların kırılması amacıyla kırma sınır değeri bulunur. Bulunan bu kırma değerini aşmayacak biçimde her histogram yeniden dağıtılır. En sonunda gri seviye olarak haritalama yapmak için daha önceden elde

edilen kontrast sınırlı histogramların kümülatif dağılım fonksiyonları (cumulative distribution functions - CDF) belirlenir. Bu yöntemde pikseller, dört tarafındaki en yakın komşuları kullanılarak haritalanma işlemi gerçekleştirilir. Bi-linear enterpolasyon, alt bölgelerin birleştirilmesi işlemi yapar. Bölgeler komşuluk durumlarına göre Şekil 3.12'deki gibi IR (Inside Region), CR (Corner Region) ve BR (Border Region) olan üç gruba ayrılır. Bölgelerin her biri dört çeyrek parça şeklinde kabul edilir. Bu durumda, Şekil 3.13'de IR grubunda bulunan her bölgenin her çeyreği dört komşuya sahiptir (Kurt ve Nabiyev, 2010).



Şekil 3.13: a) Bir IR bölgesi komşuları ile b) (i, j) bölgesinin 1. çeyreği ve ona en yakın dört bölge ile ilişkileri (Kurt ve Nabiyev, 2010).

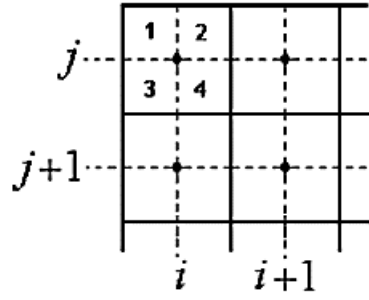
IR grubundaki bölgelere ait piksellerin yeni değerleri Denklem 3.9 ile hesaplanır (Kurt ve Nabiyev, 2010). Denklemde bulunan p_1 , IR grubu bölgesindeki bir pikseli ve p_2 ise hesaplama sonucu pikselin yeni değerini ifade eder.

$$p_2 = \frac{s}{r+s} \times \left(\frac{y}{x+y} f_{i-1,j-1}(p_1) + \frac{x}{x+y} f_{i,j-1}(p_1) \right) + \frac{r}{r+s} \times \left(\frac{y}{x+y} \times f_{i-1,j}(p_1) + \frac{x}{x+y} f_{i,j}(p_1) \right) \quad (3.9)$$

BR grubunda bulunan bölgeler için komşuluk yapısı değişiklik göstermektedir. Bu grubun en sağdaki bölgelerin 1. ve 3. çeyreğinde bulunan piksellerin komşuluk yapıları IR'dekilerle aynıken, 2. ve 4. çeyreğindeki için farklıdır. BR grubunun 2. ve 4. çeyreklerinin yeni piksel değerleri Denklem 3.10 ile hesaplanır. Bahsedilen durum BR grubunun en solundaki bölgeler için de tam tersi şekildedir (Kurt ve Nabiyev, 2010).

$$p_2 = \frac{s}{r+s} \times f_{i,j-1}(p_1) + \frac{r}{r+s} \times f_{i,j}(p_1) \quad (3.10)$$

Şekil 3.14’de komşuları ile birlikte gösterilen CR grubunda bulunan bölgelerde farklı çeyrekler farklı özelliklere sahiptir. Bu grubun 1. çeyreğindeki diğerlerinden oldukça farklıdır. Bunun nedeni ise diğer hiç bir bölge ile komşuluklarının olmamasıdır. 4. çeyrekte, IR grubundaki bölgelere benzer bir komşuluk vardır. 2. ve 3. çeyrekteki piksellerde ise BR bölgelerinde bulunan iki yan çeyreğe benzer bir komşuluğa sahiptirler (Kurt ve Nabyev, 2010).



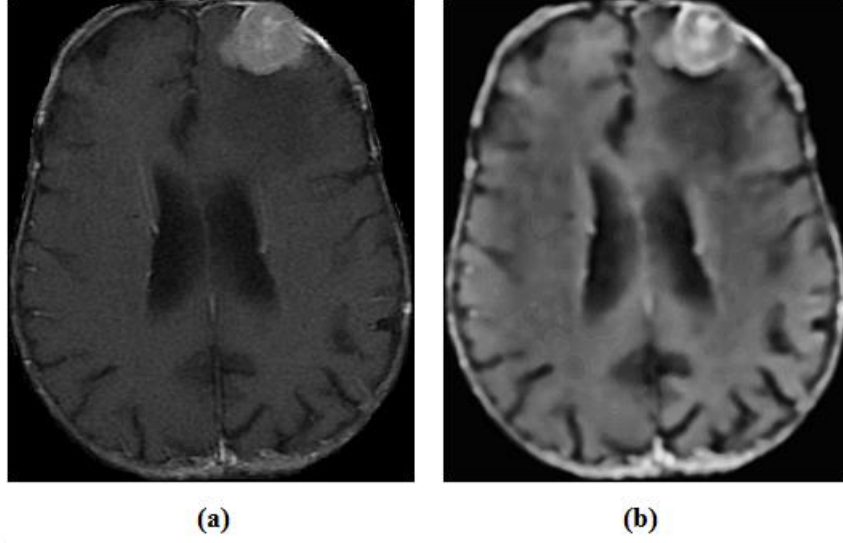
Şekil 3.14: CR Grubu Bölgesi ve Komşulukları (Kurt ve Nabyev, 2010).

Herhangi bir bölge ile komşuluğu olmayan 1. çeyrekteki piksellerin değerinde bir değişiklik olmaz (Kurt ve Nabyev, 2010). Bu durum Denklem 3.11 ile ifade edilmiştir.

$$p_2 = f_{i,j}(p_1) \quad (3.11)$$

Her bölge için bu şekilde gri seviye haritalama yapılarak sonuç görüntüsü elde edilir (Kurt ve Nabyev, 2010).

Şekil 3.15’de bu yöntem kullanılarak kontrastı iyileştirilmiş görüntü örneği gösterilmektedir.



Şekil 3.15: a) Orijinal MR görüntüsü b) Kontrastı iyileştirilmiş MR görüntüsü.

3.1.6. Görüntüleri Aşındırma (Image Erosion)

Görüntüleri şekillerine bağlı olarak işleyen görüntü işleme işlemine morfoloji denir. Morfolojik işlemlerle giriş olarak alınan bir görüntüye yapı elemanı uygulanarak giriş görüntüsü ile aynı boyuta sahip bir görüntü çıktısı elde edilir. Böyle bir işlemde çıktı görüntüsünün her bir pikselinin değeri, komşuları ile giriş görüntüsüne karşılık gelen piksellerin karşılaştırılması ile elde edilir. Komşuluğun boyutu ve şekli seçilerek, giriş görüntüsünde belirli şekillere duyarlı morfolojik bir işlem oluşturulabilir⁹.

Dilation(genişleme, genleşme) ve aşındırma en temel morfolojik operasyonlardır. Dilation, görüntüdeki nesne sınırlarına pikseller ekleyerek genişletme işlemi yapar⁹. Aşındırma ise, görüntüdeki nesnenin sınırlarındaki pikselleri yok ederek daraltma işlemi yapar. Nesnelere eklenen ya da çıkarılan piksel sayısı, işlemde kullanılan yapılandırma elemanının boyutu ve şekline bağlı olarak değişiklik gösterir⁹.

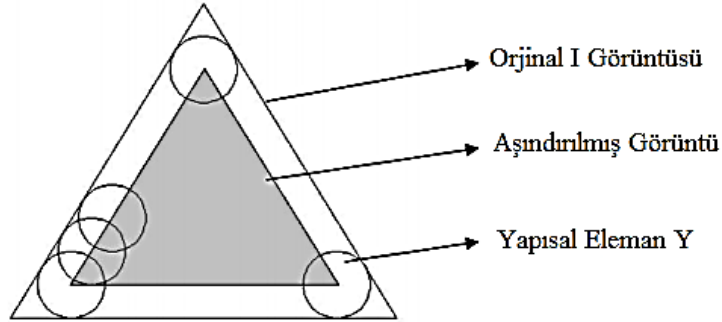
⁹ Mathworks, <https://www.mathworks.com/help/images/morphological-dilation-and-erosion.html>, Ziyaret Tarihi: 12.09.2018.

Bu iki morfolojik işlemde, çıktı görüntüsündeki bir pikselin durumu, giriş görüntüsündeki ilgililenen piksele ve onun komşularına belirli kurallar dizisi uygulanarak belirlenir. Uygulanan bu kurallara göre aşındırma ya da genişleme işlemi olarak tanımlanır ⁹.

Aşındırma, ikili bir görüntüdeki nesnelerin inceltilmesi veya küçültülmesi için kullanılan bir işlemdir. Kullanılan yapısal eleman aşındırma miktarını belirleyen bir faktördür. Yapısal eleman miktarınca görüntüde bulunan nesne sınırları geri çekilir. Bu şekilde imge küçültülmüş olur. Aşındırma işlemi görüntülerde birbirine değen imgeleri ayırmak için kullanılabilir. İki seviyeli bir I görüntüsünün Y yapısal elemanı ile aşındırılma Denklem 3.12'deki kurala göre yapılmaktadır (Özçelik, 2012).

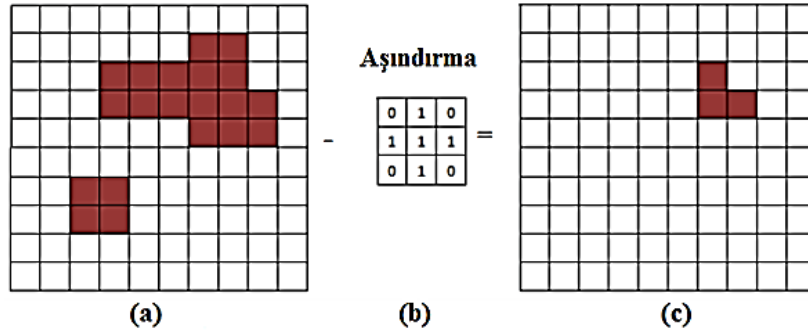
$$I \ominus Y = \{x: Y + x < I\} \quad (3.12)$$

Şekil 3.16'da; I orijinal üçgen görüntüsünü, Y 'de dairesel yapısal elemanını ifade eder. I 'nın Y ile aşındırılması işlemi sonucunda büyük üçgen içerisindeki taralı küçük üçgen elde edilmiştir (Özçelik, 2012).



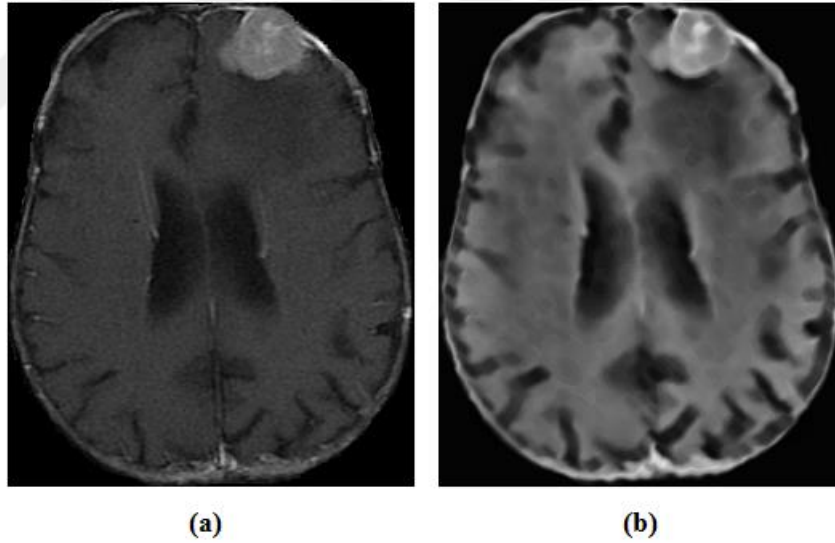
Şekil 3.16: Aşındırma İşlemi (Özçelik, 2012).

Şekil 3.17'de ise verilen yapısal elemana göre aşındırma işlemi ve sonucu gösterilmektedir.



Şekil 3.17: Pikseller üzerindeki aşındırma işlemi gösterimi **a)** orijinal görüntü **b)** yapısal eleman **c)** sonuç görüntüsü (Özçelik, 2012).

Kontrastı iyileştirilen görüntüden bölge eksiltilmesi ya da varolan bölgelerin daraltılması amacıyla aşındırma işlemi uygulanmıştır. Şekil 3.18.b’de aşındırma işlemi sonucunda oluşan görüntü verilmektedir.



Şekil 3.18: **a)** Orijinal MR görüntüsü **b)** Aşındırılmış MR görüntüsü.

3.1.7. MR Görüntülerindeki Gereksiz Detayların Kaldırılması (Removal of Unnecessary Details)

Lineer olmayan uzaysal filtrelere düzenli istatistik filtreleri denir (Toprak, 2006). Bu filtrelerin yanıtları filtre tarafından kapsanan alan içindeki görüntü piksellerinin sıralanması mantığına

göre çalışır. Sonrasında merkezde olan piksel değeri sıralama ile belirlenen sonuç değeri yerine geçirilir. Ortanca filtre de bu kategorideki en iyi bilinen örnektir ve bir piksel değerini o piksele komşu kısımlardaki gri seviyelerin medyanları ile değiştirir. Ortanca filtre oldukça popüler bir filtredir. Sebebi belli bazı rastgele gürültü için bu filtre harika bir gürültü azaltma kabiliyetine sahiptir ve benzeri olan diğer lineer düzeltme filtreleri ile karşılaştırıldığında daha az bulanıklığa sebep olur (Toprak, 2006).

Ortanca filtre, doğrusal olmayan bir filtredir. Bu filtre lineer filtreleme tekniklerine göre daha seçici sonuçlar elde etmek konusunda yardımcı olur (Toprak, 2006).

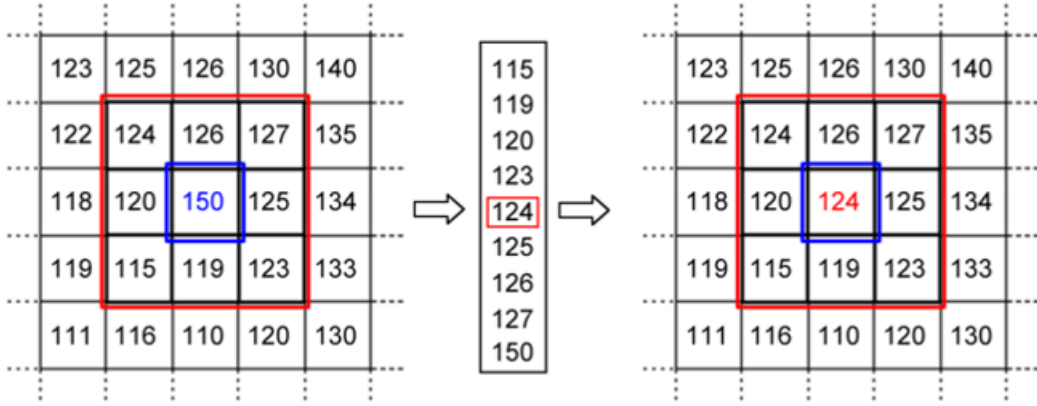
Ortanca filtre, bir dereceye kadar gürültüyü kenarlar ve çizgiler gibi görüntünün kendine has özelliklerinden ayırabilen etkili bir yöntemdir. Denklem 3.13'de ortanca filtrenin işleyişi gösterilmektedir. Buna göre, ortanca filtre bir k komşuluğundaki tüm piksellerin ortalamasını almak yerine bir pikselin ortanca yerine geçmesi işlemini yapar (Wang, 2014).

$$y[a, b] = \text{med}\{x[i, j], (i, j) \in k\} \quad (3.13)$$

Denklemdaki k kullanıcı tarafından tanımlanan komşuluğu, $[a, b]$ görüntüdeki merkez konumu ifade eder (Wang, 2014).

Bu filtre yaygın olarak Medyan filtresi (Orta Değer filtresi) (Median filtering), Sıralama filtresi (Rank filtering) isimleri ile kullanılır. Ortanca filtre ortalama filtreyle (mean filter) benzer şekilde görüntülerdeki gürültüyü azaltmak amacıyla kullanılmaktadır. Fakat ortalama filtreyle karşılaştırıldığında görüntü detaylarını saklaması konusunda daha başarılıdır. Ortanca filtre de ortalama filtre gibi piksel değeri hesabı için ilgilenilen pikselin yakınındaki komşularını kullanır. Ancak ortalama filtresindeki gibi piksel değerini komşu piksel değerlerinin ortalaması ile değiştirmez. Bunun yerine komşu pikselleri sıralayarak sıranın ortasındaki değeri alır. İncelenen bölgede çift sayı olması durumunda orta değer olarak sıranın ortasında bulunan iki pikselin ortalama değeri alınır. Şekil 3.19'da ortadaki piksele göre işlemler yapıldığında bu pikselin değeri olan 150'nin etrafındaki pikselleri iyi temsil etmediği görülebilir (Çayıroğlu, 2018). Bu pikselin değerini değiştirme işleminde ilk olarak etrafındaki pikseller sıraya dizilir.

Bunun sonucunda (115, 119, 120, 123, 124, 125, 126, 127,150) şekilde bir sıra oluşur. 124 sayısı, bu değerlerin ortasındaki sayıdır. Bu sebeple 150 sayısı yerine 124 sayısı gelir. Bu şekilde 124 sayısı artık medyan sayısı(orta değer) haline gelir. Bu örnekte kullanılan şablon 3x3 piksel boyutlarındadır. Şablonların daha büyük seçilmesi daha fazla yumuşatmaya neden olur (Çayıroğlu, 2018).



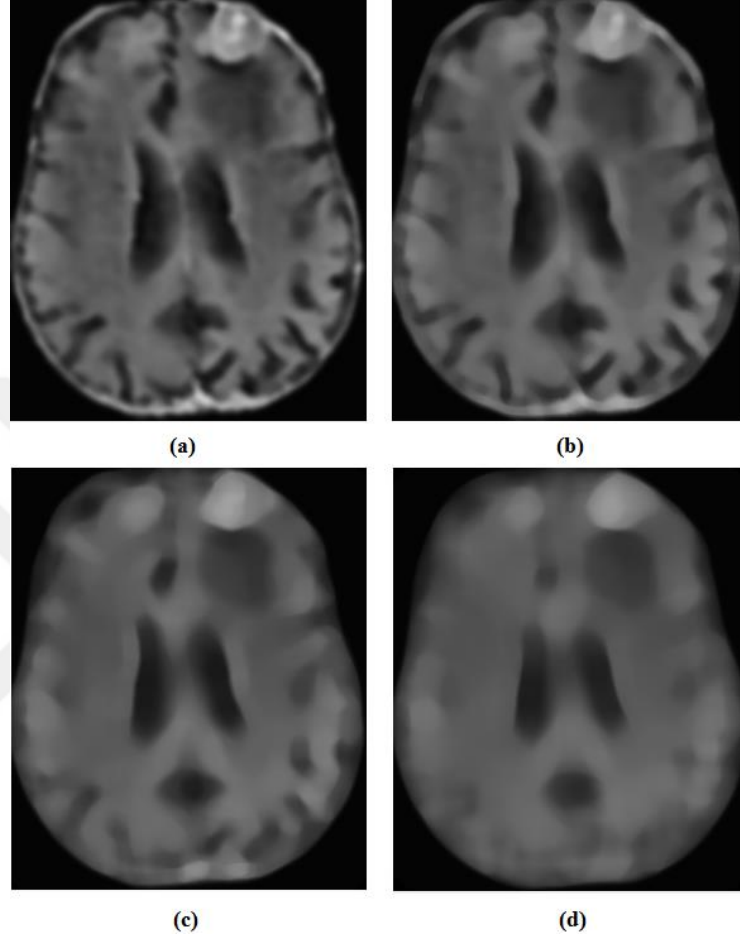
Şekil 3.19: Median Filtre Örneği (Çayıroğlu, 2018).

Ortanca filtre ortalama filtre ile karşılaştırıldığında iki avantaja sahiptir (Çayıroğlu, 2018).

1. Ortanca filtredeki orta değeri kullanma durumu, ortalama filtredeki ortalama değeri kullanma durumuna göre daha güçlü bir şablon oluşturmayı sağlar. Bu sayede uzak bir piksel sıralanan dizinin uçlarında kalacağı için orada bulunan komşuların genel temsilini etkilemesinin önüne geçilmiş olur (Çayıroğlu, 2018).
2. Komşu piksellerin değerlerinden biri olması gereken orta değer, kenar boyunca hareket ettirildiğinde gerçek olmayan herhangi bir piksel değeri oluşturmaz. Bu sebeptendir ki ortanca filtre keskin olan kenarları ortalama filtreye göre daha iyi korur. Bu durumu örnek verilecek olursa, siyah-beyaz bir sınırdaki ortada bulunan değerlerin siyah ya da beyaz olmak üzere iki ihtimali vardır. Bu ikisinin ortalaması olan gri olma ihtimali yoktur. Bu yüzden kenardaki keskinlik kaybolmayacaktır (Çayıroğlu, 2018).

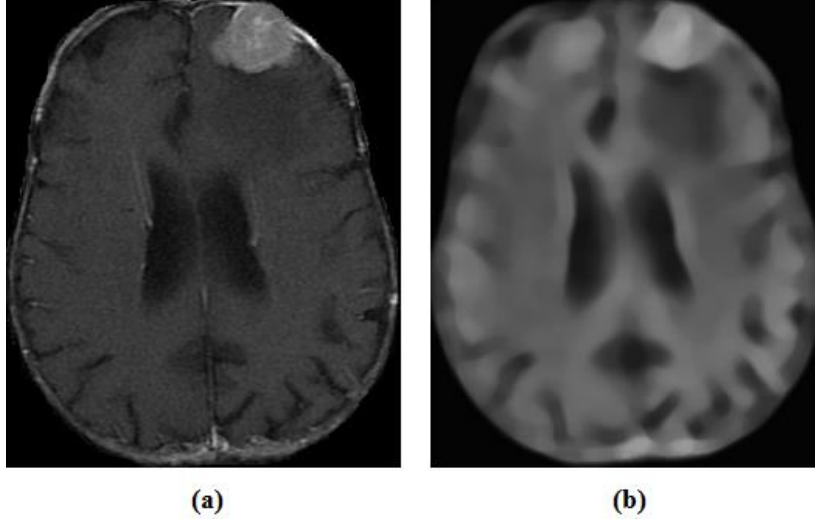
Aşındırılmış görüntüye medyan filtre uygulanarak MR görüntüleri üzerindeki gereksiz olan aşırı detaylar kaldırılmış ve daha sade bir görüntü elde edilmiştir.

Medyan filtrenin boyutunu belirlemek için çeşitli denemeler yapılmıştır. Şekil 3.20’de bu denemelerden bazılarının sonuçları verilmiştir.



Şekil 3.20: Filtre boyutları **a)** [2, 2] **b)** [10, 10] **c)** [20, 20] **d)** [30, 30] olarak seçildiğinde oluşan sonuçlar.

Şekil 3.20’deki denemeler sonucunda kullanılan filtre [15, 15] boyutunda bir medyan filtre olarak belirlenmiştir. Şekil 3.21.b’de bu boyuta sahip filtrenin uygulanmasının sonucu görülmektedir.



Şekil 3.21: a) Orijinal MR görüntüsü b) Gereksiz detayları kaldırılmış MR görüntüsü.

3.2. BÖLÜTLEME (SEGMENTATION)

3.2.1. Sıra İstatistikleri İle İşaretlenmiş Watershed Dönüşümü ile MR Görüntülerinin Bölütlenmesi (Image Segmentation with Order Statistics Marked Watershed Transform)

Sıra istatistikleri filtreleri istatistikçiler tarafından uzun zamandır L-tahmincisi(L-estimator) olarak bilinmektedir. Fakat Bovik ve arkadaşları (1983) tarafından görüntü işleme sorunlarına yeni bir isim verilerek uygulanmıştır (Veldhuizen, 1998).

Sıra istatistikleri filtresi, görüntülerdeki pikselleri sıralayan ve doğrusal olmayan konumsal (uzaysal, uzamsal) filtrelerdir. Bir filtreleme algoritmasında piksel piksel çalışmayı sağlamak amacıyla genellikle kayar pencere tekniği kullanılır. Pikselin beklenen değeri hakkındaki birçok bilgi, merkez pikselin komşusundan edinilen yerel istatistikler ile elde edilir. Komşudan elde edilen bu veriler sıralandığında sıralı istatistiksel bilgilere erişilmiş olur. Daha sonra da bu sıra istatistik vektörü sonlu bir darbe tepkisi (Finite Impulse Response - FIR) filtresine uygulanır ve genel şema bir sıra istatistik filtresine (Order statistics filter - OSF) dönüşür. Bu filtreler, sıralanan listedeki değerleri nasıl seçtiklerine bağlı olarak değişiklik gösterirler (Stella ve Trivedi, 2012).

Sıralama istatistikleri, bir X değişkeninin X_1, X_2, \dots, X_N olan N tane rastgele değerine göre $\{X_i\}$ 'nin artan şekilde sıralanmasıyla bulunur. Bu $X_1 \leq X_2 \leq \dots \leq X_N$ şeklinde değerlere sahip

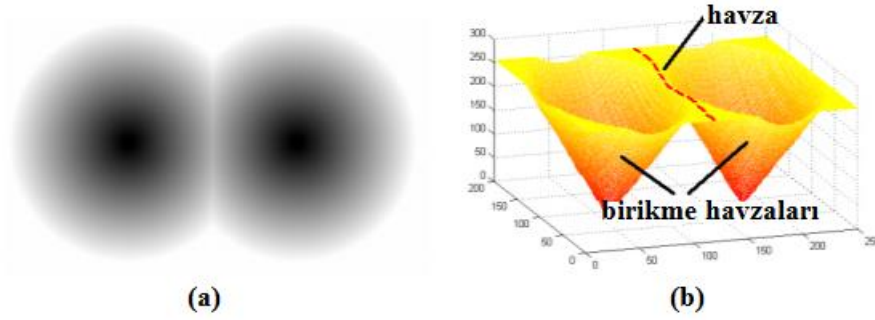
bir $\{X_i\}$ tahmin edicisini üretir. $\{X_i\}$, N adet gözlemden oluşan sıra istatistikleridir. Sıra istatistikleri filtresi, Denklem 3.14'de sıra istatistiğinin lineer (doğrusal) bir kombinasyonunu kullanan X 'in ortalaması olan bir $F(X_1, X_2, \dots, X_N)$ tahmincisi olan filtreye denir (Veldhuizen, 1998).

$$F(X_1, X_2, \dots, X_N) = \alpha_1 X_{(1)} + \alpha_2 X_{(2)} + \dots + \alpha_N X_{(N)} \quad (3.14)$$

Sıra istatistikleri filtresi ile beyin MR bölgelerinin işaretlenmesi işlemi yapılmıştır. Bu işlem watershed dönüşümünün başlangıç aşaması olarak kabul edilerek bölütleme işlemini yapmasını kolaylaştırmak ve daha iyi sonuçlar elde edilmesini sağlamak için kullanılmıştır.

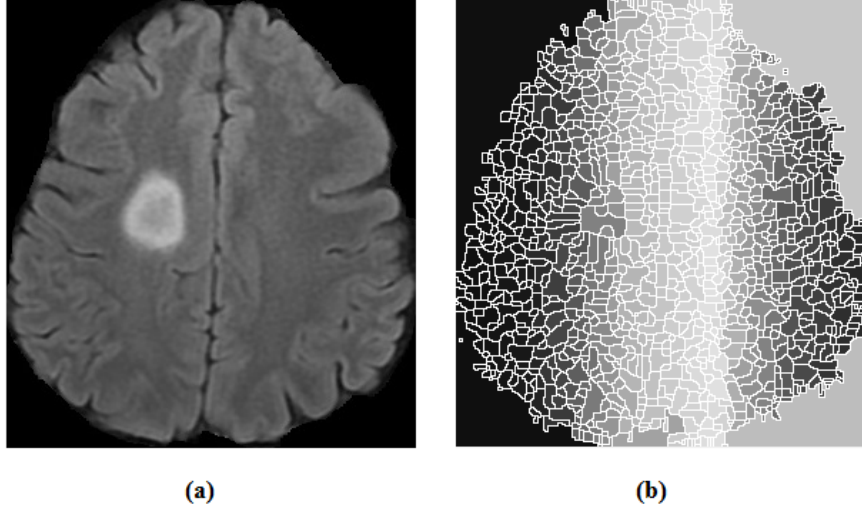
Watershed kelime manası olarak iki nehir arasındaki kara parçası anlamına gelir. Görüntü işlemede kullanılan her bir görüntü de gri seviyelerine bağlı olarak topografik bir yüzey gibi varsayılabilir. Daha sonra bu yüzeyler minimum noktalarından itibaren su ile doldurulursa ve aynı zamanda da diğer kaynaklardaki sularla karışmalarına engel olunursa watershed çizgileri oluşur (Yüksel, 2008).

Watershed dönüşümü, görüntü işlemedeki segmentasyon problemini çözme konusunda büyük önem taşır. Eşikleme (thresholding) ve deforme olabilen modeller, basit görüntülerde iyi çalışır. Fakat kümelenmiş ya da örtüşen hücrelere sahip görüntülerde güçleri zayıflar ve belirsiz sonuçlar elde edilir. Bu yüzden bu tip görüntülerde segmentasyon yapmak istenirse watershed dönüşümü devreye girer (Arslan, 2012). Şekil 3.22'de gri seviye sentetik bir görüntü ve bu görüntünün piksel yoğunluğuna göre oluşturulmuş üç boyutlu yüzey grafiği gösterilmektedir. Şekil 3.22.b'de kırmızı kesik çizgiler ile havzaların birleşme bölgesi ifade edilmeye çalışılmıştır.



Şekil 3.22: a) Gri seviye sentetik görüntü **b)** Piksel yoğunluğu artışına bağlı olarak boşluktaki noktaların renklerinin sarıya dönüştüğü üç boyutlu yüzey grafiği (Arslan, 2012).

Kolay anlaşılabilir ve aynı zamanda da uygulaması da basit olan watershed dönüşümü birbirinden farklı birçok görüntü bölütleme uygulamasında kullanılabilir. Bunun yanı sıra paralel algoritmalar ile birlikte de uygulanabilir. Fakat watershed dönüşümünün önemli dezavantajları vardır. Su birikintilerinin her biri ayrı bir watershed bölgesi oluşturacağı için aşırı bölütlemeye neden olur. Bu yüzden de gürültüye karşı daha çok duyarlılık göstermektedir. Bunun yanı sıra bu dönüşüm, zayıf kenarlar ile düşük sinyal gürültü oranına sahip bölgelerde bölütleme işlemi konusunda yetersiz gelmektedir. Şekil 3.23’de beyin MR görüntüsünün watershed dönüşümü ile bölütlenmesi sonucu görülmektedir (Yüksel, 2008).



Şekil 3.23: a) Orijinal Beyin MR Görüntüsü b) Watershed dönüşümü sonrası MR görüntüsü.

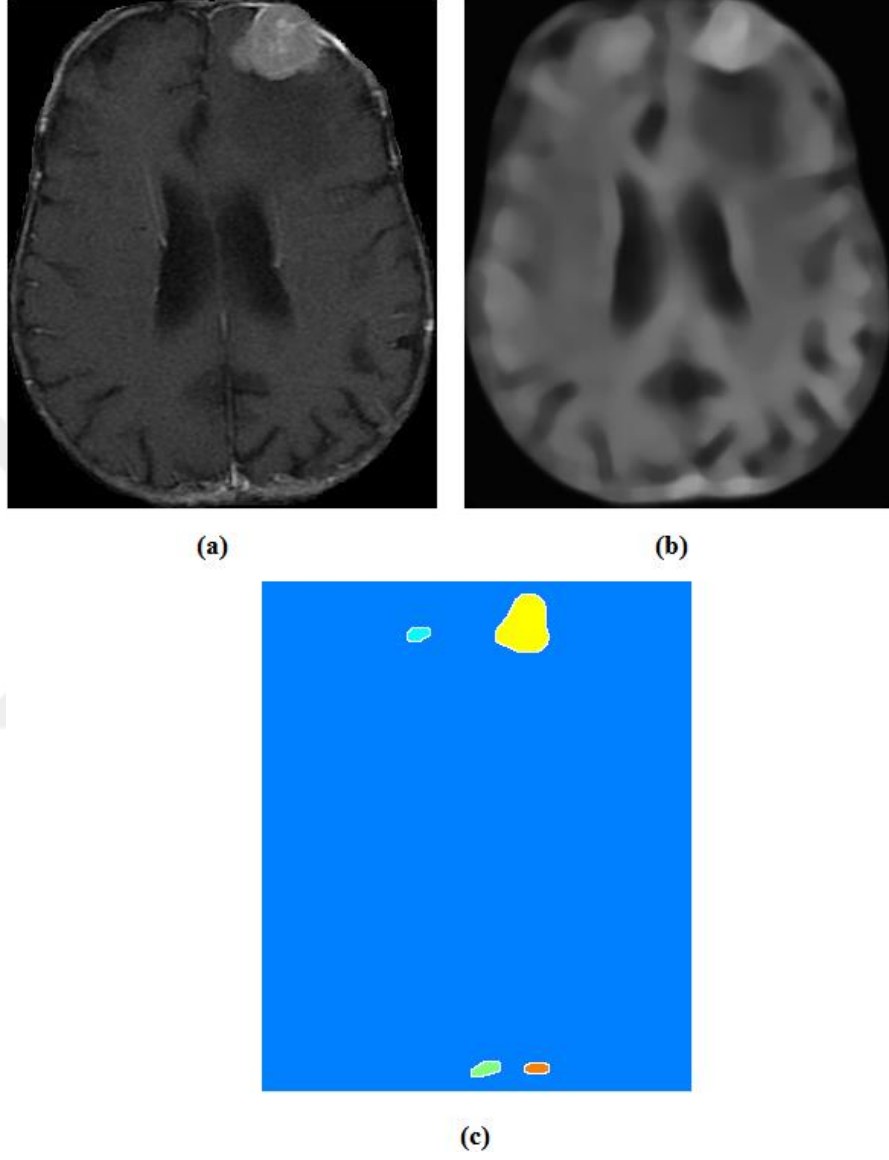
Watershed dönüşümünün algoritmik bir tanımını, Vincent ve Soille (1990) geliştirmiştir. I , gri seviye bir görüntü olarak kabul edilsin. w_{min} ve w_{max} da I 'nin en küçük ve en büyük değerleri olsun. w , gri seviyesine sahip w_{min} 'den w_{max} 'a bir özyineleme tanımlanır. Bu özyinelemede ilk başta X_w olan havza kümesi, w_{min} değerine sahip noktalar kümesi olan $T_{w_{min}}$ 'e eşit alınır. Sonrasında aynı havza kümesi, T_{w+1} eşik kümesi içerisindeki $(IZ_{T_{w+1}(I)}(X_w))$ olan etki alanına göre ardışıl olarak genişletilme işlemi yapılır (Topaloğlu ve Gangal, 2014).

$$X_{w+1} = MIN_{w+1} \cup IZ_{T_{w+1}(f)}(X_w), \forall w \in [w_{min}, w_{max} - 1] \quad (3.15)$$

MIN_w , w yüksekliğinde bulunan minimuma ait noktalar kümesini, özyineleme işleminden elde edilen $X_{w_{max}}$ ise, I imgesinin havzalar kümesini belirtir. Sonuç olarak watershed dönüşümü Denklem 3.15'deki gibi $X_{w_{max}}$ olan havzalar kümesinin I imgesi içindeki tümleyeni olarak ifade edilmiş olur (Topaloğlu ve Gangal, 2014).

Sıra istatistikleri ile işaretlenen beyin MR bölgeleri watershed dönüşümüne girdi olarak verilmiştir. Daha önce bahsedildiği gibi watershed dönüşümünün en önemli sorunu olan fazla bölütleme (oversegmentation) problemi önışleme ve sıra istatistikleri ile işaretlenmiş watershed

dönüşümü sayesinde ortadan kaldırılmıştır. Watershed uygulamasından sonra görüntü renkli görüntüye çevrilmiştir. Şekil 3.24’de uygulanan işlemlerin sonuçları gösterilmektedir.

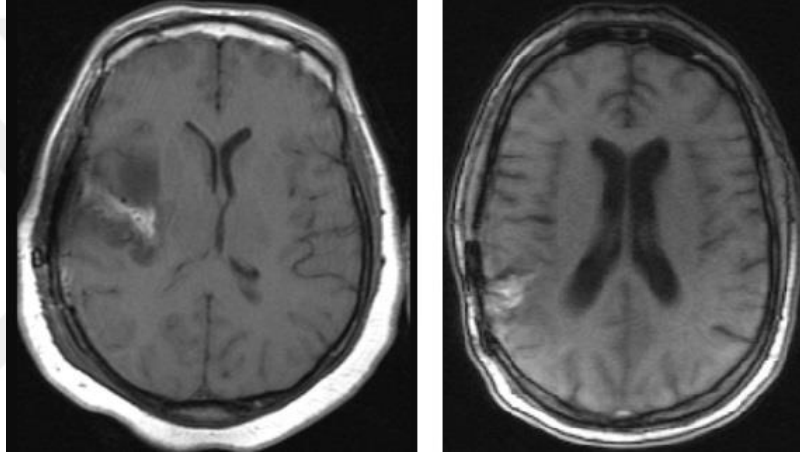


Şekil 3.24: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işleme yapılmış MR görüntüsü c) Bölütlenmiş MR görüntüsü.

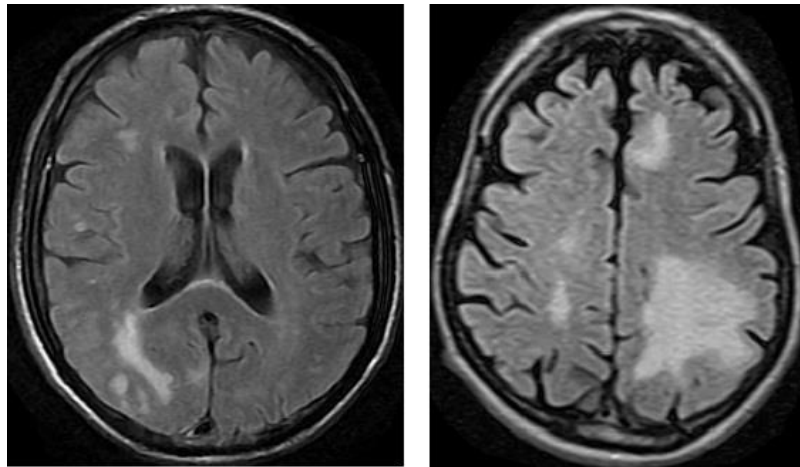
4. BULGULAR

4.1. VERİ SETİ

Bu tez çalışmasında ön işleme, segmentasyon ve bölütleme işlemlerini uygulamak için RIDER, REMBRANDT açık kaynak veritabanları ve Medikal Park Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nden alınan 45 adet beyin MR görüntüsü elde edilmiştir. MR görüntüleri arasından beynin aksiyal kesitine ait görüntüler kullanılmıştır. Bahsedilen MR görüntülerine ait örnekler Şekil 4.1 ve Şekil 4.2'de gösterilmektedir.



Şekil 4.1: RIDER ve REMBRANDT veri setlerinden örnek MR görüntüleri.

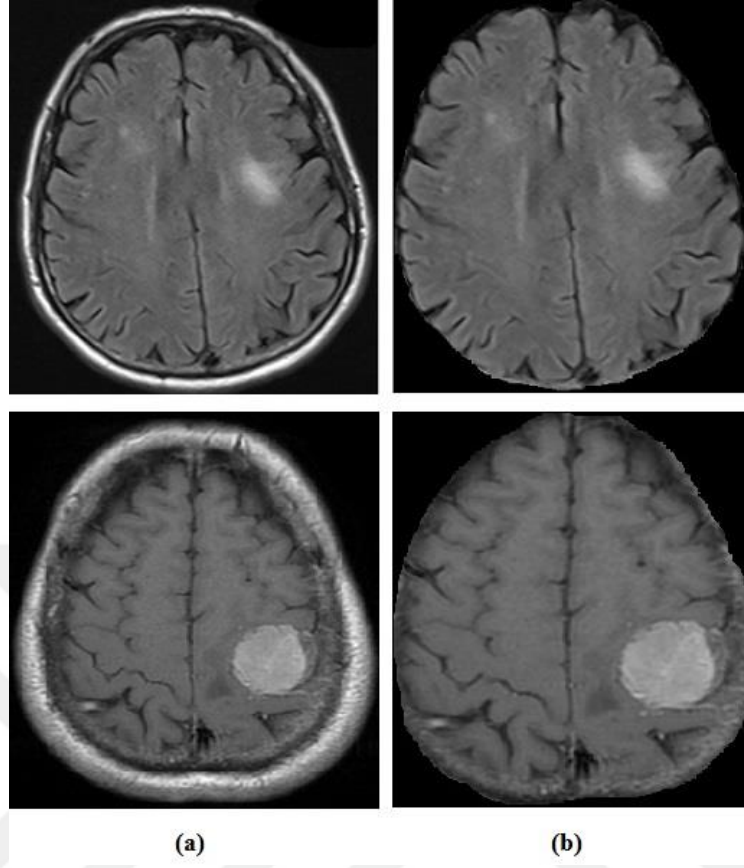


Şekil 4.2: Medikal Park Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nden edinilen veri setinden örnek MR görüntüleri.

4.2. MR GÖRÜNTÜLERİNİN ÖN İŞLENMESİ (PREPROCESSING)

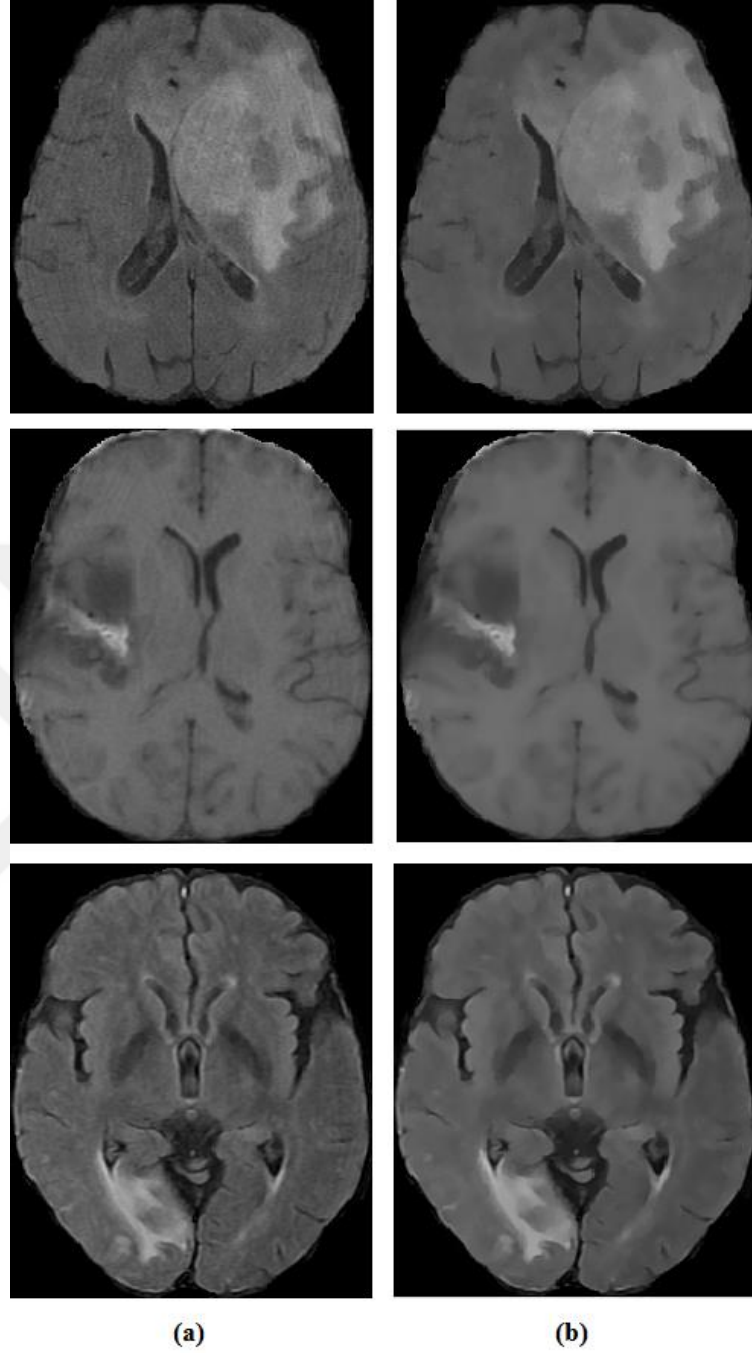
Ön işleme safhasında MR görüntülerinde farklı nedenlerden kaynaklanabilecek gürültü, bulanıklık gibi görüntünün yapısını bozan faktörlerden arındırmak, kontrast düzeltmeleri yapmak ve segmentasyonun daha iyi sonuçlar verebileceği bir forma getirilmeye çalışılmıştır. Tüm bu amaçlar için de sırasıyla kafatası çıkarımı, çift yönlü filtre, gauss filtre, yüksek geçiren filtre, kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme, aşındırma ve medyan filtre uygulanmıştır. Uygulanan bu yöntemler sonucunda görüntüler yapılarını bozan faktörlerden kurtulmuş ve kitle tespiti için yapılacak olan diğer işlemlerin uygulanması için daha uygun bir hale getirilmiştir.

Ön işleme işlemlerinden ilki olan kafatası çıkarımı ile beyin MR görüntülerinde tümör bulunmayan kafatası bölgesi atılmıştır. Şekil 4.3.b'de kafatası çıkarılmış görüntülerden bazıları gösterilmektedir.



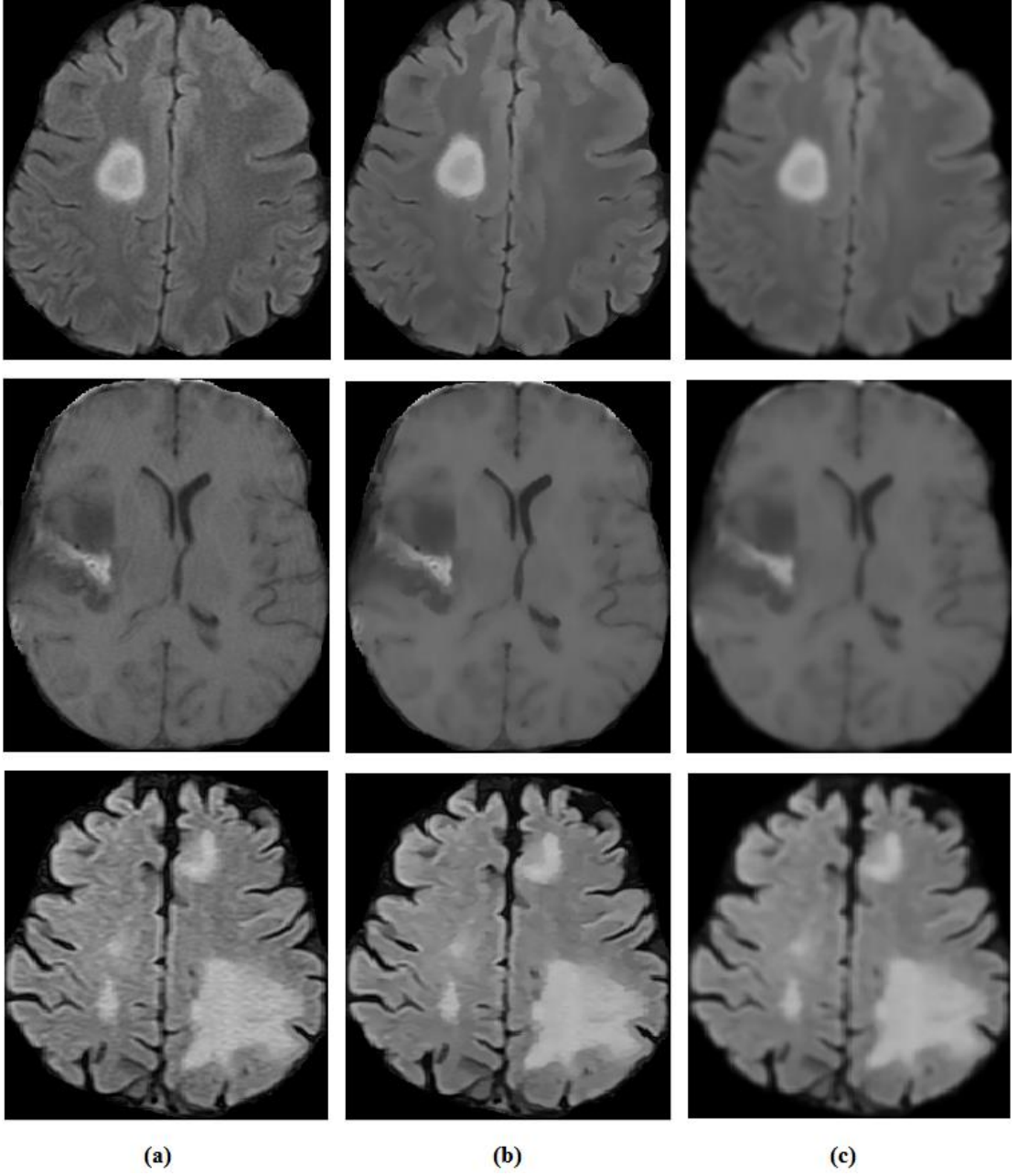
Şekil 4.3: a) Orijinal MR görüntüleri b) Kafatası çıkarılmış MR görüntüleri.

Kafatası çıkarılmış beyin MR görüntülerine ikinci bir ön işleme yöntemi olarak çift yönlü filtre (bilateral filter) uygulanmıştır. Bu filtre ile görüntüler varolan gürültülerinden temizlenmiştir. Şekil 4.4.b’de çift yönlü filtre uygulaması sonucunda görüntülerde oluşan sonuçlar verilmiştir.



Şekil 4.4: a) Kafatası çıkarılmış MR görüntüleri b) Gürültüleri temizlenmiş MR görüntüleri.

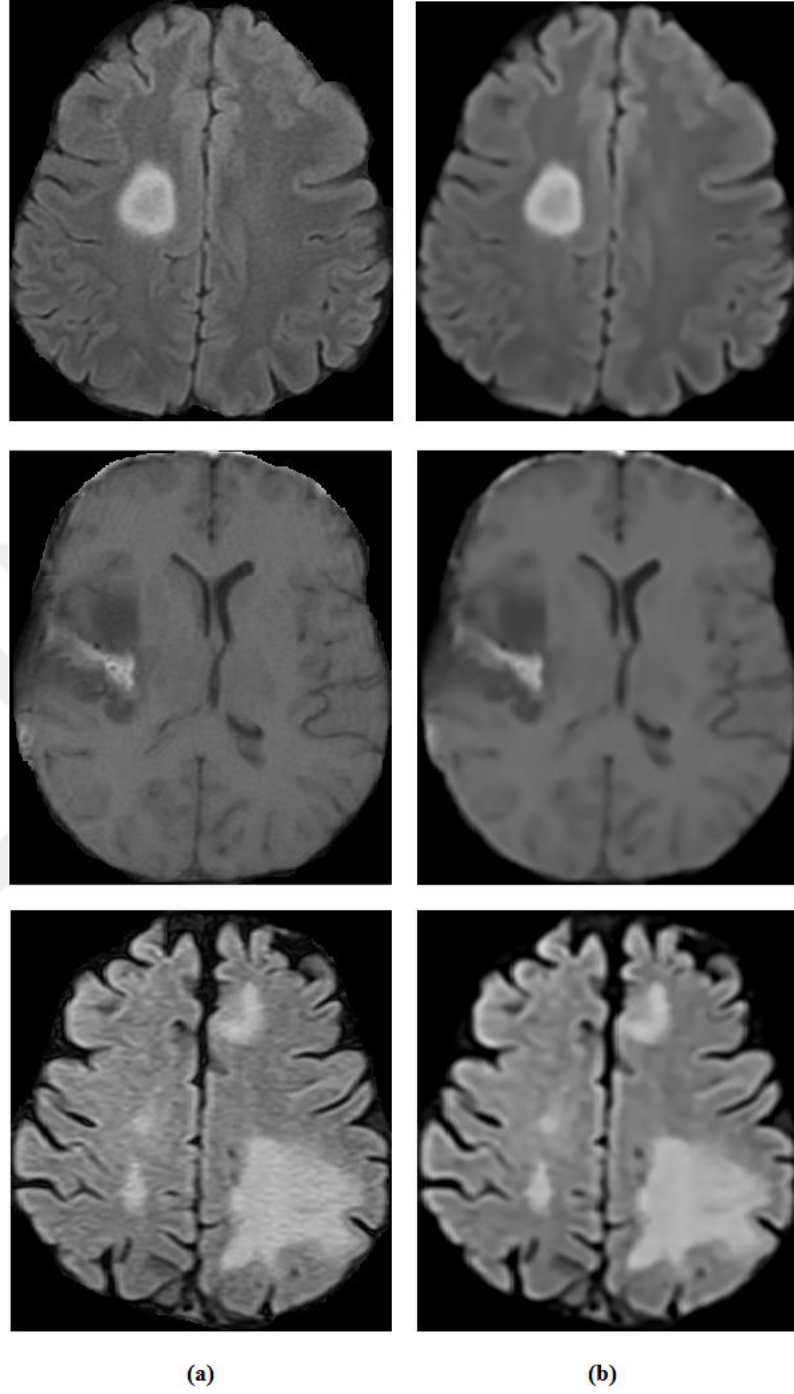
Çift yönlü filtre uygulamasından sonra MR görüntülerindeki gereksiz detayları ortadan kaldırmak için gauss filtresi kullanılmıştır. Şekil 4.5.c'de gauss filtresi uygulandıktan sonra MR görüntülerindeki değişimler görülebilmektedir.



Şekil 4.5: a) Orijinal MR görüntüleri b) Gürültüleri temizlenmiş MR görüntüleri c) Bulanıklaştırılmış MR görüntüleri.

MR görüntülerindeki fazla detayların ortadan kaldırılmasından sonra kalan kısımları daha belirgin hale getirebilmek için görüntüleri yüksek geçiren filtre uygulanmıştır.

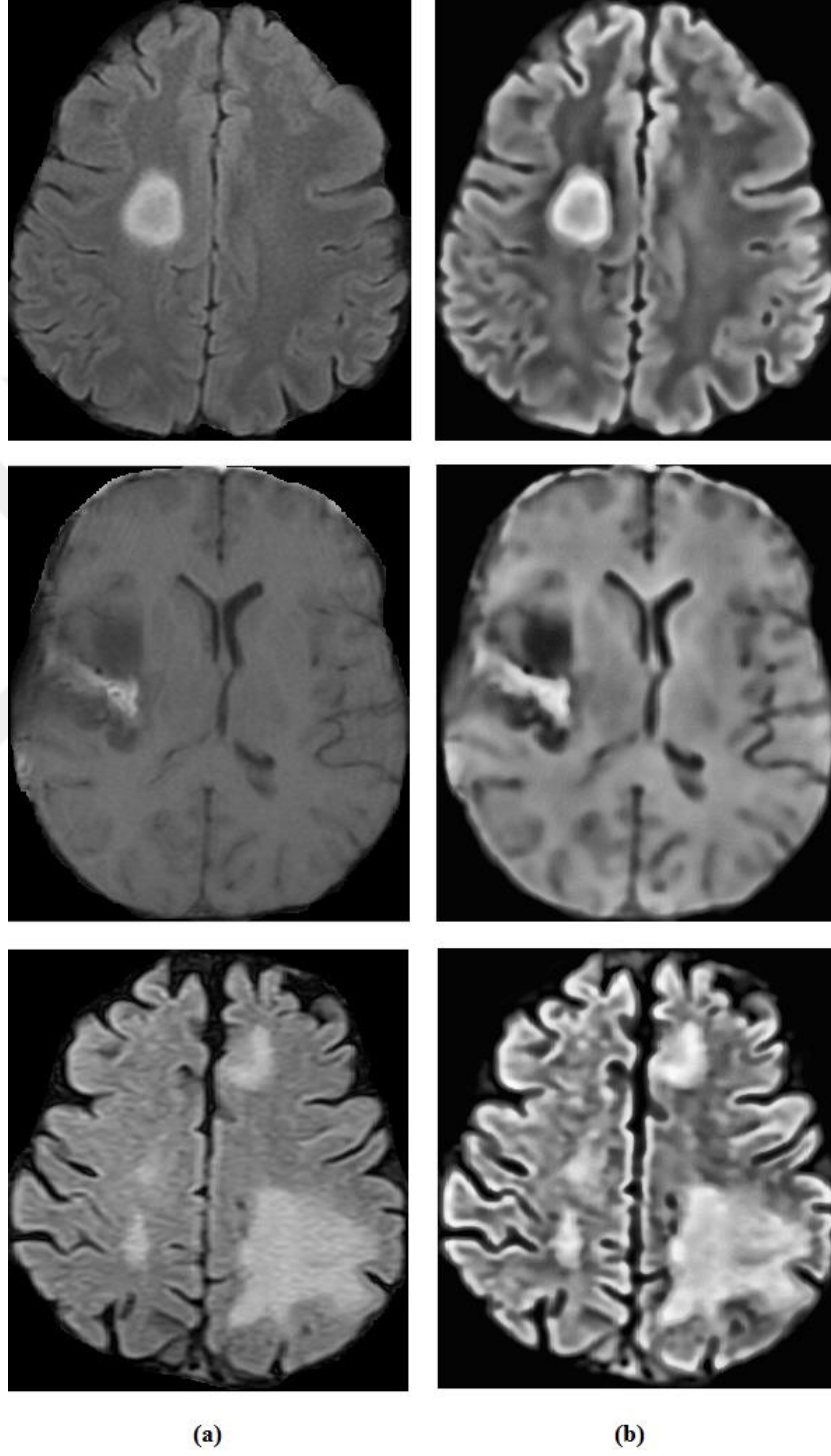
Görüntüleri yüksek geçiren filtre uygulandıktan sonra oluşan sonuçlardan bazıları Şekil 4.6.b'de gösterilmektedir.



Şekil 4.6: a) Orijinal MR görüntüleri b) Önemli detayları vurgulanmış MR görüntüleri.

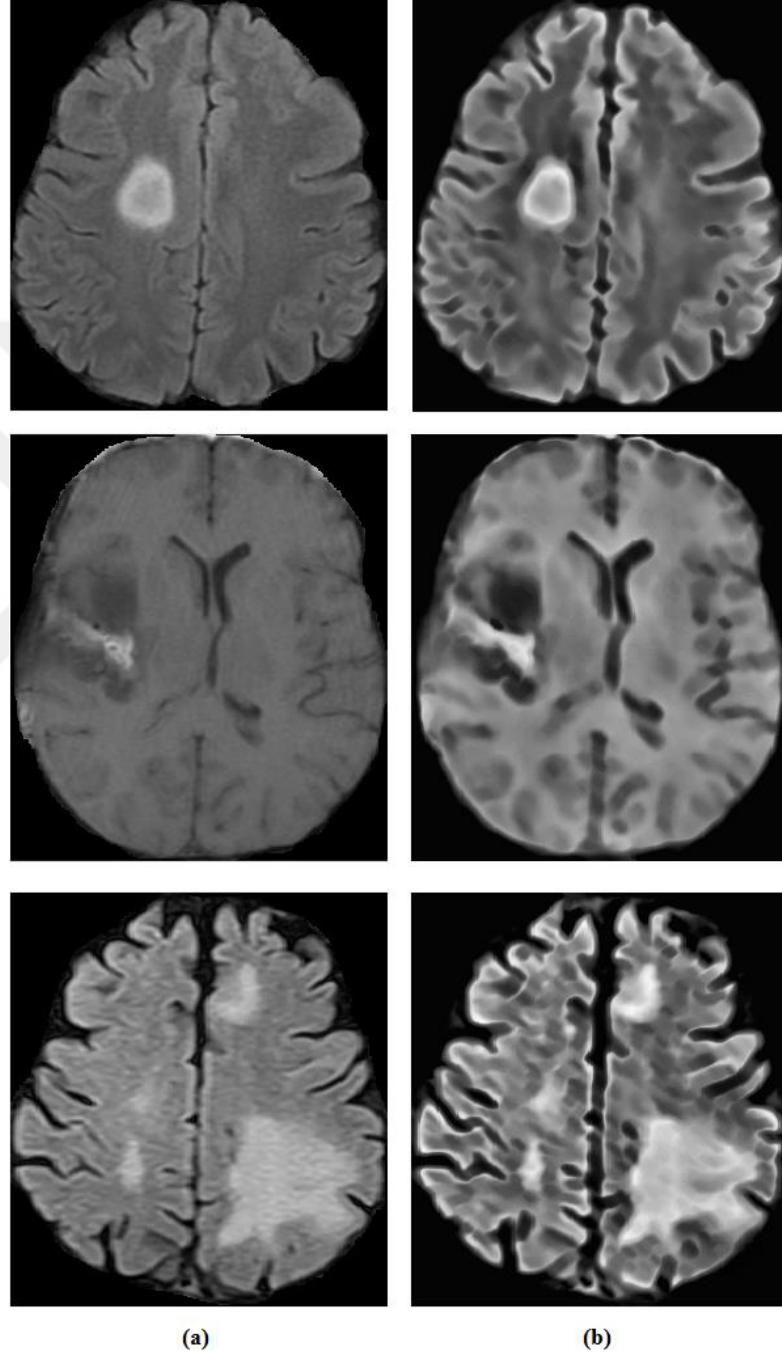
Yüksek geçiren filtre sonucu daha belirgin hale getirilen MR görüntülerinin bu aşamada kontrast iyileştirilmesi yapılmıştır. Görüntülere bahsedilen kontrast iyileştirilmesi kontrast

sınırlı adaptif histogram eşitleme (CLAHE) yöntemi ile uygulanmıştır. Şekil 4.7.b’de bu işlemin sonuçları MR görüntüleri üzerinde verilmiştir.



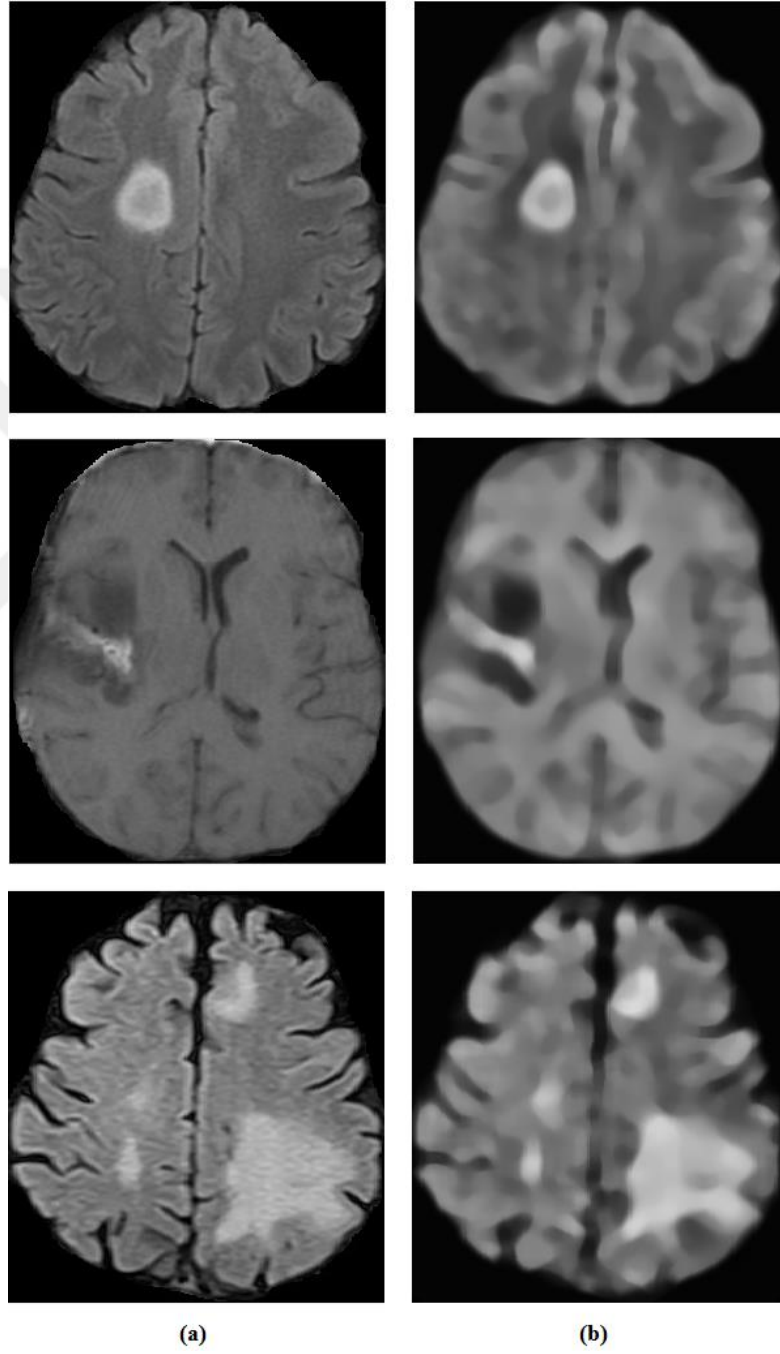
Şekil 4.7: a) Orijinal MR görüntüleri b) Kontrastları iyileştirilmiş MR görüntüleri.

Görüntülere uygulanan CLAHE yöntemi ile oluşan sonuçlara varolan bölgelerin daraltılabilmesi ve segmentasyon işleminin daha doğru yapılabilmesi için aşındırma işlemi uygulanmıştır. Şekil 4.8.b’de aşındırılmış görüntüler gösterilmektedir.



Şekil 4.8: a) Orijinal MR görüntüleri b) Gürültü temizleme, bulanıklaştırma, önemli detayların vurgulanması, kontrast iyileştirme ve aşındırma işlemlerinden geçirilmiş MR görüntüleri.

Kontrastı iyileştirilen MR görüntülerine son bir ön işleme yöntemi olarak medyan filtre uygulanmıştır. Bu filtre ile görüntülerde yanlış bölütlemeye sebep olacak detaylar azaltılıp daha sade görüntüler elde edilmiştir. Şekil 4.9.b'de medyan filtre uygulanmış görüntü örnekleri gösterilmektedir.

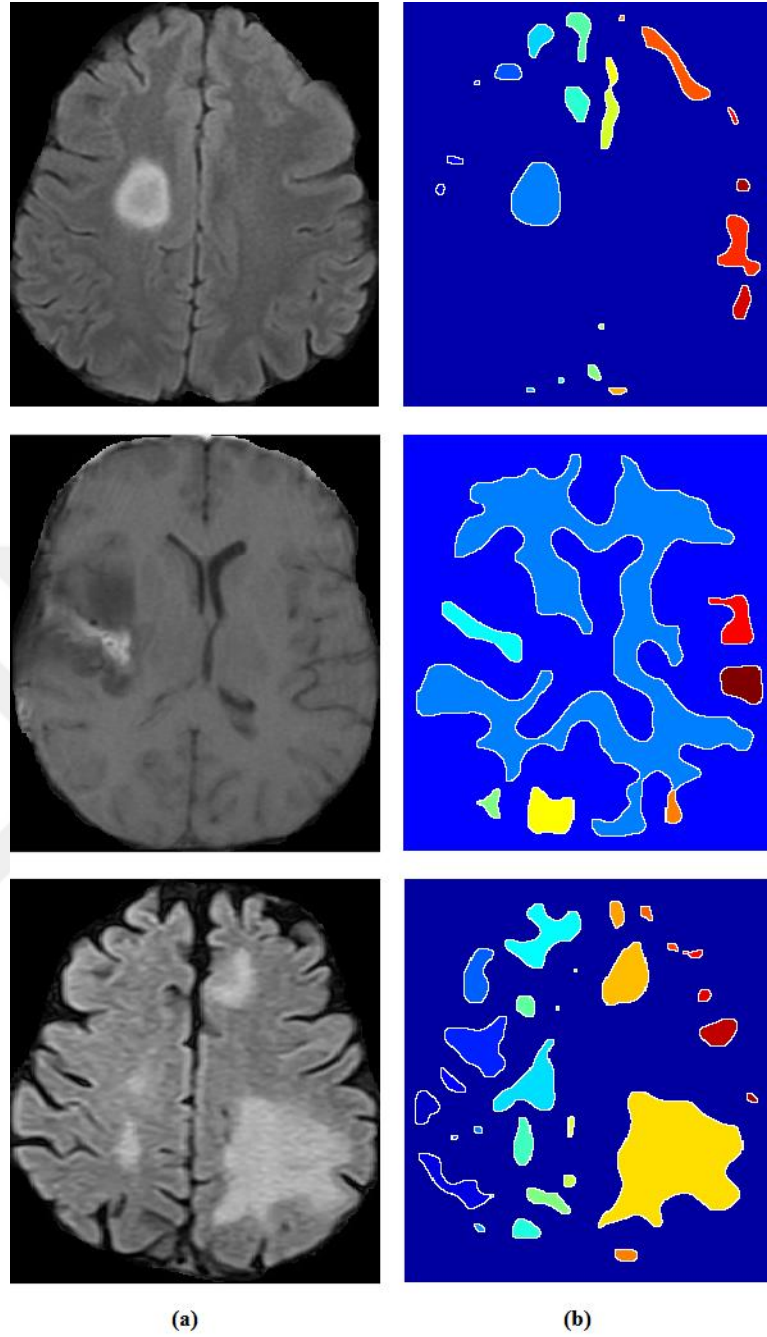


Şekil 4.9: a) Yüksek geçiren filtre sonucu MR görüntüleri b) Gereksiz detayları kaldırılmış MR görüntüleri.

4.3. SIRA İSTATİSTİKLERİ İLE İŞARETLENMİŞ WATERSHED DÖNÜŞÜMÜYLE MR GÖRÜNTÜLERİNİN BÖLÜTLENMESİ (SEGMENTATION WITH ORDER STATISTICS MARKED WATERSHED TRANSFORM)

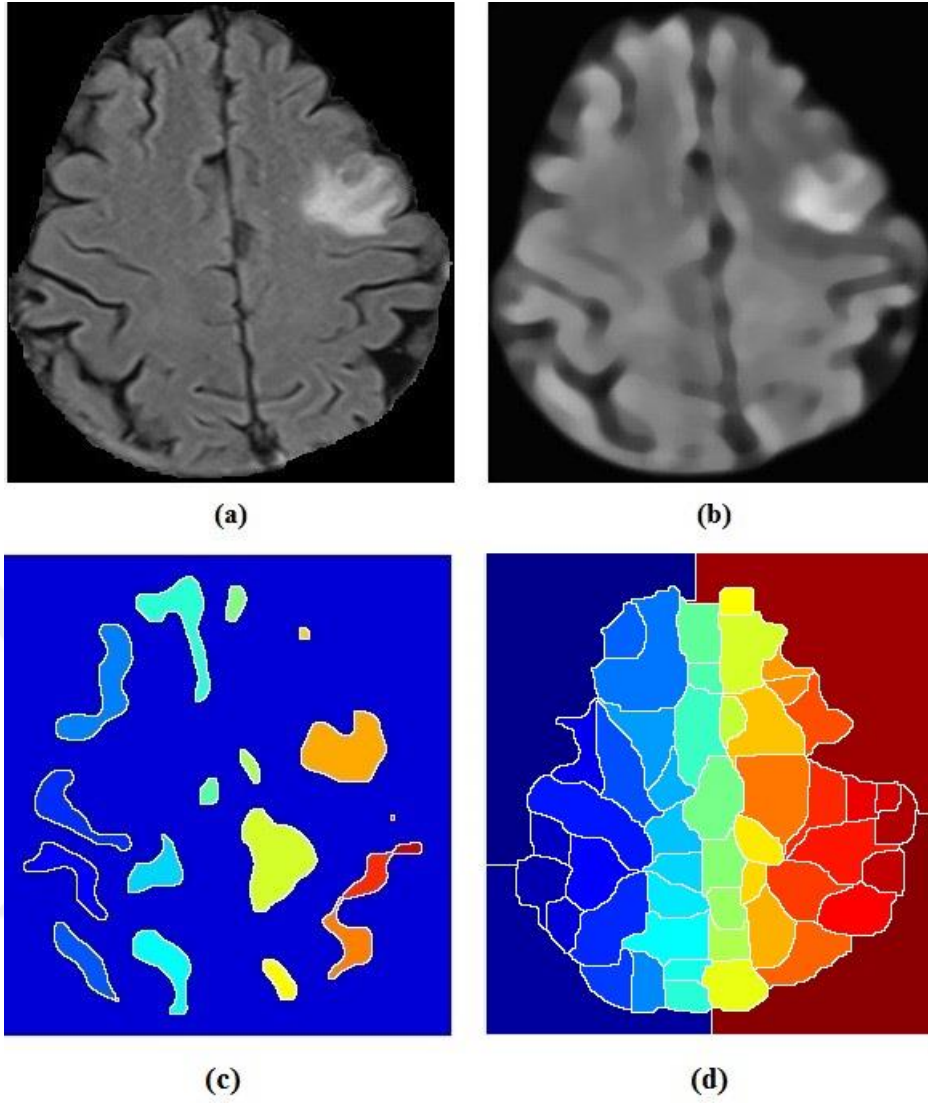
Ön işleme işlemlerinden geçirilen görüntüler bir sonraki aşamada uygulanan iki yöntem ile segmentasyon işleminden geçirilmiştir. Bu işlemler sıra istatistikleri filtresi ve watershed dönüşümüdür.

İlk olarak sıra istatistikleri filtresi ile MR görüntülerindeki bölgelerin işaretlenmesi işlemi yapılmıştır. Daha sonra sıra istatistikleri filtresi ile işaretlenen bölgelere watershed dönüşümü uygulanmıştır. Watershed dönüşümü sonrasında görüntüler renkli hale dönüştürülerek bölgelerdeki farklılıkların daha net şekilde görülebilmesi sağlanmıştır. Şekil 4.10.b'de watershed dönüşümü sonrası bölütlenmiş görüntüler görülebilmektedir.

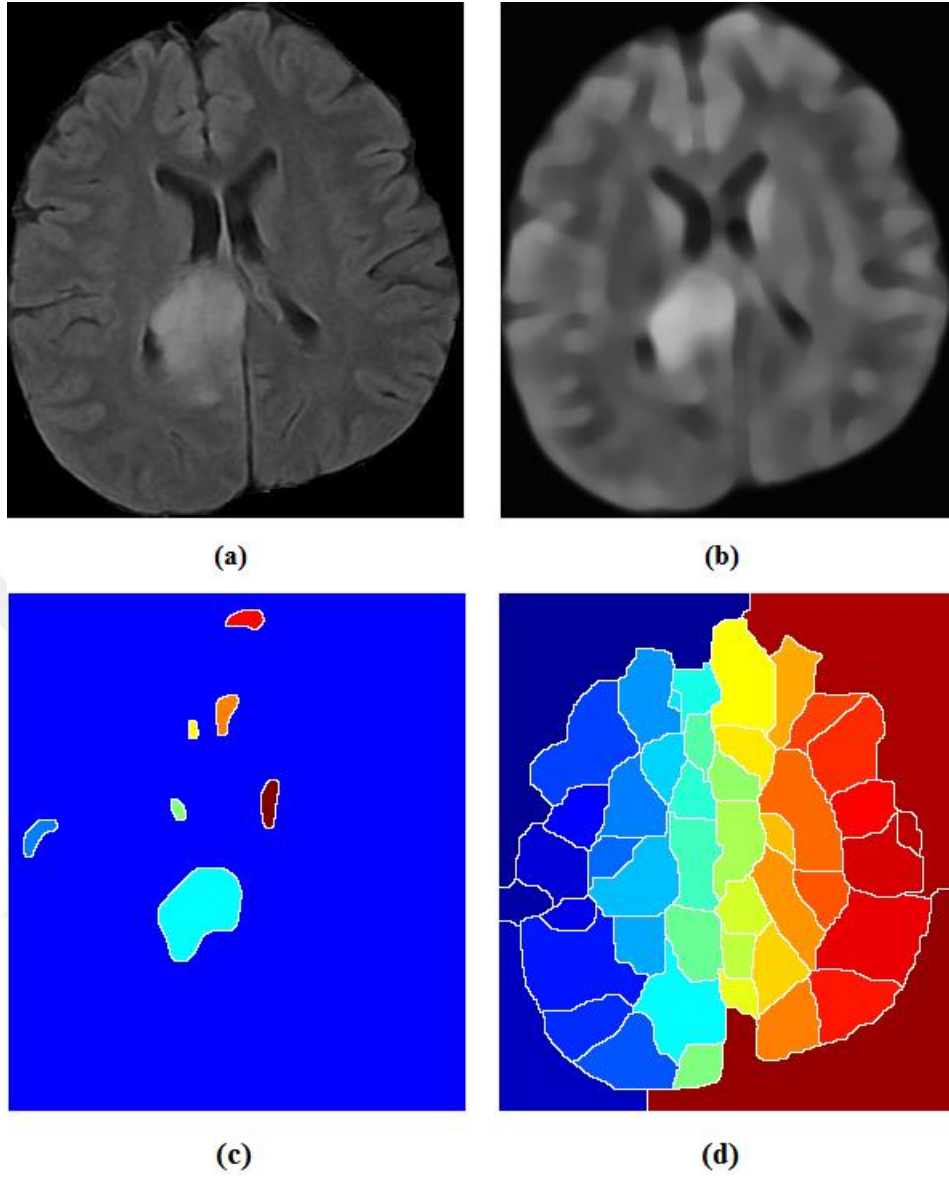


Şekil 4.10: a) Orijinal MR görüntüleri b) Bölütlenmiş MR görüntüleri.

Bu çalışmada, bölütleme işlemi sıra istatistikleri filtresi ve watershed dönüşümü birleştirilerek yapılmış ve daha önce örnek olarak gösterilen sonuçlar elde edilmiştir. Şekil 4.11 ve Şekil 4.12’de sıra istatistikleri filtresi uygulanmamış watershed dönüşümü sonuçları da diğer sonuçlarla birlikte verilmiştir. Sonuçlardan görülebileceği gibi sıra istatistikleri ile işaretlenmiş watershed dönüşümü ile daha iyi bölütleme sonuçları elde edilmiştir.



Şekil 4.11: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işlenmiş MR görüntüsü c) Sıra istatistikleri ile işaretlenmiş watershed dönüşümü ile bölütlenmiş MR görüntüsü d) Sadece watershed dönüşümü ile bölütlenmiş MR görüntüsü.



Şekil 4.12: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işlenmiş MR görüntüsü c) Sıra istatistikleri ile işaretlenmiş watershed dönüşümü ile bölütlenmiş MR görüntüsü d) Sadece watershed dönüşümü ile bölütlenmiş MR görüntüsü.

4.4. KURALA DAYALI ELİMİNASYON İLE MR GÖRÜNTÜLERİNDEKİ YANLIŞ POZİTİFLERİN ELENMESİ (REMOVAL OF FALSE POSITIVE ELIMINATION WITH RULE BASED ELIMINATION)

Segmentasyonda yanlış pozitif tespitlerin (false positive - FP) sayısını azaltmak için, bu çalışmada kural tabanlı bir eliminasyon algoritması geliştirilmiştir. Bu yöntem aşağıdaki adımlar izlenerek gerçekleştirilmiştir.

1. İlk olarak sıra istatistikleri ile işaretlenmiş watershed dönüşümü ile elde edilen etiketli bölgeler alınmıştır.
2. Bu işaretli bölgelerin ortalama değeri, orijinal görüntü yoğunlukları ile hesaplandı.
3. Görüntüdeki tüm bölgelerin ortalamaları aynı şekilde hesaplandı.
4. Daha sonra tüm bölgelerden elde edilen ortalamaların tekrar ortalaması alınarak genel bir ortalama bulundu.
5. Eşik (threshold), genel ortalamaya aynı ortalamanın dörtte bir oranı eklenerek belirlendi.
6. Son olarak, eğer bölge ortalaması bu eşikten daha az ise, elimine edilmesi için gereken işlemler yapıldı.

$$T = M(R) + M(R)/4 \quad (4.1)$$

$$R_i = \begin{cases} TP, & \text{if } I(R_i) > T \\ 0, & \text{if } I(R_i) < T \end{cases} \quad (4.2)$$

Denklem 4.1 ve 4.2'ye göre;

$I(R_i)$: i indeksine sahip olan bölgenin yoğunluğu

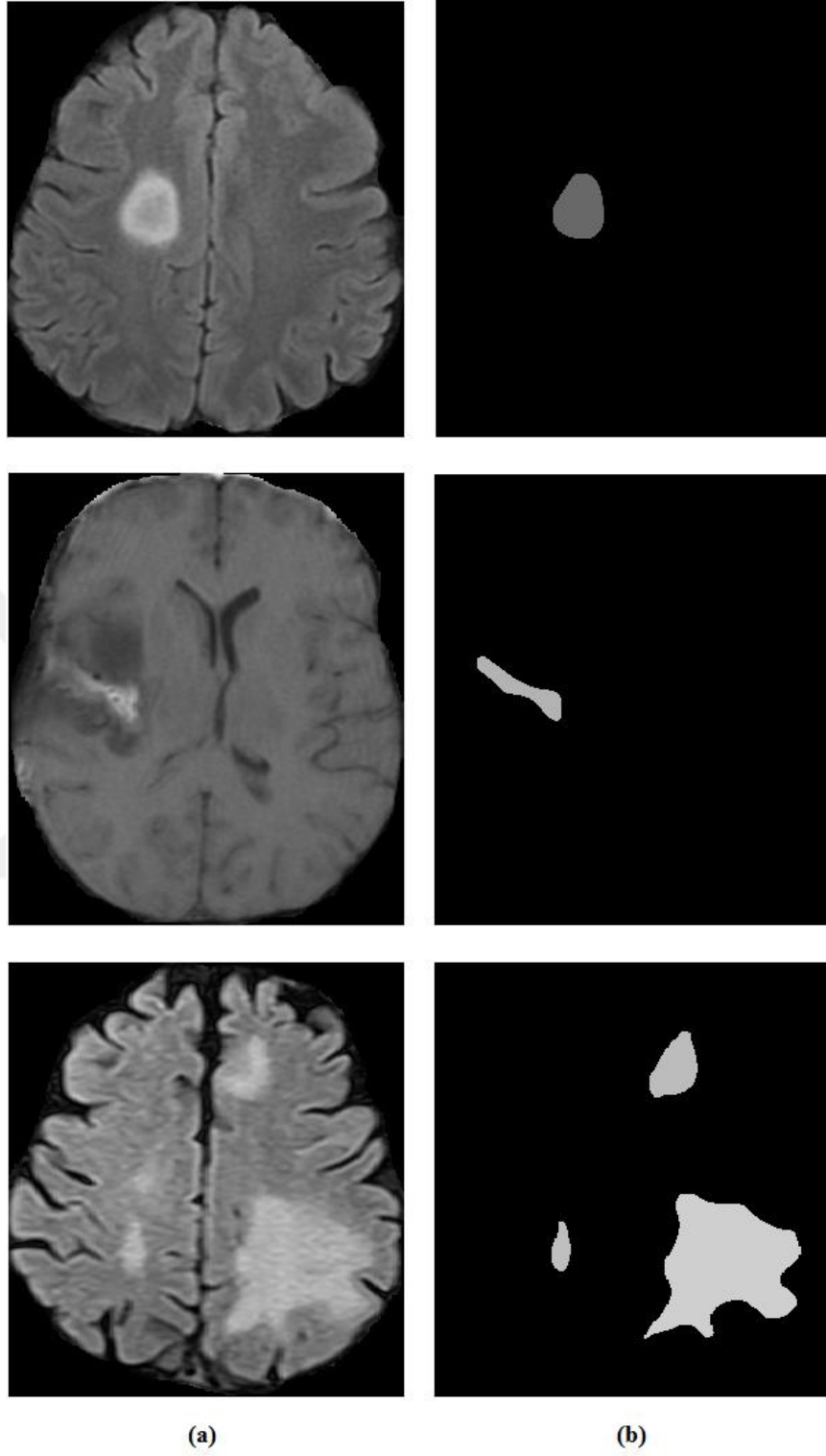
$M(R)$: bölgelerin ortalaması

T : eşik(threshold)

$R_i = 0$: bölgenin elimine edildiğini gösterir.

$R_i = TP$: bölgenin gerçek bir tümöre sahip olduğunu gösterir (True positive - TP).

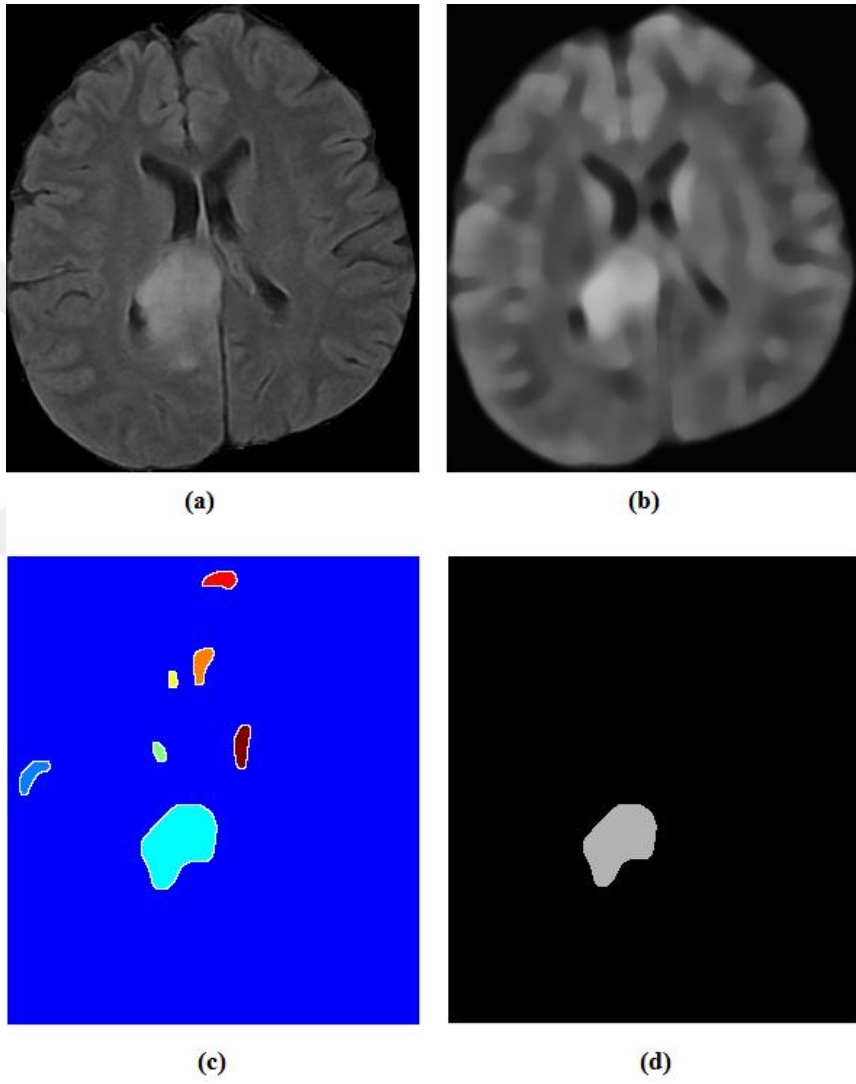
Şekil 4.13.b'de kurala dayalı eliminasyon yöntemi ile FP'leri silinmiş MR görüntülerine örnekler gösterilmektedir.



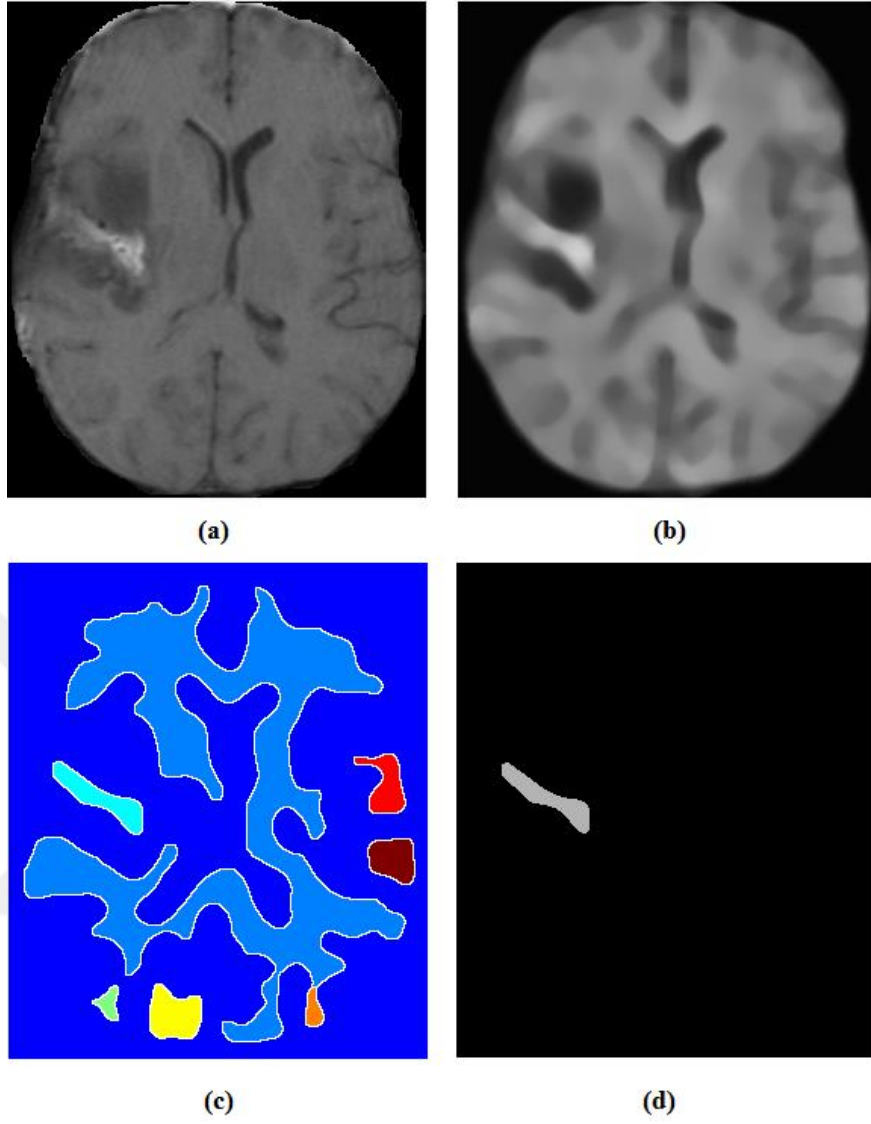
Şekil 4.13: a) Orijinal MR görüntüleri b) Tespit edilen kitle.

4.5. KİTLE TESPİT SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

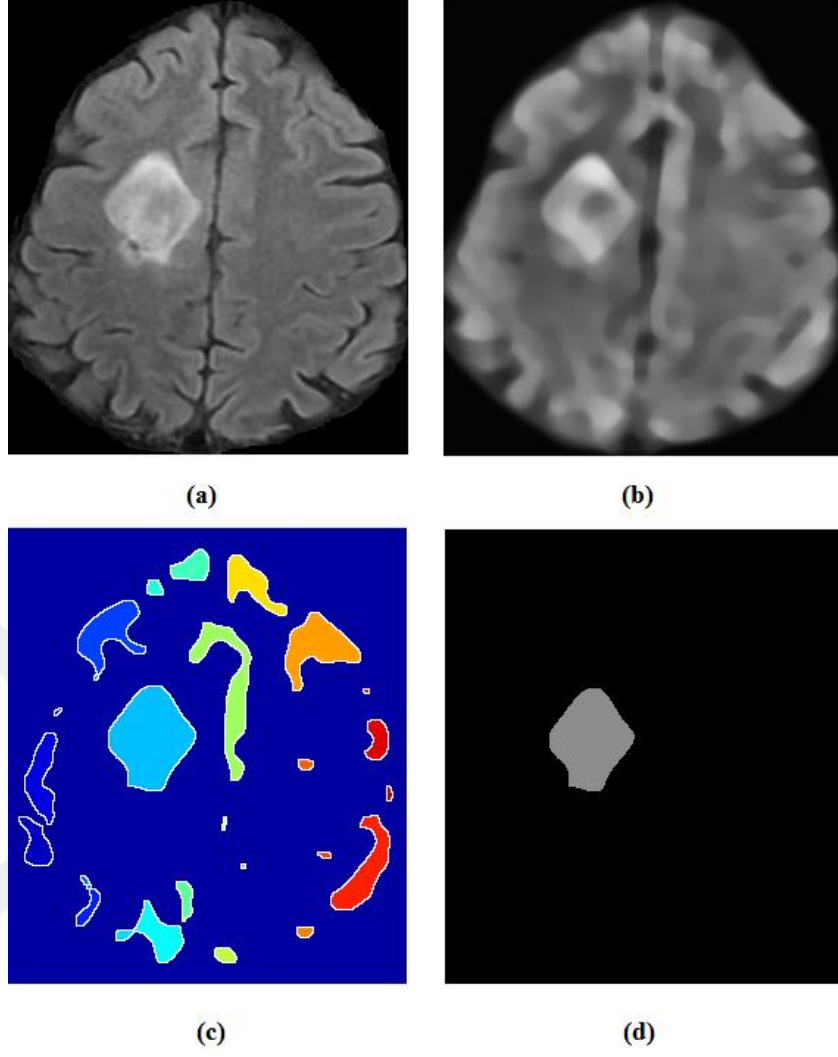
Segmentasyon adımlarından sonra bu tezde geliştirilmiş olan kurala dayalı eliminasyon yöntemi görüntülere uygulanmıştır. Bu yöntem ile beyin MR görüntüleri üzerindeki kitle tespit işlemi başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16, Şekil 4.17 ve Şekil 4.18’de bu yöntemin uygulanması sonucunda elde edilen kitleler gösterilmektedir.



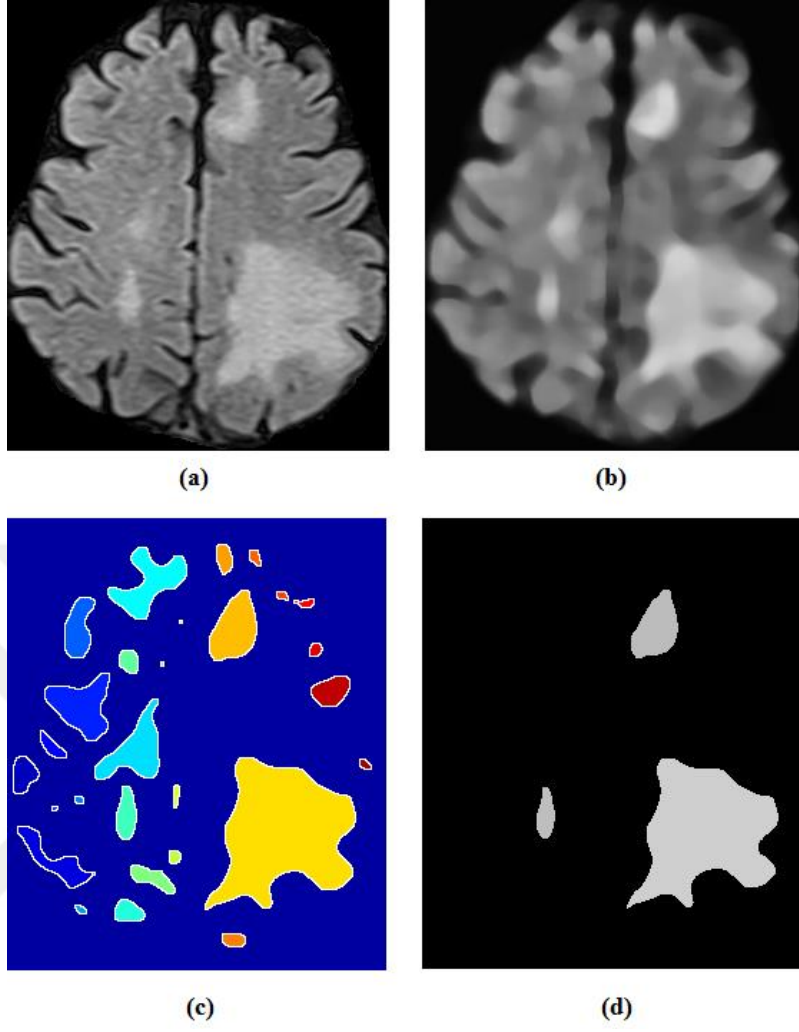
Şekil 4.14: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işleme yapılmış MR görüntüsü c) Bölütlenmiş MR görüntüsü d) Tespit edilen kitle.



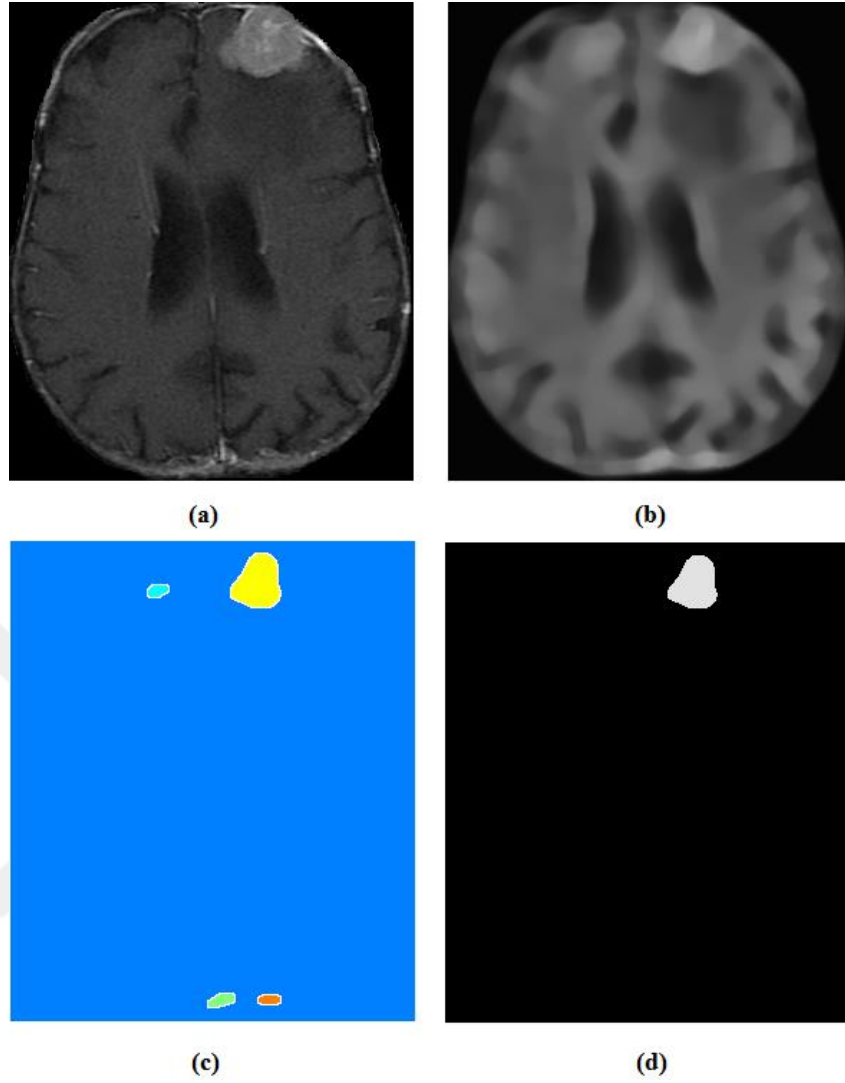
Şekil 4.15: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işleme yapılmış MR görüntüsü c) Bölütlenmiş MR görüntüsü d) Tespit edilen kitle.



Şekil 4.16: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işleme yapılmış MR görüntüsü c) Bölütlenmiş MR görüntüsü d) Tespit edilen kitle.



Şekil 4.17: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işleme yapılmış MR görüntüsü c) Bölütlenmiş MR görüntüsü d) Tespit edilen kitle.



Şekil 4.18: a) Orijinal MR görüntüsü b) Ön işleme yapılmış MR görüntüsü c) Bölütlenmiş MR görüntüsü d) Tespit edilen kitle.

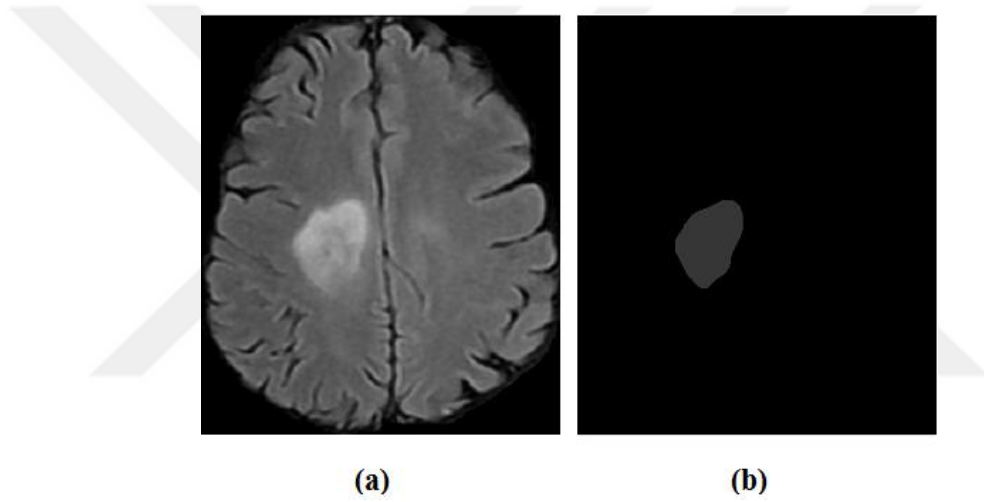
4.6. KURALA DAYALI ELİMİNASYON İLE ELDE EDİLEN SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Bulgular bölümünde bahsedilen üç farklı veri tabanından alınan 45 adet beyin MR görüntüsüne çeşitli ön işlemler ve segmentasyon yöntemleri uygulanmıştır. Son olarak da tezde önerilen yöntem olarak belirtilen sıra istatistikleri ile işaretlenmiş watershed dönüşümü ve kurala dayalı eliminasyon ile MR görüntülerindeki kitle tespiti işlemi tamamlanmıştır. Kullanılan bu 45 MR görüntüsünden elde edilen kitlelerin türleri ve sayıları Tablo 4.1’de verilmektedir.

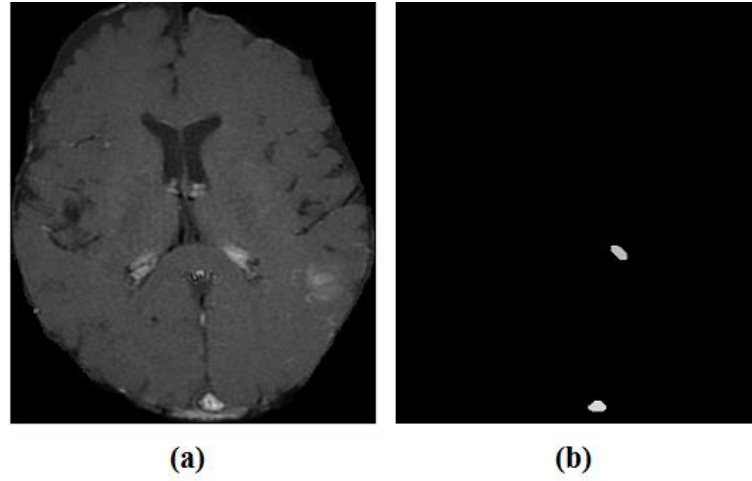
Tablo 4.1: Önerilen yöntem ile tespit edilen kitleler ve sayıları

Kitle Türü	Kitle Sayısı
TP (True Positive)	56
FP (False Positive)	7
FN (False Negative)	4

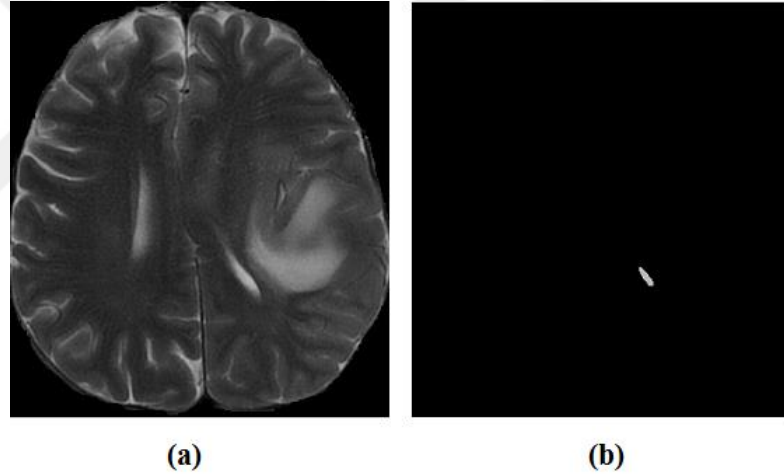
Şekil 4.19’da doğru tespit edilen tümöre (TP-true positive), Şekil 4.20’de kitle olmadığı halde tespit edilen bölgeye (FP-false positive) ve Şekil 4.21’de kitle varolduğu halde tespit edilemeyen MR görüntüsüne (FN-false negative) örnek gösterilmiştir.



Şekil 4.19: Doğru tespit edilen tümör örneği (TP-true positive) **a)** orijinal MR görüntüsü **b)** Tespit edilen kitle.



Şekil 4.20: Kitle olmadığı halde sonuçta elde edilen bölge (FP-false positive) örneği **a)** Orijinal MR görüntüsü **b)** Sonuç MR görüntüsü.



Şekil 4.21: Kitle var olduğu halde sonuçta kaybolan MR görüntüsü örneği **a)** Orijinal MR görüntüsü **b)** Sonuç MR görüntüsü.

Tüm bu sonuçlar çalışmanın başarısını ölçmek için bazı hesaplamalar yapılarak değerlendirilmiş ve birtakım sonuçlar elde edilmiştir. Tablo 4.2’de gösterilen bu performans kriterleri gerçek pozitif oranı (true positive rate), doğruluk (precision) ve görüntü başına düşen yanlış pozitif sayısıdır (false positive # per image). Bu parametrelerden elde edilen sonuçlar sırasıyla 0.93, 0.88 ve 0.15’dir. Gerçek pozitif oranı hesabı için denklem 4.3, doğruluk hesabı için denklem 4.4 ve görüntü başına düşen yanlış pozitif sayısı (false positive # per image) hesabı için ise denklem 4.5 kullanılmıştır.

$$\text{Gerçek Pozitif Oranı (True Positive Rate)} = TP / (TP+FN) \quad (4.3)$$

$$\text{Doğruluk (Precision)} = TP / (TP+FP) \quad (4.4)$$

$$\text{Görüntü başına düşen FP sayısı} = FP / (\text{Toplam görüntü sayısı}) \quad (4.5)$$

Tablo 4.2: Önerilen yöntem için performans parametreleri

Performans Parametreleri	Deneysel Sonuçlar
Gerçek Pozitif Oranı (True Positive Rate)	0,93
Doğruluk (Precision)	0,88
Görüntü başına düşen FP sayısı (False positive # per image)	0,15

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Biyomedikal görüntü işleme alanında yapılan bilgisayar destekli çalışmaların amacı, sağlık alanında çalışan insanlara yardımcı olacak ve onların işlerini kolaylaştıracak yazılımların geliştirilmesidir. Bilindiği gibi şüpheli bir bölgedeki kanseri erken ve doğru tespit edebilmek büyük önem taşımaktadır. Geliştirilen bu yazılımlar sayesinde insan kaynaklı görsel yanılgıların sebep olabileceği yanlış teşhisin önüne geçilmiş ve tespit işlemi de daha hızlı bir şekilde gerçekleştirilebilmektedir. Bunun yanı sıra bilindiği gibi yayılmış olan bir kanserin tedavisi genellikle mümkün olmamaktadır. Bu sebeple geliştirilen bu bilgisayar destekli yazılımlar aynı zamanda insan gözünden kaçabilecek kanserli hücreleri de azaltmaya yardımcı olurlar. Beyin tümörü ile ilgili yapılan çalışmalarda da beyin görüntülerinin iyileştirilmesi, bölütlenmesi, tümör tespiti ve tespit edilen tümörlerin sınıflandırılması ile ilgili çalışmalar yapılmaktadır.

Bu tez çalışmasında beyin tümörlerindeki varolan tümörlerin tespiti için bilgisayar destekli bir yöntem önerilmiştir. Tez üç aşamada gerçekleştirilmiştir. Bu aşamalar; beyin MR görüntülerinin ön işlenmesi (preprocessing), bölütleme (segmentation) ve kurala dayalı eliminasyon ile tümör tespiti (detection). MR görüntülerinin ön işlenmesi safhasında öncelikle tümörün bulunmadığı kafatası bölgesi çıkarılarak sistemin bu kısım ile ilgilenmesi engellendi. Daha sonra çift yönlü filtre uygulaması ile görüntüler üzerinde gürültüler temizlendi. Bu iki işlemin ardından görüntüdeki aşırı detayları azaltmak amacıyla gauss filtre ile belli bir ölçüde bulanıklaştırma yapıldı. Gauss filtre ile kalması istenen bölgeler elde edildikten sonra bu bölgeleri biraz daha vurgulamak için öncelikle yüksek geçiren filtre, daha sonra da kontrastlarını iyileştirmek için kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme (contrast limited adaptive histogram equalization - CLAHE) kullanıldı. Görüntü aşındırma (image erosion) ile bölge sınırlarının gereksiz kısımları daraltıldı. Son ön işleme adımı olan median filtre ile de bu aşamalardan sonra oluşmuş olabilecek gürültüler görüntülerden temizlendi. Görüntüleri bölütlemek amacıyla sıra istatistikleri ile işaretlenmiş watershed dönüşümü kullanılmıştır. Tümörlerin tespiti için ise tezde önerilen yeni bir yöntem olan kurala dayalı eliminasyon kullanılmıştır. Bu yöntemde bölütleme ile elde edilen bölgelerin etiketlerine bağlı olarak yoğunluklarının ortalaması kullanıldı ve bu ortalama ile bir eşik değeri belirlendi. Daha sonra bu eşik değerinden küçük olan bölgelerin görüntü üzerinden kaldırılmasını sağlandı. Bu

sayede MR görüntülerindeki tümör olmayan bölgelerin (FP - false positive) eliminasyonu sağlanmış oldu.

Bulgular bölümünde belirtilen sonuçlara göre; kurala dayalı eliminasyon yöntemi ile veri setinde bulunan 45 adet beyin MR görüntüsü üzerinde başarılı sonuçlara ulaşılmıştır. Yöntemin doğru kitle tespiti başarısı (true positive rate) %93, doğruluk değeri (precision) %88 ve görüntü başına düşen FP (false positive # per image) değeri 0,15 şeklinde elde edilmiştir.

İleriye yönelik çalışma olarak tespit edilemeyen ya da yanlış tespit edilen kitleler üzerinde daha detaylı incelenebilir ve gerekirse yeni yöntemler eklenerek sonuçların doğruluğu arttırılmaya çalışılabilir. Yöntemin daha geniş veri setlerinde denemesi yapılabilir. Geniş veri setlerinde deneme yapılırsa sınıflandırma işlemleri de eklenebilir ve kitlelerin iyi huylu ya da kötü huylu ayrımı yapılabilmesi sağlanmaya çalışılabilir.

KAYNAKLAR

- American Cancer Society, 2013, *Cancer Facts & Figures 2013*, <http://www.cancer.org/acs/groups/content/@epidemiologysurveillance/documents/document/acspc-036845.pdf>, [Ziyaret Tarihi: 5.10.2018].
- Bandıl, E., 2015, *MR Görüntüleri ve MR Spektroskopi Verileri ile Yapay Öğrenme Tabanlı Beyin Tümörü Tespit Yöntemi ve Uygulaması*, Doktora Tezi, Sakarya Üniversitesi.
- BBC News, 2018, *Sayılarla: Dünya Kanser Günü'nde Türkiye ve dünyada durum ne?*, <https://www.bbc.com/turkce/haberler-dunya-42936386>, [Ziyaret Tarihi: 30.08.2018].
- American Brain Tumor Association (ABTA), 2018, *About Brain Tumors (A Primer for Patients and Caregivers)*, <https://www.abta.org/wp-content/uploads/2018/03/about-brain-tumors-a-primer-1.pdf>, [Ziyaret Tarihi: 14.08.2018].
- Beyin Hastalıkları*, <https://www.hastaligi.gen.tr/beyin-hastaliklari.html>, [Ziyaret Tarihi: 29.08.2018].
- Epsikiyatri Nöropsikiyatri Portalı, 2018, *Beyin hastalıkları hakkında bilmedikleriniz*, <https://www.e-psikiyatri.com/beyin-hastaliklari-hakkinda-bilmedikleriniz-64301>, [Ziyaret Tarihi: 29.08.2018].
- Memorial, 2016, *Beyin Tümörü Belirtileri ve Tedavisi*, <https://www.memorial.com.tr/saglik-rehberleri/beyin-tumoru/>, [Ziyaret Tarihi: 29.08.2018].
- Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi, *Manyetik Rezonans Görüntüleme*, <http://tip.baskent.edu.tr/kw/genel.php?birim=600&id=5536>, [Ziyaret Tarihi: 31.08.2018].
- Taşcı, A. E., 2013, *Akciğer Tomografileri Kullanılarak Yapay Zeka ve Görüntü İşleme Tekniklerine Dayalı Otomatik Nodül Bölge Tespit Yöntemi Geliştirilmesi*, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi.
- Lauterbur, P. C., 1973, Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance, *Nature*, 242(5394), 190 - 191.
- Damadian, R., 1971, Tumor detection by nuclear magnetic resonance, *Science*, 171(3976), 1151-1153.
- Onlinefizik, 2007, Bilgisayarlı Tomografi, <https://www.onlinefizik.com/bilgisayarli-tomografi/>, [Ziyaret Tarihi: 01.09.2018].
- Türkoğlu, M., 2013, *Otomatik Kan Hücrelerinin Tanınması ve Sınıflandırılmasında Değişmez Momentlere Dayalı görüntü İşleme Yöntemlerinin Kullanılması*, Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi.
- Okur, S., 2015, *Görüntü İşleme Yöntemleri Kullanılarak Gözdeki Damarların Tespit Edilmesi*, Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi.

Ural, A.B., 2016, *Görüntü İşleme Metotları İle Girişimsel Olmayan Mide Kanserinin Tespit Edilmesi*, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi.

Tomasi, C., Manduchi, R., 2002, Bilateral filtering for gray and color images, IEEE International Conference on Computer Vision, 4-7 January 1998 Bombay, India, IEEE, ISBN:81-7319-221-9, 839-846.

Kazdal, S., 2013, *Beyin Tümörlerinin İleri Görüntü İşleme ve Örüntü Tanıma Teknikleri Kullanılarak Bilgisayar Destekli Tespiti*, Yüksek Lisans Tezi, Marmara Üniversitesi.

Özkan, H., 2012, *Hayvansal Üretim Endüstrisinde Görüntü İşleme Tabanlı Gerçek Zamanlı Bir Kalite Kontrol Uygulaması*, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi.

Demirhan, A., 2012, *Beyin MR Görüntülerinin Dalgacık Dönüşümü ve Özörgütlemeli Harita Ağları Kullanılarak Bölütlenmesi*, Doktora Tezi, Bilişim Enstitüsü.

Fersak, A., 2007, *MR Kafa Görüntülerinde Tümör Deteksiyonu için Simetri Temelli Parametrelerin Belirlenmesi*, Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü.

Cabria, I., Gondra I., 2016, MRI Segmentation Fusion for Brain Tumor Detection, *Information Fusion*, 36, 1-9.

Anitha, R., Raja, D. S. S., 2017, Development of Computer-Aided Approach for Brain Tumor Detection Using Random Forest Classifier, *International Journal of Imaging System and Technology*, 28, 48-53.

Arunachalam, M., Savarimuthu, S. R., 2017, An Efficient and Automatic Glioblastoma Brain Tumor Detection Using Shift-Invariant Shearlet Transform and Neural Networks, *International Journal of Imaging System and Technology*, 27, 216-226.

Kathirvel, R., Batri, K., 2017, A Computer-Aided Approach for Meningioma Brain Tumor Detection Using CANFIS Classifier, *International Journal of Imaging System and Technology*, 27, 193-200.

ShanmugaPriya, S., Valarmathi, A., 2018, Efficient Fuzzy C-Means Based Multilevel Image Segmentation for Brain Tumor Detection in MR Images, *Design Automation for Embedded Systems*, 22, 81-93.

Rufus, N. H. A., Selvathi, D., 2017, Performance Analysis of Brain Tissues and Tumor Detection and Grading System Using ANFIS Classifier, *International Journal of Imaging System and Technology*, 28, 77-85.

Akar, E., Kara, S., Akdemir, H., Kırış, A., 2015, *Görüntü Filtreleme Metotlarının Kolay Uygulanması ve Karşılaştırılmasına Yönelik MATLAB Ara Yüz Programı*, Vogue Hotel Bodrum, Muğla.

Hüseyin Kaplan, N., 2015, *Yeni Çoklu Çözünürlüklü Görüntü Ayrışmaları ile Çoklu Spektral ve Pankromatik Uydu Görüntülerinin Füzyonu*, Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi.

Gökhan, V., 2018, *Design of The Fast Gaussian Filters for Image Processing Applications*, M. Sc. Thesis, University of Gaziantep.

Çelik, K., Sayan, H. H. , Demirci, R. , 2015, Gradyan Uyarlamalı Gauss Görüntü Filtresi, 23rd Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 16-19 May 2015 Malatya, Turkey, IEEE, ISBN: 978-1-4673-7386-9.

Makandar, A., Halalli, B., 2015, Image Enhancement Techniques using Highpass and Lowpass Filters, *International Journal of Computer*, 109 (14).

High Pass Filtering (Sharpening), https://diffractionlimited.com/help/maximdl/High-Pass_Filtering.htm, [Ziyaret Tarihi: 11.09.2018].

Digital Image Processing, [http://ceng503.cankaya.edu.tr/uploads/files/file/Digital%20Image%20Processing-3\(1\).pdf](http://ceng503.cankaya.edu.tr/uploads/files/file/Digital%20Image%20Processing-3(1).pdf), [Ziyaret Tarihi: 11.09.2018].

Kurt, B., Nabiyeve, V. V. , 2010, Dijital Mamografî Görüntülerinin Kontrast Sınırlı Adaptif Histogram Eşitleme ile İyileştirilmesi, *TURKMIA'10 Proceedings, VII. Ulusal Tıp Bilişimi Kongresi Bildirileri*, 14-17 Ekim 2010 Kaya Artemis Resort Mağusa, KKTC, 67-78.

Pizer, S. M., 1987, Adaptive Histogram Equalization and Its Variations *Computer Vision, Graphics and Images Processing*, 39(3), 355-368.

Mathworks, <https://www.mathworks.com/help/images/morphological-dilation-and-erosion.html>, [Ziyaret Tarihi: 12.09.2018].

Özçelik, M. F., 2012, *Görüntü İşleme Algoritmalarının FPGA Üzerinde Gerçeklenmesi*, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi.

Toprak, A., 2006, *Bulanık Adaptif Medyan Filtresi Kullanarak Tıbbi Görüntülerdeki Darbe Gürültüsünün Bastırılması*, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi.

Wang, R., 2014, Median Filter, http://fourier.eng.hmc.edu/e161/lectures/smooth_sharpen/node2.html, [Ziyaret Tarihi: 12.09.2018].

Çayıroğlu, İ., Görüntü İşleme - (5.Hafta), http://www.ibrahimcayiroglu.com/Dokumanlar/GoruntuIsleme/Goruntu_Isleme_Ders_Notlari-5.Hafta.pdf, [Ziyaret Tarihi: 12.09.2018].

Bovik, A. C., Huang, T. S., Munson, D. C., 1983, A generalization of median filtering using linear combinations of order statistics, *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 31(6), 1342-1349.

Veldhuizen, T., 1998, Order Statistics Filters, http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/CVonline/LOCAL_COPIES/VELDHUIZEN/node13.html, [Ziyaret Tarihi: 18.09.2018].

Stella, A., Trivedi, Dr. B., 2012, Implementation of Order Statistic Filters on Digital Image and OCT Image: A Comparative Study, *International Journal of Modern Engineering Research (IJMER)*, 2, 3143-3145.

Yüksel, A., 2008, *X-Işını El Görüntülerinde Kemik Dokusunun Bölütlenmesi*, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi.

Arslan, S., 2012, *Perceptual Watersheds for Cell Segmentation in Fluorescence Microscopy Images*, Yüksek Lisans Tezi, Bilkent Üniversitesi.

Soille P., Vincent, L., 1990, Determining Watersheds in Digital Pictures via Flooding Simulations, *Visual Communications and Image Processing*, 1360.

Topaloğlu, M., Gangal, A., 2006, Watershed Dönüşümü Kullanılarak Corpus Callosumun Bölütlenmesi, *Union Radio-Scientifique Internationale (URSI)*, 6-8 Eylül 2006 Hacettepe Üniversitesi, Ankara, Researchgate, 607-609.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Nurşah DİNCER
Doğum Yeri	TRABZON
Doğum Tarihi	03.06.1991
Uyruğu	<input checked="" type="checkbox"/> T.C. <input type="checkbox"/> Diğer:
Telefon	05412995259
E-Posta Adresi	nrshdncr@gmail.com



Eğitim Bilgileri	
Lisans	
Üniversite	Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fakülte	Mühendislik Fakültesi
Bölümü	Bilgisayar Mühendisliği
Mezuniyet Yılı	2015

Yüksek Lisans	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi
Enstitü Adı	Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Anabilim Dalı	Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı
Programı	Bilgisayar Mühendisliği Programı

Makale ve Bildiriler	
Görgel P., Dincer N., ""Computer Aided Brain Tumor Detection Via Rule Based Eliminated Watershed Segmentation",", 6th International Conference on Control Engineering & Information Technology, İSTANBUL, TÜRKİYE, 25-27 Ekim 2018, pp.10-15.	